

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**FABRICAÇÃO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS A
PARTIR DA USINAGEM DE OSSO HUMANO**

**TESE SUBMETIDA AO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

FABIO ARTURO ROJAS MORA

FLORIANÓPOLIS, DEZEMBRO DE 2000

Biografia do autor

Fabio A. Rojas M. é Colombiano e possui titulação como Engenheiro Mecânico (B.Sc.), 1988, Mestre em Engenharia Mecânica (M.Sc.), 1993, ambos da Universidad de los Andes em Bogotá, Colômbia. Também cursou a totalidade das disciplinas do curso de engenharia elétrica-eletrônica da Universidad de los Andes, só restando por cursar o trabalho de final de curso. Desde 1993 trabalha como professor do departamento de Engenharia Mecânica da Universidad de los Andes.

Ao longo da sua trajetória profissional, o autor tem trabalhado em diferentes áreas da engenharia entre as quais se encontram a mecânica dos fluidos (área do seu mestrado), projeto mecânico e eletrônico (instrumentação biomédica). Também tem trabalhado nos últimos anos na área da bioengenharia, em controle hormonal, potenciais evocados e biomecânica, esta última área, motivo deste trabalho, e na qual o autor recebeu o Prêmio Acadêmico durante o XIV Congresso Nacional de Engenharia Especializada em Medellín e uma menção de honor como melhor trabalho no XVI Congresso Latinoamericano de Ortopedia e Traumatologia em Cartagena, ambos em 1995 na Colômbia.

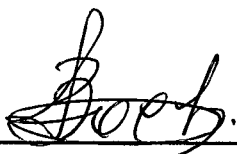
A experiência industrial do autor tem relação com sua participação entre 1987 e 1995 em casos de análise de falha e diversas assessorias no desenvolvimento e certificação de novos produtos atuando como diretor dos Laboratórios de Engenharia Mecânica na Universidad de los Andes. Também na criação e gerenciamento de indústrias de projeto e manufatura de instrumentos científicos e industriais na Colômbia.

FABRICAÇÃO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS A PARTIR DA USINAGEM DE OSSO HUMANO

FABIO ARTURO ROJAS MORA

ESTA TESE FOI JULGADA PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR EM
ENGENHARIA MECÂNICA

ESPECIALIDADE EM FABRICAÇÃO E APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA



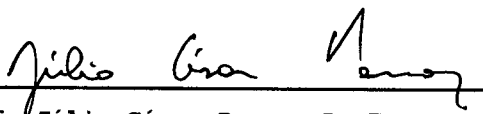
Prof. Lourival Boehs Dr.Eng.Mec

Orientador



Prof. Ingeborg Kühn Arroyo, Dr.Eng.Mec

Co-Orientadora



Prof. Júlio César Passos Dr.Eng.Mec

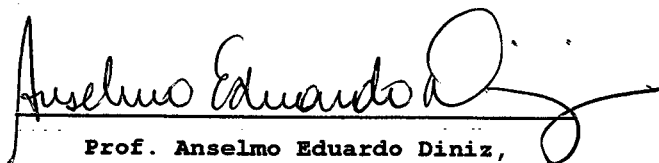
Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA



Prof. Lourival Boehs, Dr.Eng.Mec.

Presidente



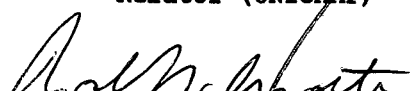
Prof. Anselmo Eduardo Diniz,

Dr.Eng.Mec

Relator (UNICAMP)



Prof. Edison da Rosa Dr.Eng.Mec

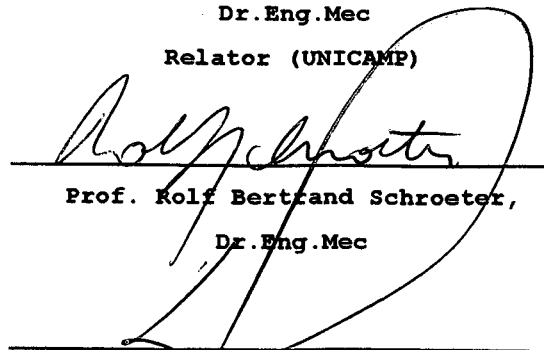


Prof. Rolf Bertrand Schroeter,

Dr.Eng.Mec



Prof. David Rivero Tames, Dr.
Faculdade de Odontologia - UNIVALI



Prof. Ricardo de Souza Magini, Dr.

Departamento de Periodontia - UFSC

Para Laura e Santiago

"Debes amar
el tiempo de los intentos
debes amar
la hora que nunca brilla
y si no
no pretendas tocar lo cierto,
solo el amor
engendra la maravilla
solo el amor
consigue encender lo muerto
...solo el amor
alumbra lo que perdura"

(Solo el Amor, Silvio Rodríguez, 1976)

Agradecimentos

O autor deseja agradecer às seguintes pessoas sua desinteressada e efetiva colaboração durante a realização do presente trabalho:

Professor Lourival Boehs, DrEngMec
Professora Ingeborg Kühn Arroyo, DrEngMec
Professor David Rivero Tames, Dr
Professor Ricardo de Souza Magini, Dr
Professor Edison da Rosa, DrEngMec
Professor Rolf Schroeter, DrEngMec

Também deseja agradecer a oportuna ajuda recebida de instituições como a Universidad de los Andes em Bogotá e a Casa do Brasil também em Bogotá, Colômbia.

Por último, o autor deseja agradecer a ajuda e suporte espiritual de tantos amigos que colaboraram de alguma forma com ele e com o seu trabalho. Especial agradecimento para Aldo Berndt e sua família suporte invaluable para o entusiasmo e a fé necessária para terminá-lo. O mesmo para Delmonte Nunes e Jairo Escobar, compatriota e amigo.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS	xvii
SIMBOLOGIA	xviii
RESUMO	xxi
ABSTRACT	xxii
RESUMEN	xxiii
SEÇÃO I FUNDAMENTOS	1
CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	2
CAPÍTULO 2 OBJETIVOS, METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO E HIPÓTESES DE TRABALHO	4
2.1 - Objetivos do Trabalho	4
2.1.1 - Objetivo Geral	4
2.1.2 -Objetivos específicos	4
2.2 - Metodologia de desenvolvimento do trabalho	6
2.2.1 - Desenvolvimento do trabalho	6
2.2.2 - Hipóteses formuladas	7
SEÇÃO II MARCO CONCEITUAL E COLOCAÇÃO DO PROBLEMA A SER PESQUISADO	9
CAPÍTULO 3 IMPLANTES ÓSSEOS: PARAFUSOS ORTOPÉDICOS E MATERIAIS SUBSTITUTOS DA MATÉRIA ÓSSEA	10
3.1 - Parafusos como Implantes Ortopédicos	14
3.1.1 - Poder de fixação	15
3.2 - Materiais para Implantes Ósseos	21
3.2.1 - Materiais artificiais para implantes	23
3.2.1.1 - Metais	23
3.2.1.2 - Polímeros	25
3.2.1.3 - Cerâmicos	28
3.2.1.4 - Comparação e comportamento de alguns produtos desenvolvidos comercialmente para a fixação de fraturas	28
3.2.2 - Enxertos ósseos	32
3.2.2.1 - Conservação e preservação de implantes ósseos	35
CAPITULO 4 OSSO HUMANO COMO MATERIAL DE ENGENHARIA	39
4.1 - Morfologia e Estrutura do Osso Humano	41
4.1.1 - Relação entre estrutura e função	45
4.2 - Propriedades Biomecânicas do Osso	47
4.2.1 - Cargas estáticas	50
4.2.2 - Cargas dinâmicas	51

4.3 - Fatores que Influenciam as Propriedades do Tecido Ósseo _____	54
4.3.1 - Influência dos microconstituintes _____	55
4.3.2 - Influência da idade do indivíduo _____	55
4.3.3 - Influência da densidade do osso _____	58
4.3.4 - Influência da temperatura _____	59
SEÇÃO III MATERIAL E MÉTODOS _____	61
CAPÍTULO 5 METODOLOGIA EXPERIMENTAL _____	62
5.1 - Experimentos de Usinagem em Osso Bovino _____	62
5.1.1 - Variáveis consideradas nos experimentos de usinagem _____	63
5.1.2 - Primeira série de ensaios de usinagem _____	64
5.1.2.1 - Seleção das ferramentas na primeira série _____	65
5.1.2.2 - Ferramenta de Aço Rápido (bit) _____	65
5.1.3 - Segunda série de ensaios na usinagem de osso _____	66
5.1.3.1 - Seleção das ferramentas na segunda série de ensaios com osso bovino _____	68
5.1.4 - Série de ensaios relacionados com a integridade superficial _____	69
5.1.4.1 - Seleção das ferramentas na série de integridade _____	70
5.2 - Ensaios de Usinagem Sobre Osso Humano Liofilizado. _____	71
5.2.1 - Seleção de superfícies-piloto para futuros ensaios _____	72
5.2.1.1 - Confiabilidade na seleção das superfícies-piloto _____	77
5.2.1.2 - Diferença entre as superfícies nos 100 e 104 _____	77
5.2.2 - Ensaios sobre osso humano liofilizado. _____	78
5.2.2.1 - Experimento PO1, orientado a ensaios de rugosidade, flexão e cisalhamento. _____	78
5.2.2.2 - Experimento PO2, ensaios orientados à tração _____	79
5.2.2.3 - Ensaios sobre osso humano liofilizado variando as características do gume. Sensibilidade a raios e qualidade do gume _____	79
5.2.2.4 - Primeiro experimento (RQ): Efeito do Raio da quina r_c _____	81
5.2.2.5 - Segundo experimento (QG): Efeito da Qualidade do gume _____	81
5.3 - Preparação e cadastramento de fragmentos de osso cortical _____	81
5.3.1 - A cor do osso e seu cadastramento _____	83
5.4 - Ensaios de Resistência Mecânica _____	86
5.4.1 - Ensaios de flexão _____	86
5.4.2 - Ensaios de cisalhamento _____	89
5.4.3 - Ensaios de tração _____	90
5.5 - Séries Experimentais para a Fabricação de Implantes Protótipo _____	91
5.5.1 - Série BIO1. Parafuso dental I1 _____	92
5.5.1.1 - Os fatores e seus níveis _____	92
5.5.1.2 - As variáveis de saída e sua observação _____	93
5.5.2 - Série BIO2, Tachinha dental I2 _____	94
5.5.3 - Série BIO3, parafuso dental I4, NBR ISO 5835:1996 _____	94

CAPÍTULO 6 EFEITO DA USINAGEM SOBRE A TEXTURA E INTEGRIDADE SUPERFICIAL	96
6.1 - Textura da superfície	97
6.1.1 - Observações gerais sobre a população total dos experimentos	98
6.1.1.1 - Correlação entre parâmetros de rugosidade	102
6.1.1.2 Influência das propriedades aparentes do material	106
6.1.2 - Experimentos com ferramentas específicas (F1 e F5)	110
6.1.2.1 - Análise utilizando a população global de dados obtidos com ferramentas específicas (F1 e F5)	111
6.1.2.2 - Análise utilizando independentemente as populações de dados das ferramentas F1 e F5	115
6.1.3 - Efeito do raio da quina da ferramenta	117
6.1.4 - Efeito da qualidade do gume	123
6.1.5 - A integridade da superfície	126
CAPÍTULO 7 ESTUDO DA USINAGEM DE OSSO CORTICAL	138
7.1 - O Cavaco e a Superfície Usinada	139
7.1.1 - Estatística das dimensões do cavaco para as ferramentas F1 e F5	145
7.1.2 - Estatística das dimensões do cavaco para a totalidade dos ensaios em osso bovino	151
7.1.3 - A Superfície Usinada	152
7.2 - O fator de recalque	156
7.3 - A Dinâmica do Corte (Corte oblíquo)	162
7.3.1 - Força principal de corte F_c	168
7.3.2 - O coeficiente de atrito	169
7.4 - Potência de Corte e Pressão Específica	169
7.4.1 - Método de Kronenberg	170
7.5 - Temperaturas e Análise Térmica	173
7.5.1 - Modelo adimensional do intercâmbio térmico na zona de corte	175
7.5.2 - Modelo térmico de condução na zona de corte	177
7.5.3 - Propriedades térmicas do osso cortical	177
7.5.3.1 Condutividade Térmica	177
7.5.3.2 - Calor específico	180
7.5.3.3 - Difusividade Térmica	180
7.5.4 - Observações feitas com os Modelos Térmicos	181
CAPÍTULO 8 PROPRIEDADES MECÂNICAS DA MATÉRIA PRIMA	183
8.1 - Ensaio de Flexão	183
8.2 - Ensaio de Cisalhamento	187
8.3 - Ensaio de tração	191
8.4 - Relação entre Propriedades Estáticas e a Usinagem	192
SEÇÃO IV. DISCUSSÃO FINAL E CONCLUSÕES	200
CAPÍTULO 9 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS	201

SEÇÃO V. MATERIAL DE REFERÊNCIA	209
CAPÍTULO 10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	210
CAPÍTULO 11 APÊNDICES	223
11.1 - Variáveis independentes consideradas nas séries de ensaios	223
11.2 - Condições de fronteira	224
11.3 - Variáveis de saída consideradas nas séries de ensaios	225
11.4 - Origem da Matéria-Prima	226
11.5 - Comportamento da rugosidade para as ferramentas F1 e F5	227
11.5.1 - Considerando só os dados da Ferramenta F1	227
11.5.2 - Considerando só os dados da ferramenta F5	231
11.6 - Dinâmica da usinagem de osso humano. Gráficos de variáveis dinâmicas do corte.	235
11.6.1 - Força principal de corte F_c	235
11.6.2 - Coeficiente de atrito	238
11.6.3 - Potência de corte e pressão específica	241
11.6.4 - Temperatura e análise térmica	244
11.6.5 - Fator de Recalque	248
ANOTAÇÕES	250

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1a - Fratura intra-articular complexa, ilustrando o uso de um inserto de osso para assegurar a estabilidade com parafusos inter-fragmentários e placas de fixação interna. Fonte: Müller et al. [1991]	12
Figura 3.1b - Exemplos de colocação incorreta de parafusos inter-fragmentários que permitem o deslocamento dos fragmentos. Fonte: Müller et al. [1991]	13
Figura 3.1c - Aparência radiográfica de uma fixação interna na parte inferior da tíbia e perônio. Fonte: Johnson et al. [1990]	13
Figura 3.2 - Gráficos de Força-Deslocamento e de comportamento paramétrico para os ensaios desenvolvidos por Shirazi-Adl et al. [1994] de parafusos para osso esponjoso em material trabecular	16
Figura 3.3 - Gráficos de Força-Deslocamento e de comportamento paramétrico para os ensaios desenvolvidos por Koranyi et al. [1970] de parafusos de osso cortical inseridos em cortical de fêmures de Cão e Boi	17
Figura 3.4 - Gráficos de comportamento dinâmico (cíclico) de parafusos ortopédicos segundo os ensaios realizados por Shirazi-Adl et al. [1994]	19
Figura 3.5 - O ensaio de cisalhamento a modelos de osteotomias com parafusos absorvíveis. Fonte: Böstman et al. [1992] (19)	20
Figura 3.6 - Variação nas propriedades mecânicas de osso tratado por vários métodos de congelamento	37
Figura 4.1 - Localização do osso humano na Carta de Ashby. Módulo de elasticidade Vs. Densidade. Fonte: Dieter [1991]	40
Figura 4.2 - O osso humano na Carta de Ashby. Resistência máxima Vs. Densidade. Fonte: Dieter [1991]	41
Figura 4.3a - Fonte: Junqueira et al., [1995], pp. 115: "Esquema da estrutura da diáfise dos ossos longos. Aparecem os sistemas circunferenciais externo e interno e os sistemas de Havers. O sistema de Havers desenhado em três dimensões, no alto e à esquerda, mostra a orientação das fibras colágenas nas lamelas. À direita, um sistema de Havers isolado, mostrando a forma dos osteócitos."	43
Figura 4.3b - Fonte: Junqueira et al. [1995], pp. 116: "Diáfise de osso longo em corte transversal. Fotomicrografia de corte descalcificado no microscópio de polarização. Observar os sistemas de Havers mostrando alternância de lamelas claras e escuras. Entre os sistemas de Havers aparecem sistemas intermediários. 150X."	44
Figura 4.3c - Fonte: Junqueira et al. [1995], pp. 117: "Micrografia eletrônica do estágio inicial da deposição de minerais na matriz óssea. A matriz é rica em Colágeno e mostra numerosos focos de mineralização (setas). 24.500X. (Cortesia do Prof. E. Katchburian, do London Hospital Medical College.)"	44
Figura 4.4 - Diversos modos de propagação de fraturas em seções cilíndricas de ossos completos baixo diferentes tipos de tensões. Fonte: Einhorn et al. [1992]	50
Figura 4.5 - Comparação entre diferentes momentos de inércia à flexão para diferentes formas de osso. Fonte: Einhorn et al., [1992]	51
Figura 4.6 - Comportamento viscoelástico do osso humano. Fonte: Einhorn et al., [1992]	53
Figura 4.7 - Comportamento do osso humano à fluência. Fonte: Einhorn et al. [1992]	54

Figura 5.1 - Geometria das Ferramentas de Aço Rápido: Bits de $\frac{1}{4}$ " X 3". Fonte: Stemer [1995]]	67
Figura 5.2 - Geometria das ferramentas de aço rápido: bits de $\frac{1}{4}$ " x 3". Ensaaios de integridade	71
Figura 5.3 - Vista geral da peça de osso humano liofilizado, Fêmur FMR2. A fotografia mostra a peça ao 50% do tamanho original. Pode-se observar a linha utilizada como eixo de referência para a numeração dos quadrantes e a segmentação e numeração dos segmentos axiais	82
Figura 5.4 - Aparência dos segmentos axiais com os fragmentos marcados e numerados, prontos para o corte	83
Figura 5.5 - Esquemas da montagem experimental relatada na literatura para implantes poliméricos com relação a ensaios em a) Flexão, S=Apoio suporte, T=Corpo de prova, N=Penetrador, F=Força aplicada; b) Cisalhamento, P e B=Partes superior e inferior do dispositivo projetado para cisalhamento, T=Corpo de Prova, F=Força aplicada. Fonte: Vasenius et al. [1990]	87
Figura 5.6 - Geometria do implante I1, parafuso dental. Reprodução do desenho de trabalho utilizado para sua fabricação	92
Figura 5.7 - Geometria do implante I2, tachinha dental. Reprodução do desenho de trabalho utilizado para sua fabricação	94
Figura 5.8 - Geometria do implante I4, parafuso dental normalizado. Reprodução do desenho de trabalho utilizado para sua fabricação	95
Figura 6.1 - Fotografias ópticas da superfície usinada para a) A superfície do ensaio 100; b) A superfície do ensaio 104	98
Figura 6.2 - Gráfico categorizado dos fatores mais significantes sobre a rugosidade para a totalidade dos ensaios com ferramentas de aço rápido	100
Figura 6.3 - Fotografias da superfície usinada de osso bovino fresco onde o material apresenta excesso de medula. Comparar com a Figura 6.1 também de osso bovino fresco e a Figura 6.4 de osso liofilizado humano	102
Figura 6.4 - Fotografias MEV da superfície usinada de osso humano liofilizado. Comparar com a Figura 6.1 e 6.3 de osso bovino fresco	103
Figura 6.5 - Tabela e gráficos de correlação entre parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios com aço rápido em torneamento cilíndrico. Aproximações por mínimos quadrados	104
Figura 6.6 - Histograma dos parâmetros de rugosidade quando considerada a totalidade dos experimentos. a) R_a , b) R_t , c) S_m	105
Figura 6.7 - Gráficos 3D da influência do avanço e a velocidade de corte sobre os parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios. Aproximação por mínimos quadrados. a) R_a , b) R_t , c) S_m	106
Figura 6.8 - Distribuição da cor do osso em sentido a) Axial e b) Circunferencial para a mesma peça: fêmur humano liofilizado. A cor encontra-se representada numa escala numérica concordante com a quantidade de osso branco marfim presente na amostra	109
Figura 6.9 - Gráfico categorizado dos parâmetros de rugosidade em função das propriedades aparentes do material mais significantes. População de ensaaios com ferramentas de aço rápido. Para a descrição e códigos da cor ver Tabela 5.11	110
Figura 6.10 - Correlações entre os parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios realizados com as ferramentas F1 e F5. Aproximações por mínimos quadrados	113
Figura 6.11 - Gráficos categorizados da influência do raio de quina r_c sobre os 4 parâmetros de rugosidade no experimento RQ. Na parte superior dos gráficos da coluna direita se encontram as equações de uma regressão linear e o coeficiente de correlação de cada uma delas. As regressões entre	

R_a - r_z e R_t - r_z são estatisticamente significantes e, portanto, as mais relevantes nesta análise	118
Figura 6.12 - Superfícies geradas por torneamento cilíndrico mostrando uma morfologia com claros indícios de arrancamento de fragmentos de material durante uma usinagem com grande fragilidade do material. Observa-se adicionalmente amassamento da superfície usinada por contato desta com a superfície de incidência da ferramenta. São claramente visíveis também as marcas do avanço distorcidas pelos arrancamentos do material. Em todos os casos usinagem com ferramentas de aço rápido sem raio da quina e sobre osso bovino fresco	122
Figura 6.13 - Aparência dos gumes de 4 ferramentas empregadas nesta pesquisa	124
Figura 6.14 - Categorização da influência da qualidade do gume sobre os diferentes parâmetros de rugosidade no experimento QG	125
Figura 6.15 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície gerada por sangramento a uma velocidade de corte de 61,58 m/min, penetrando 0,16 mm a 0,01 mm/r em osso cortical bovino fresco	127
Figura 6.16 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por sangramento a uma velocidade de corte de 36,24 m/min, penetrando 1,60 mm a 0,01 mm/r em osso cortical bovino fresco	128
Figura 6.17 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por sangramento a uma velocidade de corte de 16,54 m/min, penetrando 2,72 mm a 0,01 mm/r em osso cortical bovino fresco	129
Figura 6.18 - Fotografias da integridade da superfície para uma superfície gerada por furacão encontrada na pesquisa de Ohashi et al., [1994]. Tibia de coelho, furada in vivo	130
Figura 6.19 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por torneamento cilíndrico a uma velocidade de corte de 60 m/min, avanço 0,030 mm/r profundidade de corte 0,1 mm em osso cortical bovino fresco com uma ferramenta similar a F5	132
Figura 6.20 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por sangramento a uma velocidade de corte de 30,61 m/min, penetrando 1,92 mm a 0,01 mm/r em osso cortical bovino fresco. As Fotografias ilustram delaminação de camadas superficiais	133
Figura 6.21 a) - Análise química de superfícies com diversos graus de danificação na integridade da superfície criadas por sangramento em osso cortical bovino fresco. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada espécie. $v_c = 58,76$ m/min, penetrando 0,32 mm a 0,01 mm/r	134
Figura 6.21 b) - Análise química de superfícies com diversos graus de danificação na integridade da superfície criadas por sangramento em osso cortical bovino fresco. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada espécie. $v_c = 16,54$ m/min, penetrando 2,72 mm a 0,01 mm/r	135
Figura 6.21 c) - Análise química de superfícies com diversos graus de danificação na integridade da superfície criadas por sangramento em osso cortical bovino fresco. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada espécie. $v_c = 8,09$ m/min, penetrando 3,20 mm a 0,01 mm/r	136
Figura 7.1 - Fotografias de cavacos. Primeira série de ensaios de usinagem com água. $\gamma_n = 0$, $v_c = 37$ m/min, Ensaio No.34, osso bovino fresco	140
Figura 7.2 - Fotografias de cavacos. Exemplos de cavaco cisalhado com marcas da ferramenta na superfície de corte. Segunda série, ferramenta F1, $v_c = 30$ m/min, $f = 0,030$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.65, osso bovino fresco	141

Figura 7.3 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco fortemente cisalhado e uniforme sem muitas marcas da ferramenta na superfície de corte. Segunda série, ferramenta F3, $v_c = 3$ m/min, $f = 0,030$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.102, osso bovino fresco	142
Figura 7.4 - Fotografias de cavacos. Cavaco arrancado. Segunda série, ferramenta F3, $v_c = 10$ m/min, $f = 0,115$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.93, osso bovino fresco	143
Figura 7.5 - Fotografias de cavacos. Exemplo com cavaco cisalhado. Série P01, ferramenta F1, $v_c = 3,5$ m/min, $f = 0,030$ mm/r usinagem a seco. Ensaio No.211, osso humano liofilizado	144
Figura 7.6 - Fotografias de cavacos. Exemplo com cavaco cisalhado. Série P01, ferramenta F5, $v_c = 3,5$ m/min, $f = 0,030$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.222, osso humano liofilizado	145
Figura 7.7 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco gerado com ferramenta cerâmica de gume chanfrado. Osso humano liofilizado. Série QG, Ensaio 249, ferramenta FP5	146
Figura 7.8 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco gerado com ferramenta metal duro. Série RQ, Ensaio No. 243, ferramenta FP4. Osso humano liofilizado	147
Figura 7.9 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco gerado com ferramenta de diamante monocristalino. Série QG, Ensaio No. 250, ferramenta FP6. Osso humano liofilizado	148
Figura 7.10 - Gráficos que relacionam a espessura do cavaco em função da largura e o comprimento deste. Ensaio em osso bovino fresco. Aproximação por mínimos quadrados. Gráficas 3D e de contornos para cada caso	149
Figura 7.11 - Gráficos do fator de forma FF do cavaco em função da largura e comprimento. Ensaio em osso bovino fresco. Aproximação por mínimos quadrados. Gráficas 3D e de contornos para cada caso	150
Figura 7.12 - Gráficos categorizados para as dimensões do cavaco. Ensaio em osso bovino fresco	151
Figura 7.13 - Histogramas do comprimento, espessura e forma do cavaco com a estimação a uma distribuição normal associada. Ensaio em osso bovino fresco	152
Figura 7.14 - Gráficos representativos da relação entre as dimensões do cavaco para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos 3D e de contornos. Estimação por mínimos quadrados	153
Figura 7.15 - Distribuição das dimensões do cavaco para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Na parte superior de cada gráfica se apresenta a média e o desvio padrão da curva normal estimada	154
Figura 7.16 - Exemplos de superfícies usinadas sobre osso humano liofilizado. Fotografia MEV. Todas as fotografias originalmente a 500X. Em todos os casos $v_c = 3,5$ m/min, $a_p = 0,05$ mm, $f = 0,03$ mm/r	155
Figura 7.17 - Comportamento do ângulo do plano de cisalhamento em função da velocidade de corte, o avanço e o fator de recalque	159
Figura 7.18 - Comportamento da deformação angular do material no plano de cisalhamento em função da velocidade de corte, o avanço e o fator de recalque	160
Figura 7.19 - Influência de f e v_c no fator de recalque. Ensaio em osso bovino fresco, aproximação por mínimos quadrados. Gráficos 3D e Contorno	161
Figura 7.20 - Relação entre o Tipo de cavaco e o fator de recalque para os ensaios em osso bovino e diferentes ferramentas	162
Figura 7.21 - Modelos utilizados para corte ortogonal	164

Figura 7.22 - Geometria do corte tridimensional ou oblíquo. Fonte [Micheletti, 1980]	167
Figura 7.23 - Gráficos da Pressão Específica de Corte para a totalidade dos ensaios em osso bovino	172
Figura 8.1 - Exemplo de uma curva típica tensão deformação em ensaios de flexão para uma amostra de osso humano liofilizado	184
Figura 8.2 - Gráficos categorizados entre as propriedades aparentes do osso e as propriedades à flexão	185
Figura 8.3 - Histogramas dos valores obtidos nos ensaios à flexão sobre amostras de osso humano liofilizado. No gráfico observa-se uma aproximação a uma população normal não sendo tão acertada esta hipótese para o caso do módulo elástico. Na parte superior dos histogramas se apresentam os valores da média e o desvio padrão da aproximação a uma população normal	186
Figura 8.4 - Correlações entre as propriedades aparentes do osso mais significantes e as propriedades à flexão. Aproximações por mínimos quadrados	188
Figura 8.5 - Diagrama força deslocamento (do cabeçote da máquina universal) para um ensaio típico de resistência ao cisalhamento	189
Figura 8.6 - Gráficos de correlações entre as propriedades aparentes do osso mais significantes com a resistência ao cisalhamento. Totalidade dos ensaios	190
Figura 8.7 - Histograma da resistência ao cisalhamento e o teste gráfico de normalidade para a totalidade dos ensaios realizados em osso humano liofilizado	190
Figura 8.8 - Gráfico típico tensão-deformação para os ensaios de tração realizados nesta pesquisa	191
Figura 8.9 - Histogramas das propriedades à tração mostrando excelente aproximação a uma distribuição normal. Na parte superior das gráficas da esquerda se apresenta o desvio padrão e a média da distribuição normal que estima a população	192
Figura 8.10 - Gráficos que relacionam as tensões e deformações tangenciais no plano de cisalhamento a partir de ensaios de corte (usinagem) e estáticos	195
Figura 8.11 - Gráficos que relacionam Tensões e Deformações axiais a partir de dados de corte (usinagem) e de ensaios estáticos	197
Figura 11.1 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para os ensaios com a Ferramenta F1	227
Figura 11.2 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F1. Gráficos de contorno. Mesmos dados que os gráficos anteriores 3D	228
Figura 11.3 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F1. Gráficos de Categorização. Mesmos dados que os gráficos anteriores	228
Figura 11.4 - Histograma dos parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F1. Na parte superior de cada gráfico se observa a média e o desvio padrão correspondente a uma estimativa normalizada dos dados	229
Figura 11.5 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de rugosidade. Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F1	229
Figura 11.6 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de Rugosidade (gráfico de contorno). Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F1	230

Figura 11.7 - Gráficos categorizados dos parâmetros de rugosidade em função da cor do osso. Ensaios com a ferramenta F1	230
Figura 11.8 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5	231
Figura 11.9 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5. Gráficos de contornos. Mesmos dados que os gráficos anteriores 3D	231
Figura 11.10 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5. Gráficos de Categorização. Mesmos dados que os gráficos anteriores	232
Figura 11.11 - Histograma dos parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5. Na parte superior de cada gráfico se encontram os valores da média e desvio padrão resultado de uma estimativa normalizada da população	232
Figura 11.12 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de rugosidade. Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F5	233
Figura 11.13 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de rugosidade (gráfico de contorno). Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F5	233
Figura 11.14 - Gráficos categorizados dos parâmetros de rugosidade em função da cor do osso para os ensaios realizados com a ferramenta F5	234
Figura 11.15 - Influência de A_v e V na força de corte F_t para a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5. Gráficos 3D e contorno	235
Figura 11.16 - Gráficos para a força de corte a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5	236
Figura 11.17 - Gráficos da força de corte na totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráfico 3D e de contorno	236
Figura 11.18 - Influência de V e A_v na força de corte para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de contorno	237
Figura 11.19 - Gráficos do coeficiente de atrito na face da ferramenta (Gráficos 3D e de contorno) para a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5	238
Figura 11.20 - Coeficiente de atrito para a) F1 e b) F5. Gráficos 2D	238
Figura 11.21 - Gráfico do coeficiente de atrito para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráfico 3D e de contorno	239
Figura 11.22 - Influência de V e A_v no coeficiente de atrito para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino	240
Figura 11.23 - Gráficos da potência de corte para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos 3D e de contorno	241
Figura 11.24 - Gráficos da pressão específica de corte (Gráficos 3D e de contorno) para a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5	241
Figura 11.25 - Influência de V e h na pressão específica de corte para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de Contorno	242
Figura 11.26 - a) Gráficos da pressão específica de corte para a totalidade dos ensaios em osso bovino b) Comparação entre dados experimentais e a aproximação de Kronenberg	243
Figura 11.27 - Temperatura no plano de cisalhamento utilizando o Modelo Adimensional [Micheletti, 1980]; Gráficos 3d e de contorno para a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5	244

Figura 11.28 - Temperatura no plano de cisalhamento utilizando o Modelo de Condução térmica [Shaw, 1968]; Gráficos 3d e de contorno	245
Figura 11.29 - Temperatura no plano de cisalhamento para a) ferramenta F1, b) ferramenta F5. Gráficos 2D	245
Figura 11.30 - Influência de V e A_v na temperatura no plano de cisalhamento para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de contorno. Modelo adimensional	246
Figura 11.31 - Influência de V e A_v na temperatura no plano de cisalhamento para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de contorno. Modelo de condução térmica	247
Figura 11.32 - Temperatura no plano de cisalhamento para a totalidade dos ensaios realizados em osso bovino utilizando a) O modelo adimensional e b) O Modelo de condução térmica. Gráficos 3D e de contorno	248
Figura 11.33 - Influência de A_v e V no fator de recalque para a totalidade dos ensaios em osso bovino	248
Figura 11.34 - Influência de V e A_v no fator de recalque para a) Ferramenta F2, b) Ferramenta F3, c) Ferramenta F4, d) Ferramenta F6. Gráficos em 3D e de contorno	249

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Aplicações de ligas metálicas para ortopedia. Fonte: Brown, [1995]	24
Tabela 3.2 - Cerâmicas usadas como substitutos ósseos	29
Tabela 4.1 - Alguns dados numéricos das propriedades mecânicas do osso humano. Fonte: Einhorn et al. [1992]	49
Tabela 5.1 - Séries de experimentos realizados sobre osso cortical	63
Tabela 5.2 - As ferramentas empregadas de aço rápido. Ver Figura 5.1	68
Tabela 5.3 - Dados geométricos referentes às ferramentas empregadas na segunda série de ensaios. Ver Figura 5.1	68
Tabela 5.4 - As ferramentas empregadas de aço rápido. Série integridade	71
Tabela 5.5 - Resultados comparativos entre superfícies testadas biologicamente [De Santis et al., 1996] e ensaios de usinagem realizados nesta pesquisa sobre osso bovino fresco	73
Tabela 5.6 - Condições de usinagem utilizadas para gerar as superfícies dos ensaios 100 e 104	76
Tabela 5.7 - ANOVA comparando as superfícies 100 e 104. Saída software statistca 5.0	76
Tabela 5.8 - Ferramentas selecionadas nas séries de características do gume. Especificação.	80
Tabela 5.9 - Condições de Corte impostas nos Experimentos RQ e QG, quando as pastilhas montadas no suporte e na máquina-ferramenta.	80
Tabela 5.10 - Classificação dos segmentos axiais.	83
Tabela 5.11 - Categorias de cor do osso cortical	85
Tabela 6.1 - Comparação entre valores experimentais da rugosidade R_a e valores calculados teoricamente por diversos modelos	119
Tabela 7.1 - Variáveis relevantes e suas dimensões na análise térmica da usinagem	176
Tabela 8.1 - Taxas de deformação para diversos ensaios sobre materiais.	198

SIMBOLOGIA

Símbolo	Descrição	Unidades
Γ	Taxa de deformação angular no plano de cisalhamento	1/s
\mathcal{E}_y	Taxa de deformação axial no plano de cisalhamento	1/s
A	Área teórica do cavaco	μm^2
a_p	Profundidade de corte	mm
b	Largura teórica do cavaco	μm
c	Inverso do fator de recalque do cavaco (sem unidades); Calor específico do material	J/KgK
C	Uma variável dependente do comportamento rígido-plástico do material na equação (7.13)	
C_0	Constante, equação (7.26)	
D	Diâmetro do corpo de prova para ensaio de flexão	mm
E	Espessura real do cavaco	μm
E_f	Módulo de Elasticidade em Flexão	GPa
f	Avanço	mm/r
F	Força aplicada no ensaio (flexão, cisalhamento, tração)	N
F_c	Força de corte	N
FF	Fator de forma do cavaco (=H/L)	
F_m	Força máxima aplicada no ensaio (flexão, tração, cisalhamento)	N
f_s	Constante que depende do material, equação (7.20)	
G	b/h na equação (7.20)	
g	Constante que depende do material, equação (7.20)	
H	Altura (ou comprimento) do cavaco	mm
h	Espessura teórica do cavaco	μm
i	Inclinação do gume da ferramenta quando comparados os ângulos efetivos de corte com o corte ortogonal na Figura 7.22	°
k	Uma constante do material na equação (7.9); Coeficiente de condutividade térmica	W/mK
k_s	Pressão específica de corte	N/mm ²
k_{s0}	Constante que depende do material e das condições de corte utilizadas na equação (7.20)	
L	Distância entre apoios para ensaio de flexão; Largura do cavaco	mm; μm
l	Comprimento instantâneo da amostra no ensaio (tração)	mm
l_0	Comprimento inicial da amostra (tração)	mm

m_a, k_a, ρ_a	Valores para a parcela de água no osso fresco em massa, condutividade térmica e densidade respectivamente, seção 7.5.3.1	
m_m, k_m, ρ_m	Valores para a parcela de substâncias minerais no osso fresco em massa, condutividade térmica e densidade respectivamente, seção 7.5.3.1	
m_p, k_p, ρ_p	Valores para a parcela de proteínas no osso fresco em massa, condutividade térmica e densidade respectivamente, seção 7.5.3.1	
n	Constante, equação (7.26)	
P_{sp}	Potência específica de corte	J/m ³
Q_1, Q_2	Números adimensionais do fenômeno térmico na zona de cisalhamento ortogonal, equações (7.24), (7.25), (7.26)	
Q_{sp}	Energia por unidade de Volume (Tabela 7.1)	J/m ³
R_a	Média aritmética das alturas das rugosidades	μm
R_t	A distância entre o maior pico e o mínimo vale detectados na amostra	μm
R_z (ou R_{Lm})	A média de 5 valores consecutivos nas alturas dos pico-vale	μm
r_c	Raio de Quina	mm
S	Espessura do cavaco na zona de cisalhamento entre 0,018 e 0,18 mm para metais e assumido de igual valor para osso cortical	
S_m	A média aritmética das distâncias entre irregularidades do perfil	μm
T	Temperatura na zona de corte	°C, K
v	Constante, equação (7.21)	
v_c	Velocidade de corte	m/min
v_i, k_i	Frações volumétricas e a condutividade térmica, respectivamente, dos n componentes de um compósito, equação (7.29)	
x	Constante, equação (7.21)	
y	Constante, equação (7.21)	
z	Constante, equação (7.21)	
Γ	Deformação angular do material no plano de cisalhamento	°/°
Λ	Fator de recalque do cavaco	
α'_n	Ângulo de Incidência Secundário	°
α_n	Ângulo de Incidência principal	°
β	segundo a Figura 7.21, o ângulo de atrito	°
β_n	Ângulo de cunha principal	°

δ	Deslocamento no ensaio (flexão, tração, cisalhamento)	mm
δ_m	Deslocamento máximo no ensaio (flexão, tração, cisalhamento)	mm
ε	Deformação linear nominal (tração)	mm/mm
ε_f	Deformação em Flexão	mm/mm
ε_{fm}	Deformação máxima em Flexão	mm/mm
ε_y	Deformação axial no plano de cisalhamento	mm/mm
ϕ	Ângulo do plano de cisalhamento	°
γ	Ângulo de saída da ferramenta (caso corte ortogonal: γ_n , caso ângulo efetivo: γ_e)	°
γ_e	Ângulo de saída efetivo da ferramenta (feita a conversão geométrica a partir dos ângulos "na mão")	°
γ_n	Ângulo de Saída do Cavaco	°
η	Ângulo de inclinação do cavaco na Figura 7.22	°
κ'_r	Ângulo de direção do gume secundário	°
κ_r	Ângulo de direção do gume da ferramenta	°
μ	Coeficiente de atrito entre o cavaco e a superfície de saída da ferramenta	
ρ	Densidade do material	Kg/m ³
ρ_0	Densidade típica do osso cortical, correspondente em média, segundo a Figura 3.4 a 1850 kg/m ³	Kg/m ³
ρ_t	Densidade total de um material compósito	Kg/m ³
σ	Esforço nominal em Tração	MPa
σ_f	Esforço em Flexão	Pa
σ_{fm}	Resistência máxima em Flexão	Pa
σ_r	Tensão de ruptura do material, equação (7.21)	MPa
σ_s	Tensão normal ao plano de cisalhamento	Pa
τ	Resistência ao Cisalhamento	MPa
τ_0	O valor de τ_s quando $\sigma_s=0$ na equação (7.9)	Pa
τ_s	Tensão de cisalhamento no plano de mesmo nome	Pa

RESUMO

O presente trabalho, tem como objetivo o desenvolvimento de implantes de uso ortopédico e dental, manufaturados por usinagem a partir do osso humano como material de base. Discute-se a necessidade de utilizar parafusos na fixação de fraturas, a natureza destes parafusos de uso tópico na ortopedia, a geometria, funções e materiais, bem como as características que eles deveriam atender quando fabricados de osso.

Posteriormente, aprofunda-se a discussão com relação aos implantes ósseos, os substitutos modernos do osso (biomateriais para implante) e o papel que o próprio osso tem na solução de muitos problemas de reconstituição do esqueleto humano. Destaca-se a ausência de publicações sobre o tema usinagem deste material. Quanto à manufatura, apresentam-se os resultados obtidos pelo proponente na condução de centenas de experimentos de usinagem sobre osso tanto em estado fresco como liofilizado e que resultaram na produção de parafusos ortopédicos usinados em osso humano.

Diante dos resultados promissores, obtidos tanto no estudo da textura quanto da integridade e resistência mecânica dos implantes protótipos desenvolvidos, propõe-se uma série de modelos que simulam os resultados obtidos em relação à textura e integridade superficial e sobre a qualidade geométrica desses implantes, quando usinados com diferentes tipos de ferramentas e em diferentes condições de corte. Propõe-se também um modelo de relacionamento entre as variáveis dinâmicas do processo de usinagem por torneamento com a geometria das ferramentas de corte e com as variáveis desse processo. Finalmente, propriedades mecânicas do osso humano são estudadas e apresentadas com o intuito de caracterizar a matéria-prima e seu potencial como material de engenharia quanto utilizado na fabricação dos implantes.

ABSTRACT

The main objective of this thesis is to describe the work carried out through the development of implants based upon machined-bone screws for dental and orthopedic medical use. It is discussed here the necessity of using orthopedical screws in fracture fixation. The screw's nature, their geometry, the function and material, as well as the characteristics that they should have in order to comply when they are manufactured using bone, are also worked out in this thesis.

Furthermore, this discussion focusses on implants for the skeleton, the modern bone substitutes (commonly known as biomaterials for implant use) and finally the role played by the bone itself (as biomaterial) in various restoration problems suffered by the human skeleton. It is strongly emphasized, here, the lack of scientific publications on the topic of machining of bone. With regard to the manufacturing of the implants, the author presents detailed experimental results of several tests related to bone's machining process. Such tests were conducted utilizing mammal fresh and liofilized bones. These promising results give rise to the first generation of human-bone based orthopedic screws, manufactured by machining. Consequently, these results, also, allowed to treat in-depth several other aspects such as surface texture and integrity and mechanical strength of implants. Mathematical and statistical models were proposed to simulate the experimental results obtained. Those models relate surface texture and integrity to the geometric quality of implants, when machined with different type of cutting tools and cutting conditions. Additionally, another model is proposed to relate the dynamic variables of the turning-cutting process with the geometry of the corresponding tools and the other variables that influence the process, bearing in mind that the material is bone. Finally, the mechanical and other properties of human bone are studied and presented with the purpose of creating the general selection criteria of this material as an engineering material when used in the manufacturing of medical orthopedic and dental implants.

RESUMEN

El presente proyecto de Tesis tiene como objetivo el desarrollo de implantes de uso ortopédico y dental, manufacturados por mecanizado, a partir de hueso humano como material de base. Se discute la necesidad de utilizar tornillos en la fijación de fracturas, la naturaleza de estos tornillos de uso típico en ortopedia, la geometría, funciones y materiales, así como las características que ellos deberían atender cuando fabricados en hueso.

Posteriormente, se profundiza la discusión en torno a los implantes óseos, los substitutos modernos de hueso (biomateriales para implante) y el papel que el propio hueso tiene en la solución de muchos problemas de reconstitución del esqueleto humano. Se destaca la ausencia de publicaciones sobre el tema del mecanizado de este material. Con relación a la manufactura, se presentan los resultados obtenidos por el proponente en la conducción de centenares de experimentos de maquinado sobre hueso, tanto en estado fresco como liofilizado y que resultaron en la producción de tornillos ortopédicos mecanizados en hueso humano. Dados los resultados tan prometedores, obtenidos tanto en el estudio de la textura como la integridad superficial y la resistencia mecánica de los implantes prototipo desarrollados, se propone una serie de modelos que simulan los resultados obtenidos. Esto con relación a la textura e integridad superficial y sobre la calidad geométrica de tales implantes, cuando mecanizados con diferentes tipos de herramientas y en diferentes condiciones de corte. Se propone también un modelo que relaciona las variables dinámicas del proceso de mecanizado por torneado con la geometría de las herramientas de corte y con las variables de ese proceso. Finalmente, se estudian las propiedades mecánicas del hueso humano y se presentan con la intención de caracterizar la materia prima y su potencial como material de ingeniería cuando utilizado en la fabricación de implantes.

SEÇÃO I
FUNDAMENTOS

INTRODUÇÃO

Dentro dos sistemas especializados do corpo humano o esqueleto tem motivado, há muito tempo, a curiosidade dos engenheiros mecânicos. Sua natureza estrutural, a complexidade de sua microconstituição como material e a otimização de seu projeto fazem dele um dos sistemas mecânicos mais extraordinários que se conhece. Aperfeiçoado ao longo de milhões de anos por um processo evolutivo, o esqueleto humano satisfaz a demanda do corpo sobre o controle de minerais, a proteção dos órgãos vitais e a locomoção. O presente trabalho pretende introduzir os pesquisadores envolvidos neste universo do esqueleto humano, quando considerado como um sistema biológico e analisado sob o ponto de vista da engenharia. Se falará aqui de sua natureza estrutural, suas propriedades como material de engenharia e sobre uma de suas características mais fantásticas: sua capacidade de remodelamento.

Este trabalho tem relação com o sistema esquelético humano uma vez que trata da **reconstituição de fraturas**. Os ossos possuem uma capacidade surpreendente de remodelamento interno de sua microestrutura e, de forma mais marcante, uma capacidade de autoreconstituir-se quando sua massa sofre trincas ou quando existe separação total de fragmentos. São nesses casos que, com um pouco de auxílio externo, os ossos podem reconstituir-se quando fraturados e recuperar plenamente suas funções estrutural e biológica. Ao longo de anos os traumatólogos têm se especializado em criar técnicas para o tratamento de fraturas que, em princípio, consistem de metodologias para explorar a capacidade do osso de autoreconstituir-se. Dentro destas técnicas, o realinhamento na posição normal e a fixação artificial de fragmentos do osso fraturado, com ajuda de parafusos, são bem conhecidas. É nesta área de atuação que o presente trabalho pretende dar uma contribuição: **fabricação de**

implantes para fixar fraturas e para aplicações em periodontia, confeccionados a partir de osso humano.

Nos capítulos posteriores serão apresentadas as razões pelas quais esta proposta possibilitará uma contribuição significativa à tecnologia de implantes. A consolidação de uma fratura é influenciada por muitos fatores, tanto biológicos como biomecânicos e químicos; é por estes motivos que a compreensão de alguns destes mecanismos de consolidação têm levado os médicos a desenvolver técnicas para acelerar o processo de cicatrização bem como melhorar a qualidade desta, isto sob o ponto de vista da funcionalidade. Dada a observação anterior, ao longo deste trabalho pretende-se apresentar uma série de elementos que justifiquem o desenvolvimento de implantes de natureza diferente daqueles utilizados atualmente na fixação de fraturas. Para tal será apresentada, na Seção II, uma descrição resumida da tecnologia envolvida na fixação de fraturas ósseas com ajuda de parafusos (Capítulo 3) e uma descrição do material envolvido considerando o osso humano do ponto de vista da engenharia (Capítulo 4). Na Seção III serão apresentados os resultados obtidos quando realizado um estudo experimental da usinagem de osso bovino e humano. Também se apresenta a aplicação destes resultados na fabricação de implantes protótipos utilizados em pesquisas biológicas atualmente em andamento. Finalmente, na Seção IV são apresentadas as informações finais e de conclusão desta pesquisa.

CAPÍTULO 2

OBJETIVOS, METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO E HIPÓTESES DE TRABALHO

2.1 - Objetivos do Trabalho

2.1.1 - Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo geral a fabricação de componentes tipo implante, a partir de osso humano como matéria-prima, para serem aplicados tanto na fixação e correção de fraturas ósseas como em aplicações periodontais.

2.1.2 - Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral, os seguintes objetivos específicos são propostos:

1. Desenvolver uma metodologia para a seleção e especificação da matéria-prima apropriada. Foram propostas técnicas de análise físico-químico e/ou de outra natureza que permitam antecipar, com relativa segurança, quais ossos de um banco de ossos são os mais apropriados para fabricar os implantes, isto sob o ponto de vista tanto da usinagem como de propriedades mecânicas, biológicas e médicas. Para tal, os testes ou ensaios utilizados foram de natureza não-destrutiva, tomando como base as características e qualidades do material que pode ser considerado como extremamente valioso. A eficiência no aproveitamento do material é um fator muito importantes para a fabricação e, por isto, justifica-se uma seleção apurada da matéria-prima.

2. Desenvolver uma metodologia para a fabricação eficiente dos implantes por usinagem. Este é um dos objetivos principais deste trabalho e corresponde à análise da usinagem do osso humano. Se relaciona com os seguintes tópicos:
- Determinação e otimização dos parâmetros de corte. Isto tem a finalidade de otimizar o processo de usinagem do material, tanto sob o ponto de vista tecnológico como do custo de manufatura de cada implante.
 - Desenvolvimento de uma estratégia apropriada de usinagem que satisfaça requisitos modernos de eficiência na fabricação dos implantes, em especial quanto ao aproveitamento da matéria-prima e a utilização dos dispositivos de fixação necessários.
 - Desenvolvimento de metodologias para usinar os implantes nas condições físicas necessárias ao não-comprometimento do osso, tanto biológica como biomecânica, por manipulação incorreta após sua remoção do banco. Neste ponto o Capítulo 2 é muito importante, pois destaca a preservação do osso como um fator determinante nas propriedades tanto biológicas como mecânicas do material. A usinagem do material, para obter os implantes, deve ser considerada como uma das etapas impostas a serem consideradas no processo de preservação do osso. Assim, a usinagem não fica isolada dos requisitos necessários para manter o osso preservado corretamente até ser implantado. Esta consideração também inclui uma forma de limpar os implantes depois da usinagem de maneira apropriada, sem deteriorar as propriedades do produto final.
3. Otimizar a geometria e as propriedades mecânicas dos implantes. Busca-se otimizar as propriedades do produto final e que são relevantes para a sua aplicação. De especial interesse são:
- As propriedades mecânicas e físicas dos implantes obtidos, tais como a resistências à flexão, compressão, tração, torção e fadiga. De grande importância também são as

mudanças induzidas nas camadas superficiais dos implantes devido à usinagem, em especial com relação ao aumento da temperatura e a alteração morfológica da estrutura do osso.

- As propriedades biológicas obtidas com relação à mudanças na estrutura química e biológica do implante e que promovem a osteoindução/osteocondução. Isto tem o intuito de garantir que o material chegue ao paciente com as propriedades biológicas esperadas (como um aloimplante que ele é inalteradas pelo processo de fabricação).

2.2 - Metodologia de desenvolvimento do trabalho

Para cumprir os objetivos propostos, diferentes etapas foram previstas e descritas a seguir. A proposta foi desenvolver o trabalho com técnicas, em sua maioria, de natureza experimental como fonte tanto geradora de conhecimento quanto do cumprimento dos objetivos propostos. Isto, no entanto, não descarta a possibilidade de fazer algum modelamento teórico caso seja importante e viável para o desenvolvimento do trabalho.

2.2.1 - Desenvolvimento do trabalho

A execução dos objetivos propostos foi dividida da seguinte maneira:

1. Criação das condições para a realização da parte prática do trabalho. Foram selecionados, adaptados, adquiridos, instalados e testados os equipamentos necessários para a realização da usinagem e dos ensaios de propriedades dos implantes. Também foram solicitadas as permissões dos comitês bioéticos para conduzir os experimentos.
2. Usinagem de implantes-protótipo. Os esforços se concentraram em obter um processo ou uma combinação de processos de usinagem que garantissem a realização das geometrias

normalizadas de parafusos ortopédicos e outros tipos de implantes, assim como um estudo do comportamento do material em relação ao processo de usinagem. Atividades:

- Desenvolvimento e implementação de um método funcional para a seleção da matéria-prima e sua classificação: análises físicas, químicas, biológicas;
- Determinação e otimização dos parâmetros de corte e outras variáveis dos processos (usinagem);
- Desenvolvimento de ferramentas de corte e outras especiais, para atender à usinagem dos ossos;

3. Estudo das Propriedades do Produto (Implantes de osso humano). Procurou-se o aprimoramento das propriedades dos produtos obtidos principalmente pela modificação geométrica dos componentes e pela seleção do material. Atividades:

- Seleção de uma série de geometrias de parafusos e outros implantes apropriados às diversas aplicações, com o fim de fabricá-los com a metodologia desenvolvida na fase anterior, produzir lotes para serem testados em diversos ensaios e analisar o seu comportamento para as aplicações nas áreas médica e odontológica;
- Realização de ensaios mecânicos, físicos, biológicos e químicos para caracterizar as propriedades dos componentes produzidos;
- Desenvolvimento de um modelo empírico de comportamento mecânico dos parafusos. Análise Dimensional dos dados;
- Análise de alguns parâmetros com modelagem teórica, se possível;
- Otimização do produto em função dos dados obtidos nos ensaios anteriores.

4. Análise final dos resultados obtidos.

2.2.2 - Hipóteses formuladas

Com o intuito de orientar, no decorrer da pesquisa, a procura

de informações, foi necessário especificar formalmente uma série de hipóteses que relacionaram, de alguma forma, os fatores experimentais com as variáveis de saída. A seguinte lista de hipóteses foi proposta para a condução da pesquisa:

Hipótese 1. O comportamento do osso cortical¹ frente à usinagem não se apresenta muito diferente, ou inesperado, daquele observado previamente para materiais compósitos conhecidos pela engenharia, tais como os artificiais laminados ou de fibras, e os naturais como a madeira ou marfim.

Hipótese 2. É possível correlacionar algumas propriedades das superfícies usinadas com os parâmetros empregados para gerá-las.

Hipótese 3. É possível correlacionar algumas propriedades da integridade superficial do osso usinado com os parâmetros empregados para gerar a superfície.

Hipótese 4. É possível projetar ensaios não-destrutivos que permitam, sobre uma amostra de osso, determinar se seu comportamento, tanto frente à usinagem quanto à sua futura aplicação como aloimplante, será condizente com níveis e valores adequados aos previstos para uma aplicação de sucesso clínico.

¹ O tipo de osso compacto encontrado na periferia dos ossos compridos do corpo, como descrito na seção 4.1

SEÇÃO II
MARCO CONCEITUAL E COLOCAÇÃO DO
PROBLEMA A SER PESQUISADO

CAPÍTULO 3

IMPLANTES ÓSSEOS: PARAFUSOS ORTOPÉDICOS E MATERIAIS SUBSTITUTOS DA MATÉRIA ÓSSEA

Quando ocorre uma fratura, é necessário recuperar a continuidade estrutural do osso fraturado, de modo a restituir a capacidade de suportar carga. Esta recuperação é possível com a aplicação de placas ou dispositivos de fixação, uma vez que o alinhamento entre fragmentos tenha sido realizado. Quando existe um espaço entre fragmentos, mesmo que seja pequeno, as cargas são transmitidas de um fragmento ao outro por meio de placas e elementos de fixação. As superfícies de fratura, neste caso, necessariamente terão movimento uma em relação à outra e, portanto, aquela placa ou elemento fixador terá a função de um dispositivo estrutural. A estabilidade da fixação depende então da rigidez destas placas e do poder de fixação dos parafusos com que estes aparelhos são fixados aos fragmentos da fratura.

Um dispositivo de fixação de fraturas que esteja sujeito a carga plena pode falhar devido a sobrecargas ou fadiga. Mais ainda, dada a flexibilidade do sistema fragmento-elemento de fixação, a estabilidade na fratura em consolidação nunca é absoluta. Uma das formas mais efetivas de recuperar a continuidade estrutural do esqueleto é permitir aos fragmentos do osso fraturado que não somente estejam em contato, mas também em compressão. Isto permite uma transferência direta da carga de fragmento a fragmento e diminui a carga suportada pelo sistema de fixação, aumentando a estabilidade da fixação e reduzindo a corrosão dos elementos metálicos. A forma mais efetiva de conseguir isto é gerando compressão entre fragmentos do osso fraturado por meio de um parafuso inter-fragmentário¹ [Müler, et

¹ Um parafuso inter-fragmentário é utilizado para unir fragmentos fraturados da mesma forma que um parafuso de maquinaria une dois componentes: um fragmento (o mais afastado) rosca-se, e o outro é perfurado, mas permite o passo do espigo do parafuso de forma livre. Compressão é gerada ao apertar o parafuso, pelas forças da rosca no fragmento afastado e da cabeça do parafuso no fragmento mais próximo. Ver Figura 3.1b

al., 1991].

É conhecido que de todas as causas de consulta médica, as fraturas e doenças relacionadas com a estrutura do esqueleto são as mais freqüentes. Um estudo apresentado em **Emmet et al. [1958]**, demonstra que as extremidades superiores e inferiores são as mais expostas às fraturas, sendo as do tronco menos incidentes devido à menor mobilidade e maior grau de proteção. As fraturas correspondem a aproximadamente a terceira parte de todos os casos observados na prática da cirurgia ortopédica e pelo menos para este estudo [**id.**], durante 20 anos se mantiveram em uma proporção similar. Muitas destas fraturas têm que ser fixadas com dispositivos de fixação externa ou interna e os parafusos são indispensáveis. Segundo **Emmet et al. [1958]**, as fraturas mais freqüentes correspondem: tornozelo (8%), coluna vertebral sem dano da medula (7%), radio (6%) e uma ou mais falanges na mão (6%). O uso de parafusos para fins ortopédicos fica assim assegurado e ao longo dos anos os pesquisadores tem-se preocupado em melhorá-los e ajustá-los às mais variadas formas de fixação de fraturas. As Figuras 3.1a, 3.1b e 3.1c mostram de maneira ilustrativa diversos exemplos no uso de parafusos ortopédicos na reconstituição e fixação de fraturas.

O implante mais freqüentemente usado na ortopedia é o parafuso metálico [**Molina, et al., 1995**] e quando utilizado em sua função de fixação de fraturas geralmente é utilizado para converter efeitos de torção em forças axiais. Ultimamente estão sendo utilizados diferentes materiais biodegradáveis para a construção destes parafusos com o fim de eliminar uma série de complicações associadas pelo uso de parafusos metálicos, entre as quais, a mais importante, está na necessidade de retirar os dispositivos implantados uma vez tenham cumprido a sua função. Esta remoção exige uma segunda intervenção cirúrgica. O custo dos procedimentos da retirada destes dispositivos é enorme quando comparado com o tratamento moderno das fraturas [**Böstman,**

et al. 1989]. Mesmo assim, se a utilização de um implante bioabsorvível garante um tratamento tão bom como aquele realizado com implantes metálicos, o desenvolvimento de implantes bioabsorvíveis é o caminho a seguir. Por outro lado, as vantagens psicológicas para o paciente ao poder tratar a sua fratura com uma única intervenção cirúrgica, são profundamente marcantes [id]. Assim, a procura de elementos de fixação de fraturas com uso de materiais absorvíveis é uma meta da pesquisa a curto prazo.

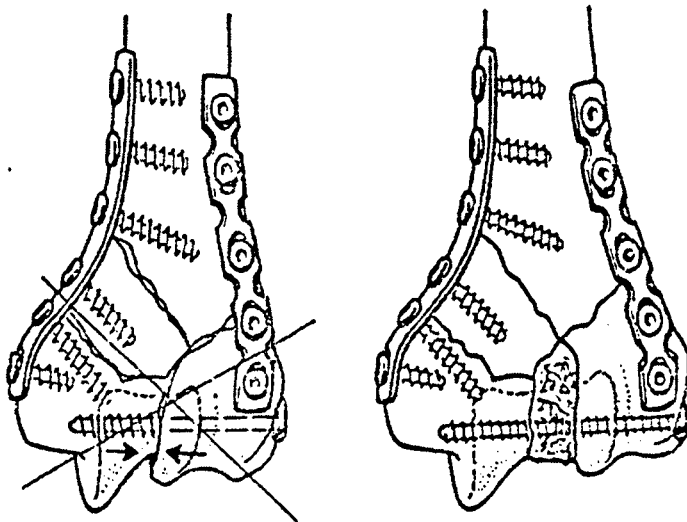


Figura 3.1a - Fratura intra-articular complexa, ilustrando o uso de um inserto de osso para assegurar a estabilidade com parafusos inter-fragmentários e placas de fixação interna. Fonte: Müller et al. [1991]

Alguns dos materiais desenvolvidos para construir parafusos implantáveis e absorvíveis têm associados alguns problemas tais como a ocorrência de algumas reações de inflamação e, principalmente, o excessivo custo quando comparado com os equivalentes metálicos. Isto tem motivado a uma série de pesquisadores em tentar utilizar o próprio osso como material de implante a fim de produzir, a partir deste, parafusos de osso manufaturados em tolerâncias dimensionais similares às dos metálicos.

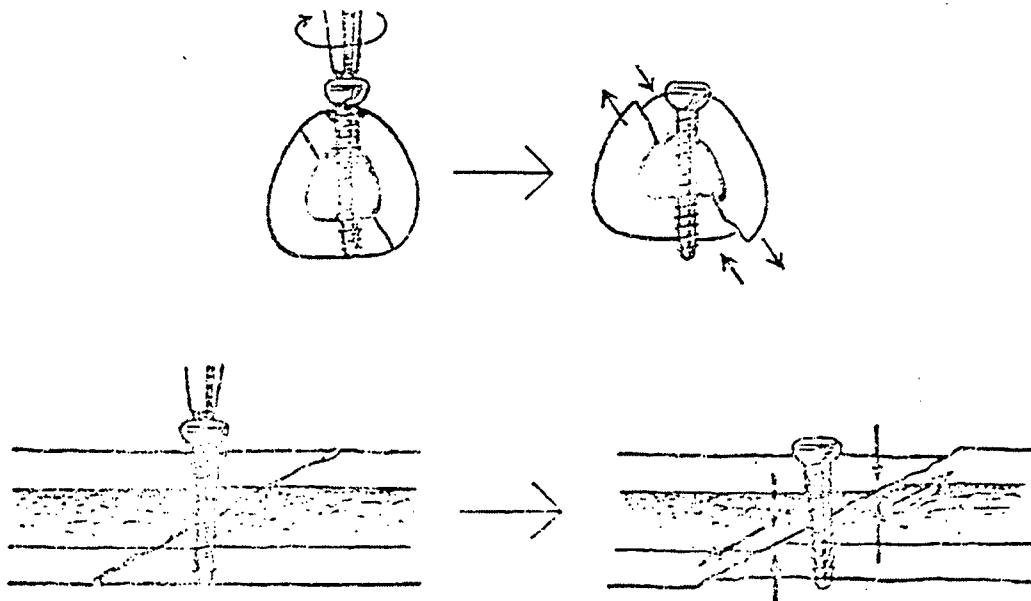


Figura 3.1b - Exemplos de colocação incorreta de parafusos inter-fragmentários que permitem o deslocamento dos fragmentos. Fonte: Müller et al. [1991]

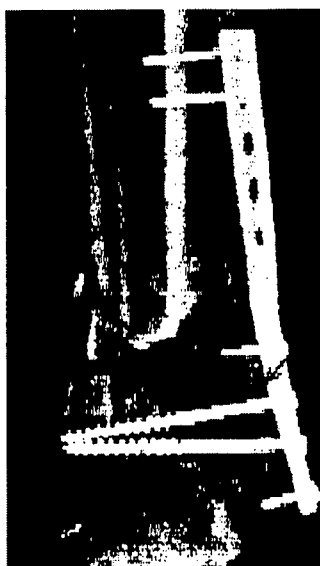


Figura 3.1c - Aparência radiográfica de uma fixação interna na parte inferior da tíbia e perônio. Fonte: Johnson et al. [1990]

Estudos têm demonstrado que a preservação e o congelamento de aloenxertos² de cortical³ em bancos de ossos permitem que os mesmos conservem suas propriedades para resistir forças de

² Insetos de osso mesmo, mas tirados de tecidos de um doador diferente ao paciente

³ O tipo de osso compacto encontrado na periferia dos ossos compridos do corpo, como descrito na seção 4.1

compressão, torção e flexão [*Molina, et al., 1995*]. Assim, justifica-se proceder à fabricação de parafusos implantáveis manufaturados a partir de osso humano conservado em banco. Esta é a motivação para o presente trabalho de Tese.

3.1 - Parafusos como Implantes Ortopédicos

Estudos feitos ao longo de anos têm levado os fabricantes de parafusos ortopédicos a desenvolver geometrias especiais tanto de corpos quanto de roscas que cumpram as exigências de trabalhar como um parafuso ou rosca comum quanto à união mecânica e que ao mesmo tempo promovam facilmente a consolidação do osso. Assim, tem-se que a diferença de geometrias entre os parafusos de uso comum em engenharia e os ortopédicos está no fato que os perfis de roscas destes últimos são previstos tanto para otimizar uma função mecânica quanto uma biológica.

Dentro das diferentes geometrias que têm sido propostas, os parafusos da Associação Suíça para o Estudo da Osteosíntesis, *Arbeitsgemeinschaft Osteosynthesefragen (AO)*, têm levado à liderança no desenvolvimento deste tipo de implante e tem se convertido num padrão universal. Este tipo de rosca se conhece como a "Rosca Assimétrica" ou de "Apoio" dada a forma do seu perfil e é uma rosca não auto-roscável. Uma segunda forma de rosca corresponde à "Rosca Simétrica", mais propriamente a rosca tipo V, é auto-roscável. Considerando o observado por *Molina et al. [1995]*, teoricamente os dois tipos de rosca devem apresentar um poder de fixação igual quando utilizados nas mesmas condições desde que possuam o mesmo diâmetro interno. Contudo este não é o caso quando se considera o comportamento biomecânico deste tipo de roscas. Existe uma relação importante entre a forma da rosca e o comportamento celular próximo a ela.

3.1.1 - Poder de fixação

Como comentado em **Koranyi et al. [1970]**, antes da segunda guerra mundial a seleção de um parafuso para implante ortopédico era baseada principalmente na sua facilidade de inserção. Posteriormente foram desenvolvidos ensaios para medir o seu poder de fixação. O poder de fixação de um parafuso foi definido como a máxima força uniaxial de tração necessária para produzir falha no osso.

Ensaio de arrancamento foram desenvolvidos para medir o poder de fixação no sentido longitudinal do parafuso. Ensaio de cisalhamento e fadiga não eram realizados rotineiramente. Com o passar dos anos, diversos estudos têm reportado ensaios de arrancamento e poder de fixação que envolvem compressão, cisalhamento, fadiga e outros, não somente sobre parafusos metálicos de diferentes tipos de rosca inseridos em osso, mas também em testes sobre espumas, particularmente poliuretanos que simulam o osso esponjoso e que são utilizadas devido à maior facilidade de conduzir ensaios comparativos entre diversos tipos de parafusos. Mesmo assim, parafusos de material absorvível (poliglicolidos⁴ PLA, PLG) têm sido testados em ensaios de arrancamento.

Em geral, os ensaios medem as forças de resistência do parafuso inserido em uma cavidade apropriada à sua função quando considerado o deslocamento deste na medida que a força aumenta. Forças máximas e diagramas carga-deslocamento são geralmente reportados. Os ensaios são realizados em máquinas universais de ensaios de materiais, seus resultados analisados estatisticamente e comparados em relação ao comportamento de grupos de controle. Na Figura 3.2 apresentam-se dados gráficos de curvas força-deslocamento obtidas em ensaios realizados por **Shirazi-Adl et al. [1994]**, inserindo parafusos para osso

esponjoso em osso trabecular da tíbia proximal⁵ de cadáver. Como forma de ilustração, a figura apresenta curvas para parafusos inseridos em osso esponjoso e em espuma de poliuretano. Para o caso da espuma de poliuretano registra-se a força máxima durante o ensaio com diferentes diâmetros de furo piloto. Este exemplo ilustra a forma típica de combinar e apresentar os dados utilizada na literatura disponível.

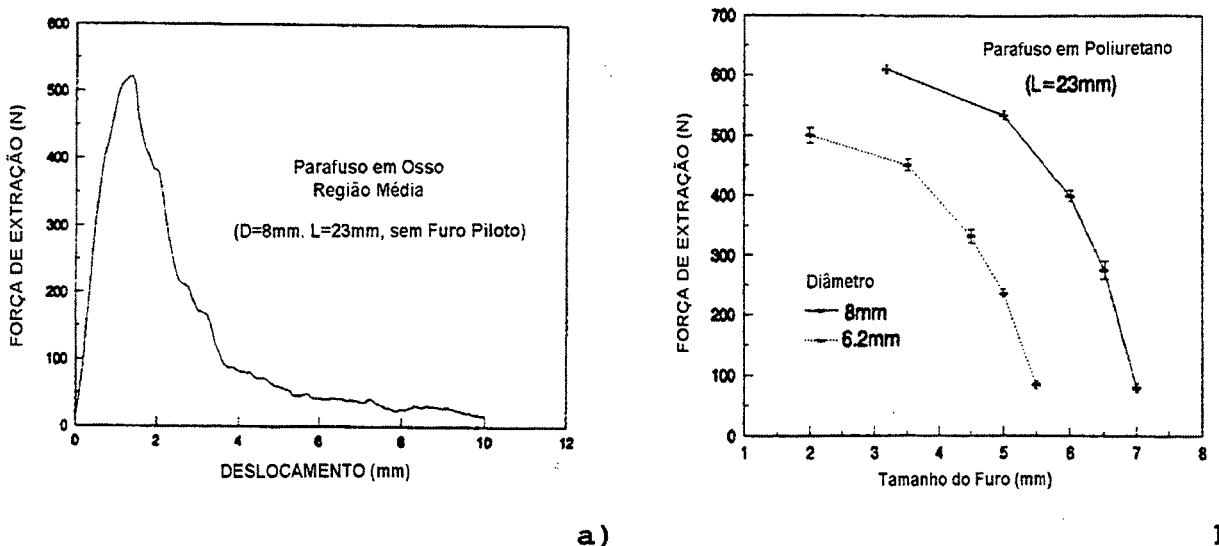
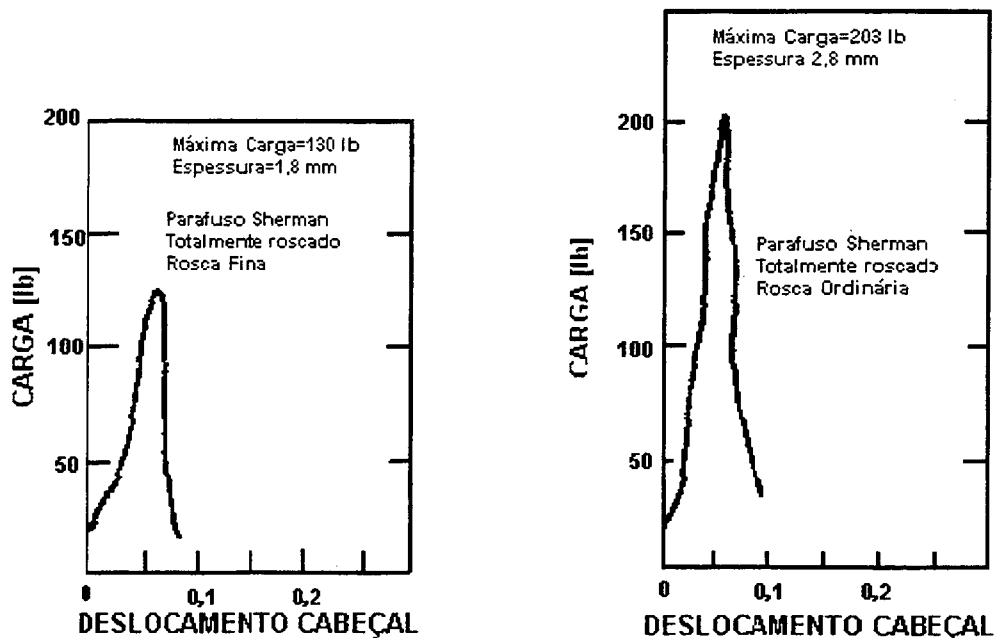


Figura 3.2 - Gráficos de Força-Deslocamento e de comportamento paramétrico para os ensaios desenvolvidos por Shirazi-Adl et al. [1994] de parafusos para osso esponjoso em material trabecular.

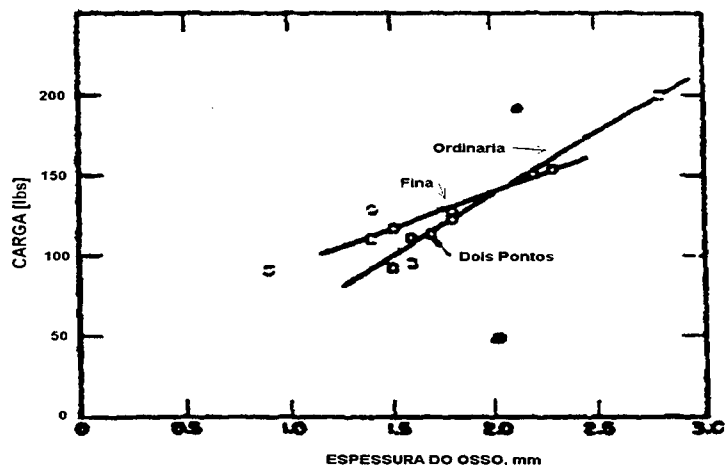
- a) Curva Força-Deslocamento para um parafuso de 8 mm diâmetro, sem furo piloto, inserido 23 mm em osso trabecular na região média de tíbia proximal de cadáver
- b) Curva de Força-Diâmetro do Furo Piloto, para dois parafusos de diferentes diâmetros (6.2 mm e 8 mm) inseridos em espuma de poliuretano a uma profundidade de 23 mm. Estas curvas são construídas tomando a força máxima registrada em ensaios como os apresentados em a)

A Figura 3.3 a) apresenta resultados de ensaios da mesma natureza que os apresentados por Shirazi-Adl et al. [1994] na Figura 3.2 a), porém realizados há 30 anos atrás. Neste estudo de Koranyi, et al. [1970], apesar da geometria do parafuso ser considerada um fator relevante, não existe uma descrição detalhada devido à inexistência na época de parafusos ortopédicos normalizados.

⁴ Nome dado a misturas de ácidos poliláctico (PLA) e poliglicólico (PLG) em diversas proporções



a)



b)

Figura 3.3 - Gráficos de Força-Deslocamento e de comportamento paramétrico para os ensaios desenvolvidos por Koranyi et al. [1970] de parafusos de osso cortical inseridos em cortical de fêmures de Cão e Boi

- a) Curva Força-Deslocamento para dois parafusos "Sherman": Rosca Fina e Grossa
- b) Curva de Força-Espessura da cortical abrangida pela rosca, para dois parafusos "Sherman": Rosca Fina e Rosca Grossa. Estas curvas são construídas tomando a força máxima registrada em ensaios como os apresentados em a)

Somente em 1972 surgiu a especificação AO e, por esta circunstância, os parafusos tinham projetos particulares e

⁵ O termo "proximal" refere-se à parte do osso mais próximo ao corpo. O termo "distal", se refere à parte do osso mais afastada do corpo.

"nomes próprios", segundo o seu criador. No citado artigo, se fala de um parafuso tipo "Sherman" e pode-se deduzir das descrições que corresponde a uma rosca simétrica em forma de perfil triangular V, com geometria da rosca similar àquelas da especificação de roscas de elementos de máquinas e Sistema Métrico Internacional. No ensaio se trabalhou com parafusos de rosca fina e grossa⁶.

Na Figura 3.3 b) apresenta-se uma forma importante de interpretar o poder de fixação dos citados parafusos em função da espessura de material abrangido pela rosca durante o experimento. Curiosamente, a resistência ao arrancamento destes parafusos de rosca simétrica apresenta uma relação linear com a espessura de material que abrange a rosca. Resultados similares são reportados 27 anos depois, no citado estudo de **Shirazi-Adl et al. [1994]** mas com parafusos normalizados AO (os mesmos da Figura 3.2) e inseridos em espuma de poliuretano. A Figura 3.4 apresenta a resistência à fadiga, interpretada como o poder de fixação do parafuso ante cargas de natureza cíclica. Nesta figura encontram-se os dados obtidos [**id.**], aplicando cargas de diferentes intensidades, porém menores que a máxima registrada como de falha em ensaios estáticos de arrancamento.

Quanto ao comportamento dinâmico, os estudos [**ibid.**] reportam que as forças máximas de arrancamento para o parafuso apresentado na Figura 3.4, com furo inicial de 3 mm e em poliuretano, se mantiveram aproximadamente constantes na faixa de variação das velocidades de deslocamento do cabeçal que aplicava a carga entre 0,01 e 10 mm/s. Para o caso de parafusos de material absorvível, a Figura 3.5 apresenta um ensaio ilustrativo sobre poder de fixação. Neste caso [**Böstman et al., 1992 (19)**], foram realizadas sobre o fêmur de coelhos osteotomias transversais na epífise distal⁷. A osteotomia foi

⁶ Rosca Normal

⁷ A epífise corresponde à parte dos ossos (extremos) perto das articulações

reduzida⁸ e fixada com o uso de um parafuso absorvível de ácidos PLA-PLG. Os ensaios consistiram em determinar a resistência (força máxima) ao cisalhamento da osteotomia fixada com o parafuso e compará-la com o fêmur intacto da outra extremidade considerado como de controle.

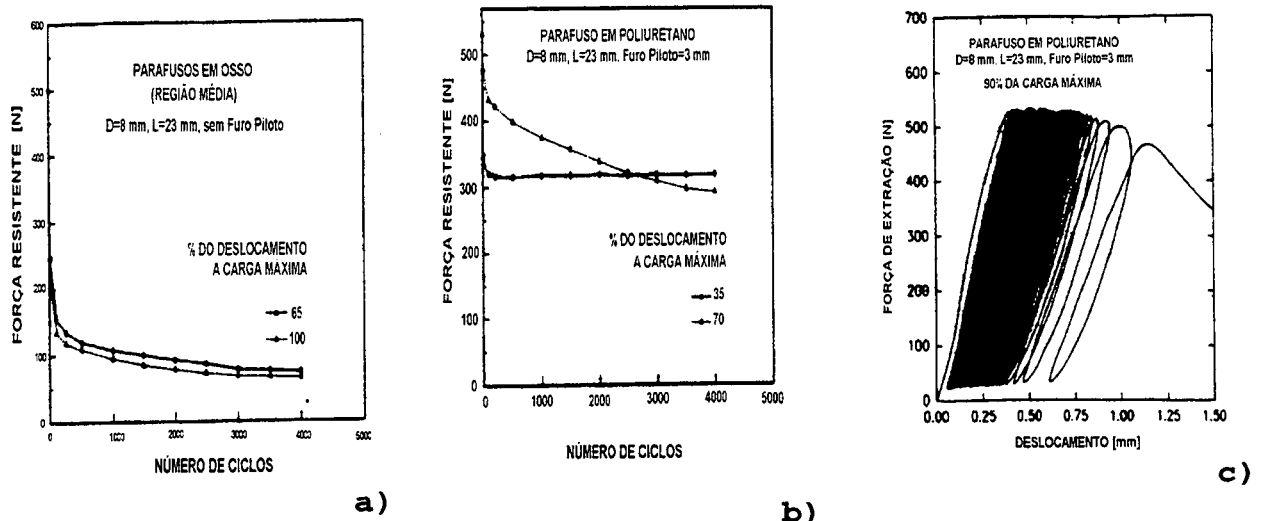


Figura 3.4 - Gráficos de comportamento dinâmico (cíclico) de parafusos ortopédicos segundo os ensaios realizados por Shirazi-Adl et al. [1994].

- a) Parafuso para osso esponjoso 8 mm de diâmetro, inserido 23 mm em osso trabecular da tíbia proximal sem furo piloto solicitado a 65% e 100% do deslocamento máximo obtido em ensaios estáticos antes da falha. Frequência de excitação, 1 Hz
- b) Mesmo parafuso que em a) mas inserido em poliuretano e a 35% e 70% do máximo deslocamento. 1 Hz
- c) Mesmo parafuso que em a) mas solicitado ciclicamente até 90% da máxima força detectada em ensaios estáticos de arrancamento e inserido em poliuretano; 1 Hz. A falha aconteceu depois de 80 ciclos.

O parafuso utilizado foi de 4,5 mm de diâmetro externo, 3,2 mm de diâmetro do núcleo da rosca, passo 1,8 mm e 30 mm de comprimento e provido com geometria normalizada ISO por um fornecedor local. O ensaio determinou a resistência inicial do implante e serviu como referência aos trabalhos posteriores, observando a degradação do parafuso quando inserido do mesmo modo, porém em coelhos mantidos vivos até a consolidação. Este caso representa uma situação que fugiu do conceito inicial

⁸ Realinhamento em posição normal dos fragmentos do osso fraturado

atribuído ao poder de fixação de um parafuso e considera este conceito estendido ao cisalhamento na fixação de uma fratura.

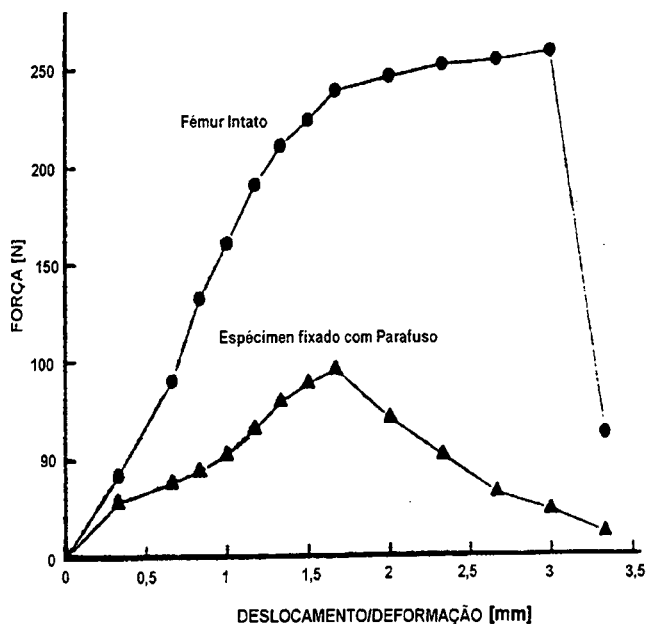


Figura 3.5 - O ensaio de cisalhamento a modelos de osteotomias com parafusos absorvíveis. Fonte: Böstman et al. [1992] (19)

Um caso de ensaios feitos com a intenção de especificar o poder de fixação em forma comparativa, quando considerados parafusos metálicos e absorvíveis da mesma geometria, encontra-se em **Johnson et al.** [sd]. No referido trabalho os parafusos foram utilizados como meio de interferir (não fixar) o movimento de tendões quando cortados do joelho e reposicionados cirurgicamente em seu local⁹. Os tendões foram puxados e mediu-se a capacidade do parafuso para interferir sobre a migração do ligamento na união reconstruída. Como comentado [id.] a carga média antes da falha para o inserto seguro com parafuso metálico foi de 436,1 Newtons; no caso dos parafusos biodegradáveis foi de 565,2 Newtons. As faixas refletem as diferenças na densidade do osso do cadáver. A diferença média entre pares de parafusos metálicos-poliméricos foi de 124,6 Newtons. Uma tendência em

⁹ As vezes, parafusos ortopédicos não são utilizados para fixar, porém para "interferir" ou obstruir o movimento de fragmentos de osso, tendões e outras estruturas, que pela sua natureza não suportam o inserimento direto de parafusos. Neste caso os parafusos utilizados podem ser comuns ou especiais e são denominados "de interferência". São aplicações típicas da técnica de interferência: o posicionamento de tendões e vértebras na coluna vertebral.

direção a uma diferença significativa entre pares foi aparente já que o parafuso biodegradável precisou de uma força maior de extração (no ANOVA, $p=0.068$). Na verdade, os parafusos nunca chegaram a ser extraídos, e sim ficaram inseridos na cavidade preparada para fixar o tendão e este último foi rasgado antes que o parafuso falhasse.

3.2 - Materiais para Implantes Ósseos

Segundo **Hollinger et al. [1996]**, há aproximadamente 500 milhões de anos a era Paleozóica criou uma maravilha evolutiva: o esqueleto. O mais singular deste desenvolvimento evolutivo foi a capacidade de regeneração: a *renovação fisiológica de tecido derivado embrionariamente*. Muitos dos componentes celulares e moleculares da regeneração do osso têm sido identificados (proteínas morfogenéticas ósseas) e a sua manipulação terapêutica será convertida em prática clínica comum num futuro próximo. Mais ainda, materiais sintéticos produzidos em laboratório assim como outros e novos derivados, poderão ser usados para explorar a capacidade do esqueleto para se regenerar e se reconstituir. O conceito de *reconstituição* pode ser visto como a recuperação da forma e da função de tecidos ósseos defeituosos. Os materiais que permitem a reconstituição podem ser categorizados de forma geral como *substitutos ósseos*. Os substitutos do osso podem servir para suportar o potencial inerente do osso para se regenerar ou, pelo menos, para manter o tecido em uma versão relativamente inalterada no local de implante.

Por outro lado e com relação às fraturas do osso, os implantes para fixação interna de fraturas têm a propriedade comum de serem requeridos só temporariamente, até que a fratura consolide. Concordando com este requerimento, muitos cirurgiões de traumas, incluindo aqueles da escola AO-ASIF, recomendam que

todos os implantes metálicos utilizados na fixação de fraturas sejam removidos [Müller et al., 1991]. Os efeitos adversos de manter dispositivos metálicos retidos no corpo à primeira vista pareceram ser de importância menor quando fraturas confinadas a osso esponjoso são manipuladas com técnicas modernas e com implantes biologicamente inertes. No entanto, o mais importante destes efeitos, a *osteopatia do osso cortical*, induzida pelas camadas protetivas no implante, às tensões e à corrosão, demonstra que existem pacientes que requerem a remoção dos implantes devido a irritações crônicas dos tecidos brandos circundantes causadas pelos dispositivos implantados. Assim, a aplicação de implantes absorvíveis que não precisem a necessidade de uma remoção oferecem vantagens clínicas maiores para a fixação de fraturas [Böstman, 1991]. Mesmo assim, a reconstrução arquitetônica de defeitos ósseos, tais como as seqüelas de perda de osso por infecções induzidas, desenvolvimento de malformações, reações cirúrgicas e outras, conduzem os especialistas a uma tarefa ortopédica de grandes dimensões. Esta necessidade de induzir a regeneração do osso com o fim de recuperar deficiências estruturais tem inspirado o desenvolvimento e a aplicação de um vasto número de materiais [Hollinger et al., 1996].

Os substitutos ósseos podem ser classificados sob dois pontos de vista: *Naturais* e *Artificiais*. Aqueles criados pelo homem (os artificiais) incluem alguns metais, ligas, cerâmicas e polímeros sintéticos. Aqueles de origem natural consistem de osso (i.e. aloenxertos, autoenxertos), derivados de osso (i.e. proteína morfogenética óssea e outras proteínas da matriz óssea) e polímeros naturais como o colágeno. Os materiais sintéticos podem ser biodegradáveis ou não-biodegradáveis, enquanto que os compósitos naturais sempre se biodegradam no corpo [Hollinger et al., 1996]. Quando um implante é inserido no osso, muitos processos acontecem, mas aquele que mais interessa aos reconstrucionistas do esqueleto, é a formação de osso novo. A

formação de osso é acompanhada de uma seqüência complexa de eventos simples. O termo *Incorporação* é definido como o processo onde um complexo de osso necrótico é envolvido por osso novo viável. O complexo se desenvolve através da resorção¹⁰ do tecido necrótico e do crescimento de osso novo. Este processo é uma manifestação do remodelamento fisiológico do tecido esquelético, do local do implante e do tipo de material.

O processo de crescimento de capilares, tecido perivascular e células osteoprogenitoras desde a superfície do receptor até o implante, é denominado *Osteocondução*. Este processo acontece dentro de uma base de materiais não-biológicos e materiais biológicos não-viáveis. Por exemplo, em implantes feitos de osso de doador (enxertos viáveis), a osteocondução é facilitada por processos osteoindutivos e portanto acontece mais rapidamente que em materiais não-viáveis ou não-biológicos. *Indução Óssea* é o mecanismo mediante o qual um tecido é influenciado a formar elementos osteogênicos. A indução requer estímulos indutores tais como um fragmento de osso ou uma célula osteogênica e um ambiente favorável para a osteogênese. O mecanismo de transferência de elementos osteoindutores desde o local do receptor até o implante e a forma como estes trabalham, é ainda pouco conhecido [Burchhardt, 1983]. É desejável a osteoindução em todo processo de implante e as pesquisas tentam descobrir mecanismos para produzi-lo sobre enxertos de natureza artificial.

3.2.1 - Materiais artificiais para implantes

3.2.1.1 - Metais

No caso de implantes metálicos, os engenheiros geralmente selecionam ligas baseadas em sua resistência à corrosão,

¹⁰ A Resorção é um mecanismo de remoção de tecido ósseo, causado principalmente pela ação de células especializadas conhecidas como osteoclastos. Este processo ocorre

resistência à fluência, tenacidade, resistência à fadiga, dureza ou resistência ao desgaste [Brown, 1995]. No caso de parafusos, a resistência à corrosão é um dos fatores mais importantes, seguidos da tenacidade e da resistência à fadiga. Um exemplo de ligas utilizadas comercialmente e provenientes tanto de formulações bem conhecidas assim como de formulações especiais e próprias do fabricante se encontra na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Aplicações de ligas metálicas para ortopedia.

Fonte: Brown, [1995]

APLICAÇÃO POTENCIAL	LIGA	CONSIDERAÇÕES DE PROJETO
Fixação de Fraturas	AISI 316 L, AISI 316Ls, ligas de aço com 22Cr-13Ni-5Mn, Ligas comerciais MP35N, L605, SCF 23	Biocompatibilidade, resistência à corrosão, resistência mecânica, fadiga, módulo de elasticidade, densidade, não-magnético, conformabilidade, usinabilidade, condição superficial
Quadril	Ligas comerciais Carpenter CCM, Micro Melt F75, MP35N, L605, CCM Plus	Desgaste, biocompatibilidade, resistência à corrosão, resistência mecânica, fadiga, módulo de elasticidade, densidade, não-magnético, conformabilidade, usinabilidade, condição superficial
Joelho	Ligas comerciais Carpenter CCM, Micro Melt F75, CCM Plus	conformabilidade, usinabilidade, condição superficial

Os parafusos tipo AO são feitos de aço inoxidável ou titânio puro. As ligas austeníticas de aço inox com cromo, níquel e molibdênio utilizadas na fabricação destes dispositivos correspondem às normas internacionais ISO TL 150 / SC 1, DIN 58800 E ASTM F55 e F138/139. No entanto, o aço empregado para os implantes AO é especificado segundo as normas internas AO. Neste caso, os limites de tolerância fixados sobre a composição química, propriedades mecânicas e pureza da estrutura são mais estreitos ainda que aqueles admitidos pelas referidas normas. Em virtude do baixo conteúdo de enxofre e a um processo especial de

constantemente nos ossos do corpo e serve para manter os tecidos saudáveis, reparando danos ocasionais na estrutura óssea.

refundição, consegue-se uma pureza estrutural muito elevada, o que contribui para a maior resistência do aço frente aos diferentes tipos de corrosão [SYNTHESE, 1989]. Os parafusos metálicos para implante tipo AO são geralmente fabricados por conformação.

3.2.1.2 - Polímeros

A história dos implantes absorvíveis na reconstituição do tecido ósseo começa no final dos anos 60. Entretanto, na década de 70 as publicações sobre pesquisas neste assunto ainda eram poucas. Os primeiros estudos foram desenvolvidos no campo da cirurgia maxilofacial e mandibular [Böstman, 1991]. Inicialmente, os implantes estudados eram preparados fundindo os polímeros em películas ou lâminas que permitiam pesquisas básicas no campo biológico destes componentes em tecido ósseo, mas que não eram adequadas para fixação de fraturas. Posteriormente, a fabricação de implantes foi acompanhada por injeção em moldes e extrusão de pinos e barrinhas. Implantes mais complicados em projeto como parafusos e pequenas placas foram desenvolvidos no final dos anos 70 e começo dos 80, mas a resistência mecânica da primeira geração de parafusos foi insuficiente para aplicações ortopédicas. As características dos parafusos posteriores foi melhorada com a introdução de técnicas de fabricação de materiais compósitos que conseguiram um material da matriz polimérica reforçada com fibras do mesmo tipo de material, como as empregadas em sutura (o primeiro uso dado aos polímeros biodegradáveis) [id.].

Há uns trinta anos atrás a família dos *hidro-ácidos poli-a*, constituídos de *ácidos polilático (PLA)* e *poliglicólico (PLG)*, foi introduzida como polímeros biodegradáveis na forma de sutura. O desenvolvimento da sutura levou os pesquisadores a conseguir fabricar, a partir de variações destes materiais,

placas de fixação, parafusos e, mais recentemente, componentes projetados para liberar drogas como antibióticos no corpo logo após serem implantados. No entanto, estes polímeros têm sido insatisfatórios para liberar proteínas morfogenéticas ósseas [Hollinger et al., 1996]. Como citado em Böstman [1991], a química da síntese dos PLA e PLG é bem conhecida como implantada e tem mudado pouco nos últimos dez anos. Em geral o PLA, o PLG em forma de homopolímeros, alguns de seus copolímeros e a polyparadoxianona têm sido testados intensamente. Quimicamente, estes materiais são poliésteres α [id.]. O método mais eficiente de produzir PLA ou PLG de alto peso molecular, é por meio de *polimerização de abertura* do anel do correspondente di-ester cíclico, glicolido ou lactido por *catálisis*. Portanto, o PLA e o PLG são freqüentemente chamados de poliglicólidos e poliláctidos respectivamente. Uma importante característica corresponde à temperatura de transição de cristalização (onde o polímero converte-se em um material rígido e frágil), que no caso do ácido PLA é de 58 graus centígrados e de -16 para a poliparadoxianona [ibid.]. Isto tem importantes conseqüências na manipulação de alguns destes produtos à temperatura ambiente, como citado em uma experiência clínica em [Piattelli et al., 1996].

Existem outros materiais poliméricos utilizados como implantes com algum sucesso. Entre os monômeros encontram-se o trimetil-ene-carbonato, a para-dioxanona e o E-caprolactone. A poli(dioxanona) tem sido manufaturada como pinos para fixar fraturas (Orthosorb, Johnson & Johnson) e polímeros especiais podem ser gerados a partir da mistura dos citados monômeros. Por exemplo, a copolimerização do caprolactone e ácido glicólico gera um produto com degradação relativamente rápida. Outros exemplos de polímeros degradáveis pesquisados são os poli(ortoésteres), poli(anidridos), poli(fosfazinas) e os poli(aminoácidos). Os poli(ortoésteres), poli(anidridos) e poli(fosfazinas) degradam-se a partir da superfície em contraste

com o PLA ou o PLG que podem biodegradar-se precipitadamente através de uma erosão em massa em todo o corpo do implante. Em consequência, um dispositivo fabricado de PLA/PLG implantado no osso apresentará uma superfície sempre mutante para as células [Hollinger et al., 1996]. Com relação a este último aspecto, as pesquisas tentam melhorar esta característica nestes ácidos porque levam a falhas súbitas dos implantes e impedem a utilização dos mesmos em locais onde se precisa confiabilidade, grande quantidade de massa e elevadas solicitações mecânicas. Biopolímeros tais como os poli(aminoácidos) podem ser sintetizados a partir de aminoácidos tirados de fontes naturais e modificados para gerar organopatas que sejam úteis como substitutos ósseos. O colágeno tem sido o mais explorado biopolímero para aplicações ortopédicas e tem sido combinado com a hidroxiapatita e o fosfato tricálcico (TCP) [id.].

A descrição anterior de alguns dos materiais poliméricos mostra o amplo espectro de materiais disponíveis para manufatura de parafusos implantáveis. Os parafusos de osso humano devem ser inseridos dentro deste mapa e apresentam uma série de vantagens e diferenças em relação aos polímeros artificiais. Se da especial ênfase ao caso de polímeros absorvíveis, dada a importância que estão adquirindo modernamente estes compósitos na fixação interna de fraturas. Além disso, estes produtos são os únicos que apresentam características funcionais similares às pretendidas com os parafusos de osso propostos neste trabalho. Eventos tais como degradação, absorção e remodelamento¹¹ do osso no local do implante serão perseguidos e também ocorrem com a utilização de parafusos feitos de cortical de doador, porém acontecem de maneira diferente que em parafusos de polímeros absorvíveis modernos. Por outro lado, a história de sucesso dos parafusos poliméricos está muito ligada com a expectativa que se tem com os parafusos de osso, já que promovem um caminho a

¹¹ Processo biológico mediante o qual o tecido ósseo danificado ou morto é substituído por osso novo e sadio. Este processo implica tanto a resorção do tecido danificado

recorrer. A literatura apresenta uma forma de observar e aprender como um produto da natureza dos parafusos de osso poderia ser desenvolvido e aperfeiçoado até conseguir que seja efetivo a nível clínico. Essa experiência documentada dos parafusos de polímeros foi tomada neste trabalho como referência para o desenvolvimento dos dispositivos implantáveis propostos neste trabalho.

3.2.1.3 - Cerâmicos

Até a presente data, não foi conhecido neste trabalho uso de materiais cerâmicos biocompatíveis em construção de parafusos ortopédicos. As cerâmicas biodegradáveis têm um campo restrito de aplicações em ortopedia. Dada a sua fragilidade não são utilizadas em geral em aplicações de forte solicitação mecânica, especialmente tração, flexão, fadiga, etc. No entanto, como reconstituidores de osso em combinação com enxertos ou implantes de osso, as cerâmicas são úteis. Os mais conhecidos compósitos de cerâmica utilizados como substitutos ósseos se encontram na Tabela 3.2. A informação é extraída da literatura disponível, principalmente de [Hollinger et al., 1996].

3.2.1.4 - Comparação e comportamento de alguns produtos desenvolvidos comercialmente para a fixação de fraturas

Em relação aos parafusos comercialmente disponíveis, sabe-se que a oferta de parafusos metálicos é grande e variada, o que não é o caso para os parafusos poliméricos. Atualmente os implantes de poliésteres absorvíveis disponíveis para fixação de fratura incluem pinos de 1,0 a 4,5 mm e parafusos com rosca

assimétrica de 3,5 a 4,5 mm inter-fragmentários e de maiores tamanhos ainda para parafusos de interferência [Böstman, 1991; Orthosob Products, sd; BIOLOGIC Inc., 1993; McGuire, et al., 1994].

Tabela 3.2 - Cerâmicas usadas como substitutos ósseos

NOME	COMPOSIÇÃO OU DESCRIÇÃO	PRINCIPAIS USOS	PROPRIEDADES INERENTES	COMENTÁRIOS
Sulfato de cálcio	Conhecida como o Plaster de Paris	Preenchimento de cavidades ósseas	Pode ser inserido dentro de cavidades ósseas irregulares	<ul style="list-style-type: none"> • Perfil de degradação imperecível • possíveis seqüelas devido à liberação de cálcio e sulfato no organismo
Biovidros	São cadeias silico-fosfáticas que podem unir iônicamente compostos como CaO, CaF, P ₂ O ₅ , Na ₂ O e outros.	<ul style="list-style-type: none"> • Alguns têm-se desenvolvido para consertar defeitos ósseos em osso alveolar. • Também são utilizados para liberar drogas no organismo depois de implantados como por exemplo proteína morfogenética óssea. 	Podem trocar íons ou grupos moleculares com o local ósseo do receptor contíguo. Isto permite a sua osteointegração, ou seja, quimicamente "colam" o osso.	
Fosfatos de cálcio	Existem várias combinações estequiométricas de fosfatos de cálcio, entre as quais o TCP (biodegradável) e a Hidroxiapatita (biodegradável e não degradável) são as mais comuns.	Tem sido formulados como partículas e discos para reparação óssea e recobrimento de próteses metálicas.	<ul style="list-style-type: none"> • Em geral o TCP tem um perfil de degradação imperecível • Alguns tipos de Hidroxiapatita podem ser controladas em relação as taxas de degradação, endurecem <i>in situ</i> e um indutor de osso pode ser incorporado tal como proteínas morfogenéticas ósseas. 	

A incursão nas pesquisas desenvolvidas e disponíveis na literatura para conseguir constatar se os parafusos poliméricos absorvíveis são concorrentes com seus equivalentes metálicos, serve de orientação para colocar os parafusos usinados a partir de osso humano, dentro da área de desenvolvimento de implantes absorvíveis e produtos de osso humano. Em continuação e para finalizar esta seção, serão apresentadas uma série de

observações obtidas de várias pesquisas que objetivam comparar parafusos de PLA:PLG com os equivalente metálicos. Os parafusos de osso propostos neste trabalho ainda não podem ser incluídos nesta comparação dada a carência de estudos clínicos e outros até a presente data, mas a consideração criteriosa da literatura consultada e resumida nesta parte pode ajudar a conformar idéias sobre como introduzir estes parafusos no ambiente clínico.

Como citado em [Böstman, 1991], as limitações dos dispositivos absorvíveis se relacionam principalmente com o projeto e a resistência mecânica dos implantes. Os parafusos de poliéster asseguram compressão da fratura, mas são muito mais difíceis de inserir quando comparados com os equivalente metálicos. Só fraturas que afetem osso esponjoso podem ser manipuladas efetivamente com os implantes absorvíveis disponíveis atualmente. Esta limitação nas propriedades desejadas dos parafusos poliméricos são atribuíveis de certo modo aos equivalentes fabricados em osso humano. No entanto, os parafusos desenvolvidos de poliéster ou de osso humano não tem por que se adaptar a qualquer aplicação conhecida para parafusos metálicos sem que por esta razão sua eficácia nos locais onde é apropriado não mereça mérito. Grande quantidade de trabalhos, recursos e dinheiro tem sido investidos no desenvolvimento de parafusos poliméricos absorvíveis e apesar de várias décadas de estudo e pesquisa, as aplicações distam muito de abarcar todas aquelas cobertas pelos metálicos.

Os parafusos poliméricos, assim como os metálicos, também apresentam um certo grau de rejeição e complicações. A complicação mais importante está vinculada a uma reação inflamatória. O comportamento clínico desta reação aparece consistentemente. O paciente não sofre sinais locais ou sistêmicos ou algum problema imediatamente após o pós-operatório. Posteriormente mal-estar, dor e uma drenagem serosa aparece no local do implante. Cultivos bacterianos deste material drenado geralmente resultam em

negativo, mas o debridamento do canal de drenagem e do poliglicolido remanescente às vezes é preciso. A drenagem persiste por perto de 5 semanas até 4 meses. No entanto, independentemente da seriedade desta complicação, usualmente ela não interfere com a recuperação a curto prazo da fratura nem com os resultados funcionais ou radiográficos a longo prazo do tratamento [Böstman, 1991]. Um resumo de alguns dos mais representativos estudos clínicos realizados com parafusos de poliésteres encontra-se em McGuire et al., [1994]. Uma descrição detalhada dos eventos biológicos que permitem a absorção destes parafusos quando inseridos no osso encontra-se em Böstman et al., [1992]. Com relação à manipulação dos parafusos poliméricos, quando comparados com os metálicos, encontram-se na literatura alguns dados. Num estudo comparativo de parafusos de interferência, Johnson [sd] encontrou que os parafusos poliméricos são vulneráveis ao rompimento devido à angulação acoplada com curtas rotações durante a sua inserção. Problemas técnicos na inserção dos parafusos poliméricos correspondem na sua maioria à inexperiência dos cirurgiões com este tipo de dispositivo, dado que o parafuso absorvível não é portador das mesmas propriedades físicas que os de metal, aos quais está associada a experiência prévia do cirurgião. O rompimento acontece cada vez que o cirurgião entra em contato pela primeira vez com o material ou a cada vez que a angulação é combinada com a aplicação rápida de torque. Assim, os cirurgiões estão acostumados a colocar parafusos metálicos com aplicações rápidas de torque e com movimento simultâneo de empuxo, técnica bem tolerada por parafusos metálicos mas não pelos plásticos. Os parafusos plásticos são melhor inseridos quando não se aplicam sobre eles tensões de angulação, o torque se aplica em forma contínua e suave e com uma chave de fenda que se mantenha sempre no mesmo plano. Esta manobra as vezes requer as duas mãos [Johnson, sd].

Assim, até a manipulação de um parafuso que possua propriedades físicas diferentes daquelas dos parafusos metálicos

é bem diferente, demonstrando que existe uma curva de aprendizado para este caso. Espera-se que dada a fragilidade observada dos parafusos de osso produzidos em nível de protótipo, uma situação similar deva se apresentar com a manipulação destes. A experiência prévia na curva de aprendizado com parafusos poliméricos pode ajudar a resolver este potencial problema com os parafusos propostos neste trabalho. Para ajudar a superar em parte este problema, os fabricantes de parafusos poliméricos têm desenvolvido uma série de ferramentas apropriadas, tanto para a manipulação como para a inserção destes. Igualmente poderia acontecer com os parafusos de osso, daí a importância de poder estimar ou medir as suas propriedades físicas antes de estudar uma técnica de manipulação. Por último, em [Böstman, 1991] tem-se citado uma das principais desvantagens dos sistemas atuais de parafusos absorvíveis: o custo. O preço de um parafuso de 4,5 X 50 mm de material reforçado custa aproximadamente 15 vezes mais que aquele de metal com aplicações equivalentes e facilmente disponível no mercado. Uma estimativa inicial de custo de parafusos feitos de osso não calcula um custo tão elevado, convertendo estes numa alternativa sob este ponto de vista, porém devem-se obter mais informações sobre este assunto.

3.2.2 - Enxertos ósseos

Os enxertos ósseos representam, em todas suas formas e aplicações, os mais antigos métodos reconstrutivos que se conhece para reconstituir o sistema músculo-esquelético e ainda se mantém entre os procedimentos mais comumente usados na ortopedia moderna [Friedlaender, 1987]. São utilizados na maior variedade de procedimentos, para consertar fraturas, artrodesis, preencher defeitos ósseos e substituir deficiências esqueléticas após perdas traumáticas como das conseqüências de tumores. O uso de enxertos ósseos tem se remontado aos registros médicos mais antigos, referidos em mitos, lendas e outros [id.]. Em contraste

com o uso tão difundido dos enxertos ósseos, os eventos histológicos e fisiológicos que são cruciais no processo de incorporação e os mecanismos que controlam estas reações são só superficialmente conhecidos. Em torno de 65 anos os enxertos ósseos tem sido utilizados para fundir uniões e consertar defeitos esqueléticos. Infelizmente, a não-união e a falha por fadiga acontecem hoje tão freqüentemente como no passado [Burchhardt, 1983]. Mesmo assim e como discutido na mesma referência, um problema adicional a enxertar osso é o da disponibilidade e aquisição do material apropriado. Assim, os materiais autógenos (do mesmo corpo do paciente) são obtidos com certo custo para o paciente incluindo: (1) cortes cirúrgicos adicionais, (2) incremento da imobilidade pós-operatória, (3) enfraquecimento dos locais ósseos do doador e (4) complicações potenciais sérias decorrentes de alguma das condições descritas anteriormente.

Uma alternativa aos autoenxertos (partes do mesmo paciente) são os aloenxertos (provenientes de tecidos de indivíduos diferentes ao paciente). Estes, segundo Burchhardt [1983], têm tido sucesso relativo com grande incidência de não-união, falhas por fadiga e ocasionalmente resorção completa do material do implante. Cabe incluir aqui os materiais artificialmente produzidos e discutidos em seções anteriores deste trabalho. O processo de incorporação depende dos tecidos do receptor e do íntimo contato com os tecidos do doador, seqüências de tempo e um equilíbrio dos seguintes processos interdependentes [id.]: (1) proliferação de células osteoprogenitoras¹², (2) diferenciação¹³ de osteoblastos, (3) osteocondução e (4)

¹² Com relação às células ósseas, uma célula osteoprogenitora origina osteoblastos. Os osteoblastos sintetizam a matriz óssea e promovem sua mineralização. Os osteócitos são osteoblastos inativos fixos na matriz mineralizada; sugere-se que ela mantém uma camada muito estreita de matriz orgânica não mineralizada dentro das lacunas onde está alojada. Podem reabsorver matriz óssea para liberar Ca⁺⁺. Os osteoclastos têm origem sanguíneo e reabsorvem o osso [Stevens et al., 1997]

¹³ Processo biológico mediante o qual uma célula "potencial" ou "mãe" se transforma em uma célula de tipo diferente com capacidade para executar funções especializadas. Células que se mantêm como "mães" ou "progenitoras" dada a ausência de estímulos para se diferenciar.

propriedades biomecânicas do enxerto. Parafusos usinados a partir de osso humano de banco de ossos, são com certeza do tipo de aloenxertos discutidos aqui. Esta seção falará então com mais detalhes sobre a dinâmica da incorporação de aloimplantes ósseos.

A incorporação de enxertos ósseos é um extremo do singular espectro da regeneração óssea que começa com a homeostase do osso intacto (manutenção do tecido ósseo vivo) e é representada intermediariamente pelas reconstruções nas fraturas [Friedlaender, 1987]. O ciclo de remodelamento do osso no local do implante abrange uma seqüência de três eventos: a fase de ativação, a resorção e a formação de osso novo. Pouco é conhecido sobre a fase de ativação mas é aquela que inicia a remodelação e nela participam o controle hormonal, estímulos elétricos, físicos e pode ser estimulada por excitação mecânica ou elétrica [id.]. A resorção é caracterizada pelo aparecimento dentro das superfícies trabeculares de células multinucleadas gigantes: os *osteoclastos*. Os componentes preexistentes da matriz e o conteúdo mineral é removido [ibid.]. A formação de osso novo geralmente segue a resorção e acontece pela presença de *osteoblastos*, que são os responsáveis pela geração e deposição do material osteogênico na substância circundante. Esta matriz depositada posteriormente é mineralizada num processo similar àquele que acontece com a remodelação de fraturas e consegue conformar uma estrutura típica de osso sadio. Estes eventos podem ser melhor entendidos consultando a fisiologia dos processos de remodelamento do osso, ou do crescimento deste [Junqueira et al., 1995]. A reconstrução do osso requer a invasão de botões vasculares e no caso de osso cortical isto geralmente acontece através dos canais Haversianos e de Wolkman preexistentes. Estes canais no enxerto são ampliados posteriormente pela atividade osteoclástica que

acompanha a revascularização¹⁴ e tem também forte resorção ao longo da periferia do enxerto. O resultado líquido é um incremento substancial na porosidade do enxerto e um decréscimo em massa. Dado que o conteúdo mineral do implante está sendo perdido, este material perde paulatinamente resistência mecânica e não consegue suportar grandes cargas sem ajuda de uma fixação interna adequada durante esta fase de incorporação. Pode hipotetizar-se que um dos objetivos do projeto proposto de parafusos de osso corresponde ao dimensionamento da sua quantidade de massa, para que este fenômeno de perda de resistência por porosidade excessiva descrito anteriormente, aconteça depois que a fratura que se pretende fixar seja consolidada ao nível que suporte pelo menos as cargas fisiológicas.

3.2.2.1 - Conservação e preservação de implantes ósseos

Como citado em **Pelker et al., [1983]**, as propriedades biomecânicas de um aloimplante podem ser alteradas pelos métodos selecionados para preservar e conservar este material. Os efeitos são mínimos quando se utiliza alto grau de congelamento e baixo nível de radiação. As pesquisas demonstram que a liofilização diminui marcadamente a resistência torsional e à flexão de aloimplantes ósseos, mas não afeta seriamente a resistência à compressão e à tração. A irradiação do osso com mais de 3.0 megarads ou a irradiação combinada com liofilização causa significativa redução na resistência mecânica. Por outro lado, os aloimplantes congelados têm sido freqüentemente utilizados como materiais de implante pois são considerados antigênicos. Entretanto, pesquisas tem demonstrado que algo de imunogenicidade persiste no osso congelado em forma de rejeição celular a corpo estranho, as vezes tão longo como 7 meses [**Burchhardt, 1983**]. Por outro lado, o congelamento destrui em

¹⁴ Processo biológico mediante o qual vasos sanguíneos invadem um tecido com o fim de

parte a tendência osteogênica inicial que possa ter o enxerto e diminuir indiretamente a quantidade de osso novo que possa formar o enxerto em forma de *callus*. Usualmente os aloenxertos que são fraturados não se voltam a unir ao receptor. Em geral os resultados de pesquisas e experiências clínicas demonstram resultados contraditórios dependendo do local do implante.

O osso liofilizado¹⁵ também é utilizado com frequência como aloimplante. Alguns estudos demonstram que o osso liofilizado cortical se incorpora de uma forma mais lenta que no caso de um autoimplante, mas com maior sucesso que no caso dos ossos congelados. Em geral o processo de liofilização pode diminuir a imunogenicidade, mas não sem afetar a eficácia do implante. Isto dado o fato que pesquisas têm encontrado uma redução na capacidade de formar o *callus* e de revascularizar; adicionalmente, as propriedades biomecânicas são alteradas como conseqüências de microfraturas [id.]. A forma mais comum de liofilizar ossos consiste em resfriar as amostras a temperaturas entre -20 graus centígrados até -196 centígrados (armazenagem em nitrogênio líquido). A irradiação de osso tem sido tentada como meio de esterilização e de destruição dos antígenos contidos na matéria óssea a enxertar. Uma irradiação de 2 a 3 megarads é suficiente para esterilizar e destruir as propriedades antigênicas do osso, mas o efeito concorre com a capacidade de osteoindução que diminui no osso irradiado. Efeito similar sofrem as propriedades mecânicas no caso de aumentar a irradiação acima de 3,0 megarad. Neste caso, uma radiação excessiva diminui as propriedades mecânicas por causa do aumento da solubilidade do colágeno e outras proteínas próprias da estrutura orgânica óssea, além do que o sistema fibrilar da matriz é destruído [ibid.].

Pesquisas apresentadas em Pelker et al., [1983] demonstram

introduzir a quantidade de sangue adequado a ele.

¹⁵ Congelado e dessecado

que após liofilizar ossos de tíbias e fêmures até um conteúdo de umidade inferior a 5%, e logo reidratar por vários períodos de tempo antes de serem testados, encontrou-se que após uma hora de reidratação ao ambiente, o módulo elástico voltou ao normal, o limite de fluência e a resistência mecânica à tração foram recuperadas depois de 4 horas, e depois de 8 horas a deformação máxima recuperou os valores originais (do controle). Mesmo assim, em espécimes que foram irradiados e logo liofilizados com posterior reidratação por 24 horas, encontrou-se que a resistência à fluência e a deformação final foram diminuídas significativamente e o módulo de plasticidade foi aumentado [ibid.]. A Figura 3.6 apresenta dados comparativos para duas propriedades mecânicas de osso conservados por resfriamento.

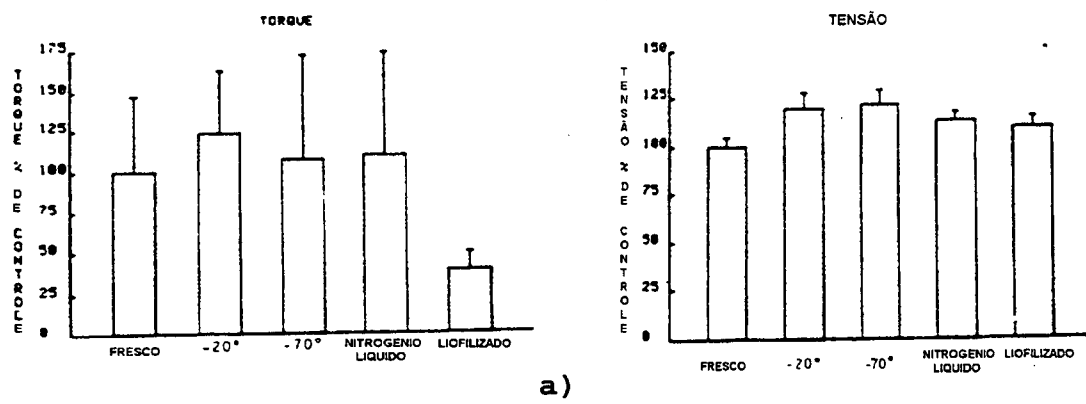


Figura 3.6 - Variação nas propriedades mecânicas de osso tratado por vários métodos de congelamento.

- a) Efeito do congelamento profundo e liofilização sobre a resistência torsional em osso femoral em comparação com as de osso sem tratar (controle). Fonte: Pelker et al., [1983]
- b) Efeito do congelamento profundo e liofilização sobre resistência à compressão do osso quando comparado com os valores de controle. Fonte: Pelker et al., [1983]

Por último e levando em conta o observado por **Molina et al. [1995]** e **Pelker et al. [1983]**, as considerações sobre a viabilidade de inserir osso cortical em forma de parafusos em um receptor partem dos fatos discutidos nas seções anteriores em relação à possibilidade de utilizar este material como *osteoindutor*, *osteoconstrutor* e com propriedades mecânicas inalteradas pelos processos de preservação descritos. Ainda que

a atividade imunogênica persista em aloimplantes congelados ou liofilizados, aparentemente sua resposta pode ser controlada com o uso de drogas supressoras. Fica então aberta a possibilidade de utilizar parafusos de osso humano na forma de enxertos de natureza estrutural para contribuir na reconstituição de alguns defeitos do esqueleto ou como elemento de fixação interna em alguns tipos de fratura. Esta hipótese proposta em **Molina et al., [1995]** foi alcançada com o desenvolvimento dos primeiros protótipos de parafusos de osso humano em nível metrológico razoável e cujo comportamento mecânico permite apreciar a possibilidade de utilizá-los com sucesso em algumas aplicações; isto, com todas as vantagens dos implantes absorvíveis discutidos nas seções anteriores deste trabalho.

CAPITULO 4

OSSO HUMANO COMO MATERIAL DE ENGENHARIA

O osso é um material de natureza biológica e como tal suas propriedades físicas variam amplamente de amostra a amostra. Quando tomado como um possível material de uso na engenharia, verifica-se que ele possui uma estrutura fibrosa similar à de outros materiais naturais como a madeira. O osso não é "fabricado" pelo homem com "especificações" e o que se pretende aqui é utilizá-lo como material de base para implantes manufaturados. Para isto é preciso definir procedimentos que permitam caracterizar as propriedades desejadas do material a fim de selecionar amostras adequadas para o uso.

O osso é um tecido cuja composição é aproximadamente 70% mineral, 22% de proteínas e 8% de água. É fortemente viscoelástico e anisotrópico, e quando comparado com outros materiais, exhibe propriedades mecânicas muito interessantes como por exemplo: quando comparado com o ferro fundido, o osso é 3 vezes mais leve (em relação ao peso específico) e 10 vezes mais flexível, mas ambos materiais apresentam uma resistência à tração similares; quando localizado na carta de seleção de materiais de Ashby, osso humano cortical¹ apresenta valores para a relação E/ρ similares aos dos compósitos poliméricos desenvolvidos pelo homem. As Figuras 4.1 e 4.2 apresentam a localização das propriedades do osso humano nos diagramas de Ashby, a partir de dados contidos em **Einhorn et al. [1992]** e dos diagramas apresentados por **Dieter [1991]**.

Considerado o osso como "matéria prima" para usinar componentes, precisa-se então de uma forma de reconhecer algumas propriedades relevantes à usinabilidade, tais como dureza, resistência mecânica e outras. São relativamente poucos os

trabalhos que têm se preocupado com este problema [Fuchsberger, 1987; Ohashi et al., 1994; Mattheus et al., 1984]. Nos trabalhos prévios do autor junto a um grupo de pesquisa das Universidades dos Andes e Javeriana em Bogotá, Colômbia, encontrou-se que a aparência não é suficiente para determinar um bom comportamento do material ao corte com ferramentas de geometria definida. Em alguns casos um material de certa cor e textura superficial dava bons resultados quando usinado, isto quanto ao acabamento da superfície e quando do uso de pequenas forças de corte. Já uma outra amostra próxima da anterior apresentava um comportamento ruim em relação aos mencionados itens. Tem-se a suspeita que a porosidade afeta de forma considerável a usinabilidade do material, bem como as demais propriedades mecânicas. Por estas razões se discursará um pouco sobre este assunto a seguir.

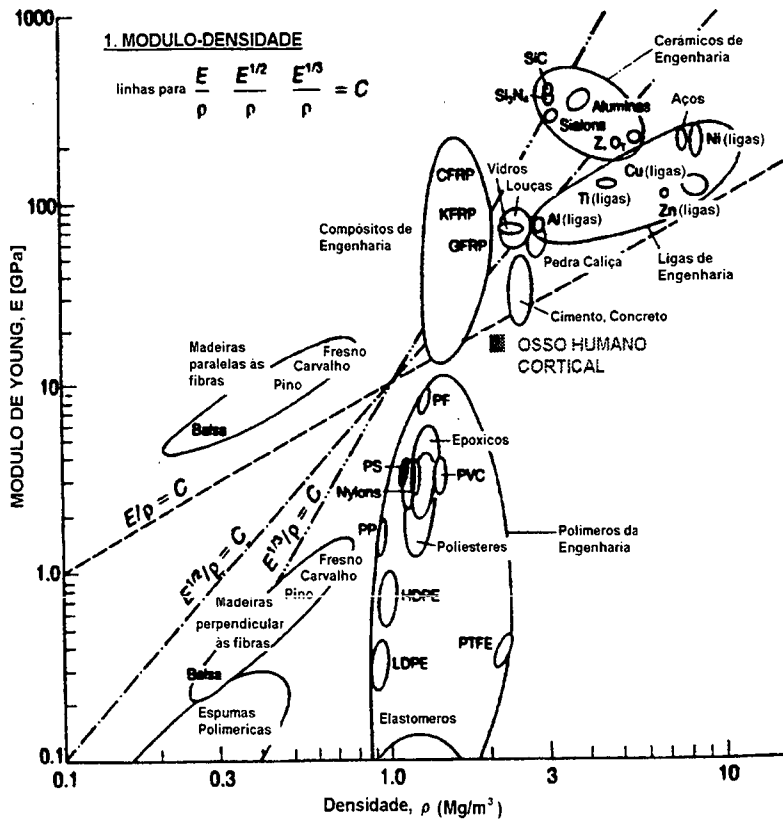


Figura 4.1 - Localização do osso humano na Carta de Ashby. Módulo de elasticidade Vs. Densidade. Fonte: Dieter [1991]

¹ O tipo de osso compacto encontrado na periferia dos ossos compridos do corpo, como descrito na seção 4.1

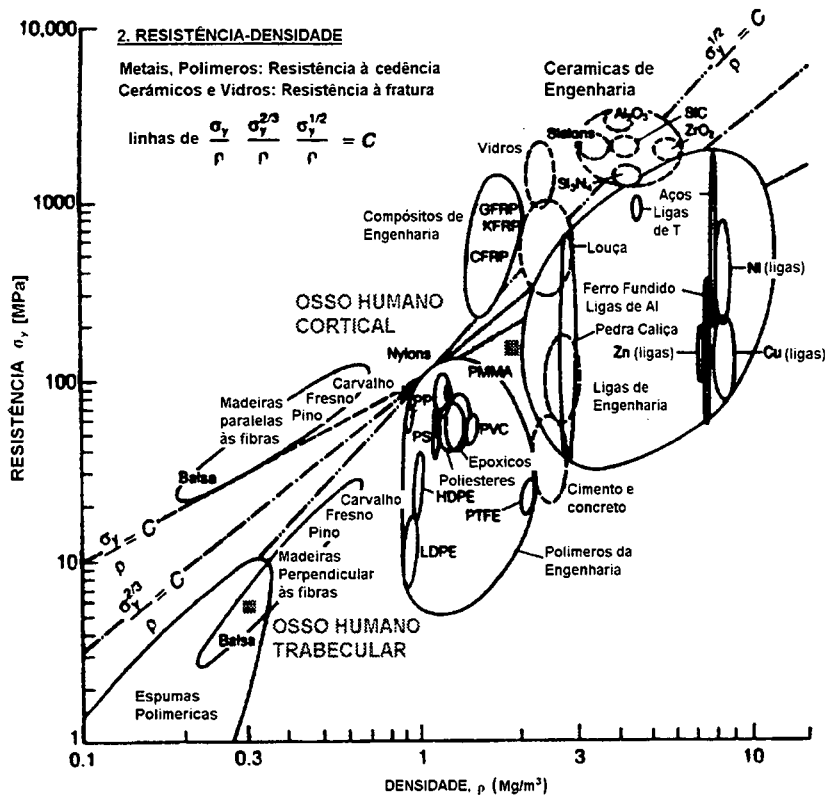


Figura 4.2 - O osso humano na Carta de Ashby. Resistência máxima Vs. Densidade. Fonte: Dieter [1991]

4.1 - Morfologia e Estrutura do Osso Humano

Dos componentes citados na composição primária do osso humano, a parte mineral e a de proteínas são as mais relevantes na microestrutura do material. A água é responsável pelo comportamento viscoelástico. Este material pode ser considerado como um compósito bifásico, onde de forma análoga aos compósitos de fibra de vidro, a parte mineral comporta-se como as fibras de vidro que reforçam o "material básico" e que, no caso do osso, corresponde em forma predominantemente a uma matriz proteínica de colágeno² [Einhorn et al., 1992]. Uma descrição da composição química e biológica das parcelas mineral e proteínica não será feita aqui de forma detalhada, dado que é matéria especializada,

² Esta descrição em analogia com um compósito artificial, é conhecida como a hipótese de Currey que, como citado em Einhorn et al. [1992], foi o primeiro a formular uma microestrutura em forma de compósito para o osso cortical.

mas pode-se dizer que a parte mineral do osso corresponde na sua maioria a fosfato de cálcio e a parte proteínica a colágeno tipo I, proteína esta muito importante no corpo humano. Nas Figuras 4.3a, 4.3b e 4.3c apresentam-se, através de desenhos e microfotografias, a forma geral da estrutura do osso humano.

Conforme **Junqueira et al. [1995]**, "O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo formado por células e material intercelular calcificado, a matriz óssea. As células são:

1. Os osteócitos, que se situam em cavidades ou lacunas no interior da matriz;
2. Os osteoblastos, produtores da parte orgânica da matriz;
3. Os osteoclastos, células gigantes, móveis e multinucleadas, que reabsorvem o tecido ósseo, participando dos processos de remodelação dos ossos.

A parte inorgânica representa cerca de 50% do peso da matriz óssea. Os íons mais encontrados são o fosfato e o cálcio. Há também bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato em pequenas quantidades. O cálcio e o fósforo formam cristais que estudos de difração de raios X mostraram ter a estrutura da hidroxiapatita, com a seguinte composição: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Nas micrografias eletrônicas, os cristais de hidroxiapatita aparecem sob a forma de agulhas ou tabletes alongados, medindo 40X25X3 nm. Esses cristais se arranjam ao longo das fibrilas colágenas e são envolvidos por substância fundamental amorfa³. Os íons da superfície do cristal de hidroxiapatita são hidratados, existindo, portanto, uma camada de água e íons em volta do cristal. Essa camada é denominada capa de hidratação. A capa de hidratação facilita a troca de íons entre o cristal e o líquido intersticial⁴."

³ Substância que corresponde a uma gel de embebição do colágeno e das células

⁴ Líquido que corresponde a água contendo solutos, originado nos vasos capilares sanguíneos e percorre a substância fundamental amorfa.

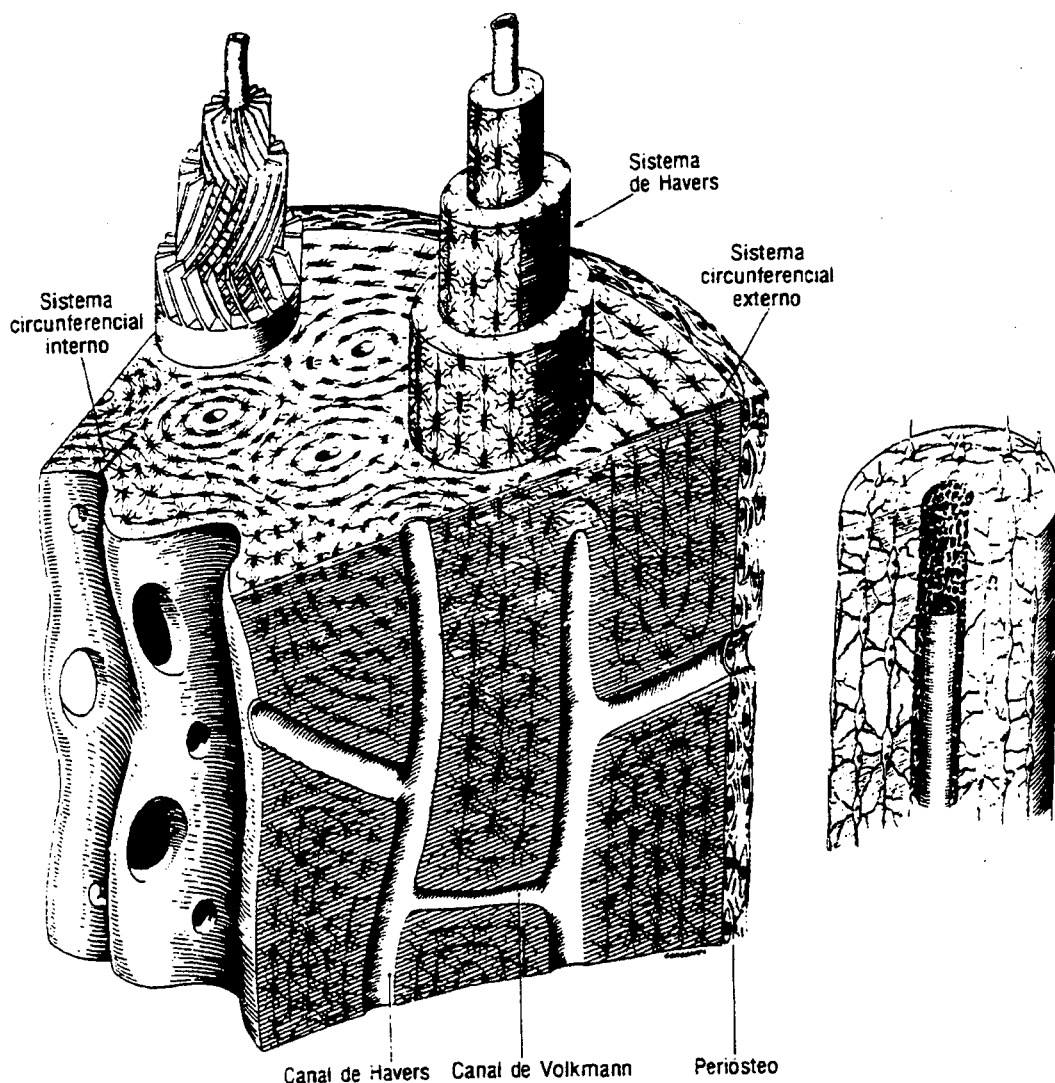


Figura 4.3a - Fonte: Junqueira et al., [1995], pp. 115: "Esquema da estrutura da diáfise dos ossos longos. Aparecem os sistemas circunferenciais externo e interno e os sistemas de Havers. O sistema de Havers desenhado em três dimensões, no alto e à esquerda, mostra a orientação das fibras colágenas nas lamelas. À direita, um sistema de Havers isolado, mostrando a forma dos osteócitos."

Com esta descrição é possível entender a natureza do material ósseo como um material compósito com matriz e fibras. Continuando com a mesma referência:

"A parte orgânica da matriz é formada por fibras colágenas (95%) constituídas de colágeno do tipo I e por pequena quantidade de substância fundamental amorfa que contém agregados de proteoglicanas e glicoproteínas (osteocalcina,

sialoproteína).

A associação de hidroxiapatita com fibras colágenas é responsável pela dureza e resistência característica do tecido ósseo. Após a remoção do cálcio, os ossos mantêm sua forma intacta, porém tornam-se tão flexíveis quanto os tendões. A destruição da parte orgânica, que é principalmente colágeno, pode ser realizada por incineração e também deixa o osso com sua forma intacta, porém tão quebradiço que dificilmente pode ser manipulado sem se partir."



Figura 4.3b - Fonte: Junqueira et al. [1995], pp. 116: "Diáfise de osso longo em corte transversal. Fotomicrografia de corte descalcificado no microscópio de polarização. Observar os sistemas de Havers mostrando alternância de lamelas claras e escuras. Entre os sistemas de Havers aparecem sistemas intermediários. 150X."

Figura 4.3c - Fonte: Junqueira et al. [1995], pp. 117: "Micrografia eletrônica do estágio inicial da deposição de minerais na matriz óssea. A matriz é rica em Colágeno e mostra numerosos focos de mineralização (setas). 24.500X. (Cortesia do Prof. E. Katchburian, do London Hospital Medical College.)"

Esta, que é uma descrição básica da morfologia e estrutura do tecido ósseo quando interpretado como um material de engenharia

mostra um material de singular estrutura compósita com a distribuição da matriz e fibras em nível de nanômetros, algo verdadeiramente notável quando comparado com a estrutura dos compósitos feitos pela engenharia moderna.

4.1.1 - Relação entre estrutura e função

Os materiais biológicos com frequência apresentam elementos estruturais orientados que dão a eles diferentes propriedades em diferentes condições. Os ossos mostram propriedades ótimas em uma orientação particular, com um peso e carga metabólica mínimos. Desde o ponto de vista celular, o constituinte primário do osso cortical no esqueleto do humano adulto é o chamado osso *osteonal secundário*⁵ que, como tem se sugerido, se forma como resposta à necessidade de suprir o osso intersticial⁶ com nutrientes e incrementar a resistência a uma fratura potencial sob cargas cíclicas [Einhorn et al., 1992]. Partindo deste comentário, verifica-se uma estreita relação entre a função e a estrutura do tecido. O osso osteonal ou "os osteões" tipicamente medem entre 200 e 300 micrometros em diâmetro e são compostos por lamelas concêntricas de matriz extracelular mineralizada. Cada unidade destas também é conhecida como um *Sistema de Havers*. Na maioria das diáfises⁷, os osteões se agrupam em forma longitudinal ao longo do eixo axial do osso, provindo assim de uma estabilidade mecânica maior e uma resistência à flexão dominante às cargas torsionais e compressivas associadas à função fisiológica estrutural [id]. Estas observações indicam que [ibid.], no caso do osso cortical, a sua microarquitetura apresenta considerável informação sobre as propriedades mecânicas do osso. Por outro lado, a estrutura do osso é dinâmica no tempo e se condiciona às tensões impostas de maneira adaptativa. Os materiais biológicos como o osso têm

⁵ Estrutura formada sobre os tecidos do embrião com a morfologia descrita nas figuras 4.3 a), 4.3 b) e 4.3 c)

⁶ As estruturas microscópicas do osso do tipo compacto

mecanismos de reparação para agir contra a microdanificação na medida que ela acontece, e assim sob condições normais de cura, a microdanificação não se acumula e o osso continua respondendo fisiologicamente a sua função estrutural [ibid.]. Isto implica uma complexidade singular quando do estudo do osso como material de engenharia, pois quando introduzido no tecido vivo de um receptor, como parte de um componente usinado a partir de amostras de cadáver, a dinâmica biológica do tecido faz o material mudar ao longo do tempo, em função da sua adaptação às tensões e a suas funções metabólicas. Por outro lado, esta característica pode ser explorada para fazer com que um inserto de osso "morto" possa converter-se em um tecido sadio, gerado pela invasão de células novas que se acomodam em função das cargas e outras funções biológicas.

O chamado osso trabecular⁸ ou osso esponjoso, tem características bem diferentes do osso cortical e, em contraste, este tipo de osso é composto de lamelas intersticiais, e o remodelamento acontece nas superfícies internas dentro de regiões discretas conhecidas como *Pacotes Trabeculares*. As características macroscópicas do osso trabecular (nos pacotes trabeculares) correspondem a uma estrutura de celas tridimensionais de grande complexidade conformadas por placas, barras e vigas unidas entre si. Sua arquitetura porosa resulta em uma relação de superfície-volume extremamente grande, gerando assim um potencial bem maior para o intercâmbio de minerais através da superfície em remodelação constante. Adicionalmente, esta estrutura em forma de células/grade 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 [ibid.].

Apesar destas propriedades tão adaptativas e por razões de

⁷ A seção média ao longo dos ossos compridos das extremidades

⁸ Encontrado nos ossos "macios" como no caso das vértebras e os extremos dos ossos compridos nas articulações

resistência e deformabilidade, a natureza do osso esponjoso não permite o emprego deste como material para fabricar implantes estruturais. Mesmo assim, o osso esponjoso, sendo extremamente poroso, precisa de um tipo de parafuso especial para unir fragmentos fraturados; neste caso geometria de rosca bem diferente daquela dos parafusos corticais. No desenvolvimento do presente trabalho objetiva-se trabalhar com tecido cortical para fabricar os parafusos por usinagem, pois como "Material de engenharia", este tipo de osso apresenta-se como mais resistente e mais usinável que o tecido trabecular. Em geral, as corticais com maior espessura (onde existe maior quantidade de material e de maior resistência) encontram-se nos ossos das extremidades. Também é aceito que onde as tensões são mais fortes o osso cortical sadio responde com uma tendência ao alinhamento de suas fibras na direção da carga, produzindo um material mais resistente e em geral dispendo de maior quantidade dele no local de maior exigência mecânica [Einhorn et al., 1992; Mullender et al., 1994; Petrýl et al., 1996]. Como contraste com o osso cortical, as propriedades mecânicas do osso trabecular podem ser associadas com aquelas que apresentam os materiais de engenharia muito porosos preenchidos com algum tipo de fluido. Como descrito em Einhorn et al. [1992] e Hvid [1988], têm-se encontrado fortes correlações entre a orientação estrutural das trabéculas, a densidade aparente e a resistência mecânica.

4.2 - Propriedades Biomecânicas do Osso

A relação entre as propriedades mecânicas e a resposta biológica do osso às cargas é conhecida como *Comportamento biomecânico do osso*. A diferença do estudo em relação aos materiais na prática convencional da engenharia, está com que o osso humano quando utilizado como um implante deve ser entendido como parte de uma estrutura viva, com toda a sua dinâmica biológica sobreposta sobre os outros elementos que

rotineiramente os engenheiros consideram em seus modelos e cálculos. Por exemplo, sob o ponto de vista biomecânico, uma fratura representa a falha do tecido ósseo não somente em nível do próprio material, como também do osso em toda a sua complexidade biológica e física. Do ponto de vista biomecânico, o comportamento mecânico do osso pode ser estudado em dois níveis [Einhorn et al., 1992]:

- O primeiro realiza ensaios mecânicos padronizados sobre amostras uniformes, com o fim de determinar as "qualidades" em nível do tecido ósseo que são independentes da estrutura ou da geometria. Isto para se obter correlações matemáticas do comportamento do osso, como se faz com um material típico de engenharia.
- O segundo nível consiste em estudar o comportamento mecânico do osso quando considerado como uma unidade anatômica completa.

Mecanicamente as propriedades representam a forma como o osso responde às forças de excitação encontradas no ambiente natural e que podem ser observadas por meio de experimentos em ossos intatos com geometria normal. Dada a natureza fortemente anisotrópica do osso humano, a sua viscoelasticidade e a mudança dinâmica de suas propriedades com o tempo (da idade do sujeito, da resposta à fadiga) os valores destas propriedades mecânicas não são constantes de osso para osso, de indivíduo para indivíduo e fica claro então que somente dados médios sobre velocidades de carga e orientações específicas são apresentados nas tabelas. Modelamentos mais sofisticados da natureza elasto-plástica do material encontram-se em desenvolvimento [Mullender et al., 1994; Goel et al., 1995]. A resistência e a rigidez do osso é maior na direção da carga a que ele é normalmente submetido. Isto é particularmente certo no osso cortical onde os osteões estão orientados em uma direção longitudinal. A deformação plástica diminui no caso de cargas transversais e o osso é conseqüentemente mais frágil nesta direção. O osso

cortical é mais resistente a compressão do que a tração [Einhorn et al., 1992], e depois de adquirida a maturidade, a resistência a tração e o módulo de elasticidade do osso cortical femural diminui aproximadamente 2% por década. A resistência máxima a compressão do osso trabecular está relacionada com o quadrado da sua densidade aparente e assim uma diminuição na densidade por causa da idade ou por doenças metabólicas, está associada com a redução da capacidade compressiva do material [id.]. O osso trabecular tem um módulo de elasticidade inferior ao cortical, devido à sua grande porosidade. No entanto, como é menos rígido, o osso trabecular pode resistir a grandes deformações, fraturando-se com variações da ordem de 7% do seu comprimento original, enquanto que o osso cortical falhará já em deformações da ordem de 2% [ibid.]. A Tabela 4.1 apresenta alguns dados numéricos das propriedades mecânicas deste material [ibid.]. Na referência [Evans, 1957] encontra-se, de uma forma mais aprimorada, uma grande quantidade de dados sobre propriedades mecânicas do osso humano resultado de várias pesquisas e testes normalizados realizadas sobre o tema ao longo dos anos.

Tabela 4.1 - Alguns dados numéricos das propriedades mecânicas do osso humano. Fonte: Einhorn et al. [1992]

TIPO DE OSSO	DIREÇÃO E TIPO DE CARGA	DENSIDADE APARENTE (g/cm ³)	RESISTÊNCIA MÁXIMA (MPa)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (10 ³ MPa)
Cortical (Fêmur Meio)	Tração Longitudinal	1,85	133	17000
	Compressão Longitudinal	1,85	193	17000
	Cizalhamento 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

4.2.1 - Cargas estáticas

Quando o osso é exposto a tensões, sejam de natureza experimental ou fisiológica, ele exibe comportamento estrutural. Esta resposta depende da massa do tecido, das propriedades do material e da sua geometria. Mas, quando as tensões são muito fortes, como qualquer outro material sólido ele fraturará. Uma fratura é um evento que uma vez iniciado em nível do material (fibra e/ou matriz) progride em nível estrutural (celular) até esgotar a capacidade do osso como um todo de suportar a carga a que está submetido. A Figura 4.4 apresenta uma série de modos de falha de estruturas ósseas observadas em estudos experimentais. A maioria dos ossos compridos do corpo falham por uma combinação de compressão, flambagem e torção.

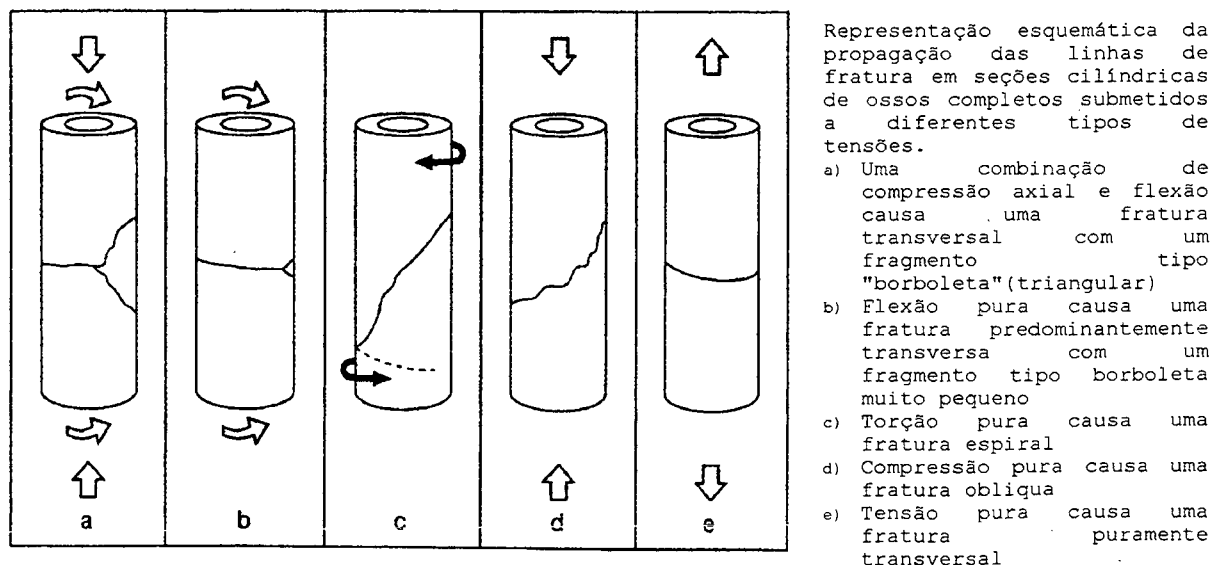


Figura 4.4 - Diversos modos de propagação de fraturas em seções cilíndricas de ossos completos baixo diferentes tipos de tensões. Fonte: Einhorn et al. [1992]

Como conhecido da mecânica dos sólidos, o momento de inércia das diferentes seções é relevante tanto em flambagem como em torção para a resistência da seção. A Figura 4.5 apresenta uma comparação que melhor esclarece como a propriedade de

distribuição de massa no osso é de grande importância, devido à ampla variação de geometria em cada osso, seja de osso para osso (da mesma parte), como de indivíduo para indivíduo. As estruturas biológicas, diferentemente dos componentes projetados por um engenheiro, não seguem padrões geométricos regulares (resultado da composição de formas geométricas simples como cilindros, prismas, cones e outros), e assim o estudo das suas propriedades mecânicas como um todo fica mais complexo dada a considerável variação geométrica. A Figura 4.5 é um bom exemplo.

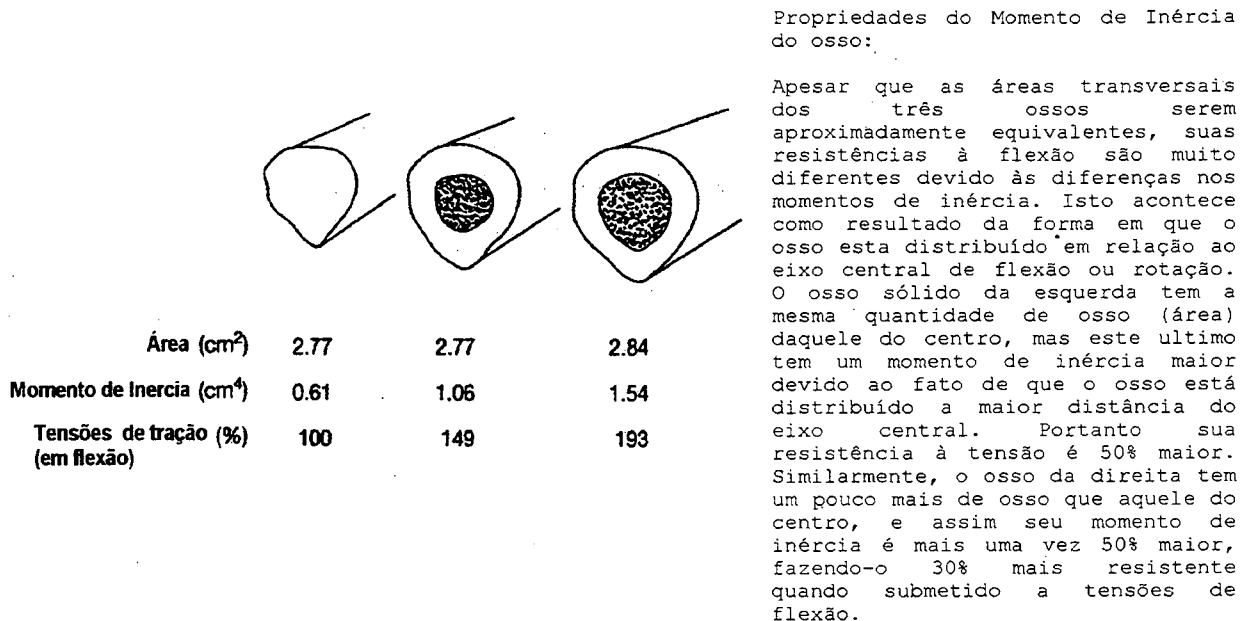


Figura 4.5 - Comparação entre diferentes momentos de inércia à flexão para diferentes formas de osso. Fonte: Einhorn et al., [1992]

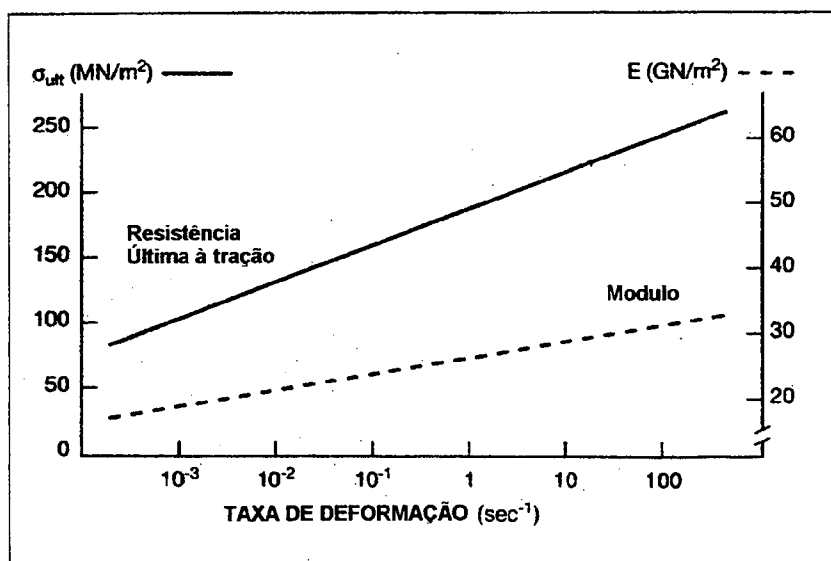
4.2.2 - Cargas dinâmicas

Com relação às propriedades dinâmicas do osso, existe uma interessante coleção de comportamentos que somente podem ser relacionados com os materiais compósitos da engenharia moderna. O comportamento do osso ao longo do tempo, quanto à forma como à estrutura, muda com relação à idade do indivíduo (troca biomecânica em períodos de anos) e como resposta mecânica ante forças aplicadas dinamicamente. É aceito, de forma geral, que o

osso cortical é menos resistente ao cisalhamento, seguido pela tração o que novamente sugere uma relação entre estrutura e função dependendo em parte da microarquitetura [Einhorn et al., 1992]. Em baixas taxas de deformação o osso não apresenta deformação elástica, mas escoar como um fluido muito viscoso, enquanto que em altas taxas de deformação o mesmo osso se comporta como um sólido elástico frágil. Em atividades normais o osso está sujeito a taxas de deformação inferiores a 0.01 s^{-1} . O módulo de elasticidade e a resistência máxima a tração do osso são aproximadamente proporcionais à taxa de deformação elevada à potência 0,06. Devido a estas características, a taxa de deformação e a direção da carga devem ser especificadas quando se descreve o comportamento do material ósseo. A taxa de deformação geralmente aumenta na medida em que uma atividade física torna-se mais exigente e, uma vez que a inclinação inicial da curva tensão-deformação aumenta na medida que a deformação cresce, o osso cortical tem um módulo de elasticidade maior a taxas de deformação maiores (i.é. maiores taxas de deformação resultam em um osso mais rígido). No entanto, durante uma atividade diária típica (taxas de deformação da ordem de $0,001-0,1 \text{ s}^{-1}$), o módulo pode mudar somente em cerca de 15%. Isto indica que para atividades normais, a taxa de deformação não afeta o módulo significativamente [id.]. Dados práticos podem ser utilizados para prever o comportamento de um parafuso feito de osso humano, porém é necessário saber especificar a magnitude e o tipo de carga a que ele estará submetido.

Como se observa na Figura 4.6, a resistência ao limite elástico do osso cortical aumenta na medida em que a taxa de deformação cresce. No entanto, sua resistência a tração é ligeiramente mais sensível às taxas de deformação que sua elasticidade. Estes dados sugerem que o osso é aproximadamente 20% mais resistente durante uma corrida do que durante uma caminhada suave. Em altas taxas de deformação, como acontece durante um trauma de alto impacto, o osso cortical comporta-se

como frágil, contudo, durante atividades normais a ductilidade aumenta na medida que a taxa de deformação diminui. Com base nestas considerações fica claro que existe uma faixa ótima de taxas de deformação ($0,01-0,1 \text{ s}^{-1}$) onde a tenacidade é máxima, o que sugere que o osso se adapta absorvendo energia de impactos em atividades relativamente extenuantes tais como correr [Einhorn et al., 1992]. Uma vez que os dados da Figura 4.6 foram obtidos de testes efetuados *in vitro*⁹ os mesmos representam uma fonte adequada da resposta do material de um parafuso de osso, desde que estes trabalhem sobre condições similares às dos ensaios. Situação similar ocorre com o comportamento conhecido como fluência.



Relação entre a Resistência mecânica à tração (eixo vertical esquerdo) e o Módulo de Elasticidade (eixo vertical direito) de osso cortical como uma função do acréscimo na Taxa de Deformação

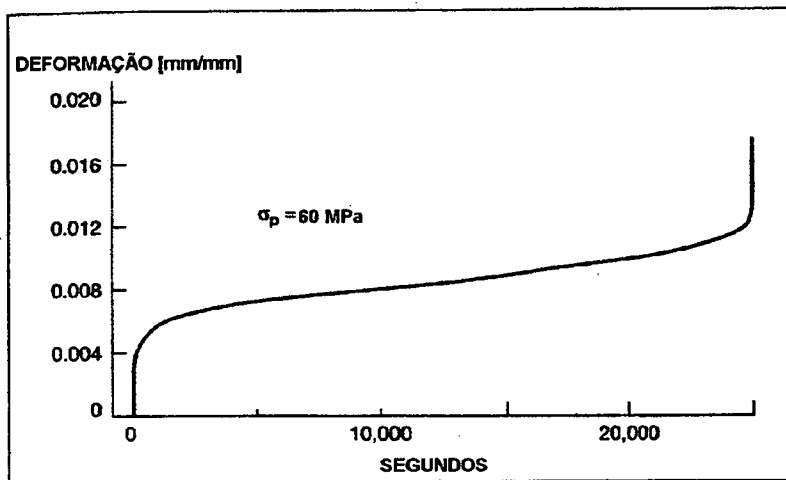
Figura 4.6 - Comportamento viscoelástico do osso humano. Fonte: Einhorn et al., [1992]

A Figura 4.7 apresenta dados deste tipo de comportamento, também contidos em Einhorn et al. [1992]. Caso similar acontece com as propriedades de fadiga do material *in vitro*. Referências como a já citada [Evans, 1957] apresentam curvas desta natureza, mas deve-se levar em conta que estudos feitos *in vivo*¹⁰ não são conhecidos. Esta parte do comportamento biomecânico do osso

⁹ Condição simulada experimental e artificialmente fora do organismo

¹⁰ Realizado inteiramente no organismo vivo

parece ser influenciada pelo fato que o osso é capaz de reconstituir microfraturas (por um processo normal de cura) quando estes danos são causados durante solicitações de baixa intensidade, como no caso de caminhar, por exemplo. Obviamente, para a nossa aplicação as propriedades à fadiga destes parafusos que interessam são àquelas tomadas *in vitro*.



Curva para o comportamento à fluência indicando que se o osso é submetido a tensões constantes por um longo período de tempo, este continuará a deformar-se e finalmente, falha, inclusive se o nível de tensões está abaixo da resistência à cedência ($\sigma_p = 60 \text{ MPa} = \text{Nível de Tensão aplicado}$)

Figura 4.7 - Comportamento do osso humano à fluência. Fonte: Einhorn et al. [1992]

4.3 - Fatores que Influenciam as Propriedades do Tecido Ósseo

Como esperado, existe uma grande quantidade de fatores tanto estruturais como externos que afetam as propriedades biomecânicas do osso. Entre as mais importantes, pode-se citar àquelas relacionadas com:

- A idade do indivíduo, que tem influência definitiva na microestrutura e na distribuição macroscópica das células do tecido e, sobretudo, na densidade do próprio osso;
- as patologias;
- a velocidade com que as tensões são aplicadas;
- a temperatura;

- a sua natureza anisotrópica;
- a forma com que os ensaios que medem as propriedades são conduzidos.

4.3.1 - Influência dos microconstituintes

Do ponto de vista dos microconstituintes e como descrito em [Einhorn et al., 1992] alguns pesquisadores tem investigado a hipótese de Currey¹¹ e têm encontrado dados interessantes:

1. As pesquisas demonstram que a fase mineral contribui de forma determinante sobre a resistência no limite elástico seguindo um modelo consistente de comportamento *elástico/perfeitamente plástico*, enquanto que a inclinação da região plástica da curva Tensão-Deformação é função exclusiva da matriz de colágeno.
2. De forma similar, também se determinou que a maior influência no módulo de elasticidade do osso está relacionada com a fase mineral, sendo que a resistência no limite elástico está determinada pela composição mineral e pela forma como está distribuída dentro da matriz de colágeno.

4.3.2 - Influência da idade do indivíduo

Observações de natureza mais biológica apresentam um esquema da influência da idade do indivíduo na resposta biomecânica do osso tanto *in vivo* como *in vitro*. Em experiências com animais transgênicos¹² que imitam em parte a fisiologia humana, tem-se encontrado que com o tempo (a idade do indivíduo) os ossos do corpo mudam geometricamente, ou seja, apresentam mudanças que

¹¹ Idem nota de rodapé No. 2

¹² Animais produzidos em laboratório pela manipulação intencional do seu DNA ao introduzir genes de outros animais e com capacidade de serem passados às seguintes gerações

levam a uma expansão cortical¹³, resorção endosteal¹⁴ e leva a uma aposição periosteal do osso¹⁵, resultando em uma alteração das propriedades mecânicas devido a mudanças nos momentos de inércia das seções que configuram os ossos e resistem ao carregamento.

Aproximadamente 75-80% da variância na resistência à tração do tecido ósseo é causada por uma redução (relacionada com a idade do indivíduo) na densidade mineral, sendo as outras possibilidades devidas a trocas qualitativas associadas com mudanças na composição do mineral ou da matriz orgânica. O colágeno, por exemplo, não mostra alterações qualitativas significativas com o aumento da idade mas, como já indicado, isto pode afetar só parcialmente a resistência à tração do osso e pode ser compensado por mudanças nas propriedades estruturais. Mais ainda, enquanto trocas só no colágeno podem não afetar o módulo de elasticidade, anormalidades na estrutura mineral como as observadas em algumas doenças de tipo metabólico, significativamente afetam o módulo de elasticidade e a resistência mecânica, isto através de fatores como mudanças no tamanho dos cristais, imperfeições cristalinas ou com a influência de certo tipo de hormônios que podem afetar a resorção óssea, gerando uma remoção diferenciada de diferentes estruturas cristalinas dentro do osso [Einhorn et al., 1992].

Tem-se demonstrado que a densidade do osso trabecular diminui entre 45 a 50% entre as idades de 20 a 80 anos em indivíduos saudáveis, enquanto que a resistência compressiva do osso trabecular vertebral se reduz em 70 a 80% no mesmo período. A maior redução na resistência (que na densidade) sugere que outros fatores da massa são parcialmente responsáveis. Estudando amostras cilíndricas de osso trabecular da primeira vértebra lombar de indivíduos normais com idades entre 15 e 87 anos,

¹³ Aumento da espessura da cortical

¹⁴ Aumento do diâmetro interno do osso por um processo de absorção de camadas na superfície interna e cuja camada mais superficial é conhecida como o *endóstio*

¹⁵ Processo biológico mediante o qual os ossos aumentam seu diâmetro externo por adição de camadas, sendo a camada mais exterior conhecida como o *perióstio*

Mosekilde et al. [apud Einhorn et al., 1992]) conseguiu demonstrar que a competência mecânica depende não somente da massa do osso (densidade de cinzas) porém também da continuidade da grade trabecular que muda com a idade. Estes estudos mostraram que o entrecruzamento horizontal das trabéculas é o primeiro que se perde e de acordo com o modelo de Euler para flambagem, a perda do suporte das colunas verticais pode reduzir a capacidade da resistência à flambagem até por um fator de 16 [Einhorn et al., 1992]. O osso cortical também apresenta efeitos de envelhecimento com relação às propriedades do tecido, com o módulo de elasticidade e a resistência à tração diminuindo aproximadamente 2% por cada década depois da idade dos 20, independentemente do sexo. Um efeito relacionado com a idade ainda mais significativo é a redução na tenacidade, e assim a energia para a falha declina aproximadamente 7% por década [id.].

Com as informações anteriores, vislumbra-se a possibilidade de encontrar uma metodologia capaz de auxiliar na seleção do osso como matéria-prima para parafusos, quando obtida de um banco de ossos. Neste caso, a idade será um fator determinante na escolha da amostra do osso a processar, dadas as conseqüências apresentadas acima. Um caso em que a geometria do osso *in vivo* afeta suas propriedades mecânicas quando considerado como parte estrutural, encontra-se no colo do fêmur [ibid.]. Já que o colo femural é uma estrutura intracapsulada (dentro da cápsula do quadril), não está portanto recoberta de periostio¹⁶ e, em conseqüência, seu diâmetro externo não se incrementa na medida que o esqueleto envelhece, independentemente da carga. Assim, enquanto o osso cortical no resto do esqueleto aumenta sua área e momento polar de inércia, uma proteção biomecânica similar não acontece com o colo do fêmur. A resorção endosteal¹⁷ continua como conseqüência dos

¹⁶ A camada exterior dos ossos, muito importante tanto para o crescimento destes, quanto para a remodelação das fraturas

¹⁷ Idem nota de rodapé No. 14

processos de remodelamento normais do fêmur, causando portanto um incremento no diâmetro interno desta zona do fêmur e o efeito líquido é um adelgaçamento das corticais com as conseqüentes reduções de propriedades relacionadas com os momentos de inércia.

4.3.3 - Influência da densidade do osso

Um dos fatores que tem sido estudado com grande atenção é a densidade do osso. Como tal este parece ser um dos mais importantes fatores que afetam as propriedades mecânicas deste. Esta observação aparentemente evidente quando se compara o osso cortical com o esponjoso, tem muitas outras conseqüências além do simples fato de uma diferença na quantidade de material disponível para resistir a carga. As mais importantes causas na mudança das propriedades mecânicas do osso correspondem a parâmetros físicos relacionados com a massa e a arquitetura. Como já foi comentado, os pesquisadores têm encontrado relações significativas entre as propriedades mecânicas de um espécimen de osso isolado e o conteúdo mineral, o peso das cinzas, a densidade ou a densidade aparente (levando em consideração a natureza porosa do osso). Em estudos biomecânicos tem-se utilizado muito, modelamentos lineares e não-lineares com funções potenciais para explicar as relações entre as propriedades mecânicas do osso trabecular e sua densidade aparente [Einhorn et al., 1992; Hvid, 1988]. Enquanto que as correlações obtidas com esses coeficientes são boas, os resultados dos experimentos *in vivo* sugerem que os parâmetros da arquitetura podem ser tão importantes como a densidade para explicar o comportamento biomecânico do osso trabecular [Einhorn, et al., 1992].

Existe uma grande necessidade de elaborar modelos capazes de quantificar riscos de fraturas e medir os resultados de

tratamentos sobre o esqueleto, mas os métodos densitométricos apresentam-se de certa forma pouco claros, independentemente dos grandes investimentos em pesquisa feitos ao longo dos anos, a vasta literatura e os contínuos avanços obtidos. No entanto, isto não surpreende já que se utiliza só uma variável escalar (a densidade) para representar a estrutura compósita do osso, com uma geometria complexa e com anisotropia mineral. Com relação a este último, poder-se-ia fazer a hipótese de que se a geometria geral e as características anisotrópicas fossem mantidas constantes ao longo dos elementos da população da amostra, as diferenças na habilidade para resistir à fratura poderiam ser atribuídas a diferenças nas massas dos ossos [id.]. Fica clara então a preocupação geral ao considerar a densidade do osso como parâmetro base em correlações com propriedades mecânicas de interesse. Nas referências Mullender et al., [1994] e Goel et al., [1995] pode-se encontrar exemplos destes tipos de correlações que não serão discutidas aqui, por serem consideradas tema especializado. Mesmo assim, quando considerada a procura de uma forma de selecionar o osso como matéria-prima de propriedades irregulares, as técnicas densitométricas podem ser uma alternativa, enquanto que não impliquem ensaios destrutivos sobre o material.

4.3.4 - Influência da temperatura

Um último aspecto importante são os fatores que influenciam as propriedades mecânicas do osso com relação à temperatura, que para o caso desta pesquisa apresenta um valor muito relevante, dado que se pretende usinar o material. Um conceito interessante corresponde às pesquisas citadas em [Einhorn et al., 1992] com respeito à relação integridade-temperatura. Neste caso, encontrou-se que a vida em fadiga do osso cortical é reduzida significativamente com o aumento da temperatura. Temperaturas superficiais (na pele) medidas em indivíduos correndo em climas

quentes mostraram valores de até 43 °C. Devido a que as temperaturas dos tecidos internos podem estar cerca de 2 °C acima das temperaturas da pele, as temperaturas nos ossos do pé podem variar desde a temperatura ambiente até vários graus acima das temperaturas do exterior do corpo. A dependência das propriedades em fadiga com relação à temperatura podem ter conseqüências significativas: por exemplo, recrutas podem ter um risco aumentado de fraturas quando são treinados em climas quentes quando comparado com climas frios; de forma similar, correr em um clima quente pode representar grande risco de fraturas nos ossos corticais comparado com corridas em clima frio [id.].

SEÇÃO III
MATERIAL E MÉTODOS

CAPÍTULO 5

METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Baseado em pesquisa bibliográfica, verifica-se que são poucos os trabalhos já realizados na área de usinagem de osso humano para a fabricação de implantes utilizados na correção de fraturas. Este processo de fabricação não tem sido considerado de forma tecnológica senão em ocasiões muito particulares, como por exemplo na furacão [Fuchsberger et al., 1987; Ohashi et al., 1994, partes I, II e III]. Entretanto, de 1993 a 1995 o autor do presente trabalho participou de um grupo de pesquisa, na Universidade de Los Andes em Bogotá, Colômbia, envolvido diretamente na fabricação de parafusos ortopédicos a partir da usinagem de osso humano.

5.1 - Experimentos de Usinagem em Osso Bovino

Como um primeiro passo metodológico no desenvolvimento de implantes de osso cortical, uma série de experimentos encaminhados à observação de variáveis físicas associadas à usinagem do osso foram propostos e, posteriormente, realizados. A usinagem consiste de uma série de processos físicos, químicos e tecnológicos de natureza muito complexa [Zorev, 1966], onde a experimentação possui um valor especial como ferramenta de aquisição de conhecimento e de compreensão dos fenômenos associados. No caso da usinagem de ossos, esta apresenta-se não muito diferente em relação à usinagem de outros materiais. É assim que uma série de variáveis, ou fatores, de modo geral, podem ser considerados e serão apresentados a seguir. Deve-se considerar, também, que uma série de limitações, no que tange à forma de manusear o material, impõem as chamadas condições de fronteira. Por outro lado, são múltiplas as variáveis que podem

ser consideradas como "a saída do experimento" sempre relacionadas com a função do implante e do processo de manufatura. Sendo assim, a seguir descreve-se cada um dos elementos considerados no processo de projetar a fase experimental desta pesquisa. A Tabela 5.1 apresenta a lista das séries de experimentos realizados.

Tabela 5.1 - Séries de experimentos realizados sobre osso cortical

SÉRIE	OBJETIVO	TIPO DE OSSO
Primeira	Observações preliminares sobre a usinagem do osso, ferramentas e máquinas-ferramenta.	Cortical, Bovino, Fresco
Segunda	Parâmetros de Corte.	Cortical, Bovino, Fresco
Integridade	Integridade Superficial.	Cortical, Bovino, Fresco
P01	Parâmetros de Corte aplicados à Usinagem de Implantes: Textura Superficial e Comportamento Biológico, Ferramentas de Aço Rápido. Caracterização da Matéria-Prima: Propriedades Mecânicas.	Cortical, Humano, Liofilizado
P02	Parâmetros de Corte aplicados à Usinagem de Implantes: Textura Superficial e Comportamento Biológico, Ferramentas de Aço Rápido. Caracterização da Matéria-Prima: Propriedades Mecânicas.	Cortical, Humano, Liofilizado
RQ	Parâmetros de Corte aplicados à Usinagem de Implantes: Textura Superficial e Comportamento Biológico, Influência do Raio da Quina. Caracterização da Matéria-Prima: Propriedades Mecânicas.	Cortical, Humano, Liofilizado
QG	Parâmetros de Corte aplicados à Usinagem de Implantes: Textura Superficial e Comportamento Biológico, Influência da Qualidade do Gume. Caracterização da Matéria-Prima: Propriedades Mecânicas.	Cortical, Humano, Liofilizado

5.1.1.1 - Variáveis consideradas nos experimentos de usinagem

Em função da realização de um projeto experimental consistente, todas as variáveis foram consideradas de forma aberta, independentemente se elas foram medidas ou não e, ainda, se a interpretação das mesmas ocorreu matematicamente ou estatisticamente. Algumas foram estudadas e depois não foram consideradas. Deve-se ressaltar que quanto mais abrangente a análise na fase do projeto do experimento mais proveitoso será o dimensionamento de ensaios futuros. As variáveis foram

selecionadas, para cada experimento, de acordo com a relevância das mesmas para alcançar os objetivos pré-estabelecidos. Em experimentos posteriores, com os ensaios já aprimorados, ocorreu que algumas variáveis foram descartadas e novas foram incluídas. Por isso, foi justificada a criação da lista de variáveis que influenciam no processo a considerar, da forma mais abrangente. Nos apêndices são apresentadas as variáveis independentes (apêndice 11.1), as condições de fronteira (apêndice 11.2) e as variáveis de saída (apêndice 11.3), consideradas ao longo dos experimentos realizados nesta pesquisa.

5.1.2 - Primeira série de ensaios de usinagem

O objetivo principal desta série de ensaios de usinagem foi a *realização de observações preliminares sobre a viabilidade da usinagem do osso, com a finalidade de entender melhor o problema e obter as primeiras impressões do comportamento deste material frente a este processo, quando realizado com o equipamento disponível nos laboratórios da UFSC.* Dada a natureza do osso como um material novo para a engenharia, bem como a reduzida literatura sobre a usinagem deste material, convém esclarecer que para esta primeira série de ensaios partiu-se da experiência prévia do autor [Molina, 1995]. O osso humano pode ser definido como um material compósito em nível microscópico (capítulo 4), com um comportamento mecânico análogo aos compósitos artificiais. Uma revisão da literatura relacionada com a usinagem de materiais compósitos e frágeis [Wang et al., I, 1995], [Wang et al., II, 1995], [Bhatnagar et al., 1995], [Joo-Hyun, 1996] permite ver, por comparação com a experiência prévia do autor, um comportamento similar do osso humano frente à usinagem. Tal é o caso para o tamanho do cavaco e as formas de fratura observados em compósitos artificiais quando usinados com ferramentas de diamante ou convencionais [Wang et al., I, 1995],

[Wang et al., II, 1995]. As observações são em grande parte similares às realizadas durante a usinagem do osso humano. Mesmo assim, e considerando que esta primeira série de experimentos é relevante para começar o trabalho experimental sobre usinagem e não sobre implantes, utilizaram-se ossos de animais em substituição ao osso humano, devido à dificuldade de consecução, em abundantes quantidades, de osso humano liofilizado. Além disso, o osso de mamífero possui características similares ao osso humano (capítulo 3) e finalmente, por motivos éticos, considera-se que o osso humano é um material precioso, devendo ser utilizado com os mais rigorosos objetivos científicos.

5.1.2.1 - Seleção das ferramentas na primeira série

Deve-se considerar que, dada a natureza da aplicação mecano-biológica para este material e em função do fato de que a superfície é considerada de primeira importância, as ferramentas selecionadas e o regime de usinagem foram ajustados para o que é chamado de "acabamento" nos manuais de ferramentas comerciais e na prática comum da usinagem, tanto de metais como de outros materiais. Assim, estes ensaios de usinagem de osso cortical somente foram realizados com a finalidade de obter boa integridade geométrica e superficial. Dado este fato, produziram-se peças de osso sob condições de usinagem de acabamento: com apropriadas grandezas tanto em profundidade de corte, avanço e velocidade de corte como na seleção das ferramentas, em particular a geometria destas.

5.1.2.2 - Ferramenta de Aço Rápido (bit)

Uma forma prática de gerar ferramentas que cubram as necessidades geométricas de ensaios variados corresponde ao uso

de ferramentas de aço rápido, selecionados a partir de "bits". A Figura 5.1 apresenta a geometria proposta para estas ferramentas. Os ângulos foram alterados de acordo com cada condição de ensaio desejada. A geometria descrita refere-se ao sistema de referência "na mão" [Stemer, 1995]. Referindo-se à Figura 5.1, a Tabela 5.2 apresenta as dimensões para as diferentes ferramentas a utilizar e uma forma de identificação para cada uma delas. Este código foi utilizado para identificar a ferramenta na hora dos ensaios e para controlar o experimento.

A forma de afiar as citadas ferramentas corresponde às condições normais de afiação com rebolos de óxido de alumínio. Os ângulos apresentados na Figura 5.1 e Tabela 5.2 foram os únicos considerados para esta série de ensaios. Portanto, outros ângulos que podem ser incluídos numa ferramenta de torneamento cilíndrico, tais como ângulo de inclinação do gume, chanfro, etc., não foram executados nestas ferramentas. Os ensaios realizados foram de **torneamento cilíndrico**.

5.1.3 - Segunda série de ensaios na usinagem de osso

Em função dos primeiros dados obtidos com a primeira série de ensaios de torneamento em osso bovino, a segunda série de ensaios também foi simplificada no que diz respeito ao número de variáveis consideradas e como estas foram observadas. Para esta segunda série de ensaios foram observadas duas variáveis de processo, de natureza quantitativa e com análise estatística posterior.

*Esta segunda série indicou as condições que determinam quantitativamente a natureza tanto da superfície usinada como do desempenho da ferramenta, contribuindo substancialmente com o estudo **da usinagem** do osso cortical.*

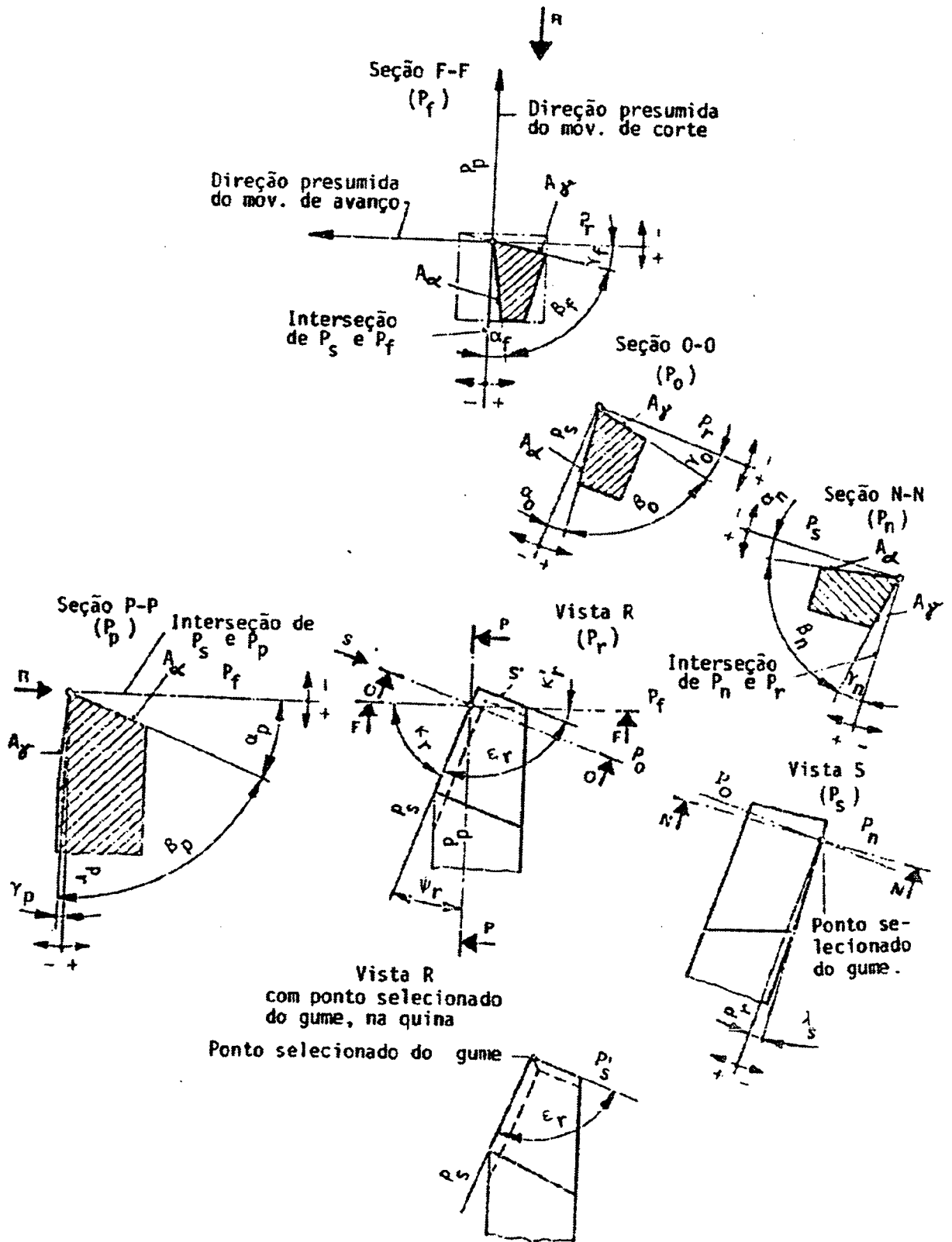


Figura 5.1 - Geometria das Ferramentas de Aço Rápido: Bits de 1/4" X 3".
 Fonte: Stemer [1995]

Tabela 5.2 - As ferramentas empregadas de aço rápido. Ver Figura 5.1

Identificação	Ângulo de Incidência principal α_n [Graus]	Ângulo de Incidência Secundário α'_n [Graus]	Ângulo de Saída do Cavaco γ_n [Graus]	Ângulo de direção do gume da ferramenta K_r [Graus]	Ângulo de direção do gume secundário K'_r [Graus]	Raio de Quina r_ϵ [mm]
P1	5	5	0	60	5	$\approx 0,0$
P2	5	5	5	60	5	$\approx 0,0$
P3	5	5	10	60	5	$\approx 0,0$
P4	5	5	20	60	5	$\approx 0,0$
P5	10	10	0	60	5	$\approx 0,0$
P6	10	10	5	60	5	$\approx 0,0$
P7	10	10	10	60	5	$\approx 0,0$
P8	10	10	20	60	5	$\approx 0,0$
P9	20	20	0	60	5	$\approx 0,0$
P10	20	20	5	60	5	$\approx 0,0$
P11	20	20	10	60	5	$\approx 0,0$
P12	20	20	20	60	5	$\approx 0,0$

5.1.3.1 - Seleção das ferramentas na segunda série de ensaios com osso bovino

Para esta série de ensaios, assim como na primeira série, as ferramentas de aço rápido foram afiadas com ângulos específicos. A Tabela 5.3 traz os valores dos ângulos utilizados, os quais estão também representados na Figura 5.1. Como no caso anterior, os ensaios realizados foram de **torneamento cilíndrico**

Tabela 5.3 - Dados geométricos referentes às ferramentas empregadas na segunda série de ensaios. Ver Figura 5.1

Identificação	Ângulo de Incidência principal α_n [Graus]	Ângulo de Incidência Secundário α'_n [Graus]	Ângulo de Saída do Cavaco γ_n [Graus]	Ângulo de direção do gume da ferramenta K_r [Graus]	Ângulo de direção do gume secundário K'_r [Graus]	Raio de Quina r_ϵ [mm]
F1	5	5	0	65	10	$\approx 0,0$
F2	5	5	5	65	10	$\approx 0,0$
F3	5	5	10	65	10	$\approx 0,0$
F4	10	10	0	65	10	$\approx 0,0$
F5	10	10	5	65	10	$\approx 0,0$
F6	10	10	10	65	10	$\approx 0,0$

5.1.4 - Série de ensaios relacionados com a integridade superficial

A fabricação dos pretendidos implantes de osso humano sucedeu-se por usinagem. Para este processo considera-se a influência determinante tanto dos parâmetros de corte quanto da geometria da ferramenta sobre a natureza da superfície produzida. O grau de danificação, causado por estes fatores sobre as camadas superficiais do implante, é de importância relevante tanto para o seu comportamento mecânico quanto à resposta biológica dos tecidos do receptor sobre si. Uma série de pesquisas relatadas na literatura consultada [Ohashi et al., 1994], [Böstman et al., 1992 (28)], [Caja et al., 1994], [Cales et al., 1994] demonstram a preocupação dos pesquisadores sobre a integridade superficial de implantes tanto absorvíveis como inertes sobre o osso humano. Nos casos relatados, os trabalhos pretendem detectar o grau de danificação sofrido pelas camadas superficiais do osso (em particular no caso da furação) sobre o tecido *in vivo*, com o intuito de determinar a influência dos parâmetros de corte e da geometria da ferramenta sobre a superfície do osso receptor. Tais efeitos variam desde a natureza das trincas e deformações plásticas induzidas no osso até os danos estritamente biológicos, tais como efeitos térmicos, necrose óssea e *ischaemia* (entupimento dos vasos capilares adjacentes à zona afetada). De fundamental interesse está a profundidade do dano induzido na superfície e os efeitos sobre a posterior regeneração do osso danificado, tanto na osteoclastia como na deposição de osso novo, considerando tanto a superfície livre quanto a superfície em contato com um implante artificial. Para o caso do osso usinado *in vitro* têm-se pensado que a integridade superficial pode ter alguma relevância sobre o processo de integração pretendida para o aloimplante.

Está claro que a textura representa um papel importante na

osteointegração de todos os tipos de implantes conhecidos e, em alguns casos, a integridade também é importante como no caso de implantes com recobrimentos de hidroxiapatita, platina depositada por plasma e outros. Para o caso em estudo, onde a superfície tem uma interação biológica, **Integridade refere-se também ao grau de contaminação superficial que o implante possa ter quando inserido no organismo receptor.** Para esta série de ensaios, de especial interesse são os efeitos térmicos e plásticos causados sobre o osso *in vitro*. Mesmo que o aloimplante, abordado nesta pesquisa, não seja de forma nenhuma um elemento vivo, sua integração aos tecidos do receptor está encaminhada pelos mecanismos conhecidos de osteocondução e osteoindução, que no caso do osso preservado é de grande motivação. Assim, o grau de controle exercido sobre a superfície durante o processo de usinagem (textura e integridade) é importante na hora de reproduzir implantes com os citados efeitos biológicos na integração. Estudos sobre animais podem definir a natureza mais adequada da superfície para maximizar os dois efeitos citados e, portanto, convém descobrir a combinação de parâmetros que, durante a usinagem, produzam a superfície pretendida com reprodutibilidade.

5.1.4.1 - Seleção das ferramentas na série de integridade

Ferramentas de aço rápido foram utilizadas para gerar as superfícies utilizando, para isto, um processo de sangramento: a ferramenta penetrava segundo velocidades de corte e avanços pre-estabelecidos, até uma profundidade estabelecida para cada ensaio. Conseguiu-se, então, diferentes graus de agressividade sobre a superfície em função das vibrações e do acúmulo de calor gerado durante a operação. Referindo-se à Figura 5.2, a Tabela 5.4 apresenta as dimensões para as diferentes ferramentas a utilizar e uma forma de identificação para cada uma delas.

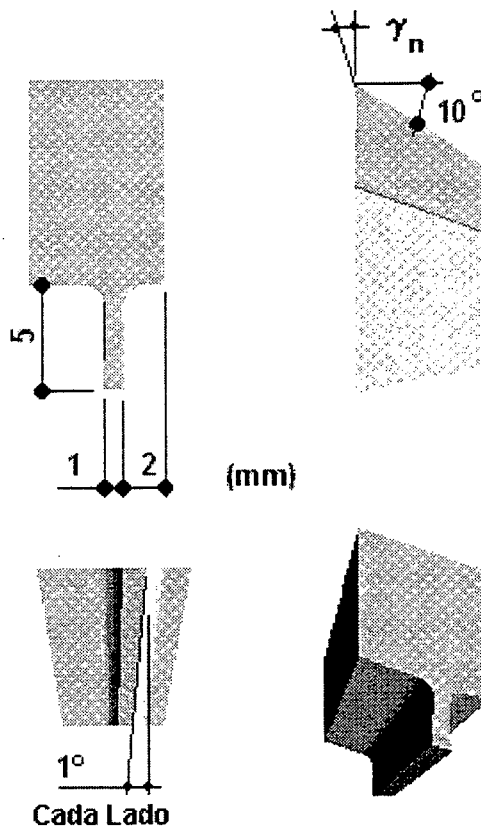


Figura 5.2 - Geometria das ferramentas de aço rápido: bits de 1/4" x 3". Ensaios de integridade.

Tabela 5.4 - As ferramentas empregadas de aço rápido. Série integridade

Identificação	Ângulo de Incidência principal α_n [Graus]	Ângulo de Incidência Secundário α'_n [Graus]	Ângulo de Saída do Cavaco γ_n [Graus]	Ângulo de direção do gume da ferramenta κ_r [Graus]	Ângulo de direção do gume secundário κ'_r [Graus]	Raio de Quina r_f [mm]
FI1	10	Não aplica	0	0	0	0
FI2	10	Não aplica	10	0	0	0

5.2 - Ensaios de Usinagem Sobre Osso Humano Liofilizado.

Uma série de ensaios de usinagem com osso bovino fresco foi desenvolvida conforme a metodologia apresentada nas seções anteriores. Como resultado, um banco de dados foi implementado para cadastrar, de forma eficaz, o volume de informações adquiridas, o qual foi denominado de banco **UsiOss**. Com ajuda das

informações inseridas neste banco de dados (aproximadamente 110 ensaios de usinagem), da apropriada construção de consultas a este e das informações provenientes de pesquisas de natureza biológica [De Santis et al., 1996], [Johansson et al., 1994], [Yang et al., 1996], [Christel et al., 1997], logrou-se filtrar um grupo dos ensaios realizados cujos resultados em textura superficial assemelham-se às condições encontradas nas mencionadas pesquisas biológicas, condições que apresentam taxas de crescimento e mutação de células osteoprogenitoras e ósseas, prometedoras quando se trata da osteointegração de implantes artificiais. Deve-se lembrar que uma das principais hipóteses na área de implantes ósseos corresponde àquela que postula que a superfície do implante é determinante na sua capacidade de ser aceito pelo organismo receptor [id.].

5.2.1 - Seleção de superfícies-piloto para futuros ensaios

Uma pesquisa conduzida por especialistas do grupo AO-ASIF, médicos e histologistas [De Santis et al., 1996], demonstrou que as condições de rugosidade, apresentadas na Tabela 5.5, correspondem às mais promissoras tanto a curto prazo quanto a longo prazo (contra um grupo de controle convencional) para a osteointegração de implantes ósseos artificiais. Em tais condições, as superfícies analisadas foram preparadas e submersas em cultivos com células ósseas humanas, clonadas por várias gerações. Foram medidas ao longo do tempo em que foi conduzido o ensaio, taxas de atividade metabólica, de multiplicação e de mutação de células osteoprogenitoras a derivadas ósseas. As superfícies apresentadas na Tabela 5.5 correspondem àquelas com melhor desempenho nas taxas medidas.

Tabela 5.5 - Resultados comparativos entre superfícies testadas biologicamente [De Santis et al., 1996] e ensaios de usinagem realizados nesta pesquisa sobre osso bovino fresco

Biomaterial	$R_a \pm \text{Desv.Padr.}$ [μm]	$R_t \pm \text{Desv.Padr.}$ [μm]	$R_{tm} \pm \text{Desv.Padr.}$ [μm]	$S_m \pm \text{Desv.Padr.}$ [μm]
Ti-PS: Superfície do implante recoberta com camada de titânio depositado por plasma	5,43 \pm 0,83	45,43 \pm 10,29	32,44 \pm 0,39	81,27 \pm 9,91
Superfície obtida no Ensaio de usinagem No. 100. Osso de Boi fresco.	4,81 \pm 0,55	36,29 \pm 5,23	29,39 \pm 3,35	92,22 \pm 23,86
HA-PS: Superfície do implante recoberta com Hidroxiapatita depositada por plasma.	3,6 \pm 0,16	28,12 \pm 2,92	21,93 \pm 1,09	75,49 \pm 11,58
Superfície obtida no Ensaio de usinagem No. 104. Osso de Boi fresco.	3,58 \pm 1,67	28,61 \pm 10,07	22,84 \pm 7,75	67,96 \pm 30,42

As rugosidades das superfícies foram obtidas com perfilômetros de ponta piramidal, sendo executadas de 9 a 10 medições sobre cada amostra. Foram utilizados parâmetros que tradicionalmente têm produzido informações relevantes na área de superfícies para implantes:

- R_a - média aritmética das alturas das rugosidades;
- R_t - a distância entre o maior pico e o mínimo vale detectados na amostra;
- R_z (ou R_{tm}) - a média de 5 valores consecutivos nas alturas dos pico-vale;
- S_m - a média aritmética das distâncias entre irregularidades do perfil.

Obs.: todos os valores de rugosidade são expressos em μm .

Com ajuda destas informações de rugosidade e com outros métodos de observação da superfície (confocal laser e outros), de análises histológicas e celulares, os autores em **De Santis et al., [1996]** chegaram às seguintes conclusões:

1. Tomados os ensaios realizados de forma coletiva, as descobertas parecem implicar que as superfícies de hidroxiapatita, (HA) sejam estas altamente polidas (HA-pol) ou depositadas por plasma (HA-PS), preveniram consideravelmente (por um mecanismo até o presente desconhecido) a proliferação de relativos precursores de pré-osteoblastos não-diferenciados. Simultaneamente permitiram o funcionamento apropriado dos pré-osteoblastos e os osteoblastos, já presentes nos cultivos. Porém, dado que a secreção de osteocalcina encontrou-se muito mais intensa quando as células humanas foram cultivadas em superfícies depositadas por plasma (HA-PS) que com superfícies altamente polidas (HA-pol), é razoável pensar que uma superfície HA rugosa favorece uma atividade exocitótica mais intensa na parcela da população não-expansível de osteoblastos que, em parte, sobreviveram provavelmente nos cultivos tridimensionais localizados nas depressões dos vales nas superfícies HA-PS. Têm-se reportado, em outros estudos, que cultivos tridimensionais permitem uma expressão muito mais intensa de funções diferenciadas específicas que no caso de cultivos bidimensionais (como no caso das superfícies HA-pol testadas).
2. A secreção de osteocalcina foi muito mais intensa em cultivos com superfícies de titânio depositadas por plasma (Ti-PS) que em cultivos com superfícies de titânio muito polidas (Ti-pol), repetindo, portanto, o quadro observado e já comentado nos cultivos com superfícies HA-pol e HA-PS.
3. Os autores em [id.] encontraram um resultado razoável, o qual diz que para aplicações de implantes com células humanas cultivadas é preferível selecionar superfícies de titânio frente a superfícies de hidroxiapatita. Com respeito a qual tipo de superfície de titânio é preferível, os autores concluíram que ao curto prazo as superfícies polidas de titânio têm algumas vantagens. Entretanto, deve-se salientar que a longo prazo as superfícies depositadas por plasma (Ti-

PS) exibiram maiores taxas de incremento de tempo tanto em síntese de DNA (proliferação) como em atividades ATP (metabólicas). Portanto, as superfícies Ti-PS pareceram ser melhores para aplicações clínicas, o que provavelmente será confirmado através de pesquisas mais aprofundadas já em desenvolvimento.

Com base nos fatos anteriores e dada a ausência de pesquisas desta natureza sobre implantes usinados de osso humano, decidiu-se utilizar estes parâmetros como ponto de partida nas texturas dos implantes de osso cortical que futuramente serão produzidos por usinagem. Pesquisas como as apresentadas em **De Santis et al., [1996]** apresentam boa parte das condições que são pretendidas com os implantes de osso, além de resultados apropriados sobre osteointegração. Consultas ao banco de dados **UsiOss** demonstraram que duas das superfícies geradas por usinagem nos experimentos prévios possuem características de rugosidade semelhantes às discutidas em **[id.]**, conforme se apresenta na Tabela 5.5. Cada superfície gerada nos ensaios, as quais são condizentes às apresentadas em **[ibid.]**, é disposta abaixo desta na tabela. A seleção das superfícies usinadas que condizem com as apresentadas em **[ibid.]** foi realizada através de consultas no banco **UsiOss**, onde eram colocadas condições de busca que assegurassem valores de cada um das 4 rugosidades a comparar, em faixas ao redor das médias mais ou menos um desvio-padrão. Com isto, encontrou-se que dos 110 ensaios realizados, **os ensaios 100 e 104** foram os únicos que se assemelhavam em todos os parâmetros de textura com aqueles da pesquisa em **[ibid.]**. Tais superfícies foram geradas com diferentes ângulos de corte, porém com as mesmas condições de velocidade de corte e avanço, fato realmente singular. Na Tabela 5.6 são apresentadas as condições de corte utilizadas na geração das superfícies n^{os} 100 e 104.

Tabela 5.6 - Condições de usinagem utilizadas para gerar as superfícies dos ensaios 100 e 104

ENSAIO	ÂNGULO DE SAÍDA PRINCIPAL γ_n [°]	ÂNGULO DE INCIDÊNCIA PRINCIPAL α_n [°]	AVANÇO f [mm/Rot]	VELOCIDADE DE CORTE v_c [m/min]	PROFUNDIDADE DE CORTE a_p [mm]	TIPO DE FERRAMENTA	MATERIAL DA FERRAMENTA	ÂNGULO DE CUNHA PRINCIPAL β_n [°]	ÂNGULO DE DIREÇÃO PRINCIPAL κ_n [°]	ÂNGULO DE DIREÇÃO SECUNDÁRIO κ'_n [°]	ÂNGULO DA QUINA ϵ_n [°]	ÂNGULO DE INCIDÊNCIA SECUNDÁRIO α'_n [°]	TIPO DE FLUIDO DE CORTE	FORMA DE APLICAÇÃO DO FLUIDO DE CORTE	FLUXO DO FLUIDO DE CORTE [l/min]
100	0	5	0,03	3	0,1	Bit aço rápido	Aço Rápido 12% Co	175	65	10	105	5	Ar Atmosférico	Estático	0
104	5	10	0,03	3	0,1	Bit aço rápido	Aço Rápido 12% Co	165	65	10	105	10	Ar Atmosférico	Estático	0

Tabela 5.7 - ANOVA comparando as superfícies 100 e 104. Saída software statistca 5.0

Efeito Principal: ENSAIO (usioss1.sta) 1-ENSAIO	Raiz quadrada média do efeito	Raiz quadrada média do erro	F(df1,2)	Nível-p
R_a	433,5000	1,000000	433,5000	,000031
R_t	170,6667	1,666667	102,4000	,000537
R_z	150,0000	1,000000	150,0000	,000255
S_m	96,0000	1,000000	96,0000	,000608

5.2.1.1 - Confiabilidade na seleção das superfícies-piloto

As superfícies selecionadas com base nas pesquisas biológicas consultadas e nos ensaios de usinagem foram estudadas para assegurar sua reprodutibilidade estatística. Para tal fim, foram consideradas 3 medições de cada um dos parâmetros de rugosidade sobre cada superfície gerada.

Com ajuda de um software de estatística foram desenvolvidos testes tipo **análise de variância ou ANOVA**. Os testes pretendiam identificar se os valores médios de cada parâmetro de rugosidade, em cada superfície, pertenciam a diferentes populações estatísticas. Com isto, pode-se inferir que pelo menos para as superfícies geradas nos ensaios, estas podem ou não possuir características de rugosidade diferentes umas das outras. Mesmo assim, pode-se analisar a influência dos parâmetros de corte e da geometria da ferramenta sobre a textura superficial e a rugosidade.

5.2.1.2 - Diferença entre as superfícies n^{os} 100 e 104

Os parâmetros de rugosidade considerados são estatisticamente diferentes entre as superfícies 100 e 104, $p < 0,0006$. Um teste ANOVA com os resultados apresentados, na Tabela 5.7, mostra que os valores médios dos parâmetros de rugosidade pertencem a populações diferentes para cada superfície. Isto induz a confiar no fato de que as duas superfícies consideradas foram geradas de forma independente pelos parâmetros e geometria de corte, porém, não demonstra que possam ser reproduzidas. Um dos objetivos das séries posteriores de ensaios de usinagem foi pesquisar este fato.

5.2.2 - Ensaios sobre osso humano liofilizado.

Em função dos resultados apresentados em seções anteriores foram realizadas novas séries de ensaios sobre osso humano liofilizado. Para estas séries de ensaios foram observadas variáveis de processo, e de matéria-prima, com análise estatística posterior. *Estas séries apontaram as condições que determinam quantitativamente a natureza da superfície usinada e o desempenho da ferramenta, bem como suas implicações sobre a resistência mecânica do objeto usinado.*

5.2.2.1 - Experimento PO1, orientado a ensaios de rugosidade, flexão e cisalhamento.

Este experimento, do tipo fatorial, foi realizado para criar réplicas das superfícies geradas n^{os} 100 e 104. Adicionalmente, foram realizados os seguintes ensaios sobre as propriedades mecânicas do corpo usinado:

- Flexão (1 réplica)
- Cisalhamento Transversal (1 réplica)

Os ensaios de flexão e de cisalhamento estão incluídos nesta série de ensaios devido aos seguintes fatores: facilidade de montagem que eles apresentam; simplicidade na análise dos dados; disponibilização de informações sobre as propriedades mecânicas realmente úteis para dimensionar os futuros implantes (combinações de cargas similares). Estes ensaios são citados com frequência na literatura disponível como sendo ferramentas para analisar implantes absorvíveis. Dado este último fato, há a possibilidade de comparar os resultados obtidos neste trabalho com os obtidos em pesquisas realizadas, por diversos autores, num prazo de pelo menos 10 anos em amostras de materiais e implantes tipo poliméricos e variações de implantes absorvíveis.

[Törmälä et al., 1991], [Vasenius et al, 1990].

5.2.2.2 - Experimento P02, ensaios orientados à tração

Este experimento foi executado com dois objetivos diferentes: realizar ensaios à tração sobre corpos usinados e determinar a influência dos parâmetros de corte e as ferramentas utilizadas sobre a textura superficial. O experimento P02 foi realizado em forma paralela ao P01. Neste caso a ferramenta foi diferente das empregadas anteriormente e corresponde a uma de metal duro denominada de F1A, descrita nas Tabelas 5.8 e 5.9.

5.2.2.3 - Ensaios sobre osso humano liofilizado variando as características do gume. Sensibilidade a raios e qualidade do gume

Foram realizados dois experimentos com a finalidade de determinar o grau de influência do gume da ferramenta sobre as propriedades de textura, integridade superficial e resistência mecânica de implantes fabricados por usinagem. Sendo o osso uma variável fundamental, este também foi caracterizado. Para esta série de ensaios também foram observadas variáveis de processo e de matéria-prima, sendo realizada análise estatística posterior. *Esta série indicou as condições que determinam quantitativamente a natureza tanto da superfície usinada como do desempenho da ferramenta e suas implicações sobre a resistência mecânica do objeto usinado.* Utilizaram-se ferramentas comerciais para estas séries de ensaios, Tabela 5.8. As condições de corte impostas nos ensaios estão dispostas na Tabela 5.9.

As ferramentas e as condições de corte foram utilizadas em diferentes configurações através de dois experimentos diferentes

e complementares. Estes foram propostos para complementar as observações sobre a influência de parâmetros típicos na usinagem de osso humano. Pretendeu-se estudar a influência de **raios e qualidades de manufatura do gume** nas ferramentas empregadas, com o intuito adicional de se aproximar à escolha de ferramentas comerciais.

Tabela 5.8 - Ferramentas selecionadas nas séries de características do gume. Especificação.

Identificação da Ferramenta	Raio da Quina [mm]	Descrição da pastilha	Material	Suporte	Comentário
FP1	~	Pastilha sinterizada de Aço Rápido, retificada	Aço Rápido	CSBPR 2020K 12 SANDVIK Coromant	Raio da Quina pequeno, sem controle especial, tal como saiu da retífica
FP2, F1A	0,4	SPGN 12 03 04 Classe 415	Metal Duro		SANDVIK COROMANT
FP3	0,8	SPUN 12 03 08 Classe 415	Metal Duro		SANDVIK COROMANT
FP4	1,2	SPUN 12 04 12 Classe 415	Metal Duro		SANDVIK COROMANT
FP5	1,2	SPGN 12 04 12 T01020 Classe CC650	Cerâmica (Alúmina)		SANDVIK COROMANT (Chamfrada na aresta)
FP6	10,0	Bit de Diamante Monocristalino	Diamante Monocristalino		Utilizável somente no TORNO CZEPEL. Cortesia do LMP

Tabela 5.9 - Condições de Corte impostas nos Experimentos RQ e QG, quando as pastilhas montadas no suporte e na máquina-ferramenta.

Condição imposta com a Ferramenta:	Ângulo de Incidência principal α_n [°]	Ângulo de Incidência secundário $\alpha'n$ [°]	Ângulo de Saída principal γ_n [°]	Ângulo de Direção do gume principal κ_n [°]	Ângulo de Direção do gume secundário $\kappa'n$ [°]	Ângulo de Cunha principal β_n [°]
FP1-FP5	5	11	6	75	15	73
FP6	10	10	0	15	15	80
F1A	5	11	6	45	45	73

5.2.2.4 - Primeiro experimento (RQ): Efeito do Raio da quina r.

Este experimento teve como finalidade observar o grau de influência do **raio da quina** na textura e integridade obtidas. Para isto, foram utilizadas as condições de corte muito próximas das aplicáveis aos experimentos de n^{os} 100 e 104, obtidas em ensaios anteriores. A geometria de corte é levemente diferente à aplicada nos ensaios de n^{os} 100 e 104, devido à necessidade de acomodar suportes e pastilhas comerciais às geometrias de corte propostas.

5.2.2.5 - Segundo experimento(QG): Efeito da Qualidade do gume

Este experimento objetivou observar o grau de influência da **qualidade e tipo de gume** na textura e integridade obtidas. Para isto, foram utilizadas as condições de corte aplicáveis aos experimentos de n^{os} 100 e 104, obtidos em ensaios anteriores. Neste caso, também a geometria de corte é levemente diferente à aplicada nos ensaios de n^{os} 100 e 104, devido à necessidade de acomodar suportes e pastilhas comerciais às geometrias de corte propostas.

5.3 - Preparação e cadastramento de fragmentos de osso cortical

O osso humano foi entregue liofilizado, na forma de fragmentos de osso longo. Para este trabalho foram utilizadas duas peças provenientes de fêmur humano (diáfises), curadas e liofilizadas num banco de ossos na Colômbia (ver detalhes do protocolo no apêndice 11.4). Foram numeradas, respectivamente como FMR1 e FMR2. Outro detalhe a salientar é que correspondem a indivíduos de idade média. A Figura 5.3 apresenta uma destas peças, o fêmur FMR2. Partindo desta forma, as peças originais de

osso liofilizado foram mapeadas e segmentadas seguindo um procedimento baseado em 2 critérios:

- Análise da seção longitudinal da amostra ou "Local da amostra"
- "Quadrante" ou análise em sentido circunferencial da amostra.

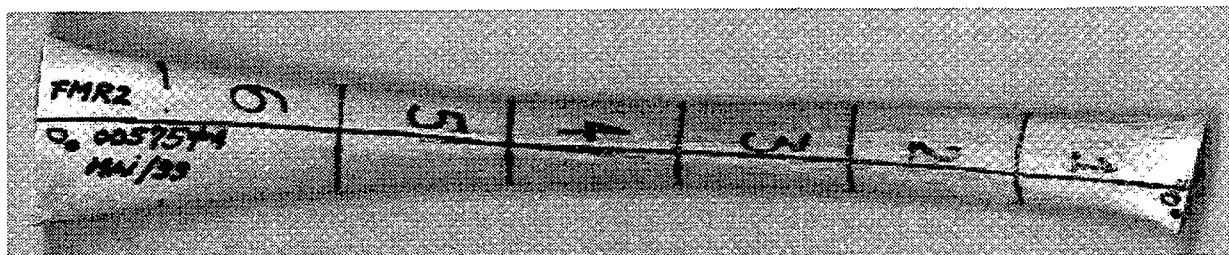
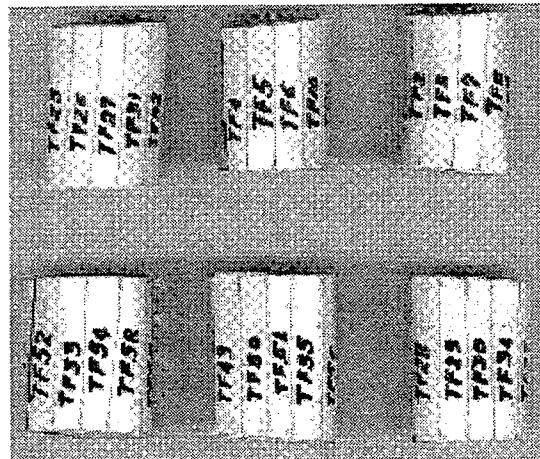


Figura 5.3 - Vista geral da peça de osso humano liofilizado, Fêmur FMR2. A fotografia mostra a peça ao 50% do tamanho original. Pode-se observar a linha utilizada como eixo de referência para a numeração dos quadrantes e a segmentação e numeração dos segmentos axiais.

Uma linha de referência axial foi desenhada na parte anatômica posterior das peças FMR1 e FMR2 (fêmures), ao longo da conhecida *linha áspera*, para ser utilizada como eixo de 0 graus na peça, e a partir daí, numerar os 4 quadrantes em sentido circunferencial. Cada peça, ou osso, foi segmentada axialmente em 6 pedaços, os quais foram numerados de 1 para o segmento mais próximo ao corpo (*proximal*) e 6 para o mais distante (*distal*). Cada segmento foi cortado com serra manual e lixado nas suas superfícies superior e inferior, com ajuda de lixas de metalografia, até obter-se superfícies planas o mais perpendicular possível ao eixo axial de cada segmento. A Figura 5.4 ilustra esses segmentos. Cada segmento com um comprimento aproximado de 40 milímetros, foi classificado de acordo com sua **posição ao longo da amostra**, (chamada de *local da amostra*) como indicado na Tabela 5.10:

Tabela 5.10 - Classificação dos segmentos axiais.

Segmento do FMR1 ou FMR2 numerado como:	Local da amostra
1 e 2	Proximal (1, o mais proximal)
3 e 4	Central (3, o mais proximal)
5 e 6	Distal (6, o mais distal)

**Figura 5.4 - Aparência dos segmentos axiais com os fragmentos marcados e numerados, prontos para o corte**

Finalmente, os fragmentos de osso foram cortados e levados ao processo de usinagem. Algumas características físicas foram medidas sobre cada um destes fragmentos e correspondem principalmente às dimensões, peso e uma descrição da cor. Este último aspecto é descrito com mais detalhe na seção seguinte. Em termos gerais, foram obtidos 73 fragmentos do fêmur FMR1 e 71 do fêmur FMR2, com dimensões da ordem de 40 mm de comprimento, 6 mm de diagonal na seção transversal e entre 2,0 e 3,0 gramas de peso. Todos foram segmentos de cortical, sem perióstio e inteiramente aproveitáveis.

5.3.1 - A cor do osso e seu cadastramento

Como já foi mencionado em seções precedentes deste documento, a cor do osso corresponde a um fator de interesse, dado que tem-se observado que esta também pode influir sobre a usinagem e a resistência mecânica do osso. As cores dos fragmentos de osso

foram determinadas e cadastradas nos bancos de dados, utilizando um simples procedimento de categorização. Observações sobre grupos de fragmentos mostraram que a cor de cada um deles pode ser de **dois extremos**: *branco marfim* ou *amarelo translúcido*, com **estados gradativos** entre estes extremos. A causa desta diferença na cor do osso não foi totalmente esclarecida, entretanto acredita-se que tenha relação com o conteúdo de umidade e outras contribuições nos componentes químicos do osso. Isto foi determinado depois de introduzir fragmentos de osso em metanol 99% puro por vários minutos.

Foi demonstrado que o metanol, ao retirar umidade e fixar o tecido, muda a cor das amostras de um amarelo translúcido para um branco marfim. Adicionalmente, detectou-se uma **distribuição** da cor no sentido que uma amostra pode ser constituída de uma *matriz branca (ou um gradiente desta cor)* mas com *manchas ou zonas amarelo translúcido (ou um gradiente destas)*, distribuídas em maior ou menor grau pelo corpo da amostra e com diferentes tamanhos médios de uma amostra a outra. O efeito simétrico pode acontecer com uma *matriz amarela translúcida com manchas ou zonas brancas*. Estas observações foram muito mais marcantes no osso humano liofilizado, utilizado nas últimas séries de experimentos, do que no osso bovino fresco utilizado nas primeiras, já que no caso bovino a cor em geral é amarela uniforme (similar ao amarelo no osso humano). Para gerar um método simples e compacto de observação da cor do osso, foi proposta uma lista de categorias baseada na observação da cor principal, *matriz* da amostra, quantizá-la em 10 níveis de *branco marfim* e incluir a presença de manchas distinguíveis, sem considerar a distribuição, grau de coloração, forma ou tamanho destas. Esta última condição imposta sobre as manchas provém do fato de que, em geral, a maioria das amostras com manchas possuem uma distribuição uniforme destas com formas mais ou menos esféricas e cores extremas, sejam *branco marfim* ou *amarelo*

translúcido, invertido da cor principal da matriz (ver Tabela 5.11).

Presume-se que as manchas observadas nas amostras liofilizadas tenham ocorrido devido à diferenças de difusão dos componentes que o processo extrai ou fixa. Com a metodologia descrita, formulou-se uma tabela de classificação de cor, Tabela 5.11. Cada amostra foi observada por um grupo de três pessoas a fim de determinar, de forma mais precisa possível, a leitura de cor.

Tabela 5.11 - Categorias de cor do osso cortical

Categoria	Descrição da Cor
	<ul style="list-style-type: none"> • 0% <i>branca marfim</i>=cor inteiramente <i>amarelo translúcido</i> • 100% <i>branca marfim</i>=cor inteiramente <i>branca marfim</i>
0-10U	Entre (0%,10%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
0-10Z	Entre (0%,10%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
10-20U	Entre (10%,20%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
10-20Z	Entre (10%,20%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
20-30U	Entre (20%,30%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
20-30Z	Entre (20%,30%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
30-40U	Entre (30%,40%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
30-40Z	Entre (30%,40%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
40-50U	Entre (40%,50%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
40-50Z	Entre (40%,50%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
50-60U	Entre (50%,60%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
50-60Z	Entre (50%,60%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
60-70U	Entre (60%,70%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
60-70Z	Entre (60%,70%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
70-80U	Entre (70%,80%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
70-80Z	Entre (70%,80%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
80-90U	Entre (80%,90%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
80-90Z	Entre (80%,90%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa
90-100U	Entre (90%,100%] de cor <i>branca marfim</i> distribuída uniformemente na amostra
90-100Z	Entre (90%,100%] de cor <i>branca marfim</i> na matriz, mas com manchas ou zonas da cor inversa

5.4 - Ensaio de Resistência Mecânica

As amostras, devidamente encapsuladas em resina e posteriormente usinadas como corpos-de-prova para ensaios mecânicos estáticos, foram testadas numa máquina Instron Módulo de Ensaio 73400. Os ensaios foram desenvolvidos utilizando leves alterações de normas internacionais, tanto geométricas nos corpos de prova como de montagem na máquina de ensaios universal, para se adaptar às dimensões disponíveis do material em bruto e também para aproximar os procedimentos e dados àqueles disponíveis na literatura. Com isso, os resultados obtidos nos ensaios podem ser comparados com resultados obtidos em experiências similares com implantes poliméricos, as quais foram realizadas no decorrer dos últimos anos e em diversas partes do mundo [Vasenius et al., 1990], [Törmälä et al., 1991]. Foram modificadas as recomendações das normas ANSI/ASTM D 790-71.

Para ilustrar as comparações com outras pesquisas, a Figura 5.5 apresenta esquemas de ensaios similares com polímeros, relatados tipicamente na literatura [id.]. Um experimento semelhante à Figura 5.5 foi utilizado nesta pesquisa para ensaios de flexão e de cisalhamento.

5.4.1 - Ensaio de flexão

A flexão de barras de 2,5 mm de diâmetro e 24 mm de comprimento, usinadas nos experimentos P01, P02, RQ, QG, foi testada na máquina universal, com 20 mm entre apoios, sob rolos de 10 mm de diâmetro e velocidade de deslocamento do penetrador de 5 mm/min. Durante o ensaio, de forma automática e a uma velocidade de 10 pontos por segundo, dados de força e deslocamento do cabeçote da máquina Instron foram tomados. Os

ensaios determinaram o comportamento elástico, fator fundamental nas aplicações pretendidas para os implantes e que indica a fragilidade do material.

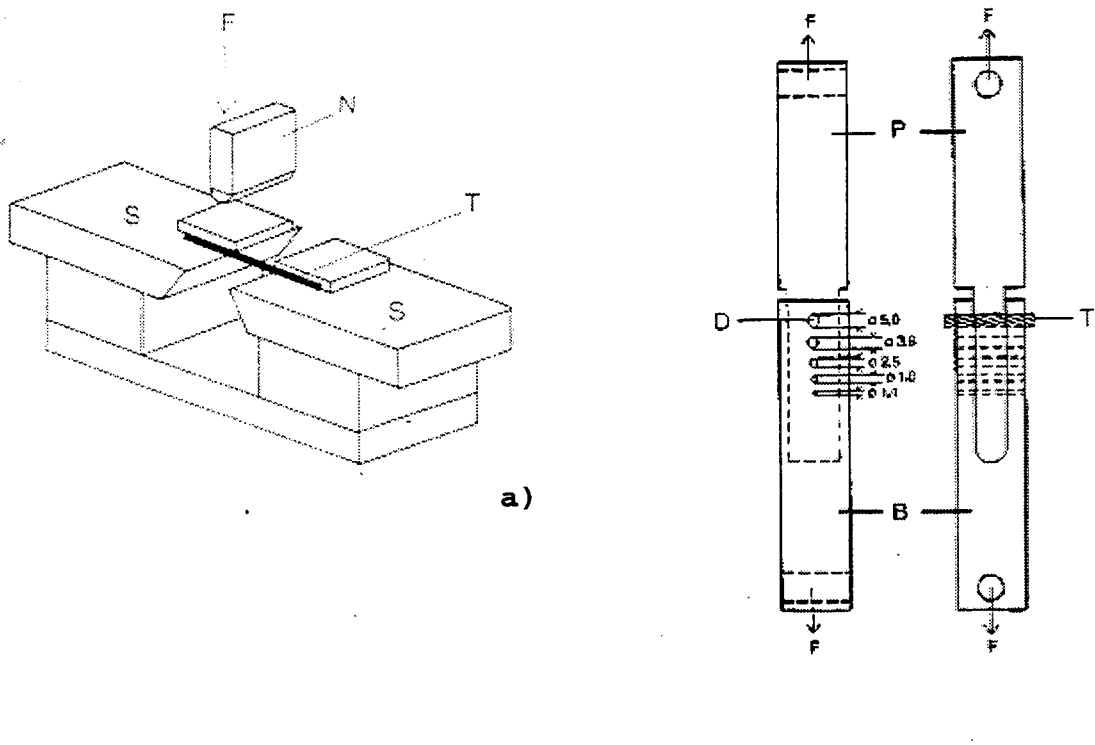


Figura 5.5 - Esquemas da montagem experimental relacionada na literatura para implantes poliméricos com relação a ensaios em
 a) Flexão, S=Apoio suporte, T=Corpo de prova, N=Penetrador, F=Força aplicada;
 b) Cisalhamento, P e B=Partes superior e inferior do dispositivo projetado para cisalhamento, T=Corpo de Prova, F=Força aplicada.
 Fonte: Vasenius et al. [1990]

Para construir a curva de tensão-deformação em flexão as seguintes equações foram utilizadas, deduzidas de modelos simples de resistência de materiais e recomendadas pelas citadas normas [Vasenius et al., 1990], [Törmälä et al., 1991], [Timoshenko et al., 1966]:

$$\sigma_f = \frac{8FL}{\pi D^3} \quad (5.1)$$

Onde:

σ_f = Esforço em Flexão [Pa]

F = Força aplicada [N]

L = Distância entre apoios [mm]

D = Diâmetro do corpo de prova [mm]

$$\varepsilon_f = \frac{4\delta D}{L^2} \quad (5.2)$$

Onde:

ε_f = Deformação em Flexão [mm/mm]

δ = Deslocamento no ensaio [mm]

L = Distância entre apoios [mm]

D = Diâmetro do corpo de prova [mm]

Os valores de Resistência à Flexão e do Módulo de elasticidade em Flexão foram calculados com ajuda das seguintes equações e que são resultantes das anteriores aplicadas em pontos específicos.

$$\sigma_{fm} = \frac{8F_m L}{\pi D^3} \quad (5.3)$$

Onde:

σ_{fm} = Resistência em Flexão [Pa]

F_m = Força máxima aplicada no ensaio [N]

L = Distância entre apoios [mm]

D = Diâmetro do corpo de prova [mm]

$$\varepsilon_{fm} = \frac{4\delta_m D}{L^2} \quad (5.4)$$

Onde:

ϵ_{fm} = Deformação em Flexão [mm/mm]

δ_m = Deslocamento no ensaio [mm]

L = Distância entre apoios [mm]

D = Diâmetro do corpo de prova [mm]

O módulo de elasticidade em flexão também foi calculado com os citados modelos de resistência de materiais, como

$$E_f = \frac{4L^3}{3\pi D^4} (F/\gamma) \quad (5.5)$$

Onde:

E_f = Módulo de Elasticidade em Flexão [GPa]

(F/γ) = Coeficiente angular da linha no gráfico Força-Deslocamento do ensaio [N/mm]

L = Distância entre apoios [mm]

D = Diâmetro do corpo de prova [mm]

5.4.2 - Ensaio de cisalhamento

Os ensaios de cisalhamento transversal foram desenvolvidos com ajuda de um dispositivo especial de natureza semelhante ao utilizado por outros pesquisadores [Vasenius et al., 1990], [Törmälä et al., 1991] (Figura 5.5 b)) e na máquina universal Instron. Para este caso, a Resistência ao Cisalhamento foi calculada como:

$$\tau = \frac{2F_m}{\pi D^2} \quad (5.6)$$

Onde:

τ = Resistência ao Cisalhamento [MPa]

F_m = Força máxima detectada no ensaio [N]

D = Diâmetro do corpo de prova [mm]

Corpos de prova de 2,5 mm de diâmetro e 24 mm de comprimento foram testados na máquina universal Instron utilizando um dispositivo especial cizalhando simultaneamente duas seções transversais do corpo-de-prova. A velocidade de deslocamento do cabeçote foi de 0,5 mm/s.

5.4.3 - Ensaio de tração

Baseado nos testes anteriores, ensaios de tração longitudinal foram conduzidos sobre as amostras de osso preparadas pelas séries P01, P02, RQ e QG. Foi utilizada uma célula de carga (máximo 300 kN), com velocidade de deslocamento do cabeçote de 5 mm/min. Para a tomada de dados procedeu-se como nos casos anteriores, 10 pontos por segundo, acumulados num arquivo tipo texto. Para a construção dos gráficos "tensão-deformação" foram utilizados os modelos recomendados pela literatura clássica [Timoshenko et al., 1966] e as normas ASTM E8. Para os valores de tensão nominal,

$$\sigma = \frac{4F}{\pi D^2} \quad (5.7)$$

Onde:

σ = Esforço nominal em Tração [MPa]

F = Força aplicada no ensaio [N]

D = Diâmetro inicial do corpo de prova [1,8 mm]

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} \quad (5.8)$$

Onde:

ε = Deformação linear nominal [mm/mm]

l = Comprimento instantâneo da amostra no ensaio [mm]

l_0 = Comprimento inicial da amostra [19,5 mm]

Utilizando estas equações, o valor da *Resistência à Tração* do material foi calculado utilizando a força máxima detectada no ensaio. O *Módulo de Elasticidade* foi calculado utilizando o coeficiente angular da parte linear das gráficas tensão-deformação deduzido de uma regressão linear aplicada a estes dados.

5.5 - Séries Experimentais para a Fabricação de Implantes Protótipo

Com o intuito de fabricar implantes reais e observar suas características, várias séries de experimentos foram planejadas para tal fim: as séries BIO1, BIO2 e BIO3. O objetivo fundamental de cada série consistiu em fabricar implantes recomendados por médicos ou dentistas, a fim de testar as condições de usinagem e outras técnicas de fabricação sobre implantes que sejam susceptíveis de serem usados em testes clínicos com animais. Para tal, foram escolhidos vários tipos de implantes e sobre eles foram aplicados diferentes condições de usinagem, utilizando algumas ferramentas similares às utilizadas nas séries de experimentos anteriores e outras diferentes, numa máquina tipo CNC ROMI COSMOS 20U. Durante estes ensaios, os processos de fabricação empregados foram de importância relevante. ***O pretendido neste caso foi produzir os primeiros implantes reais, com embasamento nos melhores resultados obtidos com os experimentos anteriores.***

5.5.1 - Série BIO1. Parafuso dental I1

Por sugestão da equipe de dentistas participantes do projeto, um implante tipo parafuso, para aplicações de fixação de membranas, foi selecionado como primeira série de implantes protótipo. O destino destes implantes consistiu na implantação de um experimento de fixação de membranas sobre um modelo canino. A Figura 5.6 apresenta, de forma geral, a geometria deste implante. Denominado como I1, ele foi fabricado em osso humano liofilizado, a partir de fragmentos fabricados com a mesma técnica descrita nos experimentos anteriores e usinado com ferramentas principalmente de metal duro, afiadas para este propósito.

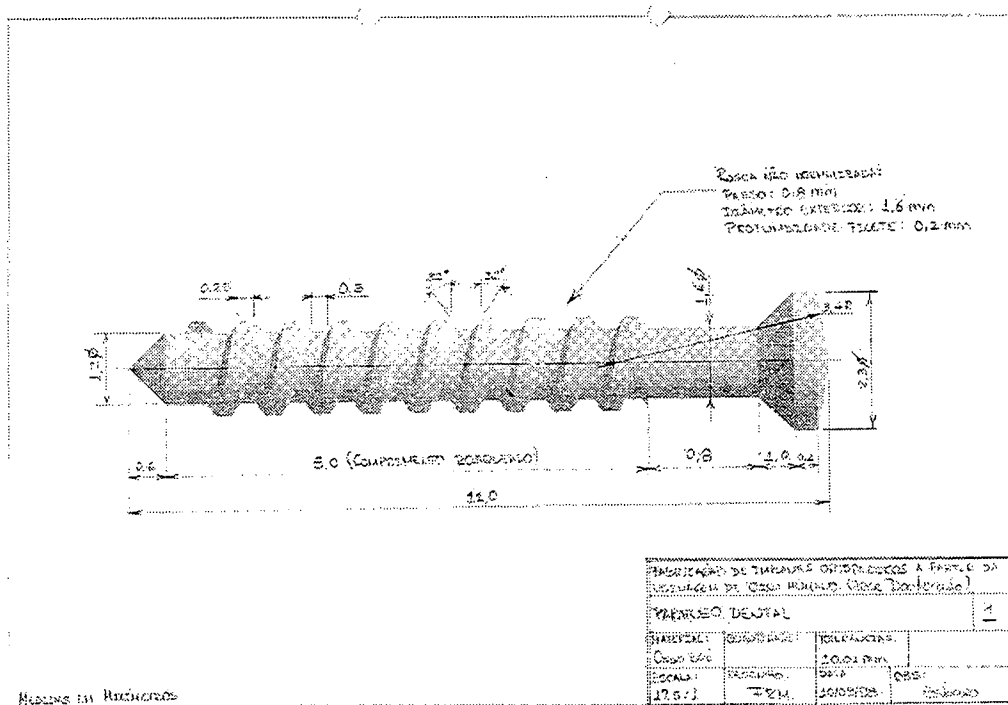


Figura 5.6 - Geometria do implante I1, parafuso dental. Reprodução do desenho de trabalho utilizado para sua fabricação.

5.5.1.1 - Os fatores e seus níveis

Três fatores foram considerados para este experimento: **local da amostra, quadrante e velocidade de corte**. Fatores adicionais

não foram considerados devido à limitações na manufatura do parafuso relacionadas com as forças de corte, vibrações e a fratura do implante durante a usinagem por flexão excessiva. Este fato também foi constatado quando realizados ensaios-piloto sobre osso bovino fresco. Somente foi considerada a velocidade de corte como fator nas variáveis do processo. Como já se comentou, foi necessário ajustar a variabilidade das variáveis do processo a valores fixos selecionados tanto dos resultados obtidos nos experimentos anteriores com usinagem de osso quanto da experiência adquirida em ensaios prévios na fabricação deste implante em osso bovino. Foram detectados, então, alguns limites aplicáveis à usinagem deste implante para evitar excessivas forças de corte, quebras, etc. Assim, conjugando todas estas informações, foram especificados valores fixos à geometria das diferentes ferramentas empregadas em cada operação de corte, assim como ao avanço e a profundidade de corte. O resultado consistiu, nesta série, em variar dois fatores globais: a velocidade de corte, com o intuito de manipular a textura superficial obtida em cada operação; e o material, com o intuito de brindar um elemento de escolha na hora de implantar os parafusos em modelos de animais (aplicação biológica).

5.5.1.2 - As variáveis de saída e sua observação

As principais variáveis de saída deste experimento correspondem, na sua maioria, a variáveis de natureza qualitativa. A rugosidade é um parâmetro muito complicado de medir em geometrias como roscas ou ranhuras. Utilizando o fato deduzido em experimentos anteriores (segunda série, P01, P02), determinou-se que para as condições de corte empregadas nesses experimentos, a rugosidade aumenta com o aumento da velocidade de corte. Com este critério classificou-se a rugosidade em *alta*, *média* e *baixa*, sendo este critério utilizado como medida qualitativa. Durante esta série, 31 implantes foram fabricados e

entregues aos dentistas para realizar experiências de natureza biológica, as quais ainda estão em andamento.

5.5.2 - Série BIO2, Tachinha dental I2

Esta série foi planejada de maneira quase que idêntica ao caso da série BIO1, mas com a geometria do implante diferente. Este implante, denominado **I2**, corresponde a uma tachinha dental utilizada para fixar membranas em aplicações de periodontia. A Figura 5.7 apresenta uma descrição do implante.

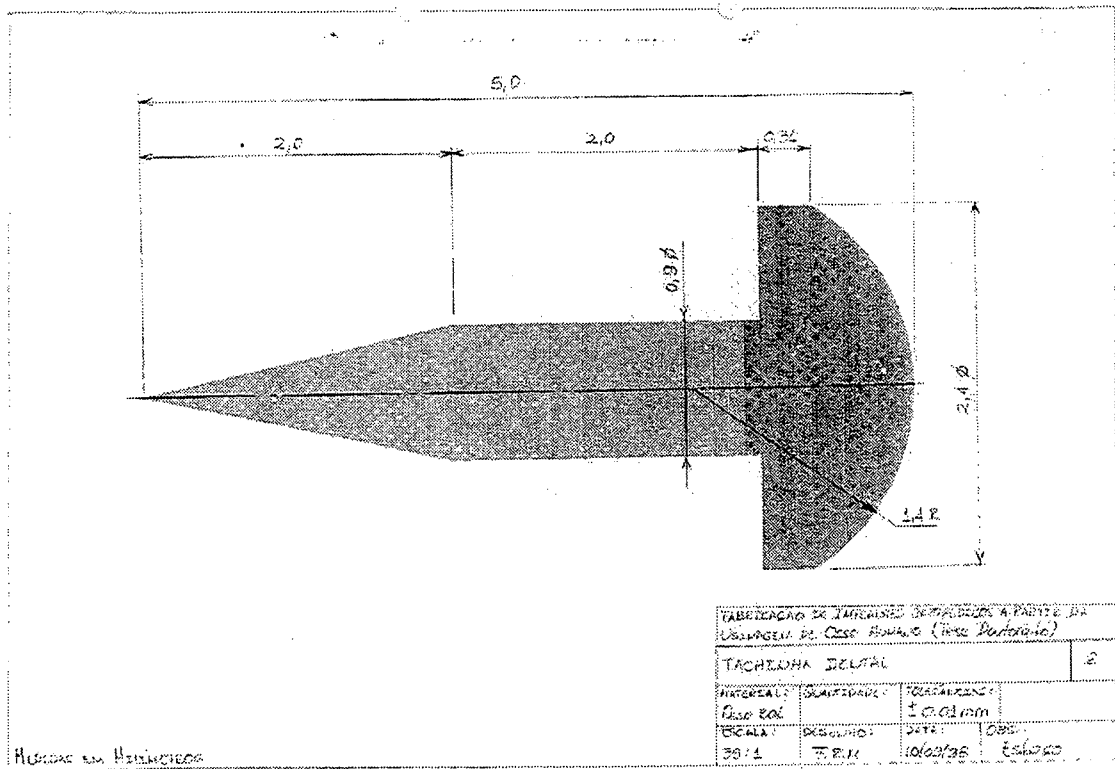


Figura 5.7 - Geometria do implante I2, tachinha dental. Reprodução do desenho de trabalho utilizado para sua fabricação.

5.5.3 - Série BIO3, parafuso dental I4, NBR ISO 5835:1996

Este implante, de pequenas dimensões, possui uma característica especial: é normalizado. Portanto, é fabricado com a rosca especial A0-ASIF para aplicações ortopédicas.

Corresponde, neste caso, a um parafuso não auto-atarrachante e foi denominado nesta série como I4. A Figura 5.8 apresenta a geometria do parafuso que foi utilizado para ensaios em um modelo com cobaias, ratos e coelhos.

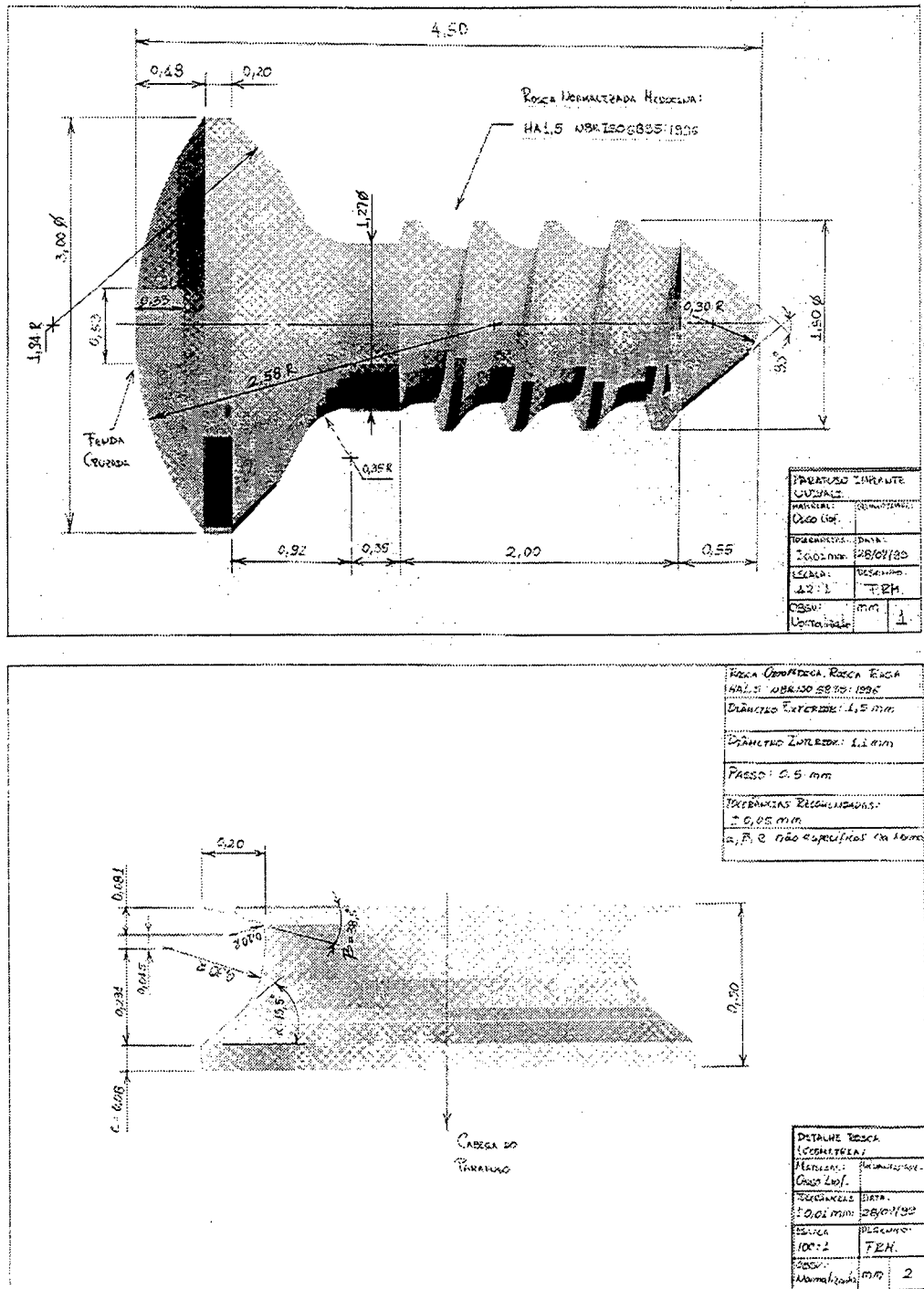


Figura 5.8 - Geometria do implante I4, parafuso dental normalizado. Reprodução do desenho de trabalho utilizado para sua fabricação.

CAPÍTULO 6

EFEITO DA USINAGEM SOBRE A TEXTURA E INTEGRIDADE SUPERFICIAL

Com auxílio dos conceitos e procedimentos já descritos, centenas de ensaios de usinagem foram realizados e uma grande quantidade de dados foi obtida e cadastrada em banco de dados desenvolvido para este fim. Teve-se como objetivo qualificar e/ou quantificar: a textura e a integridade da superfície usinada; a usinabilidade do osso cortical sob o ponto de vista tecnológico; e a integridade tanto mecânica como geométrica de implantes-protótipo fabricados nos ensaios. Utilizando conhecidas técnicas de análise estatística implementadas num software em versão educacional, a influência dos parâmetros de usinagem sobre as variáveis de saída para cada experimento foi avaliada através de gráficos e modelos físico-matemáticos clássicos das teorias de usinagem. Análises estatísticas foram utilizados para:

- Determinar o grau de influência dos parâmetros de usinagem sobre as variáveis de saída com significância estatística. Para isto foram utilizadas análises tipo ANOVA multivariados, e a confiabilidade foi determinada em todos os casos como significativa para $p < 0,05$. Um grau de significância de 0,05 geralmente é aceito na maioria dos campos da experimentação em engenharia.
- Determinar o grau de correlação entre os parâmetros de usinagem e as variáveis de saída, bem como entre as próprias variáveis de saída. Neste último caso, pretendeu-se estudar, principalmente, o grau de **linearidade entre as variáveis** (quando foi possível). Para estas análises foram utilizados os conhecidos coeficientes de estimação linear de Pearson.

Os modelos físico-matemáticos foram utilizados para **deduzir** o

comportamento de variáveis **não-medidas** durante os ensaios, dada a dificuldade para realizar as medições ou a necessidade de simplificação do experimento não introduzindo variáveis adicionais no seu modelo estrutural. As variáveis estudadas com estes métodos correspondem àquelas típicas no estudo da usinagem de outros materiais, tais como: forças de corte, coeficiente de atrito nas faces da ferramenta, temperatura no plano de cisalhamento, pressão específica de corte e outras. Os modelos utilizados foram os mesmos da literatura clássica na área.

6.1 - Textura da superfície

A textura da superfície obtida nos ensaios realizados foi caracterizada por dois elementos de natureza inteiramente diferentes:

- Rugosidade;
- Análise visual das superfícies usinadas.

A rugosidade foi estudada através de quatro parâmetros conhecidos: R_a , R_t , R_z e S_m (ver seção 5.2.1). Para a determinação destes parâmetros foi utilizado um equipamento Perthen (Perthometer S8P 4.51), com um apalpador óptico FOCODYN 250-15. A rugosidade de cada amostra foi determinada como a média de uma série de medições realizadas longitudinalmente sobre as amostras, isto é, perpendicular ao avanço em ensaios de torneamento cilíndrico. Tanto os valores numéricos das medições como um gráfico do perfil de rugosidade foram cadastrados num banco de dados desenvolvido para tal finalidade. As medições foram realizadas através de procedimentos normalizados, utilizando um "cut-off" de 5,6 mm. A visualização da superfície foi feita com métodos ópticos, na maioria dos casos, e com microscopia eletrônica de varredura-MEV quando encontravam-se detalhes de interesse particular. Nessas análises procuram-se

detalhes morfológicos e geométricos. A Figura 6.1 apresenta, de forma ilustrativa, a aparência óptica das superfícies dos Ensaios 100 e 104 que, como demonstrado na seção 5.2.1, correspondem a texturas promissoras no que tange à osteointegração.

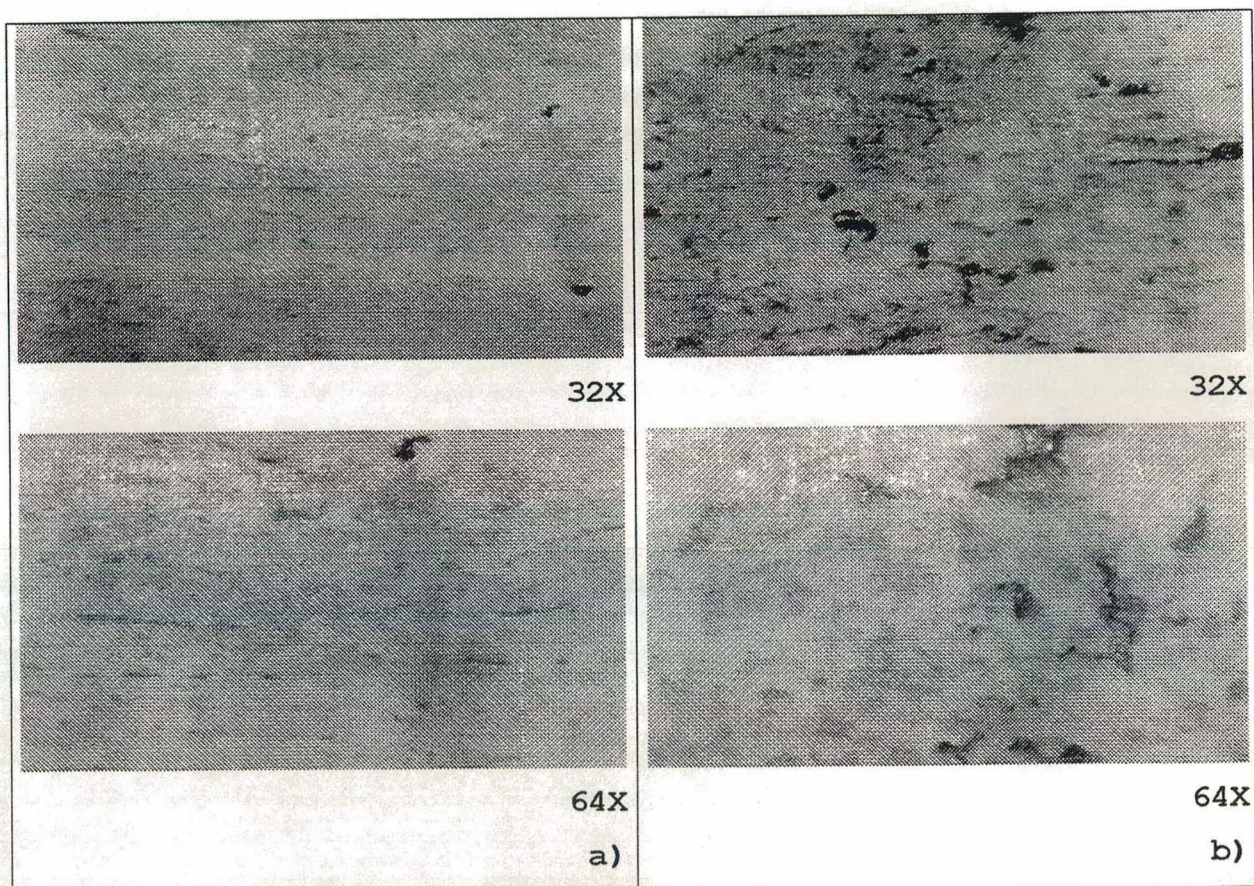


Figura 6.1 - Fotografias ópticas da superfície usinada para

a) A superfície do ensaio 100

b) A superfície do ensaio 104

As condições de corte e a geometria da ferramenta estão descritos nas Tabelas 5.6 e 5.7. Os fatores de aumento correspondem aos observados nas fotografias originais.

6.1.1 - Observações gerais sobre a população total dos experimentos

A população resultante, quando considerada a totalidade das observações de rugosidade de todos os ensaios, foi tratada com as técnicas estatísticas já descritas com o intuito de ter uma visão panorâmica do comportamento dos parâmetros de rugosidade

no torneamento cilíndrico de osso cortical. Assim, esta população reúne resultados "macro" sobre experimentos feitos em osso de diferentes espécies (bovino, humano), em diferentes condições de preservação (fresco, liofilizado) e sob diversas condições de usinagem. Assim, é fácil visualizar quais são as faixas "macro" dos valores dos parâmetros de rugosidade para este material e quais os fatores mais influentes. Foi testada a influência da geometria de corte (ângulos de corte), parâmetros de corte (velocidade e avanço) e tipo de material (osso bovino fresco ou osso humano liofilizado) sobre os valores de rugosidade. Em geral, todos estes fatores foram de forte influência sobre a rugosidade com graus de significância estatística marcantes ($p < 0,05$).

O ângulo de saída é o fator que apresenta menor grau de influência sobre a rugosidade, não se mostrando relevante nesta análise para R_t e R_z . Utilizando os índices de correlação de Pearson entre estes fatores e a rugosidade, encontra-se que mesmo que os fatores sejam fortemente influentes, nem todos possuem uma relação simples com a rugosidade. Somente no caso do ângulo de incidência e do tipo de osso (espécie), é possível deduzir uma correlação linear com alguns parâmetros de saída. Isso mostra a complexidade do problema em estudo. A Figura 6.2 apresenta uma série de gráficos sobre o comportamento dos parâmetros de rugosidade em função dos fatores admitidos como os mais correlacionáveis na análise de Pearson. Neste caso, como confirma a análise, tem-se um decréscimo de valores de rugosidade para um incremento dos fatores apresentados nos gráficos e, mesmo que não haja uma tendência pronunciada, é representativo estatisticamente.

Assim, é de se esperar que, aumentando os ângulos de incidência tanto principal como secundário, haja um decréscimo nos valores de rugosidade, sendo sempre menores para o osso humano liofilizado do que para o osso bovino fresco. A causa deste comportamento não é evidente a priori, mas pode-se dizer

que, da mesma forma que na usinagem com outros materiais, um aumento nos ângulos de incidência favorece o acabamento da superfície, uma vez que diminui o atrito entre o flanco da ferramenta e a superfície transitória e usinada [Stemer, 1995]. A confirmação experimental deste fato, segundo a Figura 6.2, é um bom indício de que o osso cortical tem um comportamento similar a outros materiais conhecidos no que tange à usinagem.

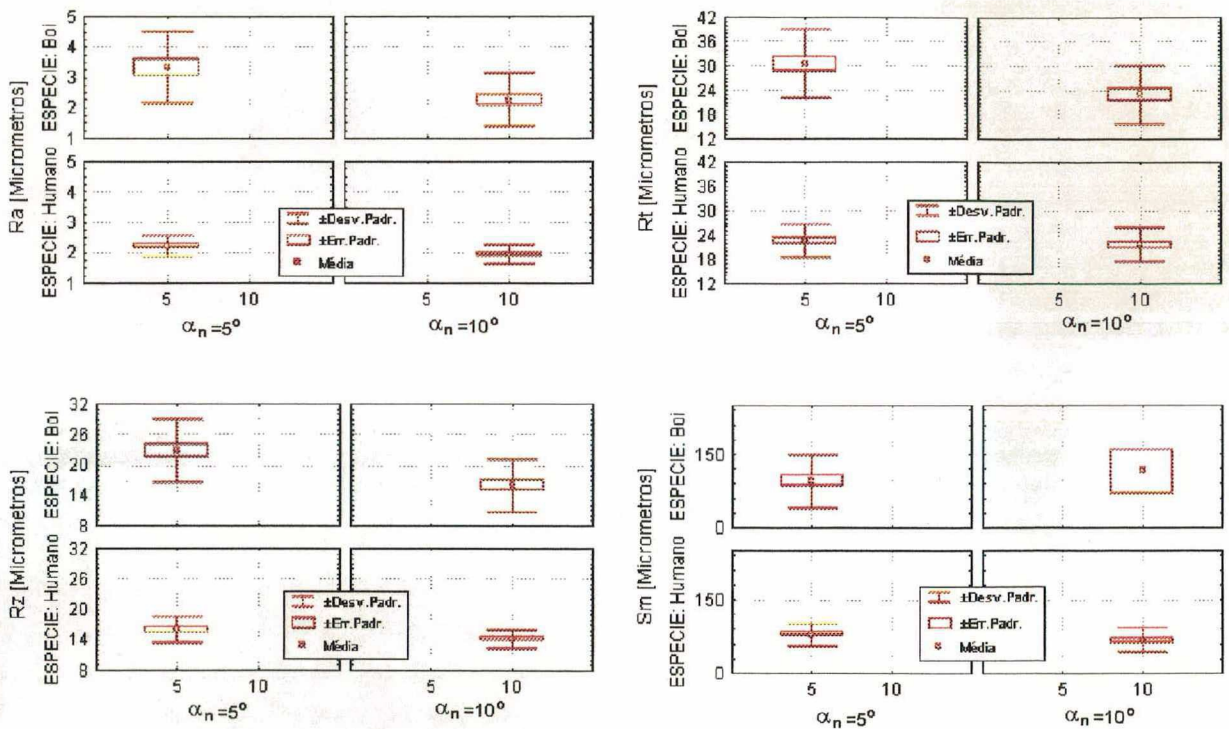


Figura 6.2 - Gráfico categorizado dos fatores mais significantes sobre a rugosidade para a totalidade dos ensaios com ferramentas de aço rápido.

O fato da rugosidade ser inferior em osso liofilizado humano do que em osso bovino fresco pode estar associado às propriedades mecânicas do material nas duas condições. Quando o osso fresco é usinado, observa-se a presença de substâncias graxas e oleosas no material que, em muitos casos, levam a uma superfície usinada "recoberta de medula", algo como uma camada esbranquiçada de material muito mole sobreposta à superfície usinada. Este fato indica que a ferramenta não corta o osso em condições de fratura normais, e sim sobre um material altamente plástico e super-

lubrificado. A presença desta camada aumenta as marcas do avanço e diminui o controle da tolerância dimensional. Amostras de osso fresco apresentam, em maior ou menor grau, este fator de plasticidade no comportamento do material que pode ser a causa das rugosidades elevadas quando comparadas com o osso liofilizado. A morfologia e as propriedades mecânicas de osso de mamíferos superiores são similares (como comentado no capítulo 3). Portanto, não é de se esperar que a espécie em si seja a causa desta diferença de comportamento perante a usinagem e sim as condições mecano-químicas disponíveis na amostra no momento de sua usinagem. A liofilização promove exatamente a extração das substâncias que causam este efeito (proteínas e umidade) fazendo do osso um material mais "seco", "consistente" e "frágil" perante à usinagem, fato observado tanto visualmente durante os experimentos bem como através dos índices estatísticos. A liofilização não promove alteração microestrutural no osso tratado. Sendo assim, o fator **espécie** será tratado a partir daqui relacionado com o grau de fixação que o tecido possui no momento da sua usinagem, não estando referido à sua microestrutura ou à sua morfologia. Assim, o osso bovino fresco foi utilizado sem nenhum tipo de fixação proteínica ou desumidificação, caso oposto ao osso humano liofilizado proveniente do banco de ossos.

Os comentários anteriores mostram que foram feitas observações interessantes em relação à preservação do osso, abrindo as possibilidades de estudar a fabricação de implantes não somente em osso preservado como também em osso fresco. Este fato será explorado ainda mais ao longo dos capítulos posteriores na medida que novos elementos são acrescentados na discussão. A Figura 6.3 apresenta a morfologia de superfícies com a característica de "camada mole" ou "de medula" onde ficam evidenciadas as características comentadas. Na Figura 6.4 observam-se superfícies usinadas em osso humano liofilizado. Comparando-se estas figuras, percebem-se diferenças nítidas na

morfologia, principalmente na "qualidade da superfície" do osso liofilizado, que indicam um corte mais "limpo" da ferramenta e uma textura mais lisa.

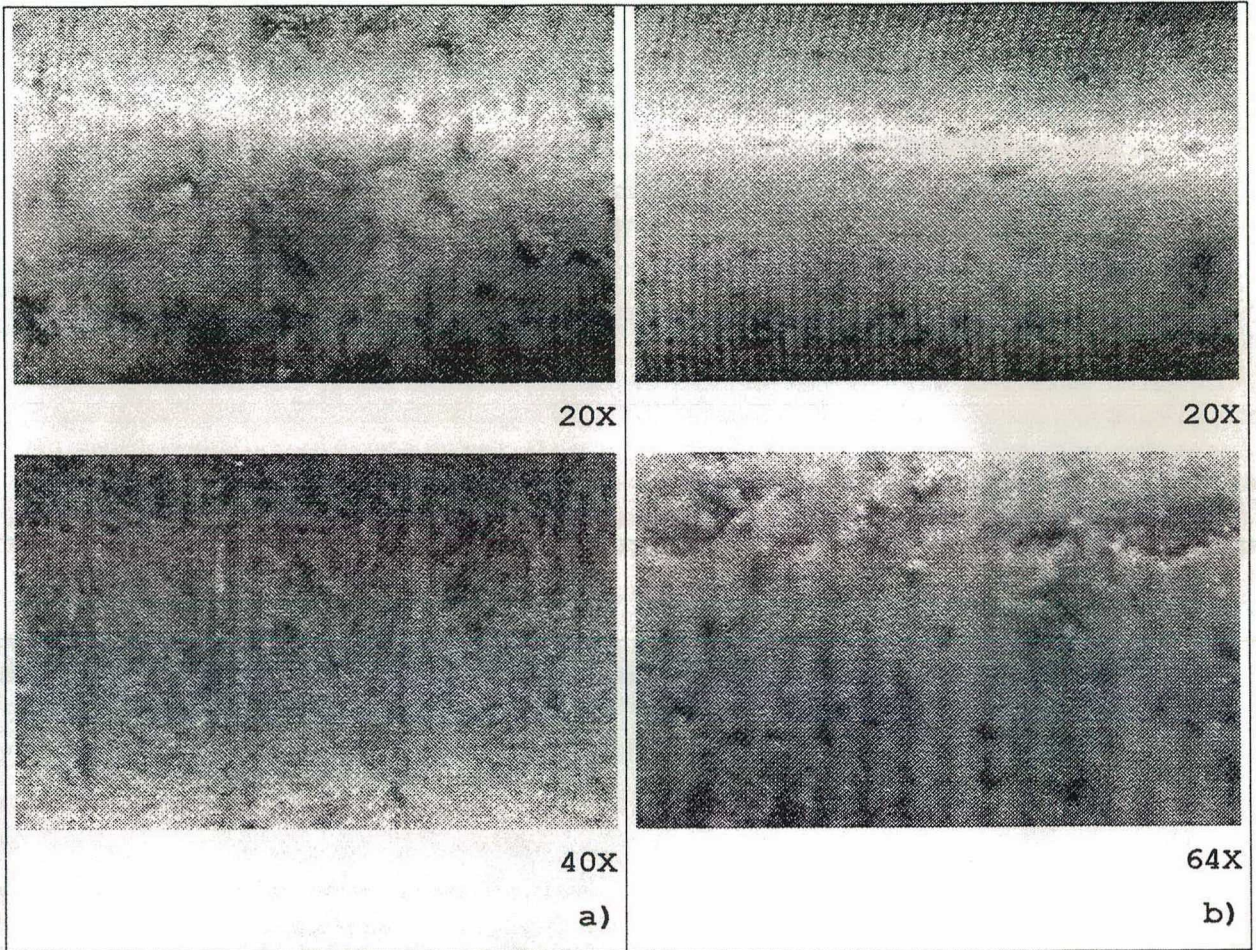


Figura 6.3 - Fotografias da superfície usinada de osso bovino fresco onde o material apresenta excesso de medula. Comparar com a Figura 6.1 também de osso bovino fresco e a Figura 6.4 de osso liofilizado humano.

a) A superfície do ensaio 89, Segunda série de ensaios $v_c = 30$ m/min, $a_p = 0,1$ mm, $f = 0,115$ mm/rot, $\gamma_n = 5^\circ$, $\alpha_n = 5^\circ$

b) A superfície do ensaio 91, Segunda série de ensaios $v_c = 30$ m/min, $a_p = 0,1$ mm, $f = 0,115$ mm/rot, $\gamma_n = 10^\circ$, $\alpha_n = 5^\circ$

Os fatores de aumento correspondem às fotografias originais disponíveis nos bancos de dados do projeto

6.1.1.1 Correlação entre parâmetros de rugosidade

Quando os valores de R_a , R_t , R_z e S_m são comparados para a população total dos ensaios, verifica-se a existência de boas correlações lineares entre eles. A Figura 6.5 apresenta os

resultados de Pearson para estas correlações juntamente com um gráfico que ilustra uma excelente correlação entre os valores de R_a , R_t e R_z . O parâmetro S_m não participa desta correlação linear e fica aglomerado perto de valores estreitos. Da Figura 6.5 pode-se obter, também, equações de regressão linear com excelentes fatores de correlação.

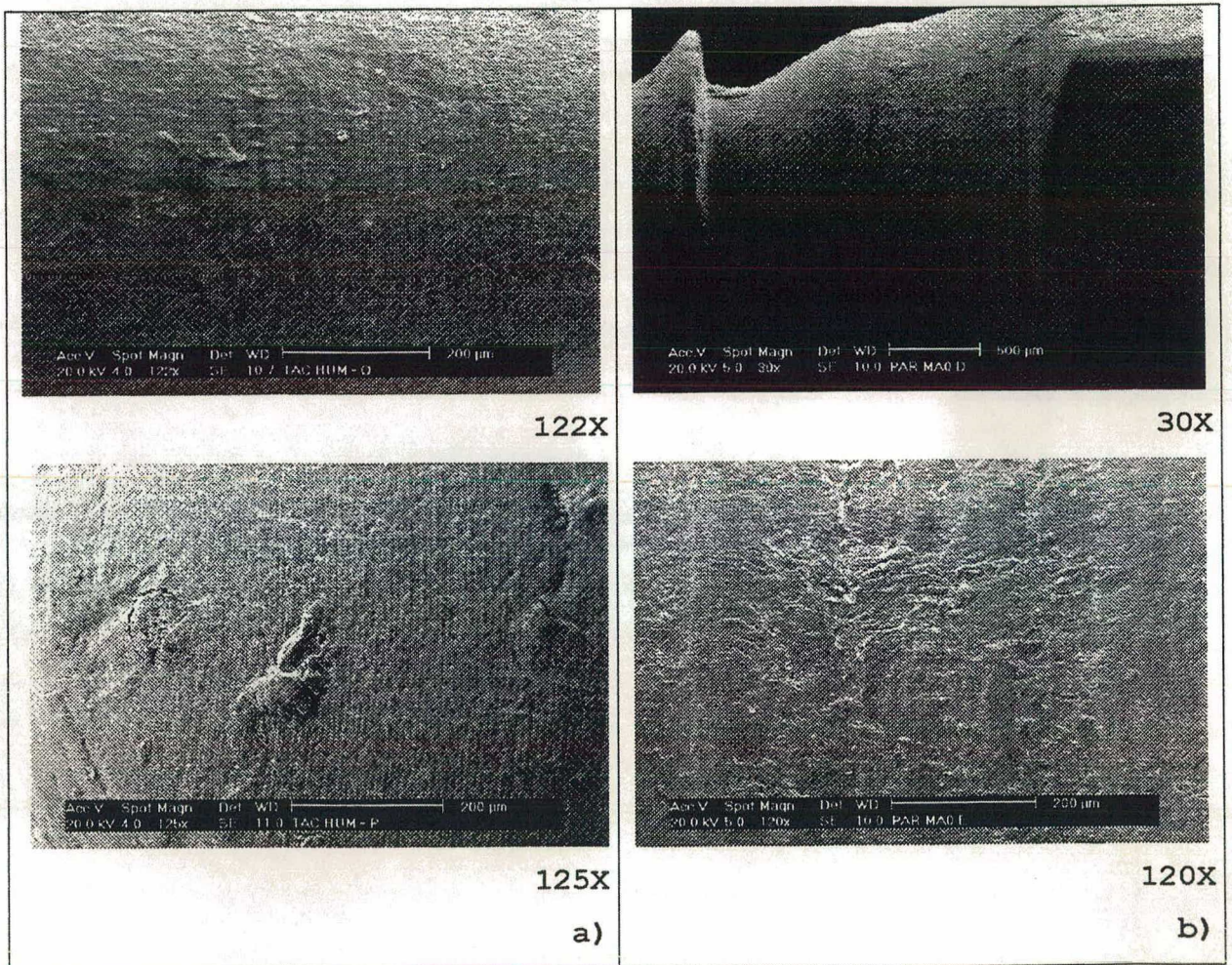


Figura 6.4 - Fotografias MEV da superfície usinada de osso humano liofilizado. Comparar com a Figura 6.1 e 6.3 de osso bovino fresco.

a) A superfície da tachinha dental I2,

b) A superfície do parafuso para mão (Série preliminar realizada na Colômbia).

Os fatores de aumento correspondem às fotografias originais disponíveis no banco de dados do projeto

Assim, para a totalidade dos ensaios com ferramentas de aço rápido:

$$R_t = 6,9549R_a + 7,5163 \quad (6.1)$$

R_a e R_t em micrometros com $r = 0,89979$ para esta regressão linear e

$$R_z = 5,6839R_a + 3,4029 \quad (6.2)$$

R_a e R_z em micrometros com $r = 0,96778$ para esta regressão linear.

Na Figura 6.5 pode-se observar, também, a relação entre R_a , R_t e R_z em forma de mapas 3D e de contorno. Os mapas são uma das contribuições desta pesquisa, pois apresentam sua importância e utilidade no momento de se fazer uma estimativa de um parâmetro de rugosidade conhecendo-se o valor do outro, principalmente R_a .

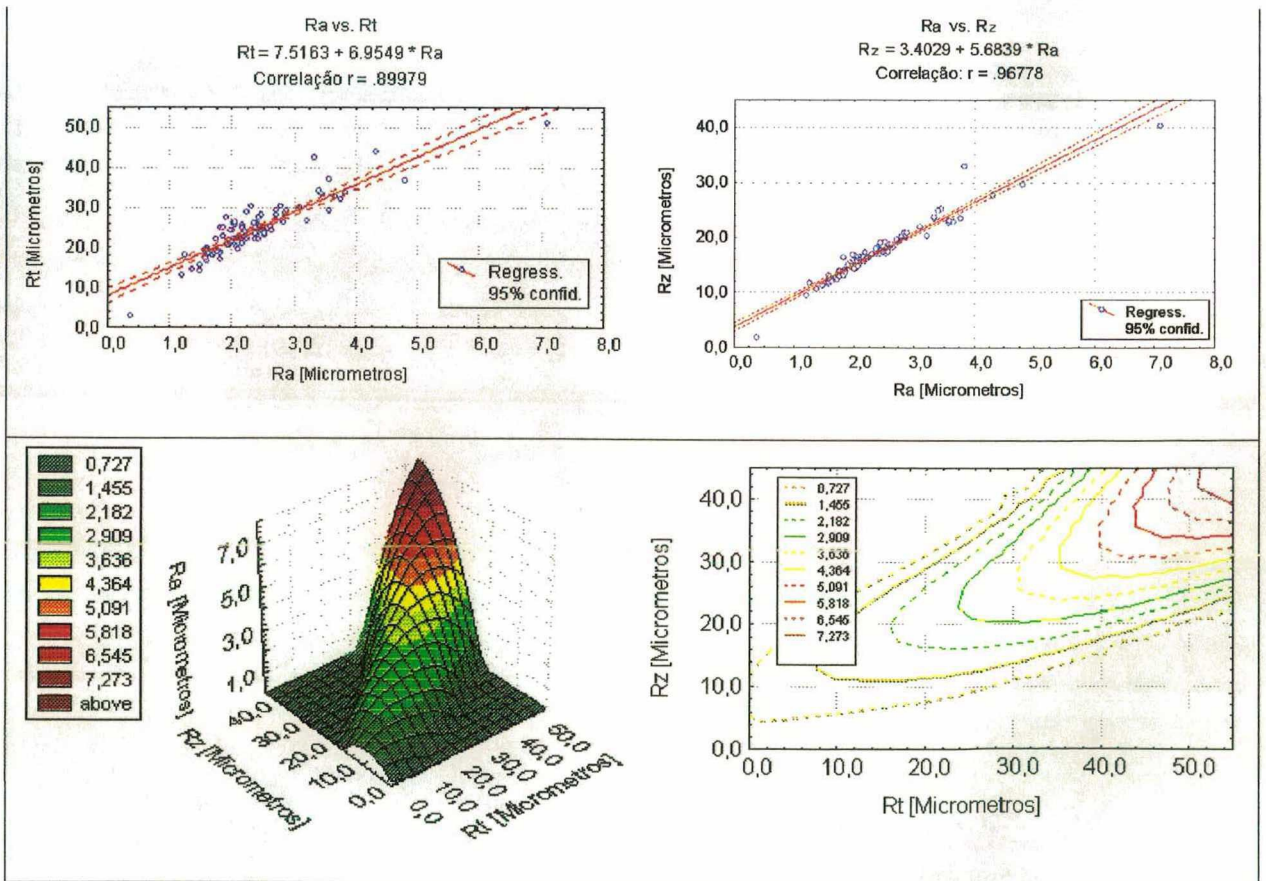
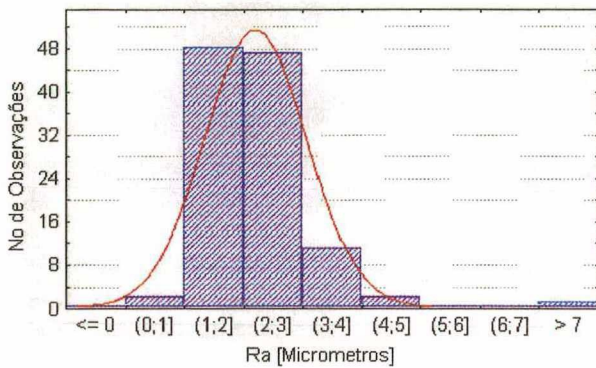


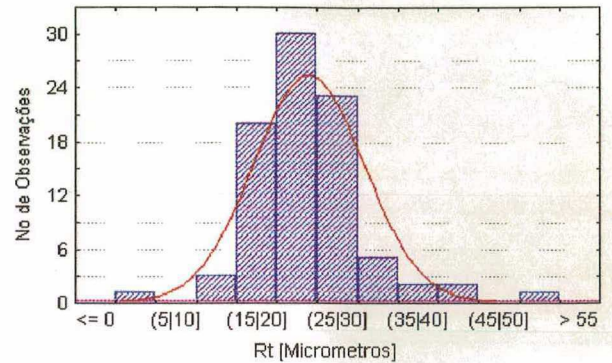
Figura 6.5 - Tabela e gráficos de correlação entre parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios com aço rápido em torneamento cilíndrico. Aproximações por mínimos quadrados.

Por outro lado, a Figura 6.6 apresenta um histograma e uma

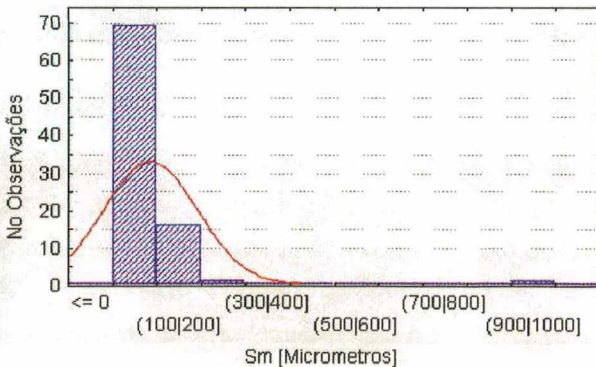
estimativa da distribuição da população para os parâmetros de rugosidade, isto com o intuito de demonstrar o "bom comportamento" da distribuição de probabilidades dos valores, comportamento que se assemelha à distribuição normal. Este fato é relevante já que os testes estatísticos somente serão confiáveis se as populações dos dados encontram-se normalmente distribuídas, fato que acontece segundo a Figura 6.6.



a)



b)



c)

Figura 6.6 - Histograma dos parâmetros de rugosidade quando considerada a totalidade dos experimentos.
a) Ra, b) Rt, c) Sm

Mesmo assim, e no sentido de ilustrar ainda mais o comportamento destes parâmetros, a Figura 6.7 apresenta mais uma contribuição em gráficos 3D com aproximação de mínimos quadrados onde se observa a forma da correlação entre os fatores mais influentes e os parâmetros de rugosidade. Assim, R_a , R_t e S_m são graficados em função do avanço f e da velocidade de corte v_c . Estes gráficos ilustram que mesmo que exista alguma dispersão entre os dados provenientes da grande quantidade de fatores não-controláveis na análise (como acontece comumente no problema do estudo da usinagem), os valores da rugosidade têm um

comportamento "suave" perante os fatores mais influentes, e representam, portanto, uma demonstração de que eles seguem um comportamento físico razoável, compreensível e típico de variáveis físicas comumente modeláveis na engenharia. Isto quer dizer que a rugosidade da superfície no caso do torneamento cilíndrico sobre osso cortical, seja fresco ou liofilizado, pode ser calculável ou pelo menos aproximável, quando necessário, por modelos empíricos como é o presente caso, apresentado com auxílio de gráficos e equações.

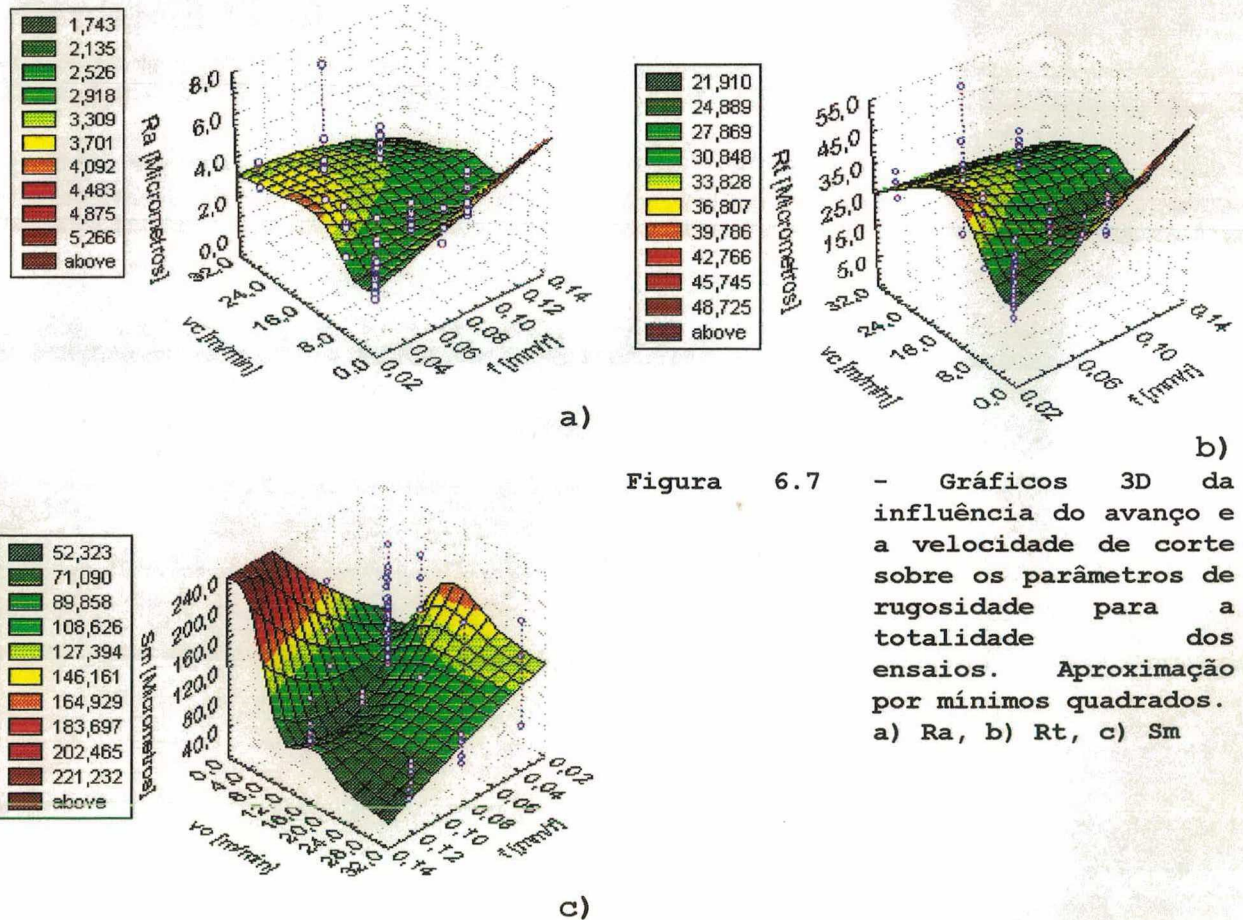


Figura 6.7 - Gráficos 3D da influência do avanço e a velocidade de corte sobre os parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios. Aproximação por mínimos quadrados. a) Ra, b) Rt, c) Sm

6.1.1.2 Influência das propriedades aparentes do material

No presente trabalho entende-se por *Propriedades Aparentes do Material* aqueles fatores que servem para classificar os fragmentos de osso que serão levados diretamente à usinagem.

Fazem parte destas propriedades¹ a *Cor do Osso*², o *Local da Amostra*³ e o *Quadrante*⁴. São chamadas de *Aparentes* devido ao fato que elas não representam diretamente propriedades físicas do material, senão *aglomerados* de características que distinguem um fragmento de osso de outro. Foram utilizadas devido à facilidade de determiná-las, e também porque foi comprovado, durante os ensaios, a sua influência qualitativa sobre o comportamento do osso perante à usinagem. São, desta forma, candidatas imediatas para servirem como critérios de seleção de matéria-prima para a fabricação de implantes. Análises estatísticas foram executadas sobre os resultados dos ensaios realizados com osso humano liofilizado (único que foi classificado em função destas propriedades) com o intuito de determinar o grau de influência das propriedades aparentes do osso sobre a rugosidade de peças usinadas por torneamento cilíndrico. Os resultados desta análise são interessantes: demonstrou-se que a cor do osso e o local da amostra têm efeitos significativos sobre a rugosidade da superfície obtida.

A cor do osso está relacionada com o seu conteúdo de umidade e outros agregados. Assim, quanto mais amarelado for o osso, maior será a quantidade destes componentes e, como discutido nos parágrafos anteriores, isto corresponde a um osso com maior quantidade de medula, fator que afeta diretamente a rugosidade da superfície. Durante os ensaios verificou-se que o osso liofilizado inteiramente amarelo apresenta comportamento perante a usinagem similar ao do osso fresco (que também possui um alto grau de cor amarela). Isto pode ajudar a explicar o efeito marcante que tem a cor do osso sobre a rugosidade obtida.

¹ Pesquisas relatadas em [Currey et al., 1996] demonstram que as propriedades do osso humano mudam ao redor do eixo femoral. Osso em quadrantes posteriores em geral é mais poroso e fraco que em outros quadrantes. Também é necessário considerar se a amostra provem do segmento distal, central ou proximal.

² Definida a Cor do osso como na seção 5.3.1

³ Posicionamento da amostra em sentido axial na peça original: distal, central ou proximal

⁴ Uma linha de referência axial foi desenhada na parte anatômica posterior das peças FMR1 e FMR2 (fêmures) ao longo da conhecida *linha áspera* para ser utilizada como eixo de 0 graus na peça e a partir daí numerar 4 quadrantes em sentido circunferencial horário.

O fato que o local da amostra apresente influência sobre a rugosidade enquanto que o quadrante não, pode ser devido a uma combinação de vários fatores. Entre eles, a distribuição axial dentro da mesma peça de osso de material poroso e da sua cor. Com auxílio de um ANOVA ($p=0,003144$), a Figura 6.8 mostra que a distribuição de cor é bastante diferente na parte central da diáfise (central) que nas pontas perto das epífises (proximal, distal). Por outro lado, também fica evidenciado na figura ($p=0,716556$) que a cor do osso quase não tem variação em sentido circunferencial (quadrantes). Isto pode significar que, nas pontas da peça, a parcela porosa sendo maior (mais perto das epífises) leva a propriedades mecânicas diferentes perante a usinagem ou a um conteúdo maior de umidade e agregados proteínicos que o processo de liofilização não pode nem fixar nem extrair com tanta eficiência como na parte mais compacta central da diáfise (mais branca). Quando são procuradas correlações simples entre as propriedades aparentes do material e a rugosidade da superfície o resultado é negativo: os coeficientes de Pearson para estas correlações não revelam um comportamento correlativo linear significativo. Isto quer dizer que, mesmo que a cor do osso e o local da amostra sejam altamente influentes sobre a rugosidade do material, seu relacionamento é mais complexo do que se esperava com a possibilidade que a inferência estatística neste caso não seja suficientemente potente devido à presença de fatores adicionais mascarados nos ensaios e que não foram incluídos. Esta é uma situação experimental comum na área de usinagem, e indica o grau de dificuldade encontrado para modelar os fenômenos associados a esta. No entanto, observando com atenção a Figura 6.9 e com a experiência adquirida na avaliação qualitativa do processo de corte no momento de realizar os ensaios, pode-se dizer como regra geral que *quanto mais amarela a amostra de osso, mais difícil é a sua usinagem no que se refere ao bom acabamento da superfície e ao controle das tolerâncias geométricas, e que a*

presença de irregularidades (manchas) na cor do osso liofilizado promove vibrações durante a usinagem, provavelmente por autoexcitação do sistema devido à heterogeneidade das propriedades mecânicas do material.

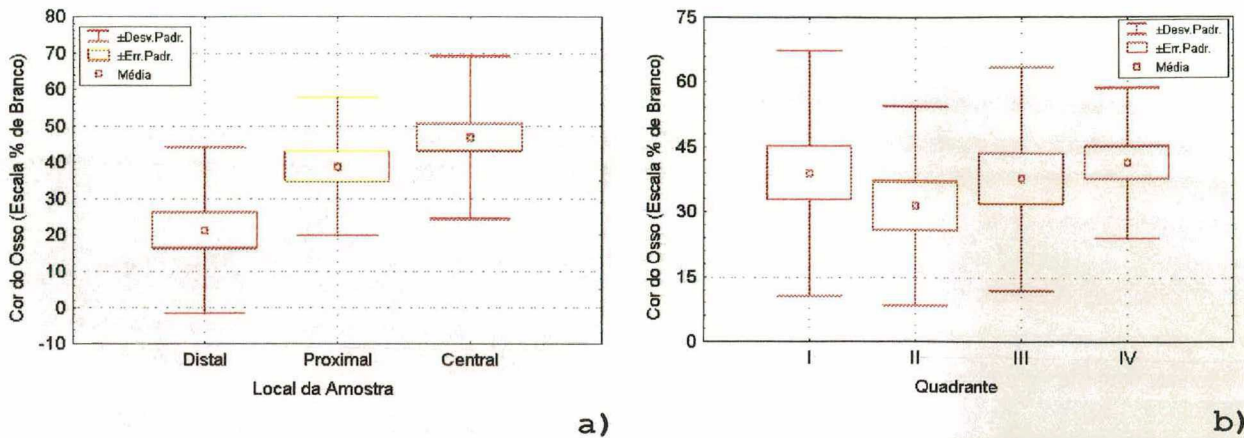


Figura 6.8 - Distribuição da cor do osso em sentido a) Axial e b) Circunferencial para a mesma peça: fêmur humano liofilizado. A cor encontra-se representada numa escala numérica concordante com a quantidade de osso branco marfim presente na amostra.

Por outro lado é difícil quantificar quais propriedades mecânicas são relevantemente afetadas, dado que somente se dispõem de dados em ensaios estáticos e sabe-se que as taxas de deformação (e , portanto, de carga) no processo de corte na usinagem são consideravelmente maiores do que aquelas experimentadas pela mesma amostra em ensaios dinâmicos de impacto [Micheletti, 1980], [Shaw, 1968]. Nesta discussão demonstrou-se que a cor do osso e suas parcelas associadas de fases químicas são responsáveis em grande parte por isto. Contudo, pode-se dizer que as propriedades aparentes do material foram determinantemente influentes na rugosidade da superfície, podendo ser utilizadas em primeira instância como critérios de escolha do material para a fabricação de implantes, e correspondem a uma contribuição objetiva desta pesquisa (Figura 6.9).

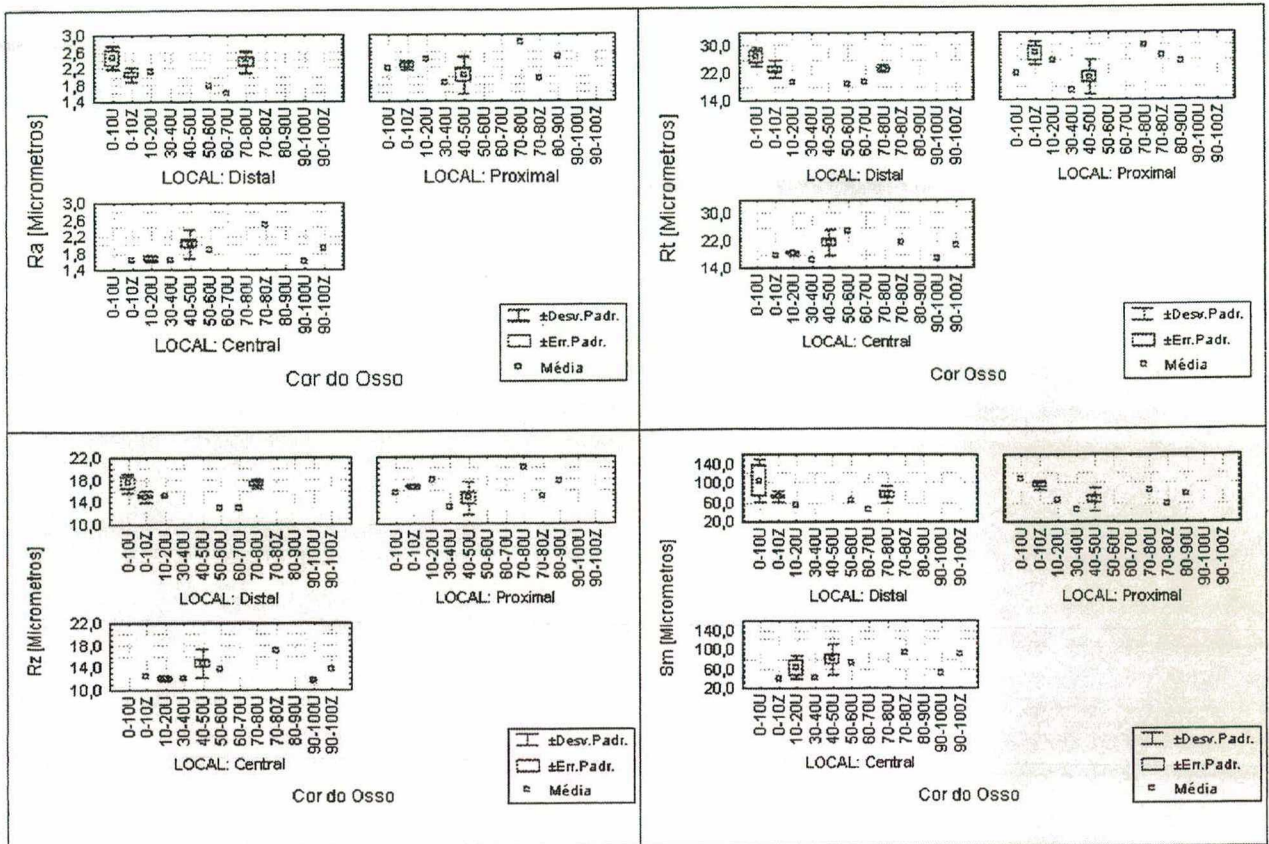


Figura 6.9 - Gráfico categorizado dos parâmetros de rugosidade em função das propriedades aparentes do material mais significantes. População de ensaios com ferramentas de aço rápido. Para a descrição e códigos da cor ver Tabela 5.11

6.1.2 - Experimentos com ferramentas específicas (F1 e F5)

Em seções anteriores, a rugosidade da superfície foi apresentada como um elemento definitivo na osteointegração de implantes artificiais, sejam absorvíveis ou não. Como foi visto na seção 5.2.1, é possível determinar valores para os parâmetros de rugosidade da superfície que potencializam efeitos positivos sobre um implante para ser osteointegrado no corpo do receptor. Como resultado disso, uma série de experimentos foram desenvolvidos para melhor observar o comportamento de peças de osso cortical usinadas com as ferramentas e condições de corte utilizadas nos ensaios 100 e 104. Estas condições demonstraram proporcionar parâmetros de rugosidade sobre osso bovino fresco nas faixas recomendadas pelas mencionadas pesquisas biológicas. É, portanto, conveniente utilizar as avaliações estatísticas

para determinar quais foram os resultados globais e específicos ao utilizar sistematicamente estas ferramentas e condições de corte.

6.1.2.1 - Análise utilizando a população global de dados obtidos com ferramentas específicas (F1 e F5)

Um ANOVA executado sobre a população de dados obtidos quando utilizadas as ferramentas F1 e F5 sob diferentes condições de corte, incluindo aquelas dos ensaios 100 e 104, confirmam claramente o já observado para a população da totalidade dos experimentos na seção anterior: *a espécie, a ferramenta (F1 ou F5), o avanço e a velocidade de corte são fortemente influentes nos parâmetros de rugosidade obtidos e produzem populações com médias significativamente diferentes.* Quando incluídas as propriedades aparentes do material na análise, os resultados voltam a confirmar o já obtido para a população total dos experimentos: *são influentes sobre a textura obtida tanto a cor do osso como o local da amostra, com efeitos estatisticamente significativos sobre as médias das populações obtidas.* Como no caso anterior, o quadrante não apresenta influência sobre a textura obtida e permite ver que o osso apresenta variação em suas características em sentido axial, mas não no sentido circunferencial.

Uma análise estatística adicional foi feita para dados sistematicamente selecionados em 2 grupos: ensaios com osso bovino fresco e ensaios com osso humano liofilizado, utilizando em cada um dos casos tanto a ferramenta F1 quanto a F5 e cada uma com as condições de corte, respectivas, 100 e 104. A análise demonstra que, mesmo que os dois tipos de materiais tenham uma resposta da rugosidade diferente diante das ferramentas de corte, neles cabe generalizar o fato de que efetivamente condições de corte diferentes com geometrias de corte diferentes

produzem resultados estatisticamente diferentes com graus de significância aceitáveis. Assim, independentemente da espécie ou do tratamento aplicado previamente ao osso, os parâmetros de rugosidade obtidos apresentam um comportamento **reproduzível** e até certo ponto calculável, demonstrando a consistência dos ensaios realizados. Mesmo assim, a Figura 6.10 demonstra que existe uma sistemática correlação entre os parâmetros de rugosidade, já que quando considerados os dados das ferramentas F1 e F5 em condições de corte diversas, se repete a observação feita antes sobre excelentes correlações lineares entre R_a - R_t e R_a - R_z . Como medida de comparação, listam-se os resultados das regressões lineares mais significantes da Figura 6.10.

Para F1:

$$R_t = 9,1739R_a + 2,4259 \quad (6.3)$$

R_a e R_t em micrometros com $r = 0,83040$ para esta regressão linear.

$$R_z = 6,6247R_a + 1,3800 \quad (6.4)$$

R_a e R_z em micrometros com $r = 0,96551$ para esta regressão linear.

Para F5

$$R_t = 11,614R_a + 0,6719 \quad (6.5)$$

R_a e R_t em micrometros com $r = 0,82107$ para esta regressão linear.

$$R_z = 6,4289R_a + 1,7862 \quad (6.6)$$

R_a e R_z em micrometros com $r = 0,97076$ para esta regressão linear.

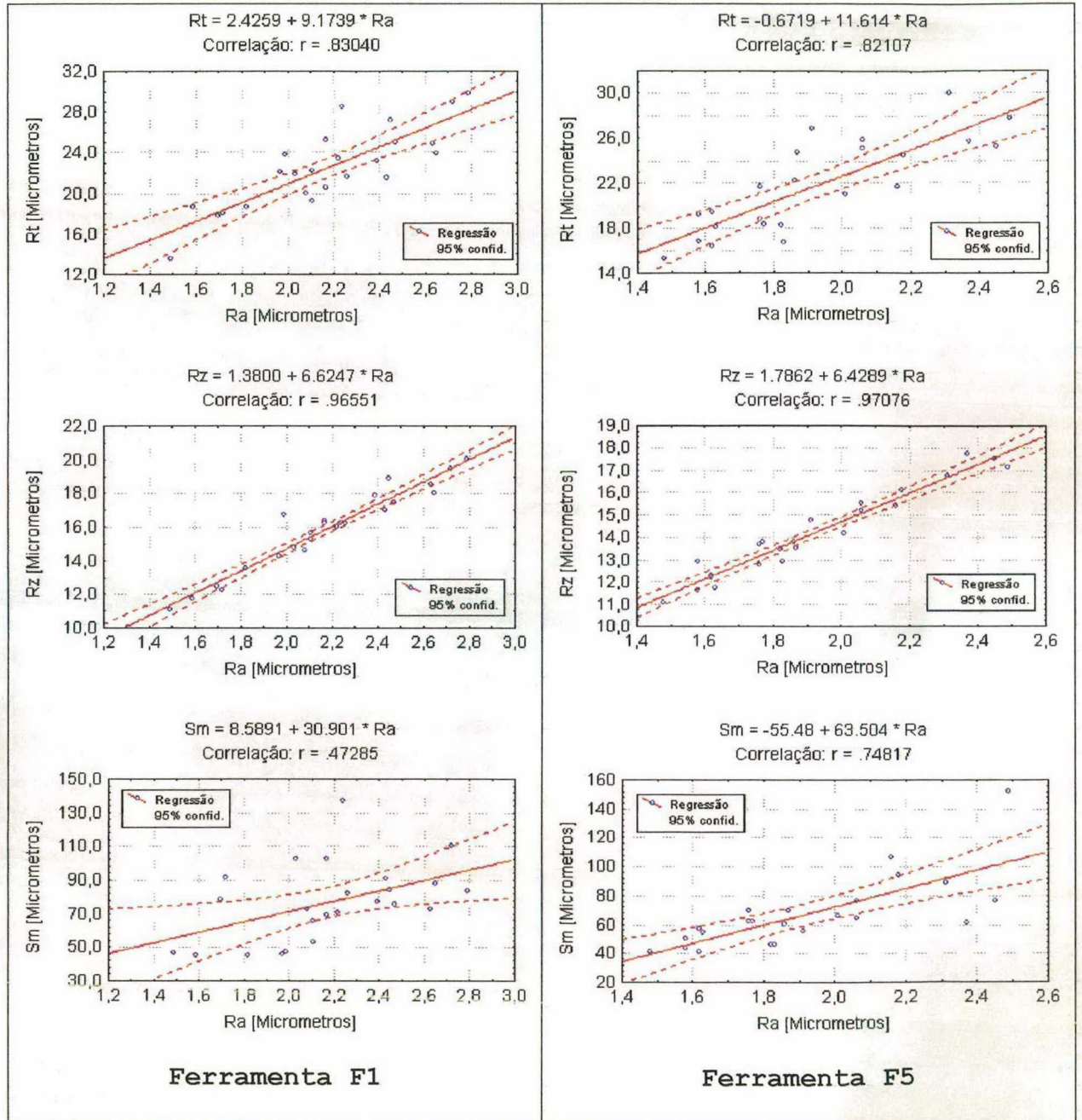


Figura 6.10 - Correlações entre os parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios realizados com as ferramentas F1 e F5. Aproximações por mínimos quadrados.

Continua na página seguinte

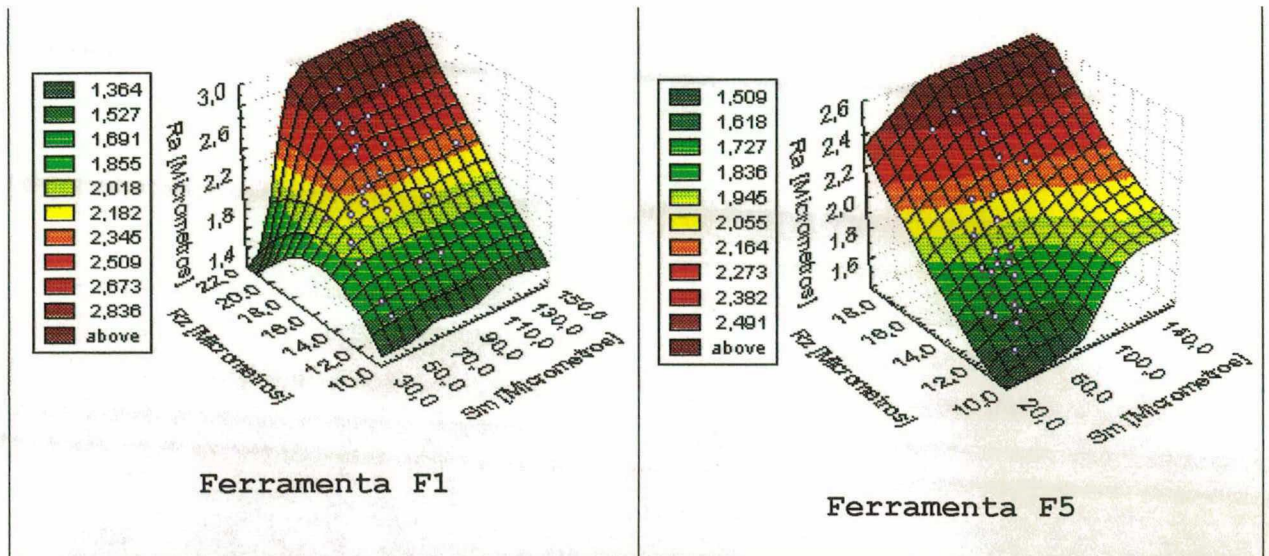


Figura 6.10 - (Continuação). Correlações entre os parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios realizados com as ferramentas F1 e F5. Aproximações por mínimos quadrados.

Uma comparação entre os coeficientes respectivos destas equações com as equações (6.1) e (6.2) mostra uma interessante semelhança entre eles, com a discrepância máxima obtida para qualquer par de coeficientes análogos a 48%, fato este surpreendente considerando as condições tão diferentes em que foram gerados os dados. Assim, por estas observações, pelas formas das curvas 3D da Figura 6.10 e pela confiabilidade estatística dos resultados, pode-se indicar que os parâmetros de rugosidade se interrelacionam de forma "suave" e contínua entre si, propondo-se, neste documento, uma forma de estimar alguns parâmetros quando se conhecem outros. Mesmo assim, estes parâmetros se encontram relacionados de forma aparentemente estruturada com os parâmetros de corte e a geometria da ferramenta, mostrando que, apesar de serem fenômenos muitos complexos, as variáveis envolvidas na usinagem de osso cortical se interrelacionam de forma análoga ao que acontece com outros materiais de engenharia quando usinados de forma similar. Esta observação pode ser verificada via consulta a literatura clássica de usinagem disponível em livros e artigos [Micheletti, 1980] [Armarego, 1969], [Shaw, 1968], [Ferraresi, 1970] e posterior comparação com os resultados obtidos de pesquisas em aço, latão e outros materiais. Há semelhança entre as formas das

curvas apresentadas em ambos (baixas velocidades de corte) e as faixas de rugosidade obtida nesta pesquisa concordam com as aceitas internacionalmente para as tipicamente obtidas no torneamento cilíndrico em regime de acabamento.

6.1.2.2 - Análise utilizando independentemente as populações de dados das ferramentas F1 e F5

Na análise final das populações de dados de rugosidade obtidos, um estudo estatístico foi realizado sobre os dados cuidadosamente separados tanto para a ferramenta F1 quanto para a F5. Na seção anterior os dados das ferramentas F1 e F5 foram considerados de forma conjunta e global. Este procedimento foi feito pelo fato de que a sensibilidade de uma análise ANOVA baseia-se tanto nas variações das variâncias das médias quanto das interações entre elas. Assim, considerando uma análise ANOVA feita sobre os dados exclusivos da ferramenta F1, esta não apresenta tanta sensibilidade ao estudo de fatores como cor do osso ou local da amostra como se esta fosse realizada com mais ferramentas e amostras em conjunto. Isto porque, em primeiro lugar, a quantidade de dados é reduzida, o que estatisticamente é desfavorável e, segundo, porque se perdem informações nas interações entre os parâmetros. Por exemplo, incluindo mais ferramentas na análise se dispõe de uma forma de estudar o efeito da cor do osso sob diferentes condições geométricas de corte e não somente sobre uma delas. Assim, com mais ferramentas pode-se revelar com mais segurança a verdadeira influência da cor do osso na rugosidade obtida. Isto foi o que aconteceu quando as populações das ferramentas F1 e F5 foram separadas e analisadas independentemente. Os detalhes dos resultados e os gráficos foram transladados ao apêndice 11.5 por comodidade na leitura deste documento, sendo válido citá-los para ilustrar as idéias que acabam de ser apresentadas justificando ainda mais a metodologia proposta e as conclusões tiradas nas análises anteriores. Quando estudados com detalhe, os resultados das

análises independentes realizadas sobre os dados das ferramentas F1 e F5 revelam que, para o caso da ferramenta F1, nem a cor do osso, nem o local da amostra têm influência marcante sobre a rugosidade. No entanto, para a ferramenta F5 este efeito é verificado e, inclusive, o quadrante passa a ter influência significativa sobre a rugosidade. Isto não significa que quando o osso cortical é usinado com a ferramenta F1, nas condições do ensaios 100, a sua cor não tenha efeito sobre a rugosidade e que isto passa a acontecer com a ferramenta F5 nas condições do ensaio 104. O que revelam estes fatos é uma falta de informação suficiente em cada caso para determinar se a cor ou o local da amostra tem efetivamente influência sobre a usinagem. Por isso, foi importante realizar as análises prévias para revelar estes fatos. É claro que existe uma diferença entre usinar o material com a ferramenta F1 ou F5, mas esta diferença não depende exclusivamente de um fator senão de um *quadro de fatores*, fato revelado por ANOVA multivariado. A este quadro pertencem a cor do osso, o local da amostra, a velocidade de corte, o avanço e os ângulos de saída da ferramenta, como foi demonstrado nas análises anteriores.

Observando de forma comparativa os gráficos 3D do apêndice 11.5, que contêm as relações entre as variáveis envolvidas, verifica-se que a *tendência e a forma geral* destes se assemelha bastante aos outros gráficos deduzidos nas análises anteriores. Pode-se concluir que no caso dos experimentos realizados nesta pesquisa, *nas faixas de velocidade de corte (baixas) e avanço (baixo também), os parâmetros de rugosidade aumentam quando a velocidade de corte e o avanço aumentam*. As particularidades para cada geometria de corte (F1 ou F5) podem ser observadas nos gráficos das Figuras 11.1 e 11.8, fazendo-se a análise em pontos idênticos, ou seja, de mesma velocidade de corte e mesmo avanço. Esta análise é relevante uma vez que estas ferramentas demonstraram ser úteis para a obtenção de rugosidades associadas com pesquisas biológicas. As Figuras 11.2 e 11.9 são decorrentes

de uma forma de estimar a rugosidade em função da geometria e das condições de corte. Isto pode ser considerado como uma contribuição desta pesquisa à manufatura de implantes de osso cortical com superfícies adequadas. O mesmo acontece com as Figuras 6.5, 6.10, 11.5, 11.6, 11.12 e 11.13, para as correlações entre parâmetros de rugosidade com estas ferramentas; só que neste caso podem ser incluídas as equações (6.1) até (6.6).

6.1.3 - Efeito do raio da quina da ferramenta

Como descrito no Capítulo 4, a série de experimentos RQ foi planejada para obter informações sobre a influência que o raio de quina da ferramenta tem sobre a rugosidade da superfície. Os resultados obtidos condizem com o que geralmente é esperado. Observa-se uma influência marcante e estatisticamente significativa do raio de quina sobre R_a e R_z o que não aconteceu com R_t e S_m . Por outro lado, quando analisadas as possíveis correlações entre r_s e a rugosidade, encontra-se que tanto R_a como R_t estão correlacionados de forma linear com este fator. Juntamente com a Figura 6.11 pode-se deduzir que, conforme o esperado para outros materiais e de observações teóricas [Woldman, Gibbons, Schlesinger apud Micheletti, 1980], a rugosidade diminui com um aumento no raio de quina r_s na faixa de raios estudada nesta pesquisa. Verifica-se que o comportamento de alguns parâmetros de rugosidade podem ser adequadamente aproximados por uma relação linear, e as equações mais relevantes são as que relacionam R_a e R_t com r_s , destacadas na Figura 6.11. Por outro lado, com o auxílio da Tabela 6.1 e das equações (6.7) à (6.10), comparações entre as rugosidades experimentais, obtidas variando o raio de quina, podem ser feitas com modelos teóricos. Neste caso o resultado é interessante: só no caso de ferramentas com pontas agudas, sem raio mesmo de concordância entre os gumes da quina, as

rugosidades teoricamente calculadas por vários modelos e as experimentais se aproximam de forma aceitável. Para raios de quina maiores que zero, a comparação mostra um resultado discordante.

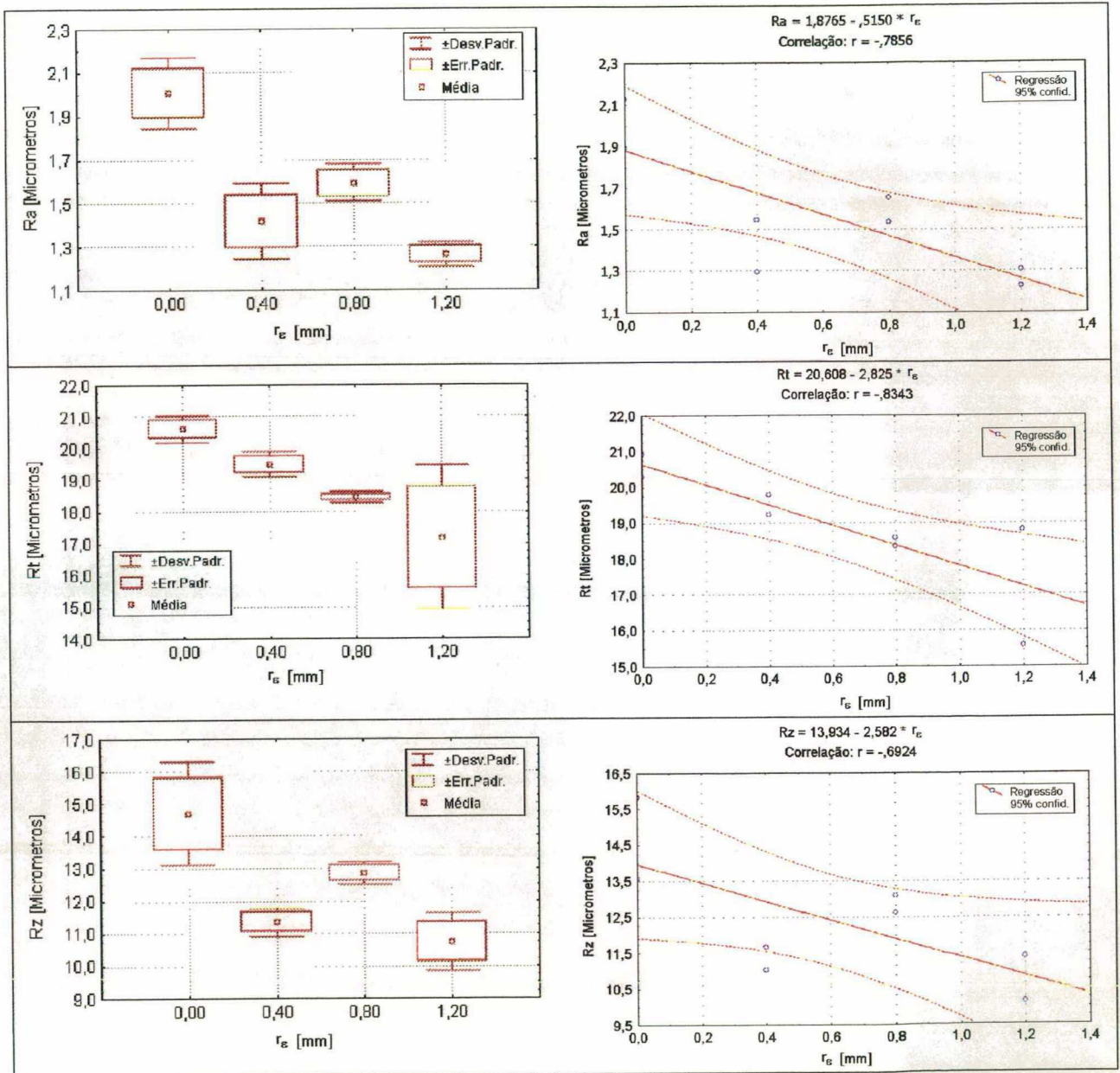


Figura 6.11 - Gráficos categorizados da influência do raio de quina r_f sobre os 4 parâmetros de rugosidade no experimento RQ. Na parte superior dos gráficos da coluna direita se encontram as equações de uma regressão linear e o coeficiente de correlação de cada uma delas. As regressões entre R_a - r_f e R_t - r_f são estatisticamente significantes e, portanto, as mais relevantes nesta análise.

Continua na página seguinte

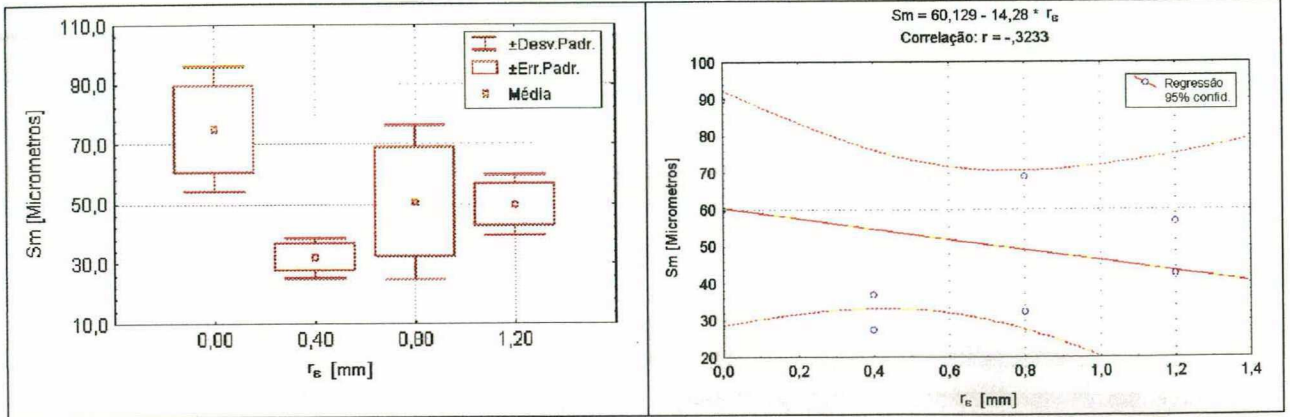


Figura 6.11 - (Continuação) Gráficos categorizados da influência do raio de quina r_e sobre os 4 parâmetros de rugosidade no experimento RQ. Na parte superior dos gráficos da coluna direita se encontram as equações de uma regressão linear e o coeficiente de correlação de cada uma delas. As regressões entre R_a - r_e e R_t - r_e são estatisticamente significantes e, portanto, as mais relevantes nesta análise.

Tabela 6.1 - Comparação entre valores experimentais da rugosidade R_a e valores calculados teoricamente por diversos modelos

Raio da Quina r_e [mm]	R_a média Experimental [μm]	R_a [Armarego, 1969] [μm]	R_a [Micheletti, 1980] [μm]
0,0	2,005	1,875 [#]	1,585 [*]
0,4	1,415	0,072 [%]	0,070 [&]
0,8	1,590	0,036 [%]	0,035 [&]
1,2	1,260	0,024 [%]	0,023 [&]

- [#] Para ferramentas sem raio entre gumes de quina, Equação (6.7)
- [*] Para ferramentas sem raio entre gumes de quina, Equação (6.8)
- [%] Para ferramentas com raio entre gumes de quina, Equação (6.9)
- [&] Para ferramentas com raio entre gumes de quina, Equação (6.10)

As equações utilizadas foram as seguintes:

$$R_a = \frac{f}{4(\tan(90 - \kappa_r) + \cot(\kappa'_r))} \tag{6.7}$$

Equação devida a Chisholm citada em Armarego, [1969] para ferramentas sem raio de concordância entre os gumes da quina, onde:

f = Avanço [mm]

κ_r = Ângulo de direção do gume principal [°]

κ'_r = Ângulo de direção do gume secundário [°]

$$R_a = \frac{f \tan \kappa'_r}{4(1 + \tan \kappa'_r)} \quad (6.8)$$

Equação deduzida em Micheletti [1980] para ferramentas sem raio de concordância entre os gumes de quina, onde:

f = Avanço [mm]

κ'_r = Ângulo de direção do gume secundário [°]

e neste caso suposto como $\kappa_r = 45^\circ$.

$$R_a = \frac{f^2}{18\sqrt{3}r_s} \quad (6.9)$$

Equação citada em Armarego [1969] para ferramentas com raio de concordância entre os gumes da quina, onde

f = Avanço [mm]

r_s = Raio da Quina [mm]

e supondo que os avanços são pequenos e a profundidade de corte é maior que a rugosidade R_t .

$$R_a = \frac{1}{32} \frac{f^2}{r_s} \quad (6.10)$$

Equação devida a Schmalz citada em Micheletti [1980] para ferramentas com raio de concordância entre os gumes da quina, onde:

f = Avanço [mm]

r_s = Raio da Quina [mm]

O fato da marcante discrepância entre a rugosidade R_a teórica e a calculada com os modelos anteriores para um raio de quina maior que zero não se baseia inteiramente nas suposições implícitas em cada modelo teórico, já que em geral eles tem demonstrado boa concordância quando aplicados à usinagem de outros materiais em geometria e condições de corte similares aos realizados aqui sobre o osso humano [Micheletti, 1980], [Armarego, 1969]. Isto é, a discrepância encontrada quando raios

de quina são maiores que zero pode ser devida à natureza do material e seu comportamento diante da usinagem. Em geral, o material apresenta o comportamento frágil frente a usinagem com cavacos cisalhados e arrancados dependendo das condições, mas nunca dúcteis. Este fato será abordado na seção 7.1. Quando o raio da quina aumenta dentro da faixa considerada nos experimentos, a comparação com gráficos das outras fontes citadas demonstra que a rugosidade R_a tem uma tendência a diminuir até um valor equivalente a 50% do valor obtido com $r_c = 0$. Isto condiz com o observado nesta pesquisa, mas não se assemelha em nada ao valor teórico ou ideal.

A fragilidade com que o material se comporta perante a usinagem leva a ver que, no momento em que ele é submetido a altas taxas de deformação devido à pressão do gume da ferramenta, a superfície do material tende a recuar, auxiliada pela grande elasticidade deste (como já foi visto nos capítulo 3, maior inclusive que no aço). A conseqüente fragilidade permite que o cavaco seja "arrancado" da superfície. Depois que o gume vai deixando a superfície usinada, a elasticidade acomoda novamente o material, produzindo um efeito sobre a rugosidade muito diferente do que poderia ser esperado a priori. Neste caso, o material deforma-se de tal maneira que não acompanha mais a geometria da quina da ferramenta (como suposto nos modelos teóricos) e o cavaco observado corresponde ao tipo fortemente cisalhado ou arrancado. Finalmente, a superfície de incidência da ferramenta amassa as irregularidades dando a estas a aparência da Figura 6.12, onde foram selecionados exemplos de superfícies usinadas que representem estes efeitos. Na Figura 7.16 pode-se observar também estes efeitos em osso liofilizado, com diferentes tipos de ferramentas e condições de corte. Quando se utiliza uma ferramenta sem raio de concordância entre os gumes da quina ($r_c = 0$), o material a ser usinado tem que suportar tensões e deformações ainda maiores (menor área de contato para volumes semelhantes de material arrancado) fazendo

com que a elasticidade deste seja insuficiente para recuperar a forma depois que a ferramenta deixa a superfície usinada. Assim, os arrancamentos sobre a superfície ainda são verificados, mas as marcas de avanço e da quina ficam mais pronunciadas sobre a superfície fazendo com que esta se "pareça" mais com a forma do perfil de rugosidade teoricamente calculado. Isto leva a uma discrepância muito menor entre os valores teóricos e experimentais.

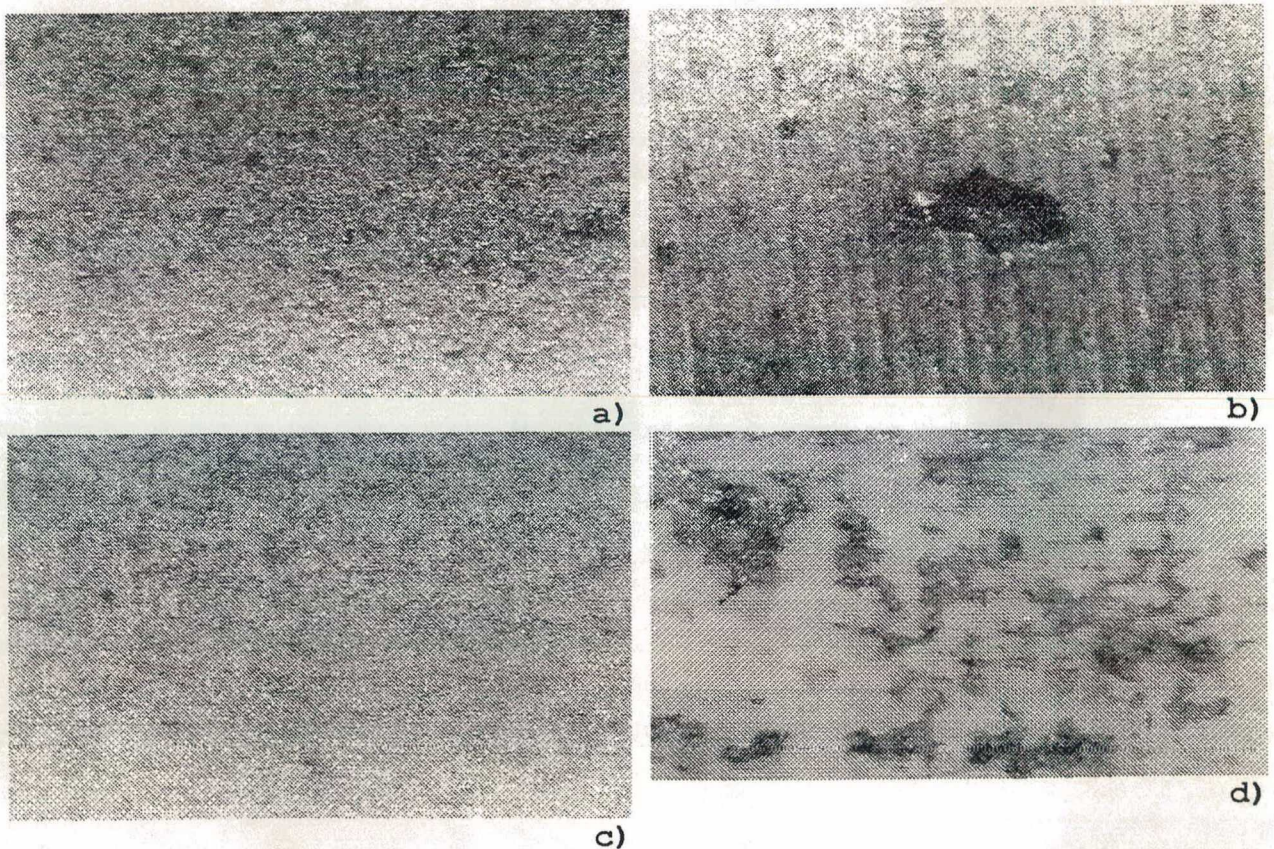


Figura 6.12 - Superfícies geradas por torneamento cilíndrico mostrando uma morfologia com claros indícios de arrancamento de fragmentos de material durante uma usinagem com grande fragilidade do material. Observa-se adicionalmente amassamento da superfície usinada por contato desta com a superfície de incidência da ferramenta. São claramente visíveis também as marcas do avanço distorcidas pelos arrancamentos do material. Em todos os casos usinagem com ferramentas de aço rápido sem raio da quina e sobre osso bovino fresco.

a) Ensaio 65, cavaco cisalhado, 64X

b) Ensaio 77, cavaco arrancado, 64X

c) Ensaio 80, cavaco cisalhado, 64X

d) Ensaio 99, cavaco cisalhado fortemente (quase arrancado), 64X

Em resumo, para esta série de experimentos foi observado que quando o raio de quina aumenta não convém fazer as citadas estimativas teóricas de rugosidade, sendo preferível a utilização de modelos empíricos, como no caso das regressões lineares apresentadas nesta seção.

6.1.4 - Efeito da qualidade do gume

O experimento QG foi projetado para estudar a influência da "qualidade do gume" sobre os parâmetros de rugosidade quando amostras de osso liofilizado são usinadas em condições semelhantes de avanço, profundidade de corte e velocidade de corte às utilizadas para F1 e F5 nos ensaios 100 e 104. "Qualidade do gume" neste experimento significou o grau de perfeição que possuía o gume da ferramenta, próximo das superfícies de saída e de incidência. Esta qualidade está associada à presença de microlascamentos e o raio do gume em si. A Figura 6.13 ilustra fotograficamente os gumes de quatro ferramentas utilizadas nesta pesquisa, três das quais foram parte do experimento QG. Note-se que as ferramentas sinterizadas e afiadas com rebolo possuem maior grau de microirregularidades, sendo mais marcante no aço rápido, seguido pela de metal duro, pela pastilha de cerâmica e, finalmente, em muito menor grau, pelo diamante monocristalino.

Quando o experimento é realizado cuidadosamente em um torno de boa rigidez e os dados de rugosidade são analisados em função da qualidade do gume, uma análise de variância demonstra que, de forma significativa, cada uma destas ferramentas teve uma influência diferente sobre vários parâmetros de rugosidade e existe uma boa correlação entre os valores de rugosidade e a "qualidade do gume" da ferramenta. A Figura 6.14 mostra simplificada as tendências destas correlações. Quanto mais ásperas e irregulares forem as superfícies do gume maior será a rugosidade obtida. Neste caso, o diamante monocristalino

demonstrou que sua excelente uniformidade e raio de gume pequeno contribuem de forma marcante tanto na redução da rugosidade como na *reprodutibilidade* desta, sendo que nos outros casos a dispersão dos dados é apreciável.

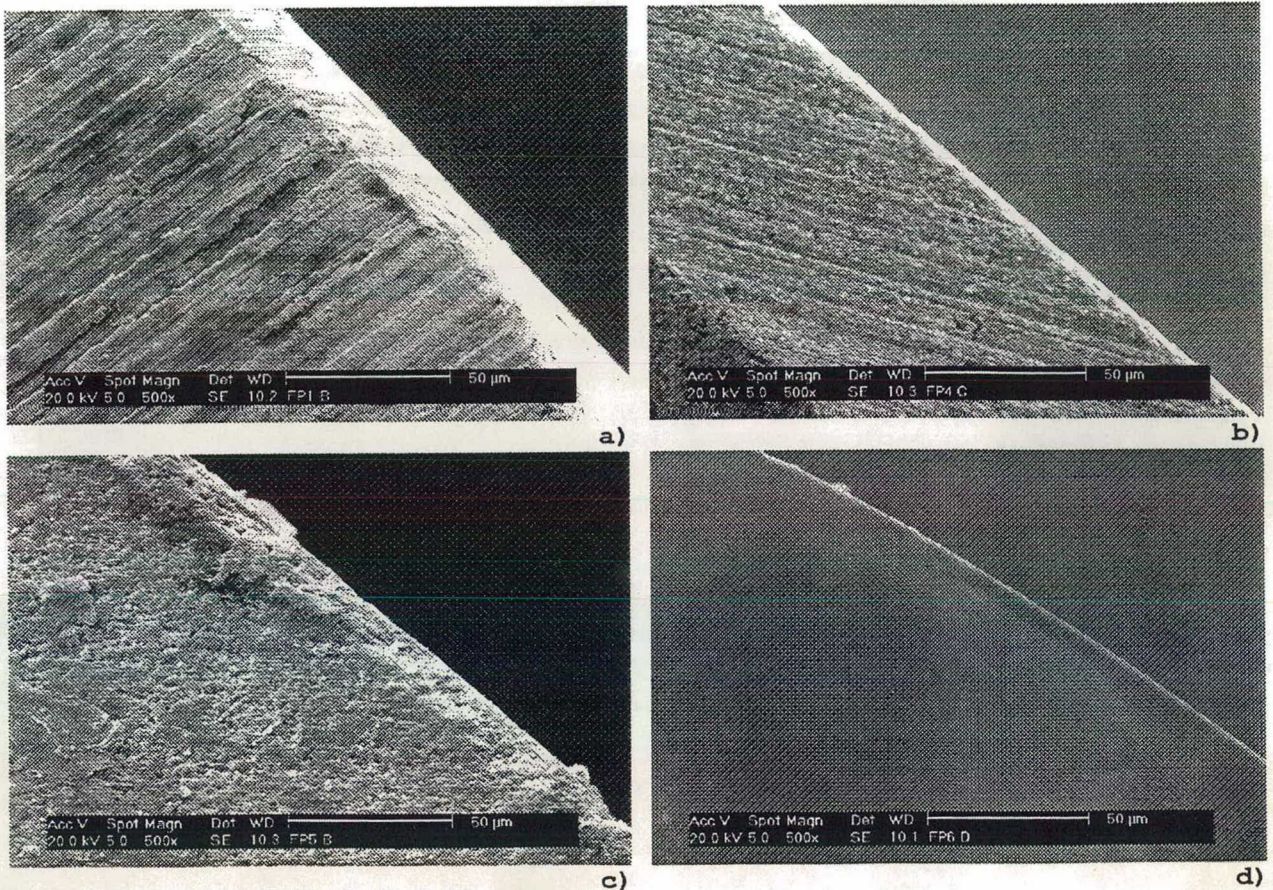


Figura 6.13 - Aparência dos gumes de 4 ferramentas empregadas nesta pesquisa.

- a) FP1 pastilha de aço rápido sinterizada,
 - b) FP4 pastilha de metal duro sem recobrimentos,
 - c) FP5 pastilha cerâmica (alumina),
 - d) FP6 ferramenta de diamante monocristalino lapidado.
- Todas as ferramentas são de origem comercial e as fotografias MEV estão no seu formato original a 500X

Um detalhe importante é que as marcas e os riscos apresentados nos gumes das ferramentas (Figura 6.13) são reproduzidas de forma muito clara sobre a *superfície de contato do cavaco com a ferramenta e sobre a superfície usinada*. Este fato singular fica demonstrado na Figura 7.2 onde pode-se observar claramente que o cavaco "calçou" estas marcas de forma muito nítida. Efeitos similares são vistos nas superfícies usinadas tanto de amostras dos ensaios de usinagem quanto nos

flancos das roscas de parafusos usinados nas séries de implantes protótipo (Figuras 7.16 b), g), i), j), k).

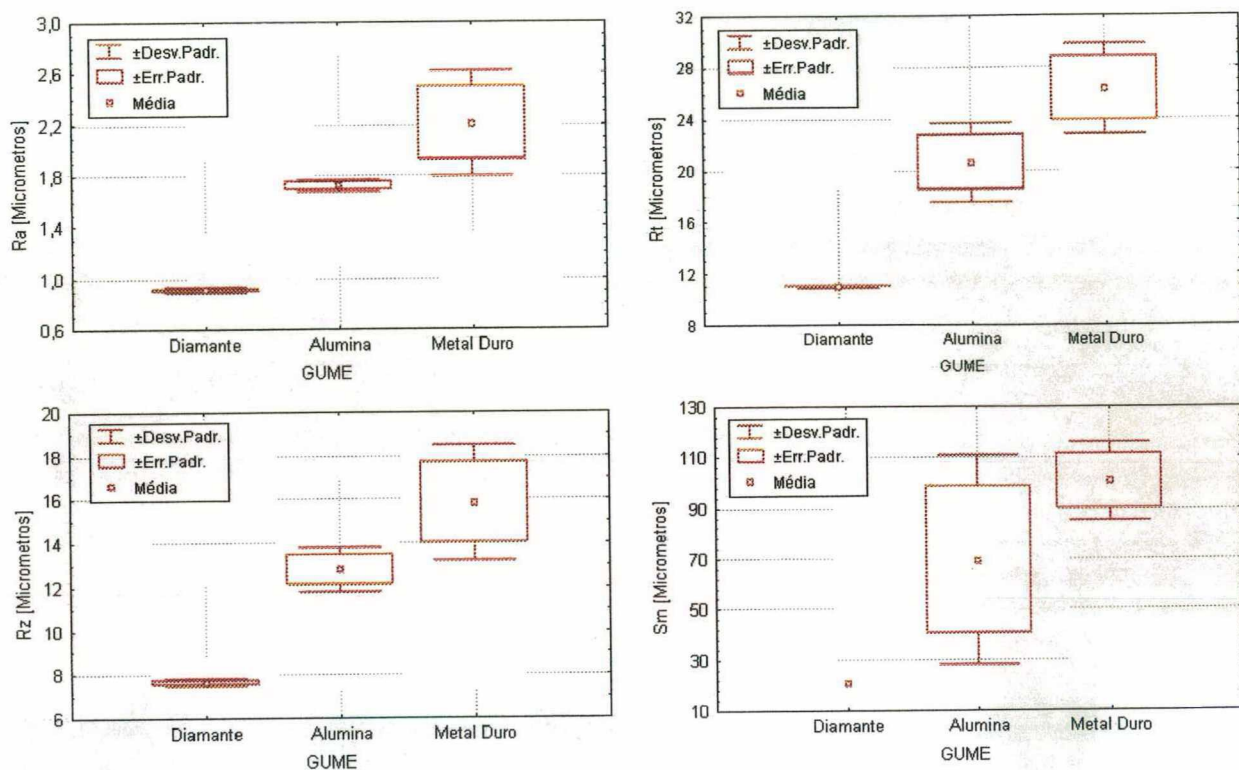


Figura 6.14 - Categorização da influência da qualidade do gume sobre os diferentes parâmetros de rugosidade no experimento QG.

Sabe-se que as células tendem a procurar sobre a superfície de um implante "marcas" ou "irregularidades" de forma tal que componham um entalhe tridimensional onde elas podem reconhecer espaços próprios para suas funções metabólicas e de remodelamento ósseo [De Santis et al., 1996], [Johansson et al., 1994], [Yang et al., 1996], [Roudier et al., 1995], [Ylinen, 1994], [Piatelli et al., 1996]. As marcas deixadas pelas ferramentas "ásperas" sobre a superfície usinada possuem irregularidade pico-vale da ordem de 20 μm (R_t) e irregularidades periódicas em sentido longitudinal entre 5 e 20 μm , espaços facilmente utilizáveis pelas células do organismo receptor, como este entalhe tridimensional mencionado. Deve-se lembrar que a função da usinagem nesta aplicação não é somente prover a manufatura geométrica adequada dos implantes, mas também produzir uma textura da superfície adequada tanto para a função

mecânica do implante quanto para a *biológica*. É válido questionar se a "afiação apropriada destas ferramentas" pode gerar perfis ou irregularidades tridimensionais sobre as superfícies usinadas que potencializem efeitos especiais na osteointegração do implante, como por exemplo, acelerar o processo ou induzir o surgimento de osso de melhor qualidade mineral. A questão está em aberto, uma vez que os implantes fabricados como protótipo ainda estão sendo testados em animais, trabalho que levará vários anos de pesquisa pela equipe biológica. Neste caso, a rugosidade da superfície causada pelo próprio processo de fabricação concorreria com os efeitos produzidos artificialmente pelas citadas marcas no que tange à função biológica da superfície gerada sobre os implantes.

6.1.5 - A integridade da superfície

Para a série de ensaios sobre integridade da superfície, osso bovino fresco foi usinado com ferramentas de sangrar, realizando rebaixas com diferentes profundidades e com taxa de penetração constante, com o intuito de estimar o comportamento do osso perante a diferentes graus de agressividade no corte e ao acúmulo de calor na zona de corte. Foi verificado nos ensaios que este processo causava, em maior ou menor grau, dano na superfície relativamente a trincas superficiais e à alteração química do osso. Também foi constatado que a *microestrutura* do material não é sensivelmente alterada, a não ser que se utilizem as condições mais adversas de corte nos experimentos. Estas alterações descritas estão presentes na medida em que o material se expõe à maior penetração do bedame, o que significa alta probabilidade (e ocorrência) de vibrações intensas e acúmulo de calor até o ponto de se observar a queima do osso a olho nu (Figura 6.17 d)). A Figura 6.15 apresenta o caso de uma superfície usinada nas condições menos agressivas durante esta série de experimentos. A ferramenta realizou pequena penetração

e, mesmo assim, afetou sensivelmente uma camada superficial cuja espessura é da ordem de $10\ \mu\text{m}$. O tipo de dano corresponde a uma compressão sobre o material que causa o seu trincamento axial (horizontal nas fotografias) separando a superfície em "camadas" sobrepostas umas às outras (Figura 6.15 c)). Abaixo destas camadas o material não apresenta dano apreciável na sua microestrutura.

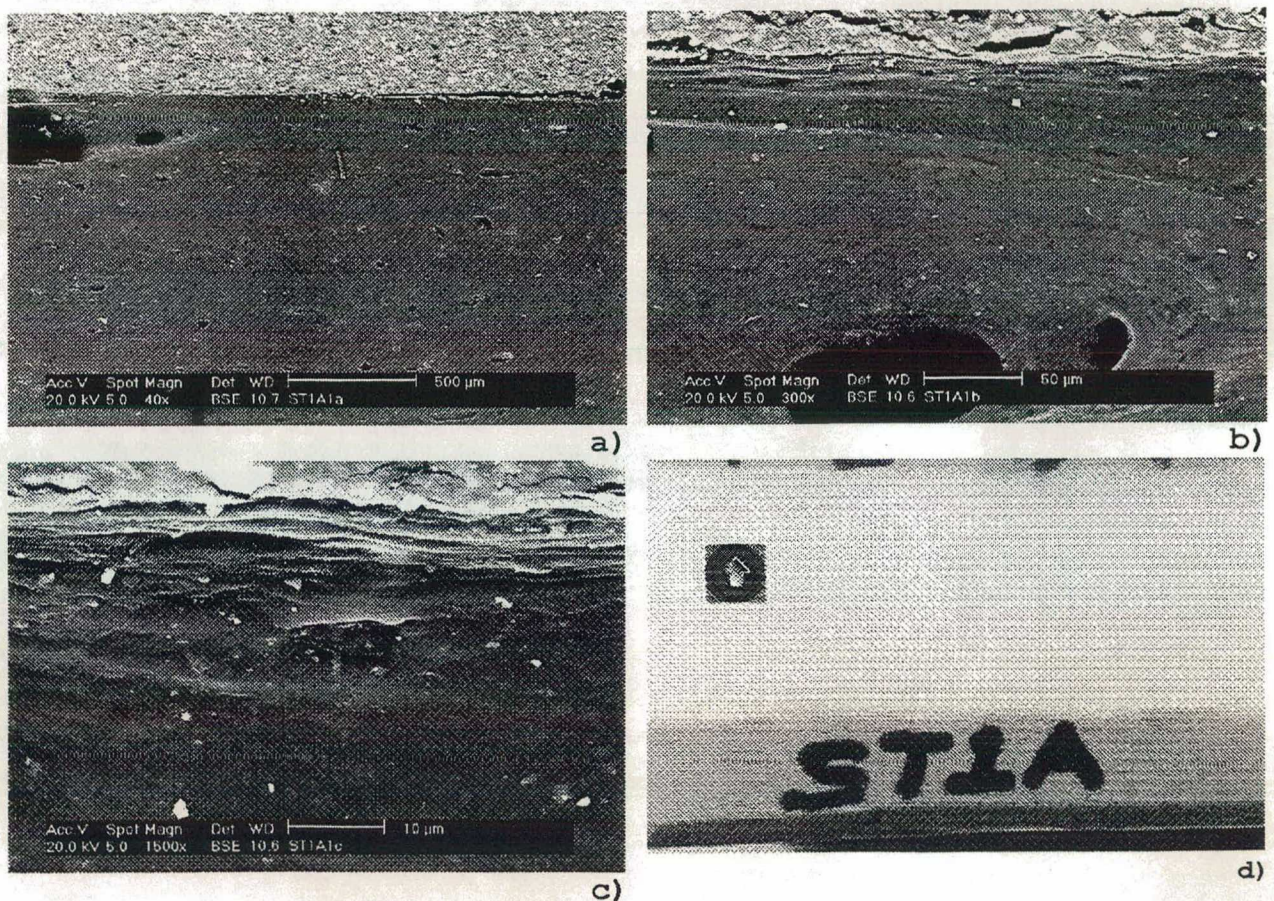


Figura 6.15 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície gerada por sangramento a uma velocidade de corte de $61,58\ \text{m/min}$, penetrando $0,16\ \text{mm}$ a $0,01\ \text{mm/r}$ em osso cortical bovino fresco

- a) 40X
- b) 300X
- c) 1500X
- d) Fotografia óptica da localização da superfície no tarugo usinado

A Figura 6.16 ilustra o caso de uma superfície usinada em condições médias de agressividade. Neste caso, a ferramenta penetrou mais de um milímetro e assim houve condições favoráveis

ao aquecimento apreciável do material. Notam-se dois efeitos adicionais nesta superfície: o aparecimento de trincas horizontais de tamanho maior ($>10 \mu\text{m}$) na camada afetada, e a presença de arrancamentos sobre a superfície. A camada afetada corresponde à mesma ordem de grandeza do caso anterior (aproximadamente $10 \mu\text{m}$).

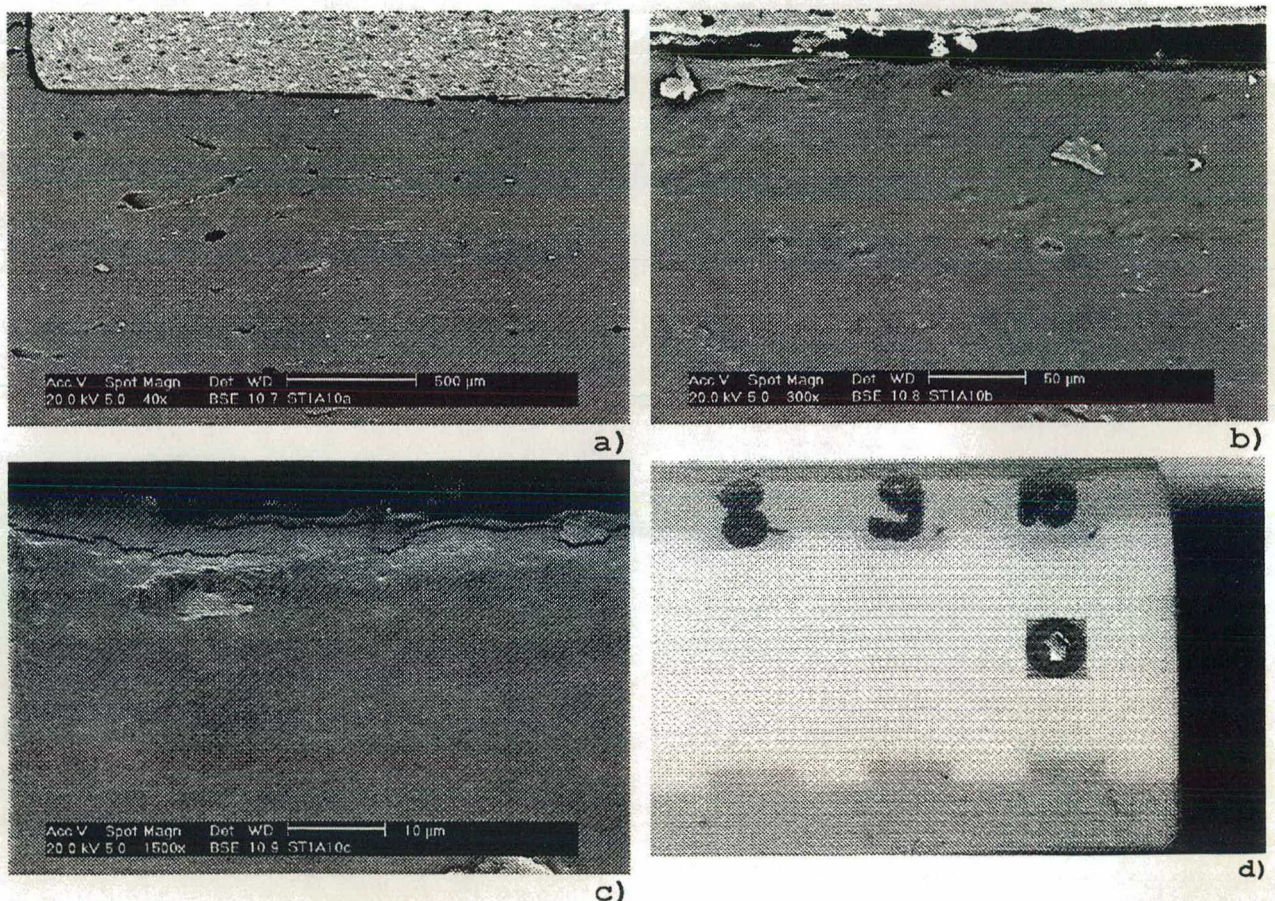


Figura 6.16 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por sangramento a uma velocidade de corte de $36,24 \text{ m/min}$, penetrando $1,60 \text{ mm}$ a $0,01 \text{ mm/r}$ em osso cortical bovino fresco

- a) 40X
- b) 300X
- c) 1500X
- d) Fotografia óptica da localização da superfície no tarugo usado

A Figura 6.17 apresenta o caso de uma superfície usinada com as condições mais agressivas desta série de ensaios, observando-se grande dano sobre o material. Trincas maiores, contração, lascamentos e alteração de cor (queima do osso) são observados

com facilidade, causados pelas temperaturas alcançadas e pelo grau de vibração. Em vários casos, durante a execução destes ensaios, o bilette em usinagem não resistiu estas condições tão adversas de corte e quebrou durante o ensaio.

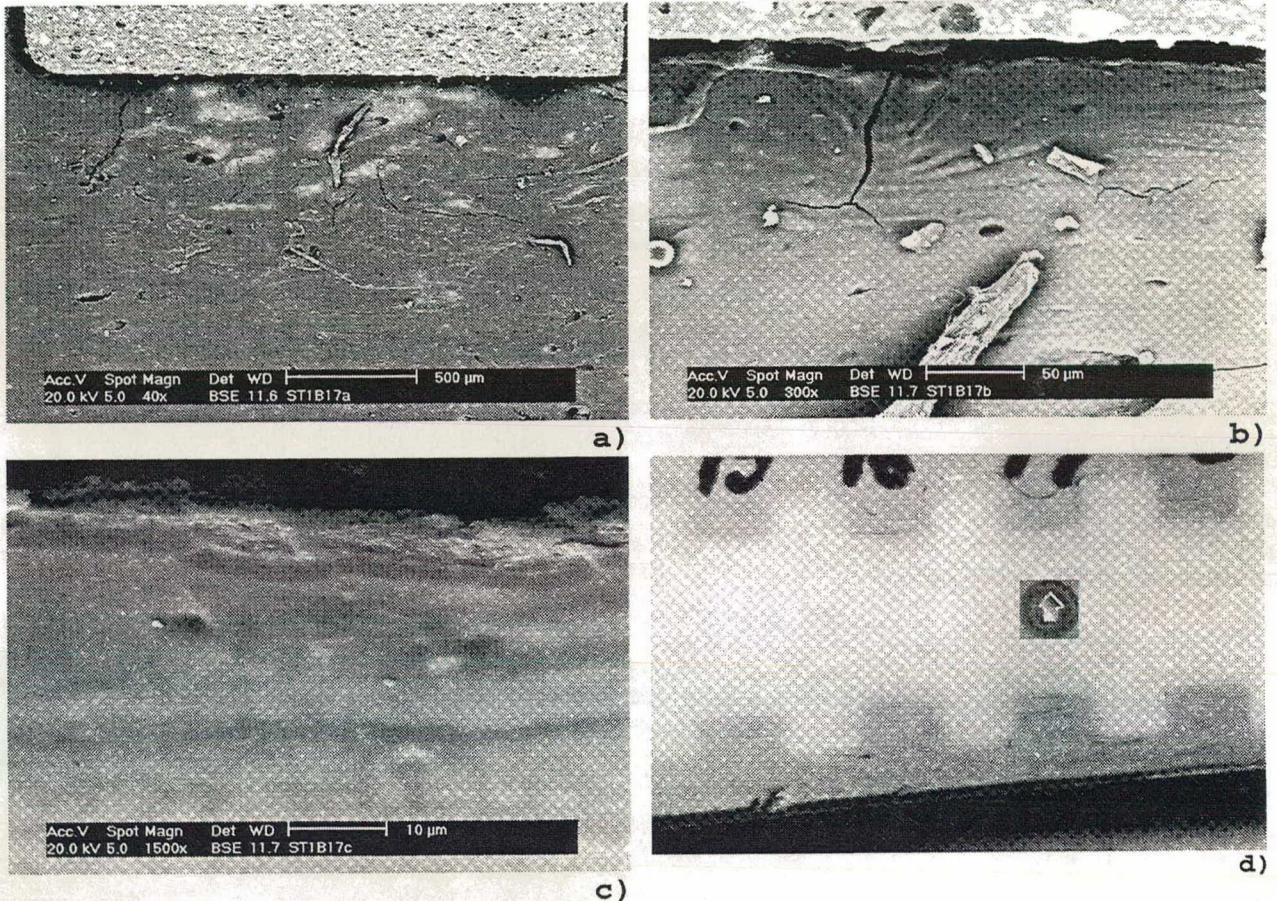
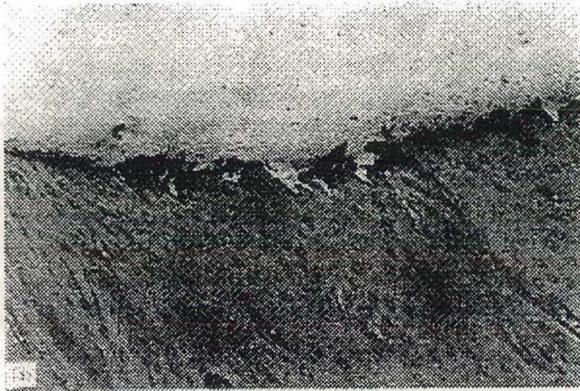


Figura 6.17 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por sangramento a uma velocidade de corte de 16,54 m/min, penetrando 2,72 mm a 0,01 mm/r em osso cortical bovino fresco

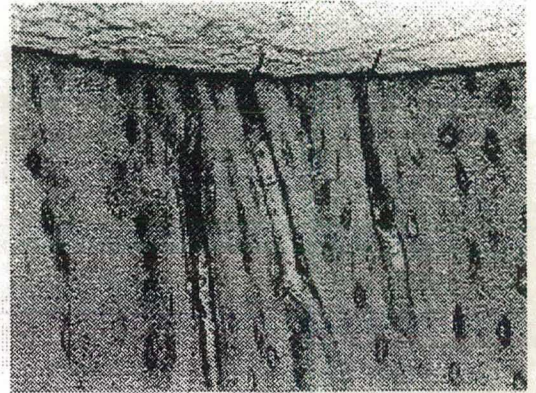
- a) 40X
- b) 300X
- c) 1500X
- d) Fotografia óptica da localização da superfície no tarugo usado

Uma pesquisa conduzida por **Ohashi [1994]** mostra os graus de dano quando amostras de osso foram furadas *in vivo* sobre coelhos. Para este caso, brocas para usos em ortopedia foram utilizadas para criar furos na diáfise da tíbia de coelhos sob diferentes condições de corte, especialmente de velocidade. Foram utilizadas brocas de 4 mm de diâmetro com 200, 500 e 5000 rpm.

A Figura 6.18 apresenta microfotografias das superfícies obtidas na citada pesquisa onde se confirma que a superfície foi danificada em vários aspectos, principalmente no que diz respeito a textura, trincamento e entupimento dos vasos capilares, este último considerado como uma medida do grau de dano térmico induzido no ensaio.



a)



b)



c)

Figura 6.18 - Fotografias da integridade da superfície para uma superfície gerada por furacão encontrada na pesquisa de Ohashi et al., [1994]. Tíbia de coelho, furada *in vivo*.

- a) Fragmentação na borda do furo criando uma superfície irregular com fragmentos arrancados de osso e danificação celular se observa neste furo em uma tíbia de coelho sacrificado imediatamente depois da furacão, 40X
- b) Mesmo caso de a) mostrando a presença de microtrincas (>50 µm de penetração desde a superfície); 40X
- c) Fotomicrografia mostrando obstrução vascular com resíduos e entupimentos dos vasos na borda do furo; 88X

Foi constatado que para as velocidades de corte inferiores, o grau de dano foi inferior, mas a qualidade (geométrica e de

corde limpo) foi também considerada inferior. A irregularidade da superfície devido à fragmentação foi considerada não-influente nos processos de reconstituição observados em experimentos posteriores. Também foi constatado um retardo nas condições de reconstituição do osso quando os furos foram usinados a 5000 rpm, isto baseado em observações do dano térmico sobre as camadas superficiais do osso e do entupimento vascular. A presença de refrigeração e fluido de corte (água) foi efetiva para reduzir o grau de dano térmico da superfície dos furos e uma velocidade de 500 rpm foi recomendada para a furação deste tipo de furo para implantes de diversos tipos. Uma rotação a 500 rpm com broca de 4 mm de diâmetro corresponde a uma velocidade de corte de 6,26 m/min, relativamente baixa. A forma das trincas observadas na Figura 6.18 não apresenta o mesmo tipo de aparência daquelas obtidas nos ensaios feitos no caso do presente trabalho com ferramentas tipo bedame em sangramento (Figuras 6.15 a 6.17) ou em torneamento cilíndrico, conforme observado na Figura 6.19. No caso deste trabalho, diferentemente da pesquisa de **Ohashi et al. [1994]**, as trincas correspondem ao tipo paralelas à superfície de corte distribuindo o material em camadas formadas talvez por compressão e não por deformação plástica como parecera indicar a forma das trincas na Figura 6.18 de Ohashi e observadas em outros tipos de materiais plásticos. Por outro lado, na Figura 6.20 observa-se mais nitidamente o tipo de destruição induzida nas superfícies dos experimentos de integridade da superfície. Correspondendo ao trincamento paralelo à superfície, e em forma de camadas separadas entre si com distâncias regulares, a Figura 6.20 mostra um caso de separação destas camadas onde são constatados efeitos de "delaminação" conhecidos na usinagem de materiais compósitos laminados utilizados na engenharia [**Caprino et al., 1994**], [**Di Ilio et al., 1990**], [**Chen, 1996**], [**Wang et al., 1995**], [**Bhatnagar et al., 1994**], [**Wang et al., 1995**]. As espessuras destas camadas estão perto de 3 μm e, como já comentado em seções anteriores, provavelmente causadas por

separação entre as lamelas do osso cortical lamelar ou haversiano ao passar da ferramenta. As forças de corte mais que causar uma deformação plástica sobre o material, proporcionam uma deformação elástica e, posteriormente frágil, atingindo (talvez por efeitos térmicos ou da natureza micromecânica do material) interfaces preferenciais de cisalhamento e separação entre lamelas.

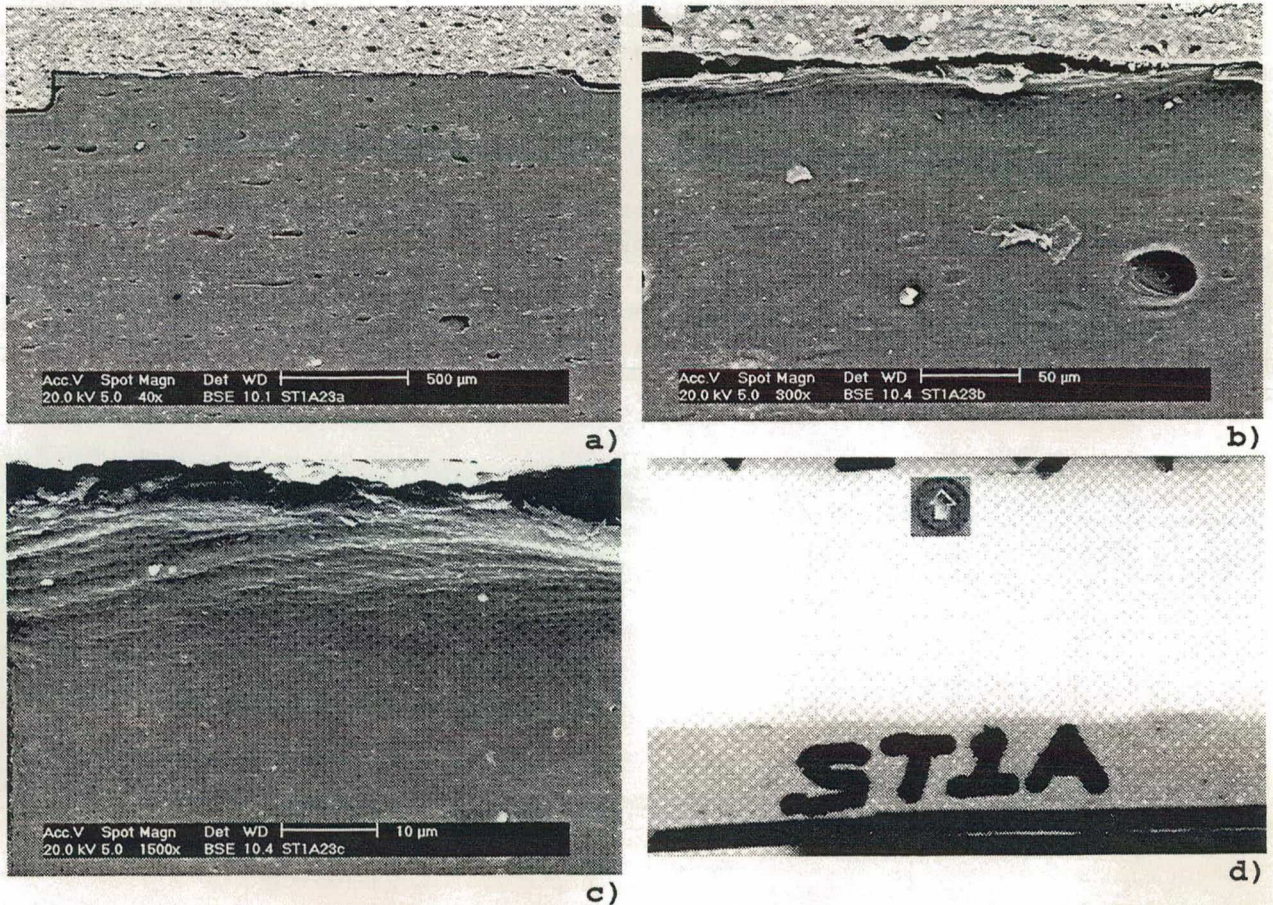


Figura 6.19 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por torneamento cilíndrico a uma velocidade de corte de 60 m/min, avanço 0,030 mm/r profundidade de corte 0,1 mm em osso cortical bovino fresco com uma ferramenta similar a F5

a) 40X

b) 300X

c) 1500X

d) Fotografia óptica da localização da superfície no tarugo usinado

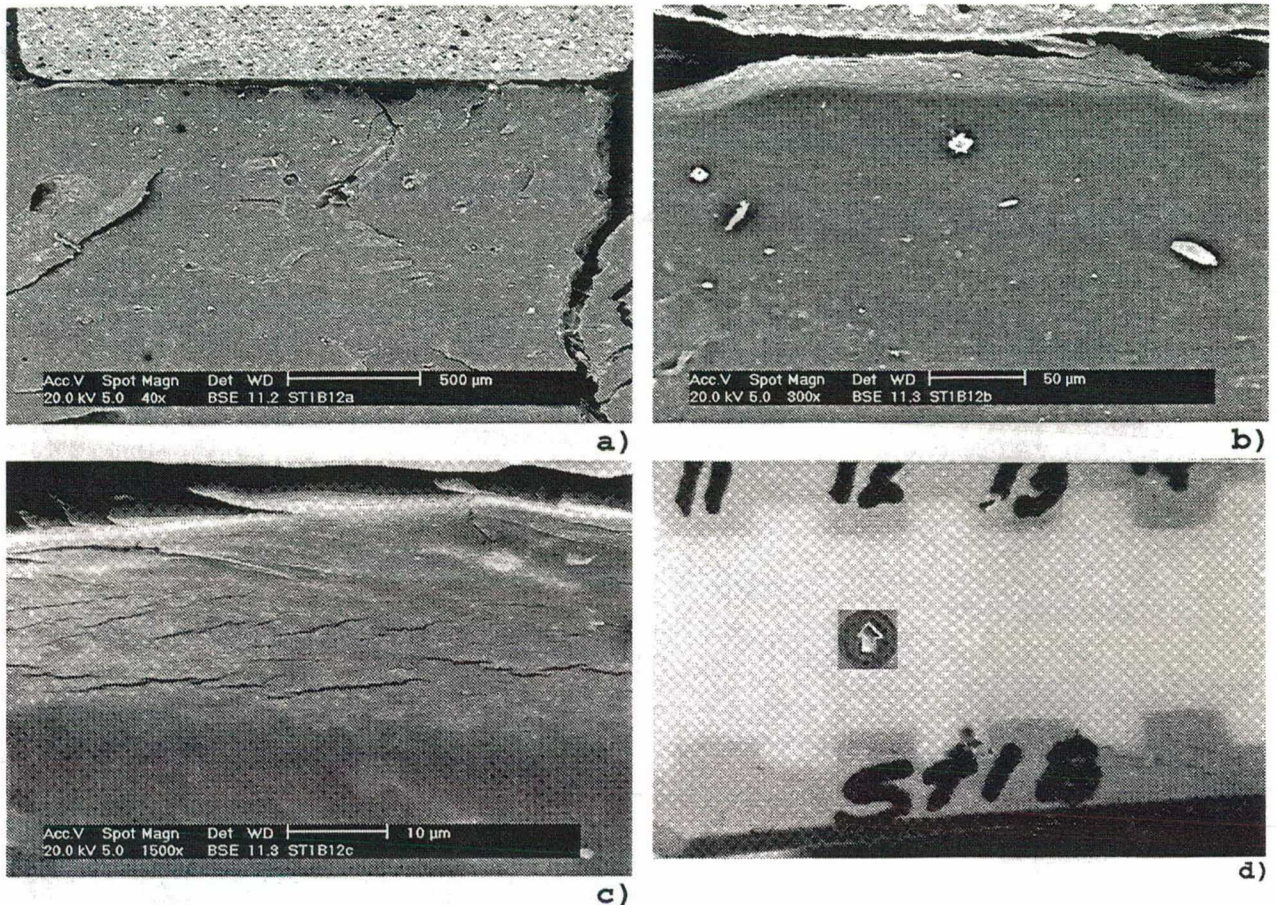


Figura 6.20 - Fotografias MEV da integridade da superfície para uma superfície criada por sangramento a uma velocidade de corte de 30,61 m/min, penetrando 1,92 mm a 0,01 mm/r em osso cortical bovino fresco. As Fotografias ilustram delaminação de camadas superficiais.

- a) 40X
- b) 300X
- c) 1500X mostrando claramente delaminação de camadas.
- d) Fotografia óptica da localização da superfície no tarugo usado

Com respeito à integridade química do material, a Figura 6.21 apresenta o resultado de análises químicas feitas em diversas superfícies representativas dos ensaios realizados. A Figura 6.21 a) apresenta o caso de uma superfície com grau mínimo de dano observado. Neste caso, a composição química não muda apreciavelmente quando observada em dois pontos com o auxílio de análise química qualitativa via microsonda acoplada a microscópio eletrônico de varredura. Estes correspondem a um ponto sobre a superfície usinada na camada de 10 µm de espessura considerada alterada, e outro ponto no interior da peça, vários milímetros distante da superfície. Mesmo que os valores não

sejam integralmente representativos de todas as espécies químicas presentes na amostra, eles podem servir de referência comparativa.

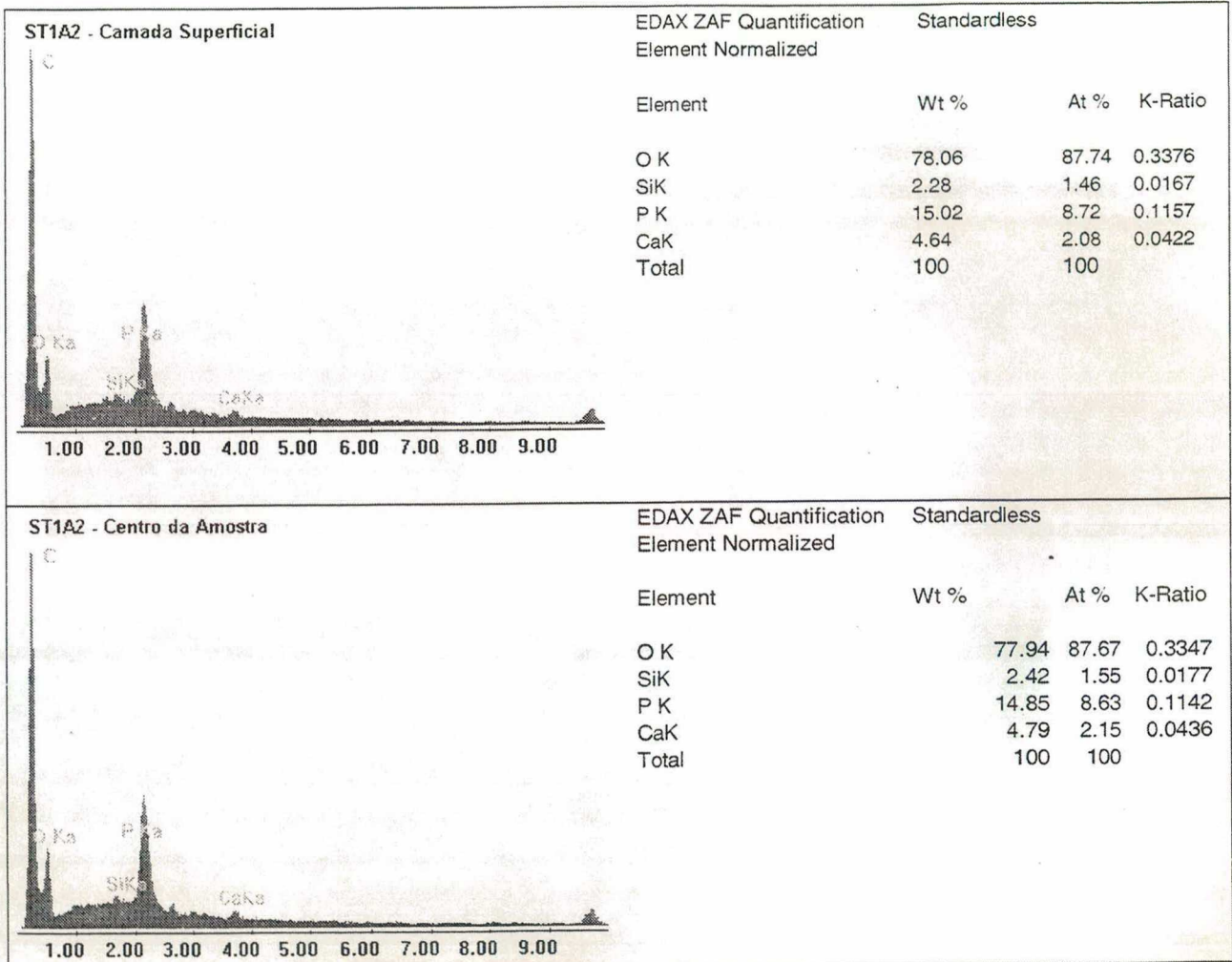


Figura 6.21 a) - Análise química de superfícies com diversos graus de danificação na integridade da superfície criadas por sangramento em osso cortical bovino fresco. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada espécie. $v_c = 58,76$ m/min, penetrando 0,32 mm a 0,01 mm/r

A Figura 6.21 b) apresenta o caso da superfície comentada na Figura 6.17. Neste caso observa-se uma apreciável diferença entre as parcelas relativas da quantidade química de cada espécie quando comparados em dois pontos da amostra: na superfície e no centro. A superfície perde oxigênio, sugerindo uma possível evaporação de compostos que contenham esse elemento, tais como água e proteínas. Por outro lado, a cor

marrom na Figura 6.17 d) mostra que esta superfície foi superaquecida durante a usinagem. A Figura 6.21 c) mostra uma superfície usinada em condições um pouco mais adversas que no caso anterior e demonstra uma reprodutibilidade nas observações sobre a composição química observada em amostras fortemente danificadas pela usinagem.

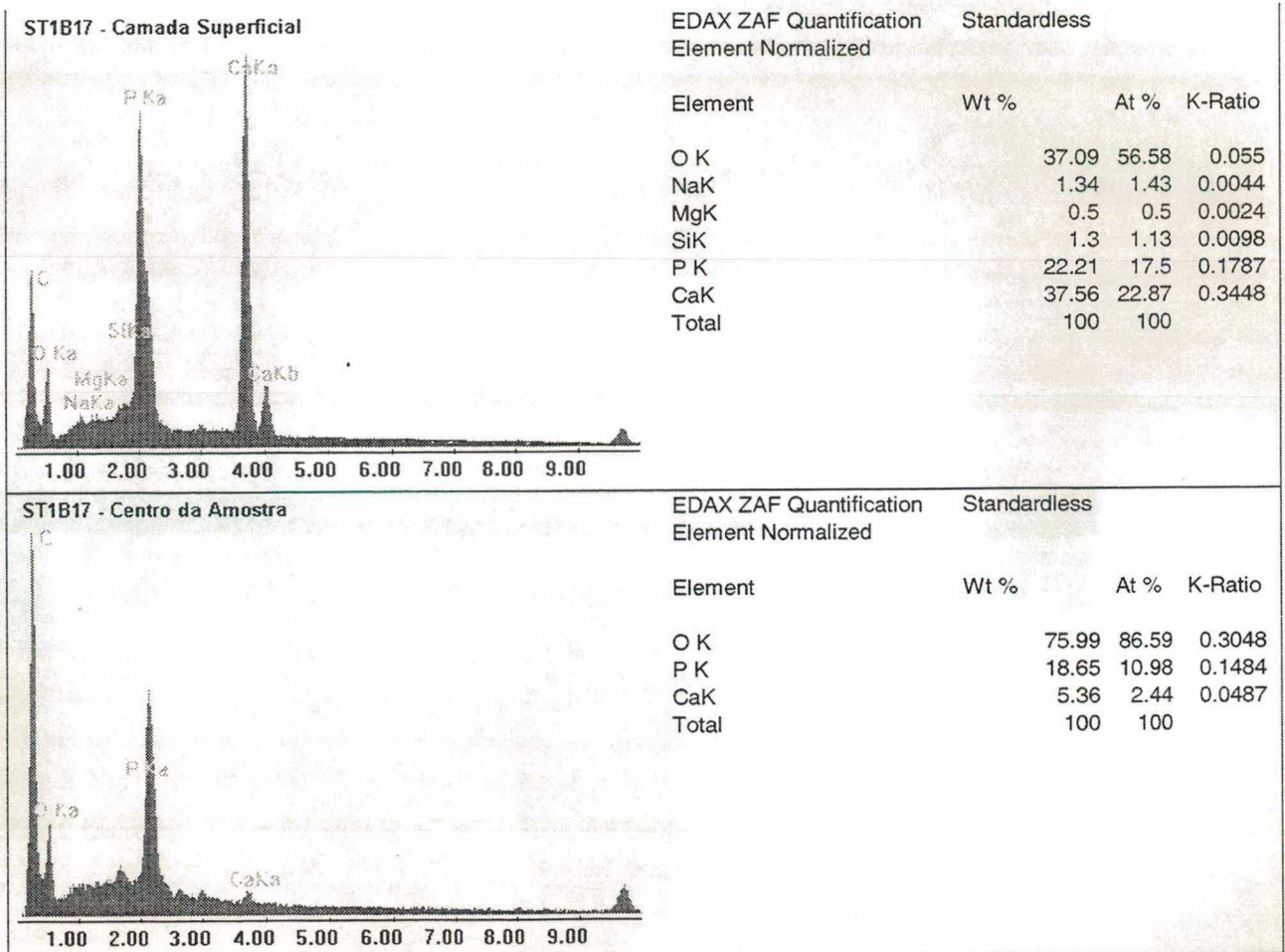


Figura 6.21 b) - Análise química de superfícies com diversos graus de danificação na integridade da superfície criadas por sangramento em osso cortical bovino fresco. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada espécie. $v_c = 16,54$ m/min, penetrando 2,72 mm a 0,01 mm/r

Em resumo, o grau de dano sobre a superfície usinada de osso cortical, quando trabalhada em regime de acabamento com ferramentas de aço rápido, geralmente corresponde a uma camada afetada de aproximadamente 10 μm de profundidade, produzindo um efeito de trincas longitudinais ao eixo axial da amostra (e

portanto do osso original) delaminando o material em lâminas que se assemelham à separação das lamelas do osso haversiano. Este efeito aumenta com maiores graus de agressão na usinagem e passa a ser grave quando ocorrem alterações químicas e destruição mecânica da superfície se o material é usinado com elevado acúmulo de calor e alta vibração. Geralmente isto não acontece durante a usinagem normal de implantes, como pode ser constatado na realização dos ensaios de fabricação de implantes-protótipo e pelas informações adicionais dadas nas seções seguintes deste documento.

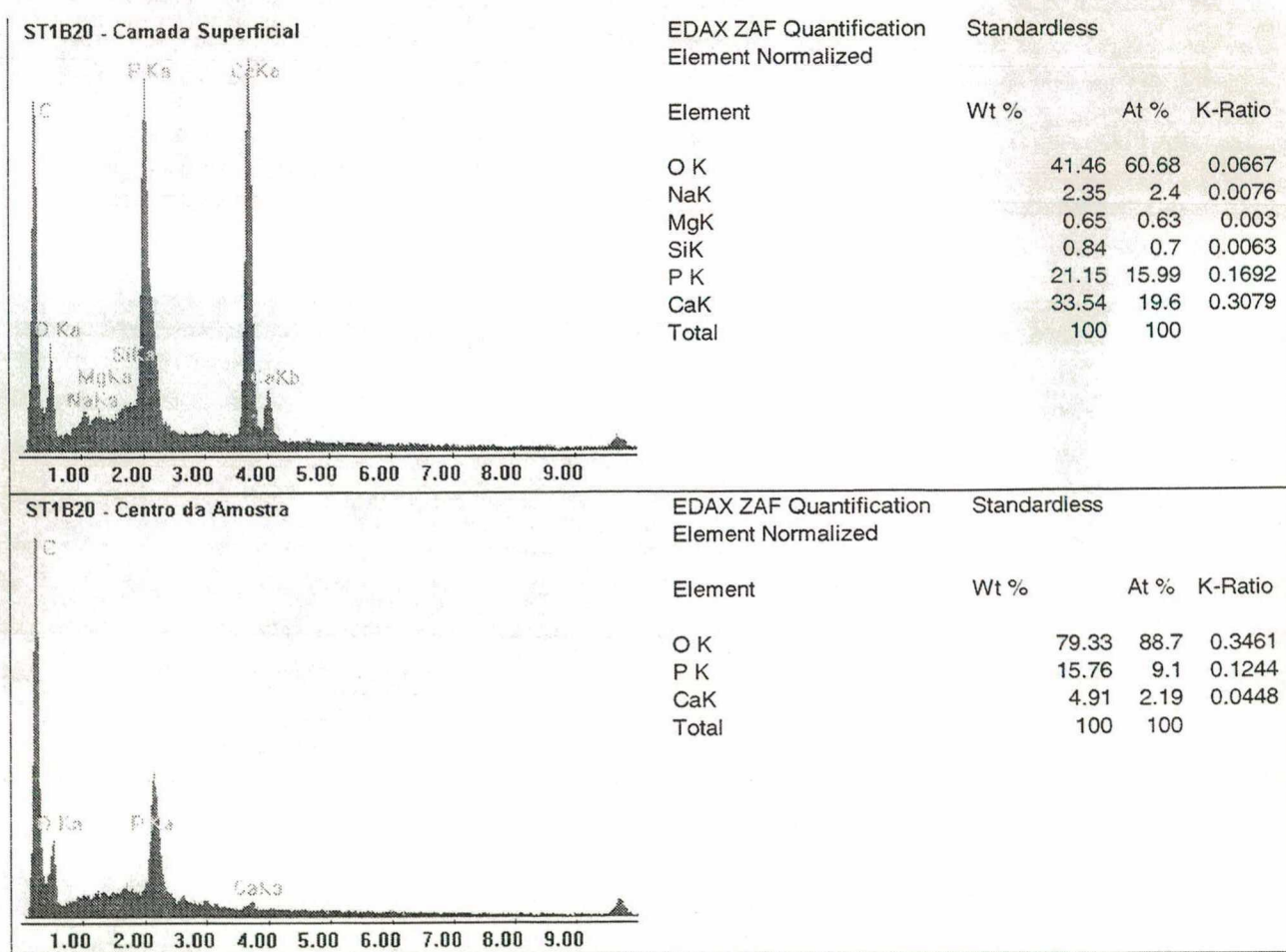


Figura 6.21 c) - Análise química de superfícies com diversos graus de danificação na integridade da superfície criadas por sangramento em osso cortical bovino fresco. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada espécie. $v_c = 8,09$ m/min, penetrando 3,20 mm a 0,01 mm/r

Aparentemente, os menores graus de dano sobre a superfície usinada não são suficientes para afetar sensivelmente o processo

de reconstituição óssea quando realizados experimentos deste tipo *in vivo*, e espera-se que isto aconteça também no caso da osteointegração dos implantes.

CAPÍTULO 7

ESTUDO DA USINAGEM DE OSSO CORTICAL

Os dados e as conclusões obtidos nos experimentos de usinagem e apresentados neste capítulo foram utilizados com o intuito de procurar condições adequadas para produzir implantes por usinagem que garantam um processo com resultados reproduzíveis e que sob o ponto de vista técnico e econômico, se assemelhem às condições típicas de manufatura de outros tipos de implantes para fins idênticos. Assim, esta pesquisa visa encontrar condições para, em primeira instância, produzir as primeiras séries de implantes com domínio tecnológico, sem uma completa otimização pois como se sabe isto somente será alcançado ao longo do tempo e com uma quantidade de experimentos ainda maior. Um dos objetivos destas análises sobre a usinagem de osso cortical é servir como trabalho sistemático pioneiro na área, mostrando que esse conhecimento é suficiente para abordar corretamente o problema da manufatura dos implantes no que tange aos aspectos tecnológico e econômico fundamentais. A discussão que segue baseia-se nos resultados tirados das informações obtidas em todas as séries de experimentos realizados para tal fim e com ajuda das fontes clássicas da literatura sobre observações empíricas e modelos teóricos. As teorias e modelos clássicos consultados e aplicados aos materiais metálicos serão igualmente aplicados à fabricação de implantes de osso cortical com o intuito de obter conclusões sobre o comportamento desse material quando submetido à usinagem.

Dada a inexistência de literatura sobre a usinagem de osso cortical, os dados, fotografias, gráficos e observações apresentados neste capítulo podem ser considerados inéditos, constituindo-se numa rica contribuição desta pesquisa nas áreas tanto da usinagem como de implantes.

7.1 - O Cavaco e a Superfície Usinada

O cavaco produzido nos ensaios de usinagem foi coletado para análise em microscopia eletrônica de varredura MEV. Em todos os casos, este cavaco foi produzido em condições de acabamento e, portanto, sempre correspondem a baixos avanços e profundidades de corte. O cavaco, que na maioria dos casos foi gerado na forma de um pó (talco) e portanto de difícil análise a olho nu, foi coletado em pequenos envelopes durante a usinagem e levado ao MEV sem tratamento adicional. Uma vez exploradas as características principais em cada amostra, fotografias com vários aumentos e pontos de vista foram tomadas e posteriormente cadastradas no banco de dados deste trabalho. Várias medições e observações foram realizadas sobre o cavaco de cada amostra:

- Dimensões, altura (ou comprimento) H , largura L , espessura E , todas em micrometros, foram determinadas tomando sobre cada amostra 5 medições de cada parâmetro, e tirando a média. Para isto, foram construídas grades e sobrepostas em cada fotografia, a uma escala ajustada. Os valores foram tomados utilizando para cada parâmetro o critério da *dimensão mais comprida*, ou seja, o valor máximo do *diâmetro de Feret* obtido sobre a amostra alinhada com as linhas da grade [Thümmeler et al., 1993].
- O fator de forma FF , definido como a relação entre altura e largura ($FF=H/L$) da amostra de cavaco, corresponde a uma maneira de medir a *forma* do cavaco produzido. Existem muitas maneiras de fazer isto, sendo que as mais precisas utilizam mais medições sobre a amostra. Para facilitar a análise dos dados escolheu-se este método de medição.
- Tipo e forma de cavaco. Estes parâmetros foram determinados segundo as convenções [Stemmer, 1995], [Ferraresi, 1970] utilizadas para classificá-las em categorias.

As Figuras 7.1 a 7.9 apresentam vários exemplos de cavacos

obtidos com diferentes ferramentas, tipos de osso e condições de corte. Pode-se observar nas figuras bem como no banco de fotografias que a **forma** do cavaco é sempre a mesma: **cavaco em vírgula**. Por outro lado, o **tipo** de cavaco corresponde em geral ao **cisalhado** (com maiores ou menores graus de deformação) e ao **arrancado**. Cavaco contínuo só foi obtido em condições especiais em regime de desbaste com altas velocidades e profundidades de corte.

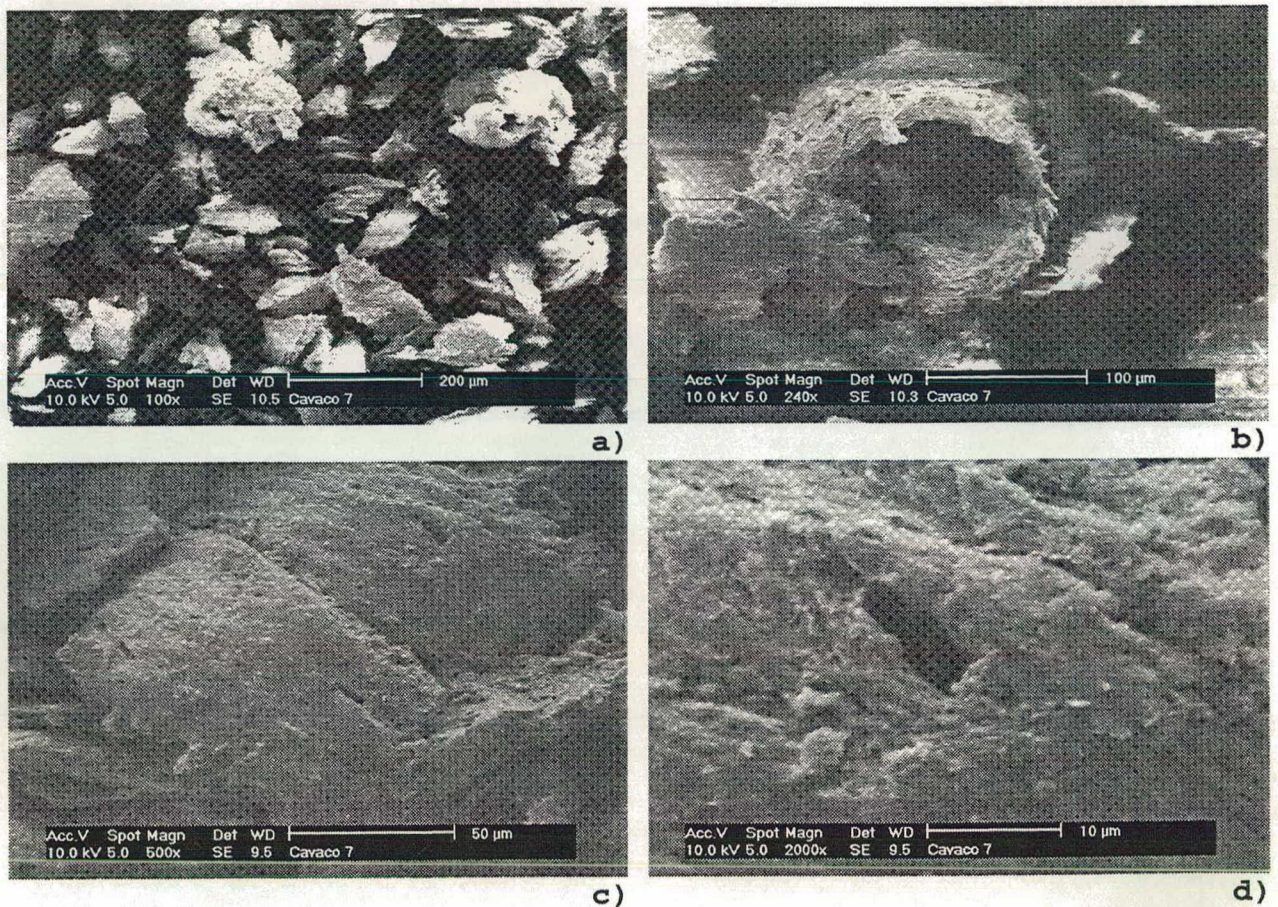


Figura 7.1 - Fotografias de cavacos. Primeira série de ensaios de usinagem com água. $\gamma_n = 0$, $v_c = 37$ m/min, Ensaio No.34, osso bovino fresco
 a) Vista geral (fotografia original a 100X)
 b) Forma típica (original 240X)
 c) Superfície de corte (original 500X)
 d) Detalhe morfologia (original 2000X)

Visto que o cavaco cisalhado apresenta, em algumas amostras, uma aparência de *lamelar*, ele foi analisado criteriosamente verificando-se que a suposição não tem fundamento. Nestes casos os fragmentos em vírgula possuem um comprimento e rigidez

apreciáveis, indicadores da indução de um grau de deformação menor. Para estes, foi dado um atributo adicional: **cisalhado menor** indicando que, em forma análoga aos outros de seu tipo, os fragmentos se encontram cisalhados, mas colados com maior força entre si demonstrando um grau inferior de agressividade da ferramenta. A Figura 7.20 apresenta gráficos do tipo de cavaco em função do fator de recalque.

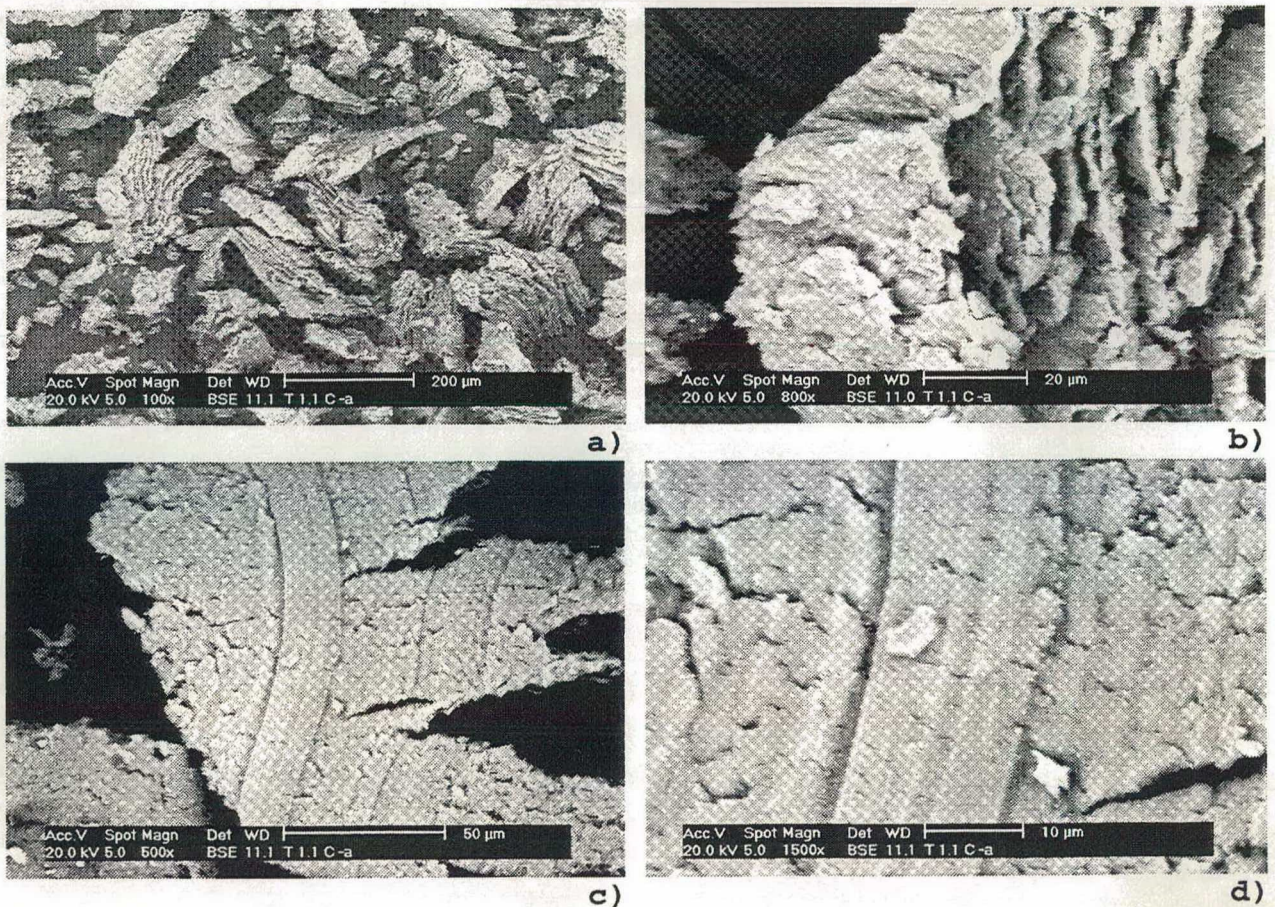


Figura 7.2 - Fotografias de cavacos. Exemplos de cavaco cisalhado com marcas da ferramenta na superfície de corte. Segunda série, ferramenta F1, $v_c = 30$ m/min, $f = 0,030$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.65, osso bovino fresco

- Vista típica (fotografia original a 100X)
- Detalhe morfológico (original 800X)
- Superfície de corte com marcas da ferramenta (original 500X)
- Detalhe da superfície de corte (Original 1500X)

As vistas laterais do cavaco nas fotografias apresentadas aqui, demonstram que o material foi plenamente deformado. Com grande dificuldade pode ser reconhecido algo da microestrutura original do osso lamelar ou haversiano. Os fragmentos cisalhados

encontram-se afastados, não permanecendo a união microestrutural original. Os fragmentos cisalhados são observados unidos entre si por uma fina camada na face em contato com a superfície de saída da ferramenta. A intensa deformação plástica presente nesta camada amassa o material, colando os fragmentos entre si. Por outro lado, é fácil identificar sobre esta face a direção de escoamento do cavaco e as marcas das micro-irregularidades dos gumes das ferramentas.

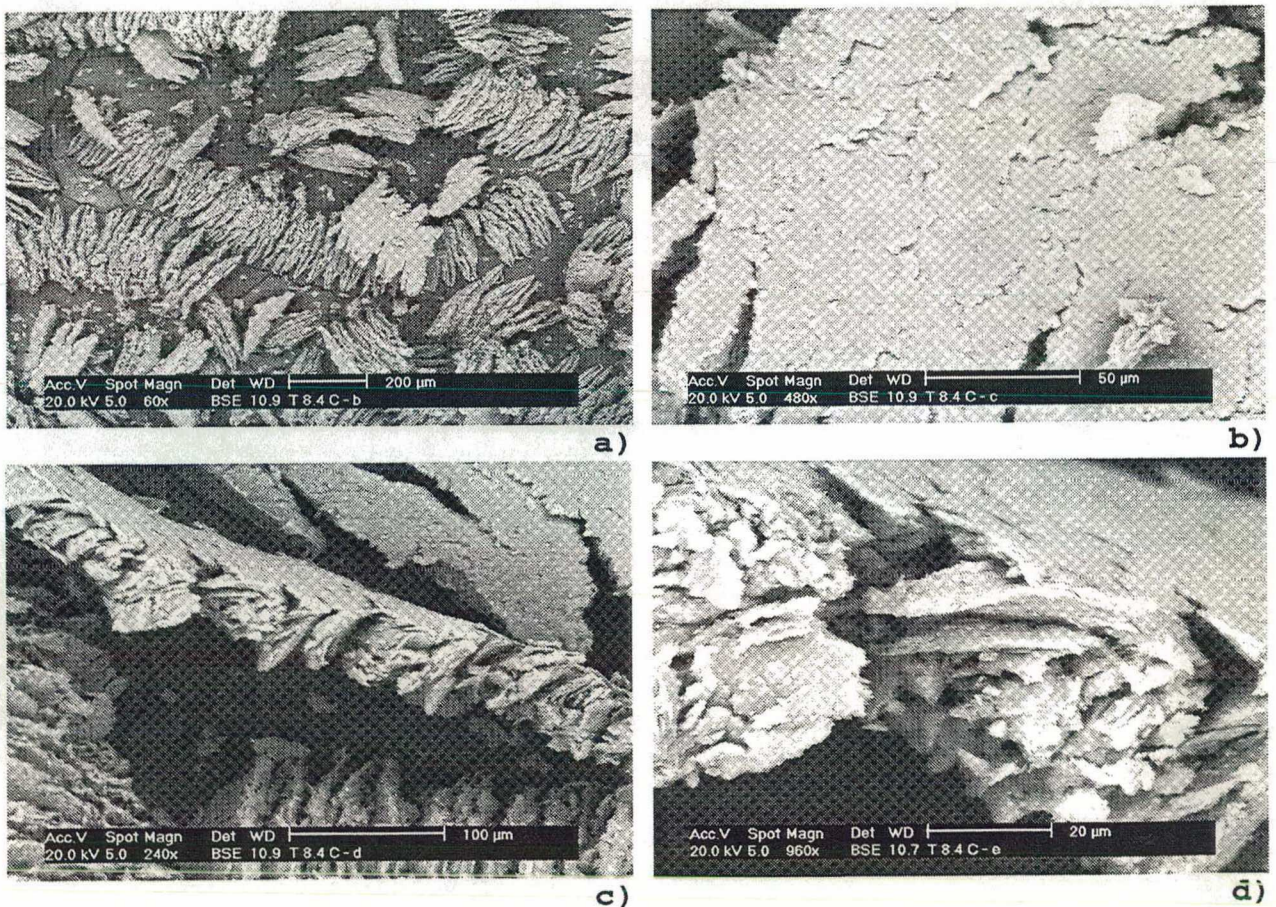


Figura 7.3 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco fortemente cisalhado e uniforme sem muitas marcas da ferramenta na superfície de corte. Segunda série, ferramenta F3, $v_c = 3$ m/min, $f = 0,030$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.102, osso bovino fresco

- a) Vista típica (fotografia original a 60X)
- b) Superfície de corte (original 480X)
- c) Morfologia vista lateral de um fragmento (original 240X)
- d) Detalhe da vista anterior (original 960X)

Tanto as vistas laterais como a face superior do cavaco mostram a resposta frágil do material frente às altas taxas de deformação induzidas no momento do corte. No entanto, para o

osso não é prematuro sugerir algum modelo de deformação comumente aceito na usinagem de materiais convencionais. Especula-se que, dado que o osso possui de certo modo uma estrutura de material compósito complexo e em nível microscópico, possam existir planos preferenciais na microestrutura que permitem ao material escoar por cisalhamento entre eles e, assim, se deformar plasticamente quando solicitado desta forma.

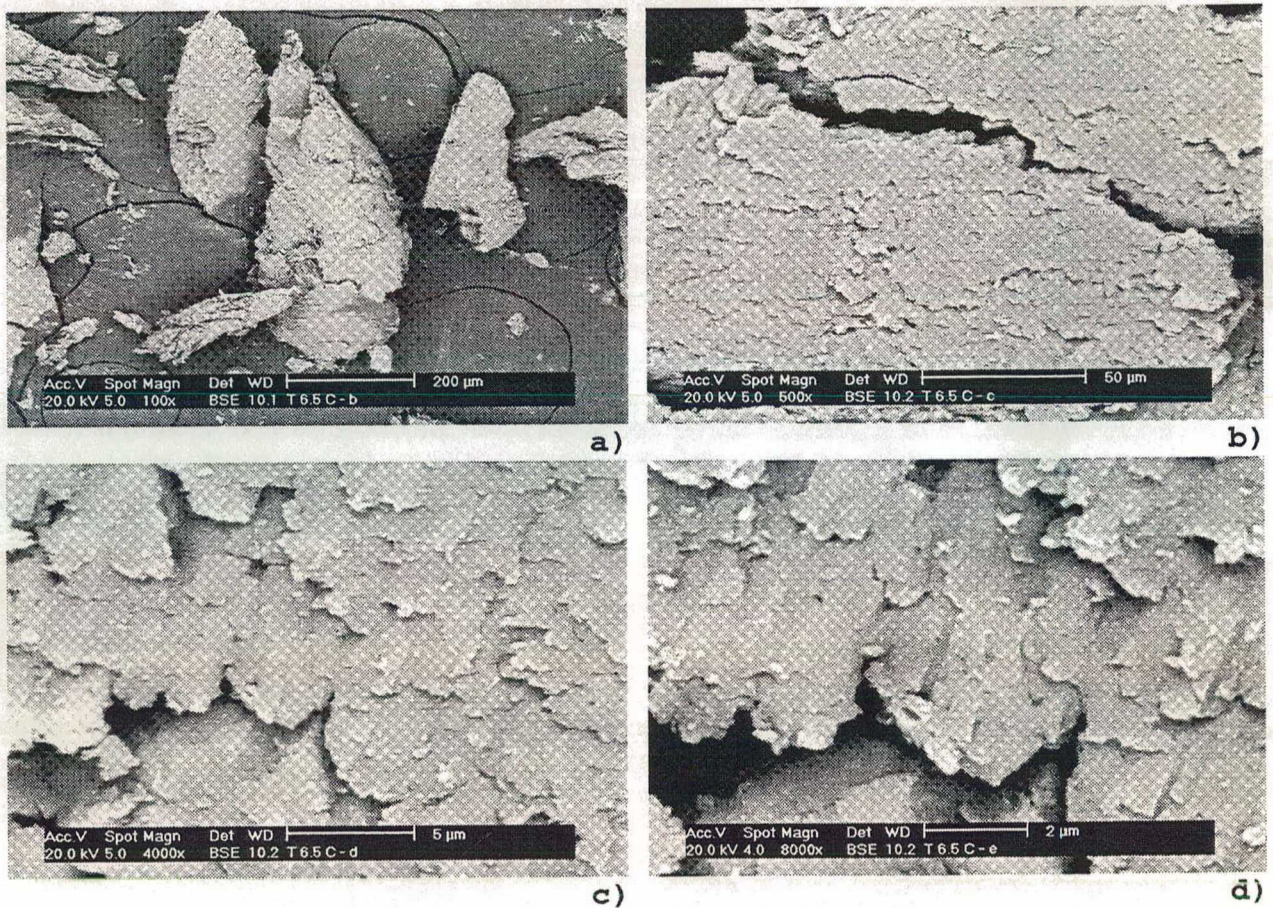


Figura 7.4 - Fotografias de cavacos. Cavaco arrancado. Segunda série, ferramenta F3, $v_c = 10$ m/min, $f = 0,115$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.93, osso bovino fresco
 a) Vista típica (fotografia original a 100X)
 b) Superfície de corte (original 500X)
 c) Detalhe superfície de corte (original 4000X)
 d) Detalhe superfície de corte (Original 8000X)

As Figuras 7.3 d), 7.4 c), d) e 7.6 c) mostram a presença de fragmentos planares tipo "escamas" fixos ou desprendidos do corpo principal do cavaco. Estes, em maior ou menor grau, aparecem em todas as fotografias e fazem parte da estrutura dos

fragmentos cisalhados de cada cavaco. Pareceram ser separados pelo mencionado mecanismo de *separação por cisalhamento entre lamelas do osso*, podendo ter relação com as interfaces entre as lamelas que conformam sejam os osteões, ou os tecidos periférico ou intersticial lamelar. Ver com atenção a Figura 7.6 c).

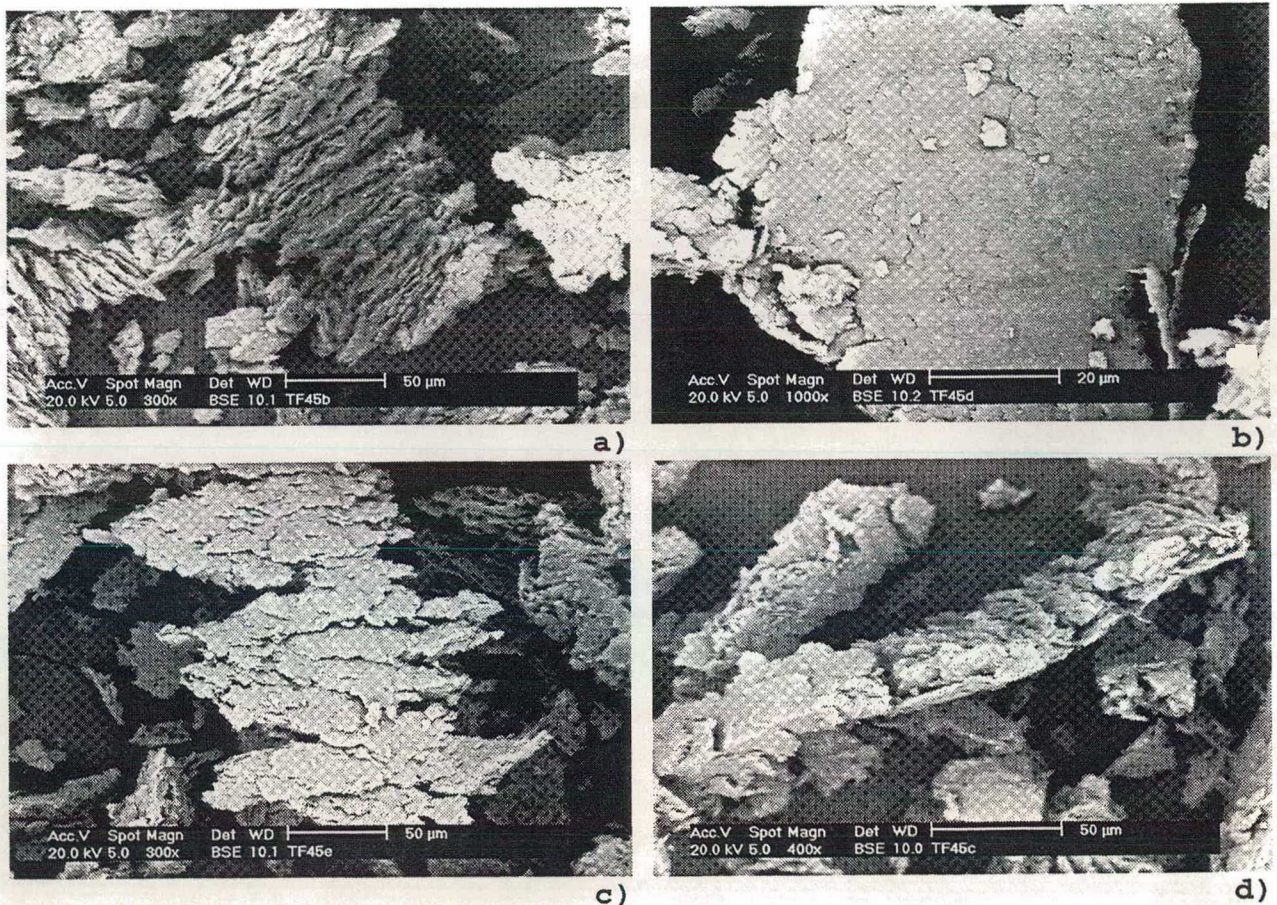


Figura 7.5 - Fotografias de cavacos. Exemplo com cavaco cisalhado. Série P01, ferramenta F1, $v_c = 3,5$ m/min, $f = 0,030$ mm/r usinagem a seco. Ensaio No.211, osso humano liofilizado

- a) Vista Típica (fotografia original a 300X)
- b) Superfície de corte (original 1000X)
- c) Detalhe superfície de corte outro fragmento (original 300X)
- d) Detalhe vista lateral de um fragmento (original 400X)

Lembrando-se do capítulo 3 e de acordo com a literatura [Beleites et al., 1993], cada lamela circunferencial dentro do osteão possui cerca de 3 μm de espessura e consiste de entrelaços de fibras de colágeno paralelas dentro de cada uma delas, mas com direções diferentes entre lamelas adjacentes. Elas estão separadas entre si por *linhas de cimento interlamelar*, compostas

de substância amorfa extracelular com depósitos de sais de cálcio. Juntamente com as observações anteriores se formula então uma hipótese sobre o mecanismo de como o material escoou frente ao gume da ferramenta. Dada a carência de dados complementares para comprovar estes fatos fica em aberto a proposta para estudos posteriores.

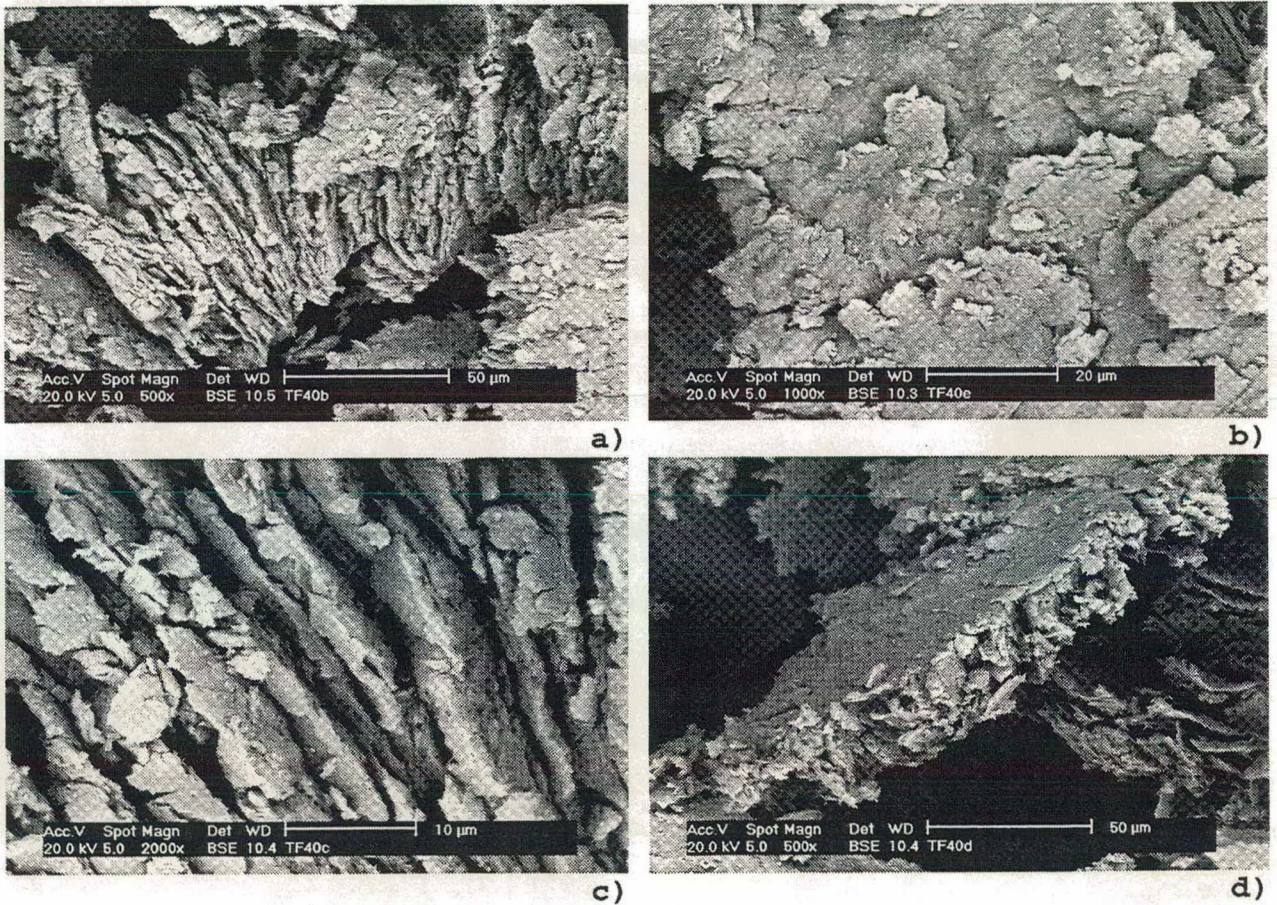


Figura 7.6 - Fotografias de cavacos. Exemplo com cavaco cisalhado. Série P01, ferramenta F5, $v_c = 3,5$ m/min, $f = 0,030$ mm/r, usinagem a seco. Ensaio No.222, osso humano liofilizado
 a) Vista típica (fotografia original a 500X)
 b) Superfície de corte (original 1000X)
 c) Detalhe face superior (original 2000X)
 d) Detalhe vista lateral de um fragmento (original 500X)

7.1.1 - Estatística das dimensões do cavaco para as ferramenta F1 e F5

Sendo o cavaco um subproduto da usinagem e que em muitos casos é reaproveitado, o caso do osso humano não tem por que ser

uma exceção. Pode-se pensar que mesmo que não possua uma microestrutura igual ao material original, ele ainda mantém os componentes químicos originais (considerando pouca contaminação e uma temperatura baixa na usinagem) e pode ser aproveitado na forma de pó, ou em outras aplicações que no futuro possam aparecer.

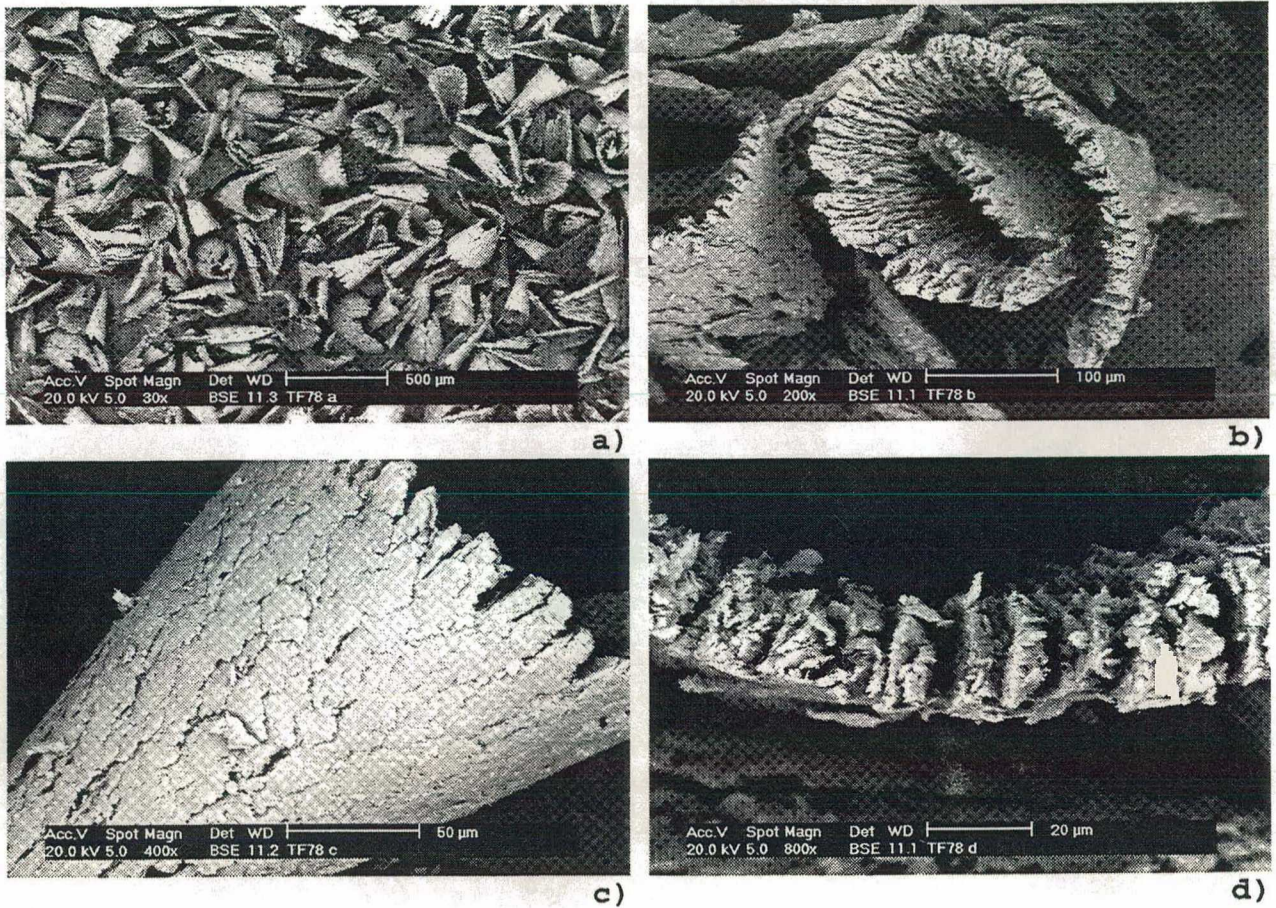


Figura 7.7 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco gerado com ferramenta cerâmica de gume chanfrado. Osso humano liofilizado. Série QG, Ensaio 249, ferramenta FP5

- a) Vista geral (fotografia original a 30X)
- b) Forma típica (original 200X)
- c) Detalhe superfície de corte (original 400X)
- d) Vista lateral (original 800X)

Com base no já exposto, foram feitas observações sobre as dimensões do cavaco e os resultados, em forma de gráficos e comentários, são vistos a seguir. Para facilitar as observações com esse grande volume de dados, dois tipos de cavacos plenamente representativos dos obtidos nesta pesquisa foram considerados: os produzidos pelas ferramentas F1 e F5 sob

condições de usinagem diversas, em osso bovino fresco. As Figuras 7.10 e 7.11 apresentam graficamente as relações entre a largura, o comprimento, a espessura e o fator de forma para os cavacos das ferramentas F1 e F5.

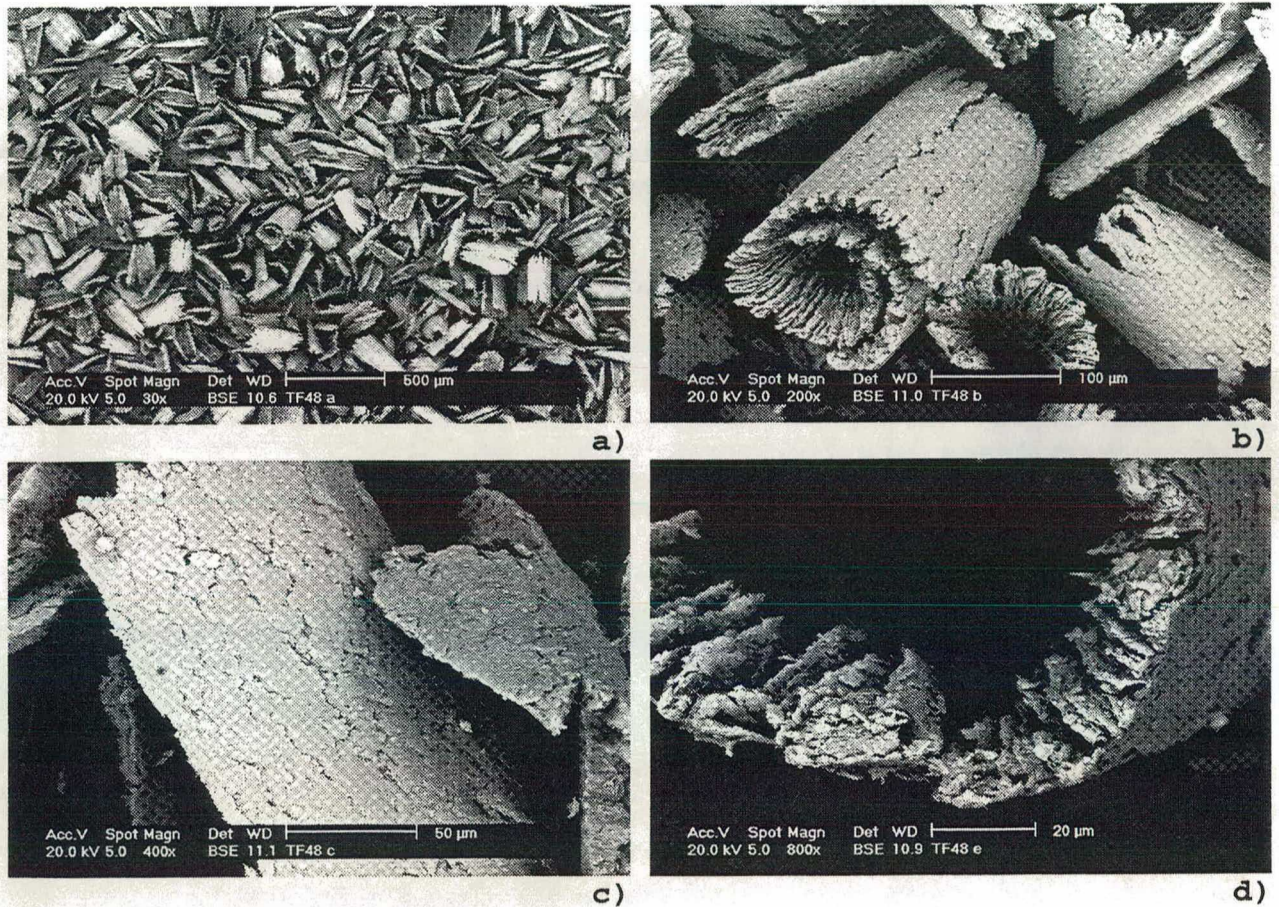


Figura 7.8 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco gerado com ferramenta metal duro. Série RQ, Ensaio No. 243, ferramenta FP4. Osso humano liofilizado

- a) Vista geral (fotografia original a 30X)
- b) Forma típica (original 200X)
- c) Detalhe superfície de corte (original 400X)
- d) Vista lateral (original 800X)

A natureza dos gráficos é interessante pois apresenta uma aglomeração dos dados experimentais em forma de "faixas", ou seja, os cavacos produzidos com estas ferramentas, quanto mais longos, são mais largos e mais espessos. Uma relação direta com o mecanismo de corte não é aparente, mas pode-se dizer que pelas observações feitas sobre o banco de fotografias do cavaco (e dos dados numéricos), que um cavaco mais longo geralmente se relaciona com condições de corte menos agressivas (velocidades e

avanços baixos, fator de recalque alto - Figuras 7.19, 7.20 e 7.21) - sendo, portanto, um cavaco com mais tempo para escoar.

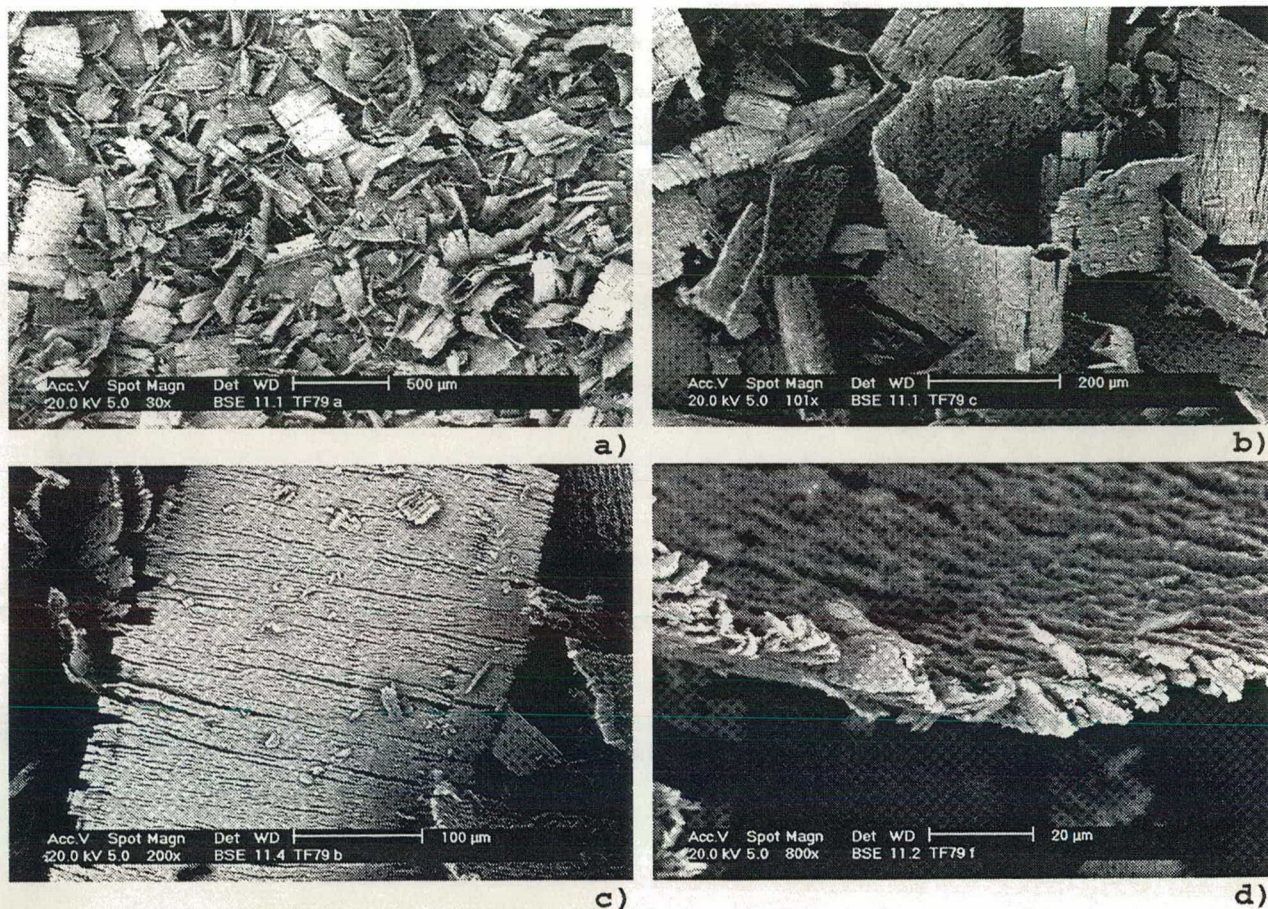


Figura 7.9 - Fotografias de cavacos. Exemplo de cavaco gerado com ferramenta de diamante monocristalino. Série QG, Ensaio No. 250, ferramenta FP6. Osso humano liofilizado
 a) Vista geral (fotografia original a 30X)
 b) Forma típica (original 100X)
 c) Detalhe superfície de corte (original 200X)
 d) Vista lateral (original 800X)

A seção teórica do cavaco pode ser calculada como:

$$A = hb \quad (7.1)$$

onde:

A = área teórica do cavaco

h = Espessura teórica

b = Largura teórica

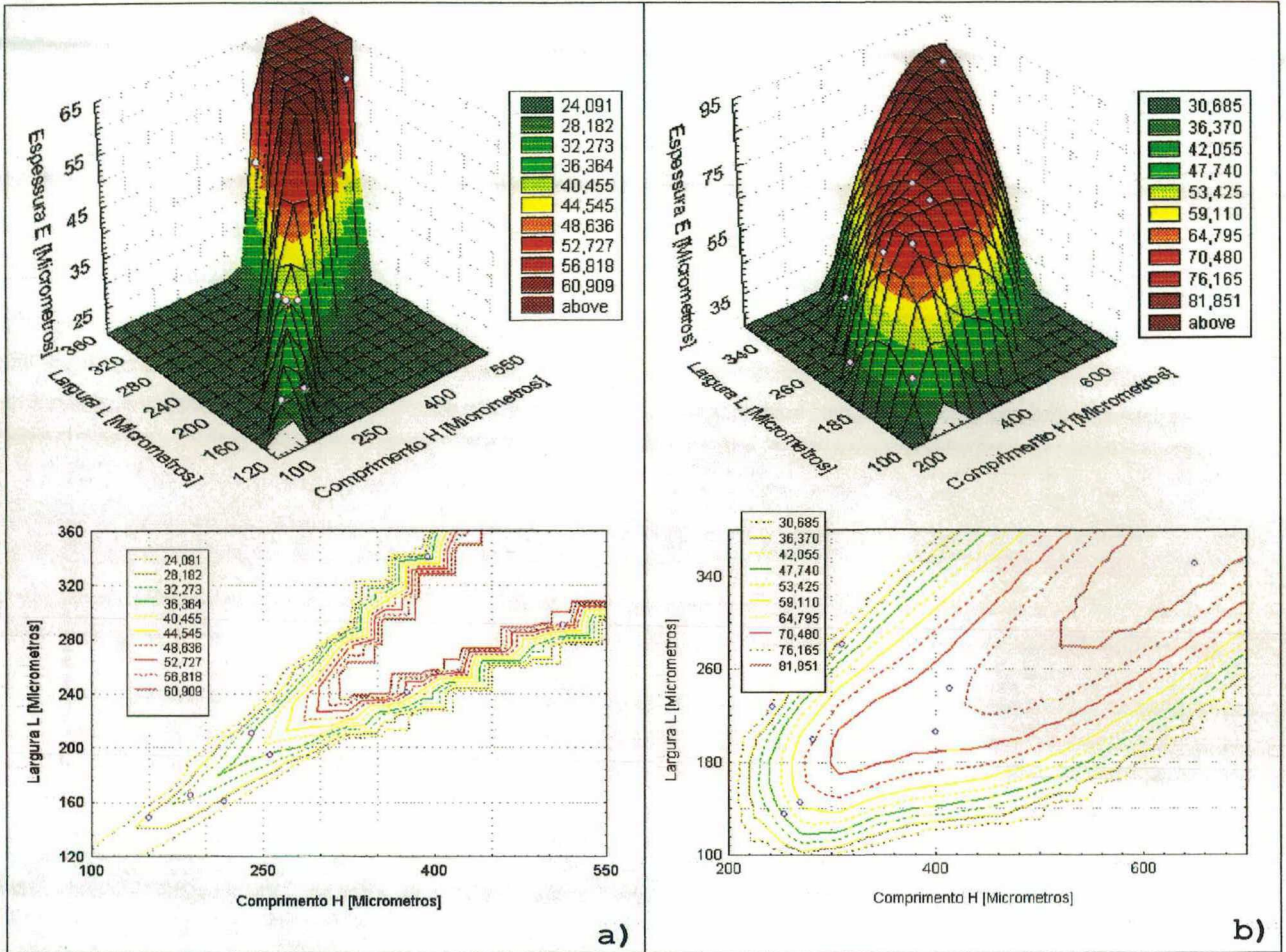


Figura 7.10 - Gráficos que relacionam a espessura do cavaco em função da largura e o comprimento deste. Ensaio em osso bovino fresco. Aproximação por mínimos quadrados. Gráficas 3D e de contornos para cada caso.

- a) Com a ferramenta F1
- b) Com a ferramenta F5

Para o caso do torneamento cilíndrico:

$$h = f \cdot \text{sen} \kappa_r \tag{7.2}$$

Onde:

f = Avanço [mm/r]

κ_r = ângulo de direção do gume [°]

$$b = \frac{a_p}{\text{sen} \kappa_r} \tag{7.3}$$

Onde:

a_p = Profundidade de corte [mm]

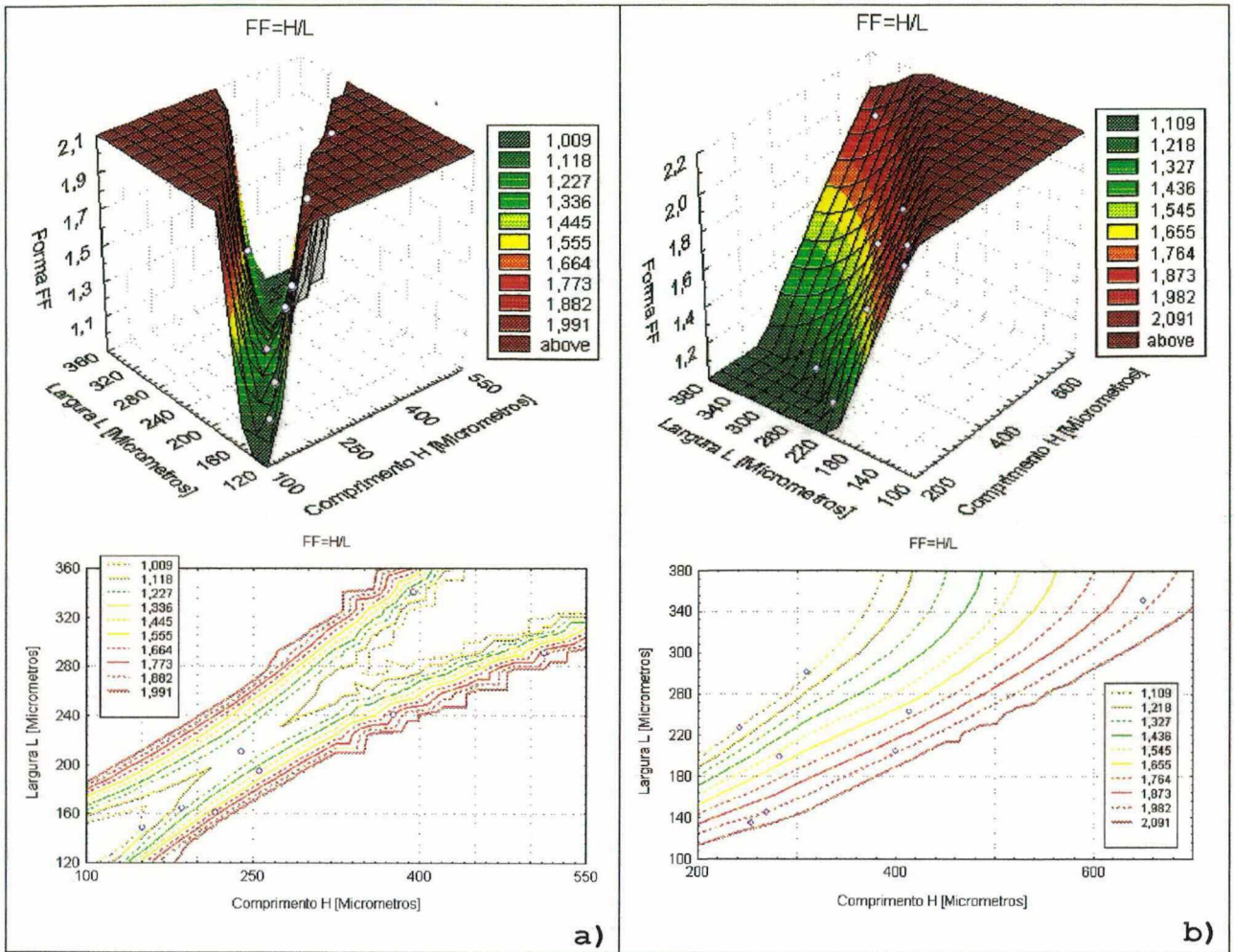


Figura 7.11 - Gráficos do fator de forma FF do cavaco em função da largura e comprimento. Ensaio em osso bovino fresco. Aproximação por mínimos quadrados. Gráficos 3D e de contornos para cada caso.

- a) Com a ferramenta F1
b) Com a ferramenta F5

Para as ferramentas F1 e F5, $K_r = 65^\circ$ e as condições de corte dos ensaios foram $a_p = 0,1$ mm, $f = 0,030-0,115$ mm/r. Portanto, as medidas teóricas ficam como $b = 110,35$ μm , h entre 27,19 e 104,22 μm e a área A entre 3000 e 11,500 μm^2 . É claro que os valores reais da espessura E e da largura L são maiores que h e b , respectivamente, quando o comprimento é maior. Confirma-se, portanto, que em baixos avanços e velocidades de corte o cavaco pode escoar com maior liberdade, obtendo-se os valores e as bandas mostradas nas Figuras 7.10 e 7.11. Em resumo, a Figura 7.12 apresenta gráficos mais compactos das dimensões do cavaco para as ferramentas em estudo.

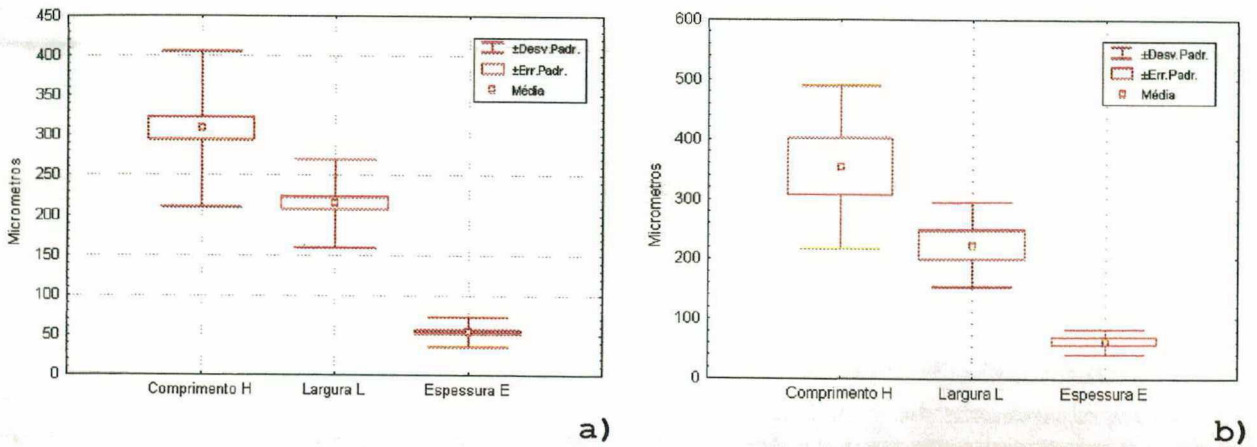


Figura 7.12 - Gráficos categorizados para as dimensões do cavaco. Ensaio em osso bovino fresco.

- a) Com a ferramenta F1
b) Com a ferramenta F5

A Figura 7.13 apresenta os histogramas da população destes valores. Observa-se que, em alguns casos, a distribuição estatística dos dados não se assemelha a uma distribuição normal.

7.1.2 - Estatística das dimensões do cavaco para a totalidade dos ensaios em osso bovino

Como já foi comentado em seções anteriores, uma análise estatística torna-se mais sensível quanto mais fatores forem incluídos. Os gráficos, a seguir, apresentam um resumo das dimensões do cavaco quando são incluídos todos os dados dos experimentos em osso bovino fresco. Neste caso, os gráficos ainda contêm algo da estrutura de "faixas" observadas nos gráficos equivalentes para as ferramentas F1 e F5 e a distribuição probabilística da população é possível de ser considerada normal, Figuras 7.14 e 7.15. Adicionalmente, existem correlações lineares significantes entre quase todos os parâmetros dimensionais das amostras. Como regra geral para todos os ensaios feitos nesta pesquisa tem-se que quanto maior o comprimento, maior a largura e maior será a espessura do cavaco produzido.

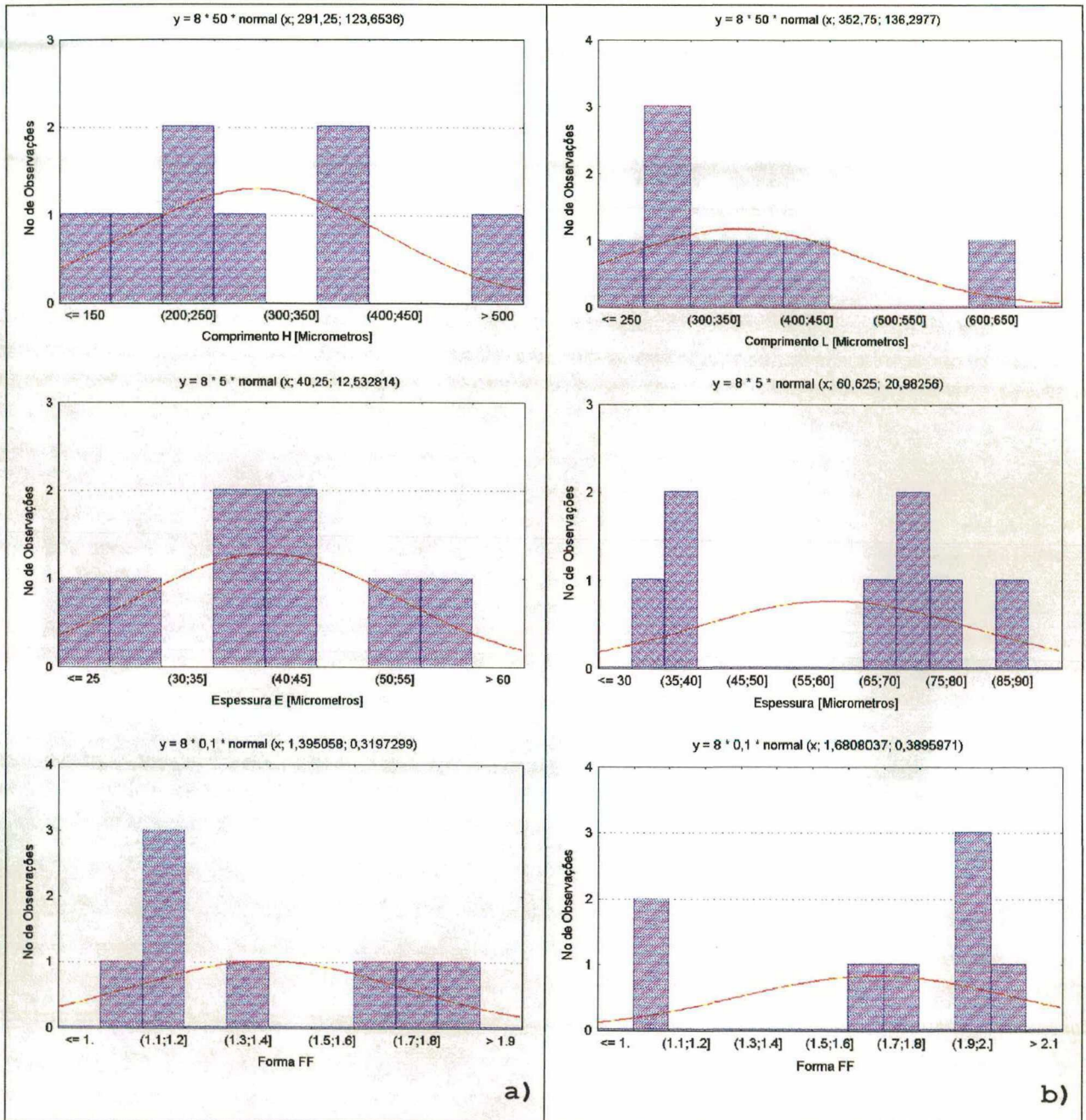


Figura 7.13 - Histogramas do comprimento, espessura e forma do cavaco com a estimação a uma distribuição normal associada. Ensaios em osso bovino fresco.

- a) Com a ferramenta F1
b) Com a ferramenta F5

7.1.3 - A Superfície Usinada

As morfologias das superfícies obtidas nos diversos experimentos podem ser comparadas quando se observam as Figuras 6.1, 6.3, 6.4, 6.12 e 7.16 correspondentes a várias condições de

usinagem e de tipo de osso. A morfologia observada apresenta variações interessantes entre amostras. É possível obter superfícies altamente rugosas com marcas de microtextura (como no caso já comentado em superfícies do cavaco em contato com a ferramenta) utilizando ferramentas de aço rápido afiadas com rebolo de alumina. Observa-se que nestes casos a superfície se encontra amassada e com uma aparência de arrancamentos e escamas.

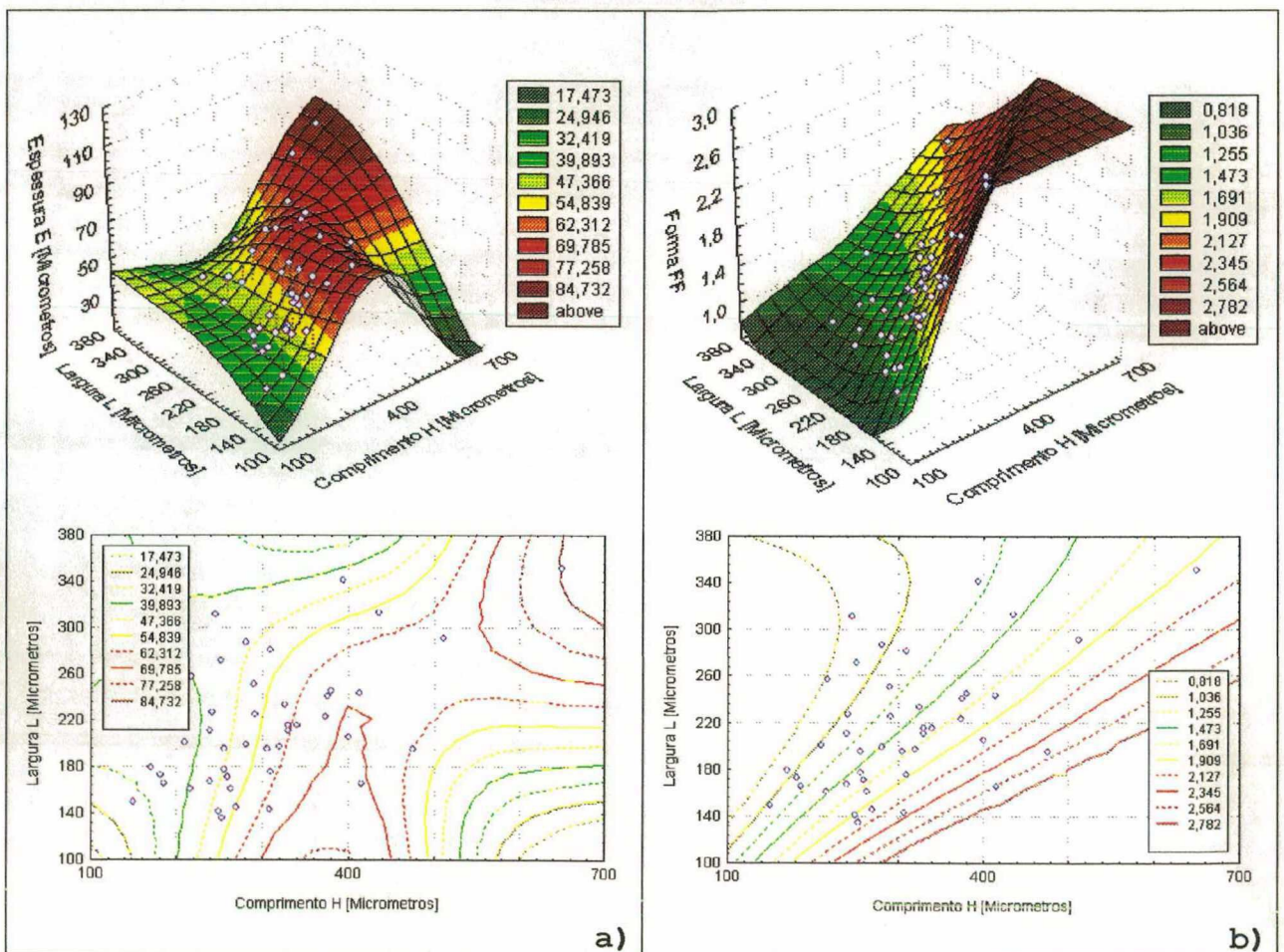


Figura 7.14 - Gráficos representativos da relação entre as dimensões do cavaco para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos 3D e de contornos. Estimação por mínimos quadrados.
 a) Espessura
 b) Fator de forma

Adicionalmente, um exame da Figura 7.16 mostra que as superfícies vão sendo menos arrancadas e escamadas na medida em que o raio de quina (r_s) é maior. Assim, a superfície vai perdendo as marcas da microtextura, de amassamentos e de

trincas, se converte em mais homogênea e possui uma rugosidade menor na medida em que o raio de quina é maior. Isto condiz com as observações realizadas nas seções anteriores, em relação à textura.

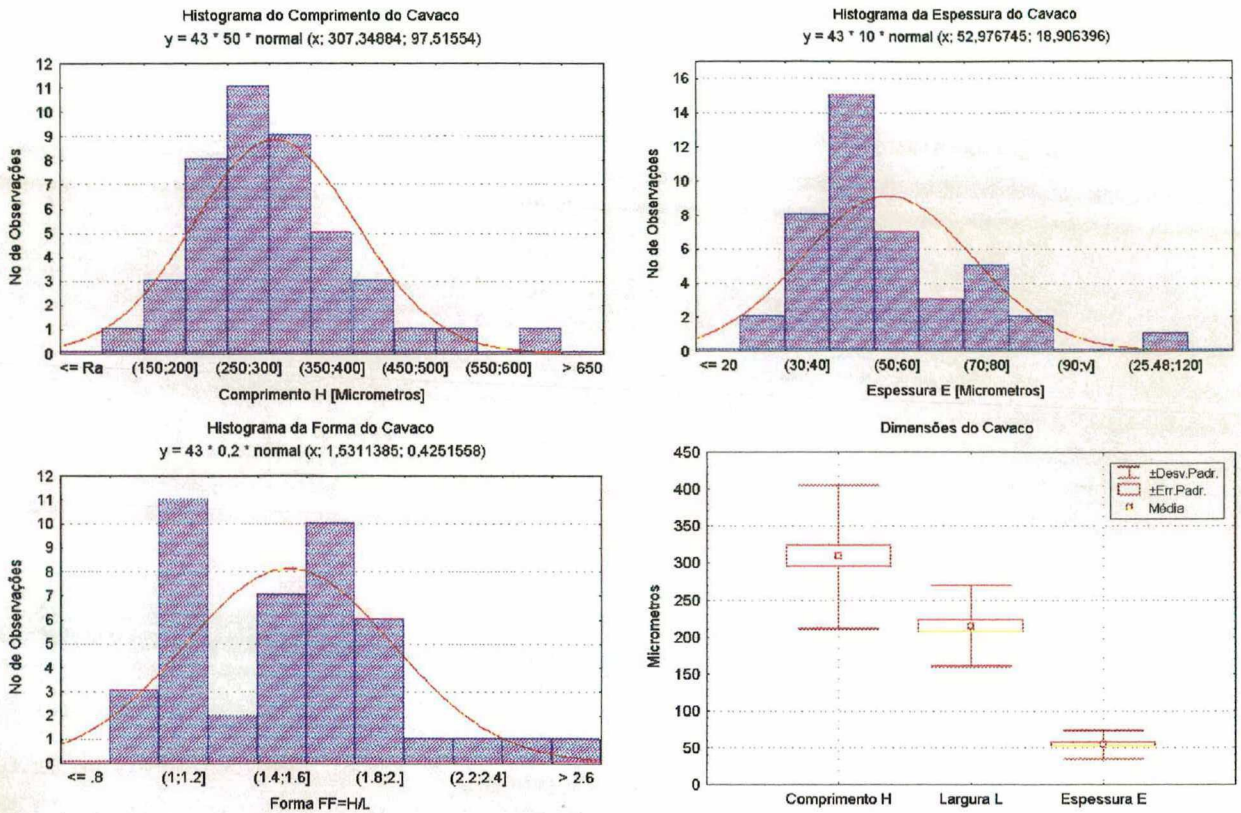


Figura 7.15 - Distribuição das dimensões do cavaco para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Na parte superior de cada gráfica se apresenta a média e o desvio padrão da curva normal estimada.

Por outro lado, também fica evidente que a qualidade do gume se manifesta na morfologia da superfície. Diamante e alumina produzem superfícies mais homogêneas, lisas e menos agredidas (amassadas ou trincadas) que o metal duro. O diamante e a alumina produzem um efeito singular: **microtexturam com marcas do avanço**. Fazendo uma medição microscópica entre as marcas periódicas nas fotografias 7.16 g) e h) encontra-se que o período destas fica entre 36 a 37 μm , coincidindo com o avanço que para esses casos foi de 0,030 mm. As marcas são altamente periódicas e morfologicamente iguais (sobretudo para o diamante) e dado que o diamante não possui gume irregular, nem amassa

fortemente o material, as marcas só podem vir do avanço da ferramenta, produzindo uma rugosidade mais próxima da teórica. Neste caso, constata-se que a microtextura na forma de entalhado tridimensional é aceita como desejável para a osteointegração, podendo ser produzida também com ferramentas que estão projetadas para produzir texturas lisas e muito uniformes.

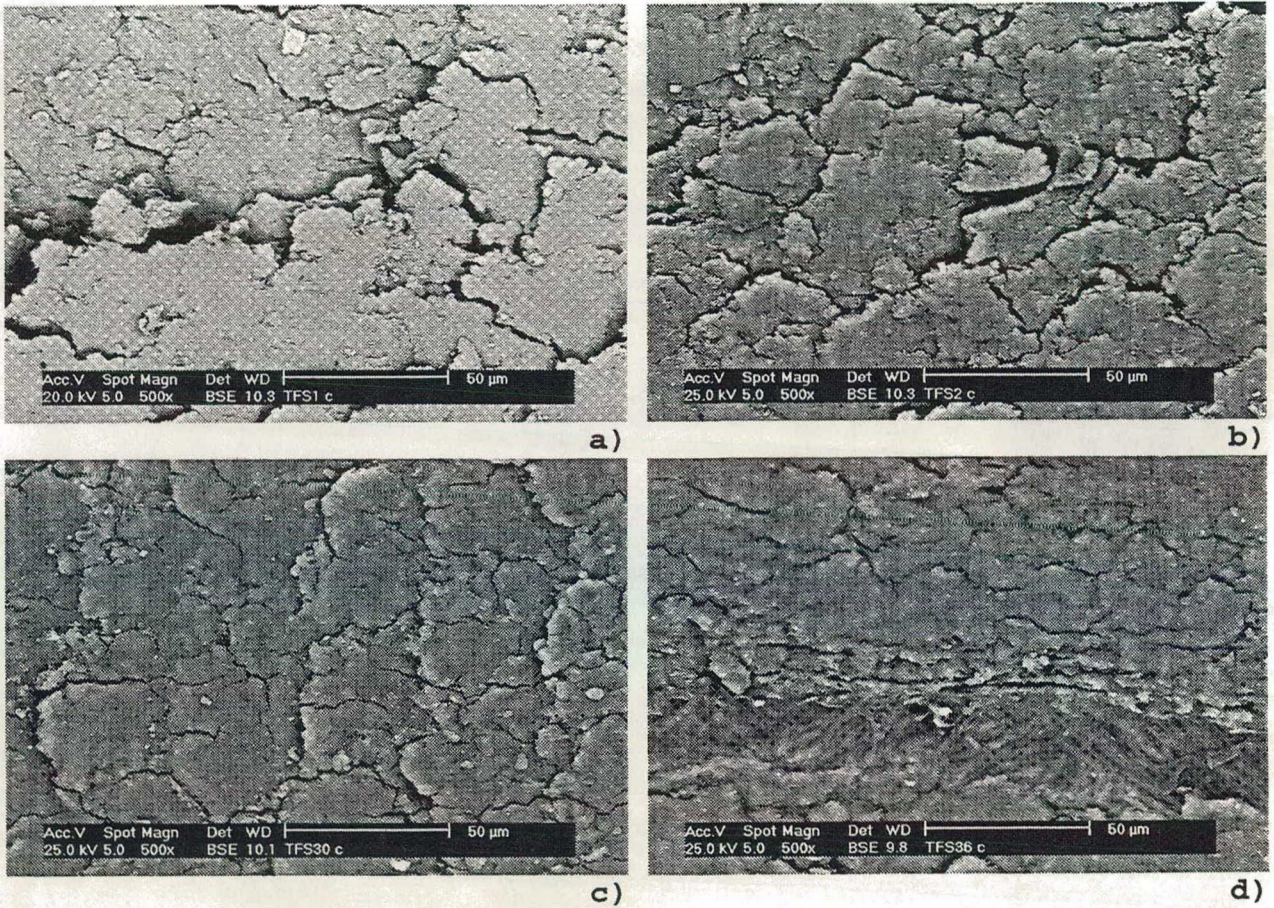


Figura 7.16 - Exemplos de superfícies usinadas sobre osso humano liofilizado. Fotografia MEV. Todas as fotografias originalmente a 500X. Em todos os casos $v_c = 3,5$ m/min, $a_p = 0,05$ mm, $f = 0,03$ mm/r

- Ferramenta de aço rápido F1, $\gamma_n = 0^\circ$, série PO1, Ensaio No. 180
- Ferramenta de aço rápido F5, $\gamma_n = 5^\circ$, série PO1, Ensaio No. 192
- Ferramenta de pastilha comercial sinterizada de aço rápido FP1, $\gamma_n = 6^\circ$, série RQ, Ensaio No. 240
- Ferramenta de pastilha de metal duro com $r_c = 0,4$ mm, FP2, $\gamma_n = 6^\circ$, série RQ, Ensaio No. 241

Continúa na página seguinte

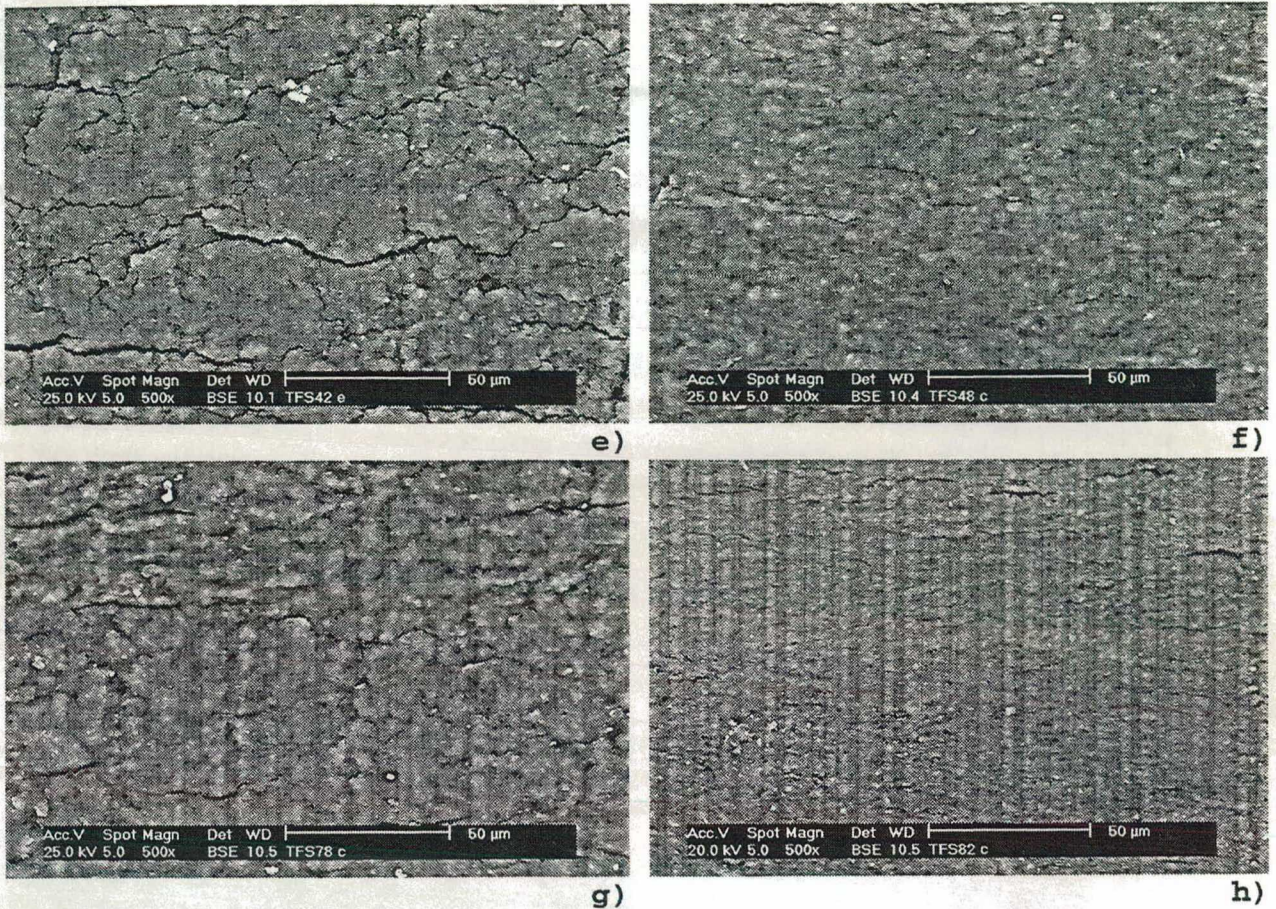


Figura 7.16 - (Continuação) Exemplos de superfícies usinadas sobre osso humano liofilizado. Fotografia MEV. Todas as fotografias originalmente a 500X. Em todos os casos $v_c = 3,5$ m/min, $a_p = 0,05$ mm, $f = 0,03$ mm/r

- e) Ferramenta de pastilha de metal duro com $r_e = 0,8$ mm, FP3, $\gamma_n = 6^\circ$, série RQ, Ensaio No. 242
- f) Ferramenta de pastilha de metal duro com $r_e = 1,2$ mm FP4, $\gamma_n = 6^\circ$, série RQ, Ensaio No. 243
- g) Ferramenta de pastilha de cerâmica (alumina com aresta chanfrada) FP5, $\gamma_n = 6^\circ$, série QG, Ensaio No. 249
- h) Ferramenta de diamante monocristalino FP6, $\gamma_n = 0^\circ$, série QG, Ensaio No. 253

Continúa na página seguinte

7.2 - O fator de recalque

O fator de recalque Λ pode ser entendido como uma medida do grau de deformação plástica sofrida pelo cavaco e, em geral, pelo material usinado. Corresponde à relação entre a espessura real do cavaco "E" dividida pela a espessura teórica deste (h). Para o estudo da mecânica de corte através de modelos, foi

utilizado o conceito do *plano de cisalhamento* para se referir a fenômenos que acontecem durante a usinagem. Assim, as quantidades e variáveis deduzidas geralmente se referem a seus valores no plano de cisalhamento durante o corte. Entende-se, portanto, da teoria de Merchant e os supostos de Pijspanen [apud **Micheletti, 1980**], que o material é cisalhado durante a formação do cavaco num único plano chamado de plano de cisalhamento. Os valores do ângulo que forma este plano com a direção do corte dão uma medida do grau de deformação induzida sobre o cavaco. Maiores ângulos geram maiores deformações induzidas.

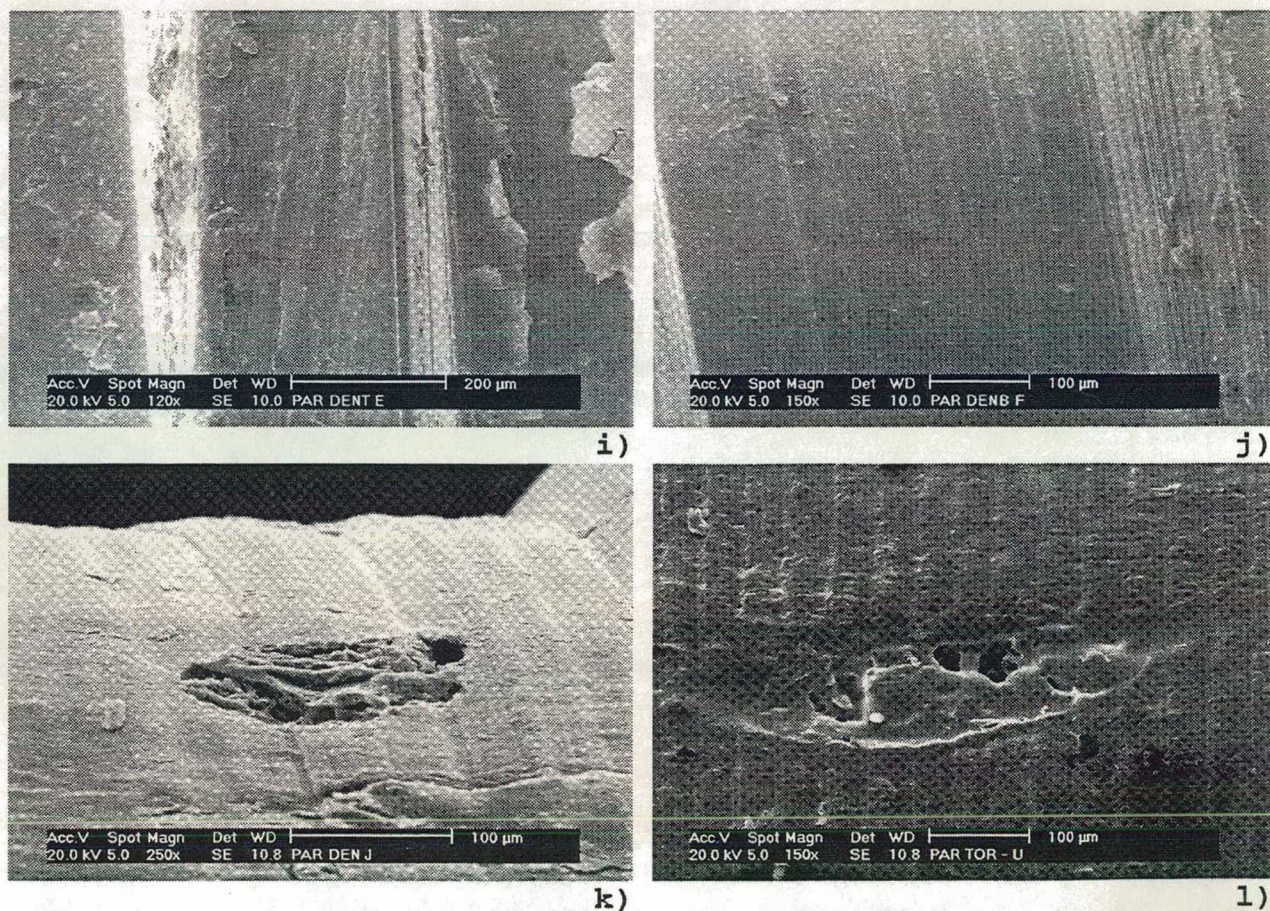


Figura 7.16 - (Continuação) Ilustração de diferentes superfícies de implantes geradas por usinagem

- i) Superfície dum parafuso dental em liga de titânio fabricado no Brasil. Crista e flanco da rosca
- j) Superfície de um parafuso de bronze fabricado na UFSC com as mesmas ferramentas utilizadas em osso. Crista e flanco da rosca
- k) Superfície do parafuso dental fabricado na UFSC em osso bovino fresco (original 250X)
- l) Superfície de um parafuso fabricado na Colômbia em osso humano cortical com aplicações em cotovelo (original 150X)

O ângulo do plano de cisalhamento pode ser calculado com a carta de Merchant e Zlatin [apud Micheletti, 1980, Ferraresi, 1970, Armarego, 1968] ou pela relação:

$$\tan \phi = \frac{c \cos \gamma_e}{1 - c \sin \gamma_e} \quad (7.4)$$

onde:

ϕ = ângulo do plano de cisalhamento [°]

$c = 1/\Lambda$ o inverso do fator de recalque

γ_e = ângulo de saída efetivo da ferramenta (feita a conversão geométrica a partir dos ângulos "na mão") [°]

Para calcular a deformação do material pode-se usar a relação de Pijspanen [id.]:

$$\Gamma = \frac{\cos \gamma_e}{\sin \phi \cos(\phi - \gamma_e)} \quad (7.5)$$

Com a ajuda destas equações, dos dados experimentais para deduzir o fator de recalque e do ângulo de saída da ferramenta foram construídos os gráficos das Figuras 7.17 e 7.18. Comparando os citados gráficos com gráficos equivalentes para outros materiais [Shaw, 1968], [Armarego et al., 1969], [Stemmer, 1995], [Micheletti, 1980], encontram-se grandes semelhanças tanto na forma como nos valores destes. Em particular, o ângulo do plano de cisalhamento é elevado, demonstrando novamente a tendência a um material frágil frente à usiagem. Também observa-se que o ângulo de saída não tem marcada influência sobre estes parâmetros do processo de corte em osso cortical. Isto se acrescenta ao observado em seções anteriores quando foi verificada a pouca influência do ângulo de saída sobre o acabamento da superfície da peça. Pode-se dizer, então, que dentro das faixas consideradas nesta pesquisa o

ângulo de saída tendo limitada influência sobre a deformação do material no plano de cisalhamento e sobre o arrancamento do cavaco desde a superfície usinada, não é um parâmetro de forte relevância na usinagem de implantes ósseos. Isto pelo menos desde ponto de vista do acabamento superficial e da mecânica de corte.

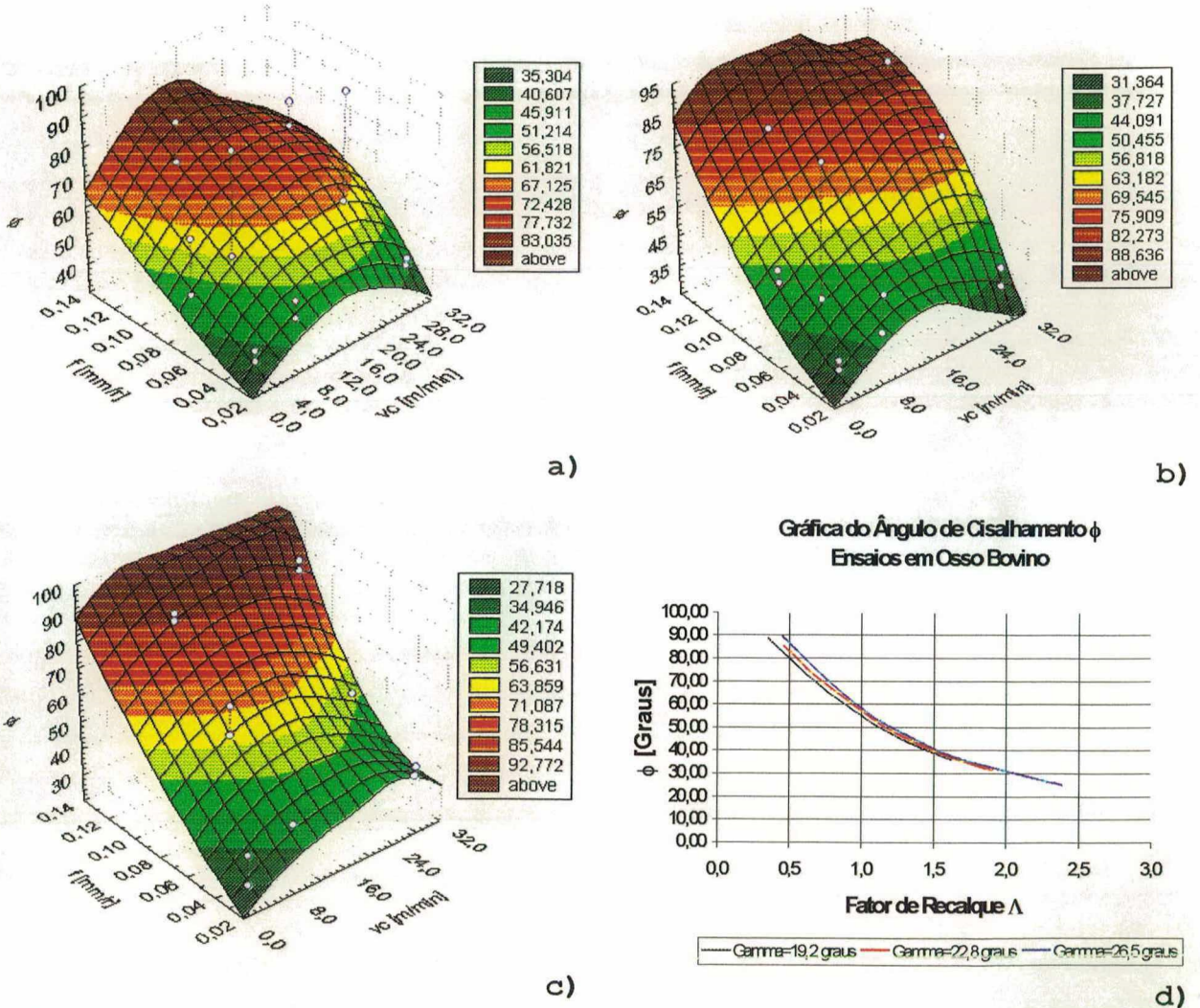


Figura 7.17 - Comportamento do ângulo do plano de cisalhamento em função da velocidade de corte, o avanço e o fator de recalque

- Para uma ferramenta com ângulo de saída 0° (efetivo em corte oblíquo $19,2^\circ$)
- Para uma ferramenta com ângulo de saída 5° (efetivo em corte oblíquo $22,8^\circ$)
- Para uma ferramenta com ângulo de saída 10° (efetivo em corte oblíquo $26,5^\circ$)
- Gráfico em função do fator de recalque para diversos ângulos de saída em corte oblíquo

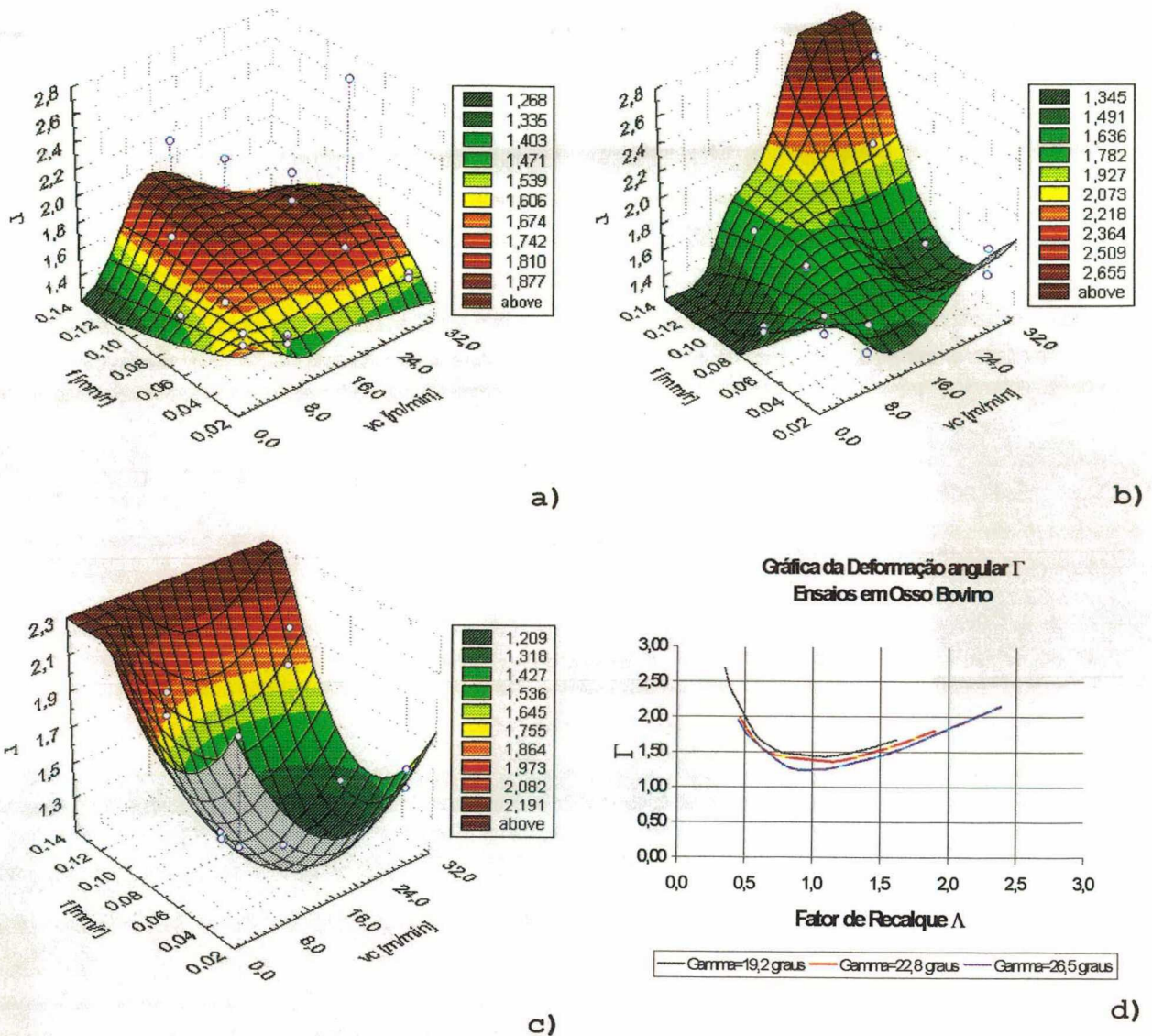


Figura 7.18 - Comportamento da deformação angular do material no plano de cisalhamento em função da velocidade de corte, o avanço e o fator de recalque.

- Para uma ferramenta com ângulo de saída 0° (efetivo em corte oblíquo $19,2^\circ$)
- Para uma ferramenta com ângulo de saída 5° (efetivo em corte oblíquo $22,8^\circ$)
- Para uma ferramenta com ângulo de saída 10° (efetivo em corte oblíquo $26,5^\circ$)
- Gráfico em função do fator de recalque para diversos ângulos de saída em corte oblíquo

As Figuras 7.19, 11.33 e 11.34 (no Apêndice 11.6) apresentam, adicionalmente, vários aspectos do fator de recalque em função da velocidade de corte e do avanço para os ensaios em osso bovino e as diversas ferramentas empregadas nos ensaios realizados. A tendência em todas as condições é a mesma: baixos

avanços e velocidades de corte correspondem a elevados fatores de recalque e, como já comentado, um indicativo de uma maior facilidade no escoamento do cavaco.

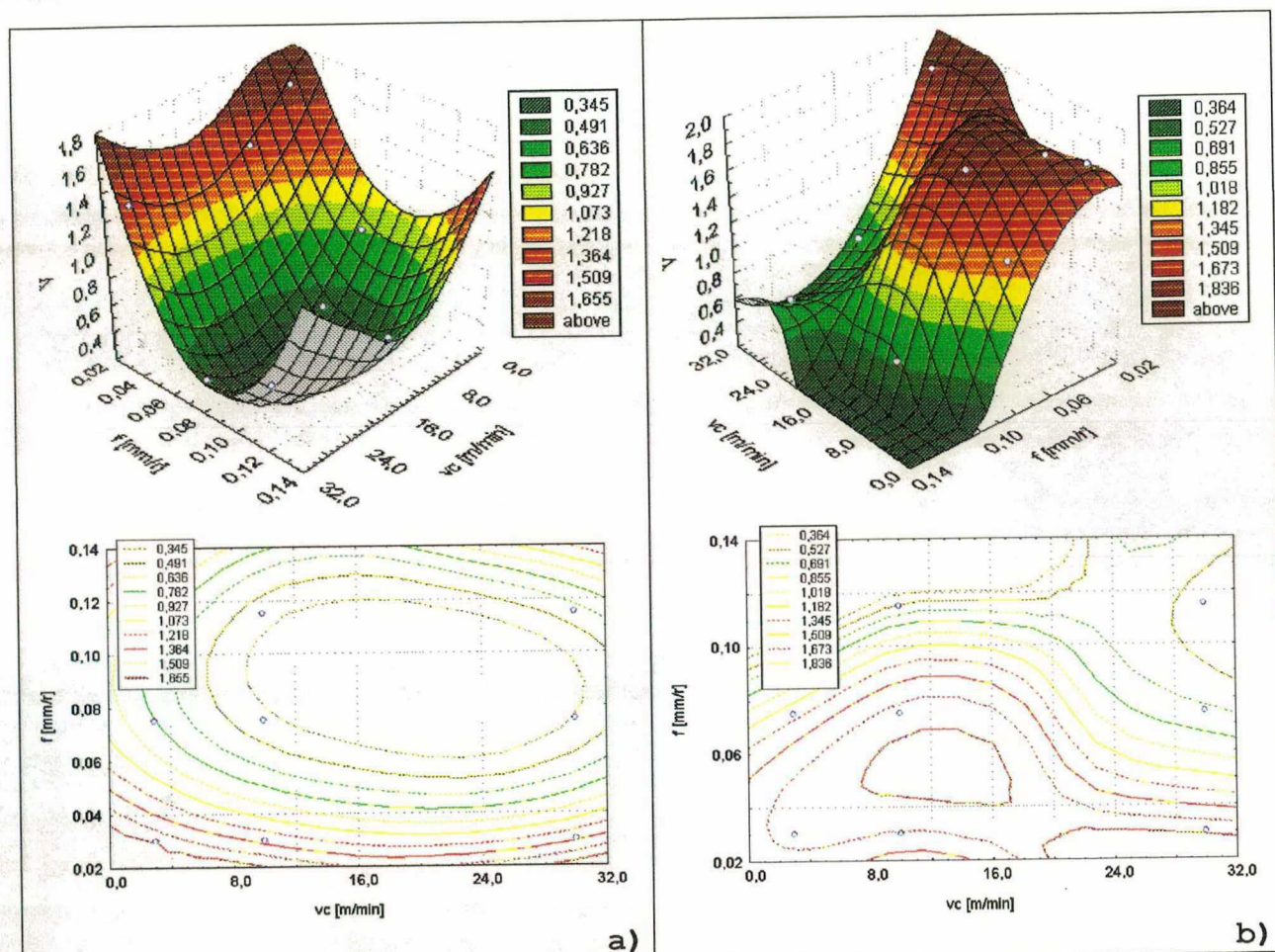
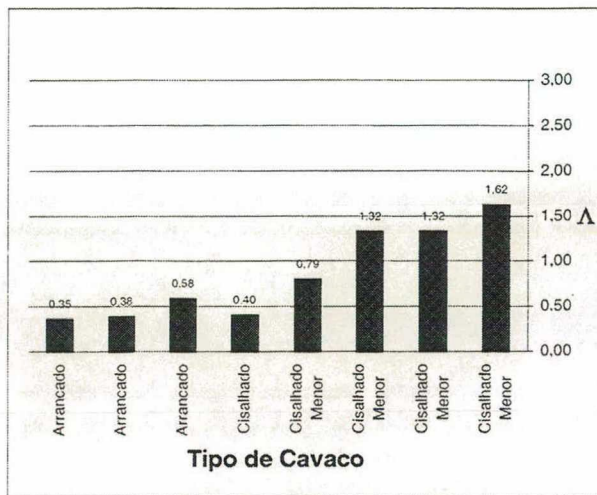


Figura 7.19 - Influência de f e vc no fator de recalque. Ensaios em osso bovino fresco, aproximação por mínimos quadrados. Gráficos 3D e Contorno.

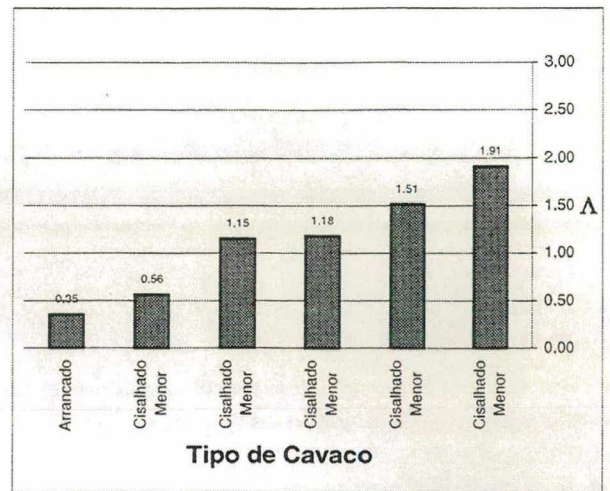
- a) Com a ferramenta F1
b) Com a ferramenta F5.

Por outro lado, examinando-se as Figuras 7.19 e 11.34 (no Apêndice 11.6), observa-se que os pontos experimentais ficam bem correlacionados com a superfície que os aproxima por mínimos quadrados, indicando que podem ser utilizados estes gráficos para fazer estimativas quantitativas no futuro. A forma geral destas superfícies para todas as ferramentas é muito parecida, apesar das inflexões locais em algumas. A Figura 7.20 consegue relacionar o tipo de cavaco com o fator de recalque. Determina-se assim, uma forma simples de estimar vários parâmetros em

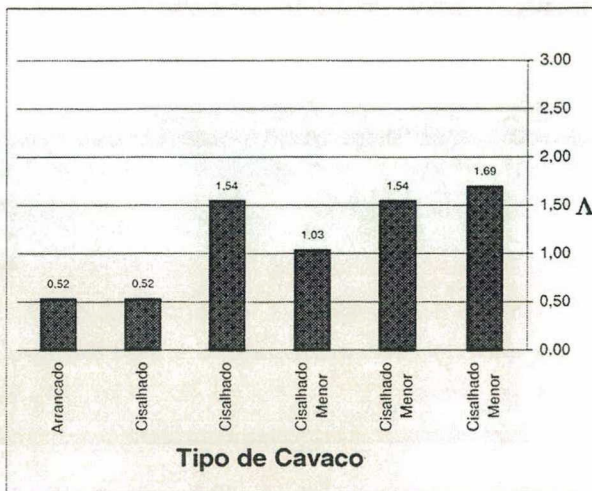
função de outros e de observações visuais sobre o tipo de cavaco, navegando progressivamente de gráfico em gráfico neste documento.



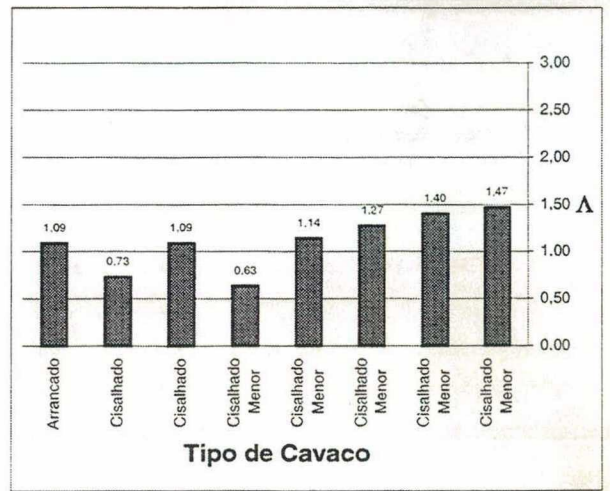
a)



b)



c)



d)

Figura 7.20 - Relação entre o Tipo de cavaco e o fator de recalque para os ensaios em osso bovino e diferentes ferramentas.

a) F1, b) F2, c) F3, d) F4

Continua na página seguinte

7.3 - A Dinâmica do Corte (Corte oblíquo)

Algumas variáveis dinâmicas do processo de corte foram estimadas com modelos provenientes da literatura. Será descrito o procedimento seguido para aproximar as grandezas mais relevantes. Deve-se ressaltar que existem muitos modelos físico-matemáticos destinados à estimativa destas grandezas. Em função

de que o estudo detalhado do processo de corte não é um dos objetivos fundamentais deste trabalho, modelos simples e fáceis de serem correlacionados com valores experimentais determinados nas séries de experimentos realizados foram utilizados. A Figura 7.21 reproduz o modelo de Pijspanen do corte ortogonal e a decomposição de forças que atuam sobre a peça a usinar. Com a ajuda deste modelo e da suposição de continuidade da massa do material convertido em cavaco, é possível deduzir a equação (7.4) para o ângulo do plano de cisalhamento.

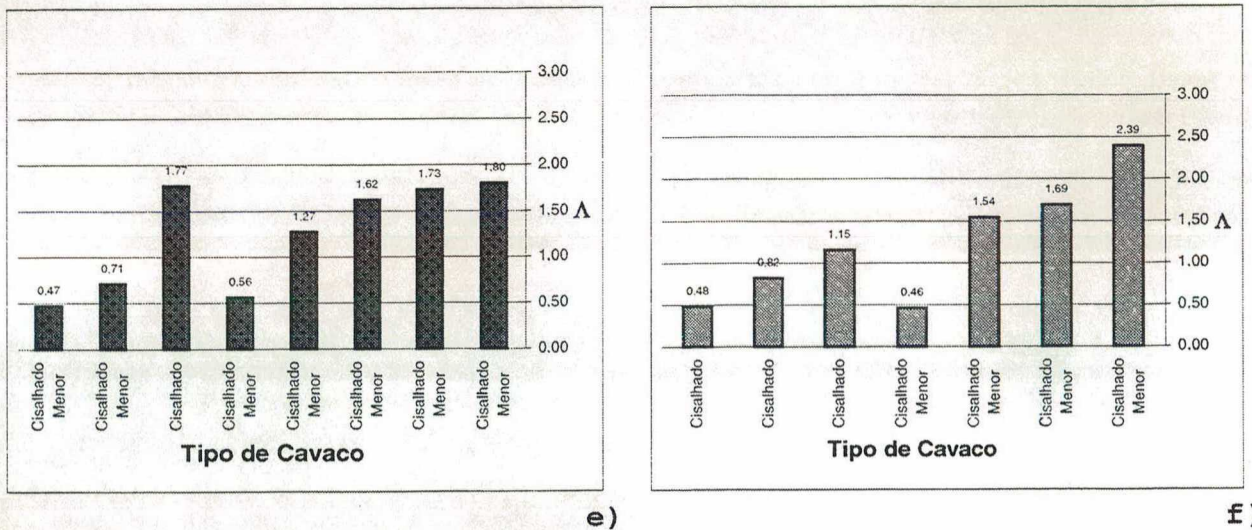


Figura 7.20 - (Continuação) Relação entre o Tipo de cavaco e o fator de recalque para os ensaios em osso bovino e diferentes ferramentas.
e) F5, f) F6

Mesmo assim, pela geometria do diagrama de forças, a consideração da área do cavaco e das tensões cisalhantes e normais no plano de cisalhamento é possível deduzir [Micheletti, 1980], [Armarego, 1969] as seguintes relações:

$$\mu = \tan \beta \quad (7.6)$$

onde:

μ = Coeficiente de atrito entre o cavaco e a superfície de saída da ferramenta;

β segundo a Figura 7.21, o ângulo de atrito.

$$F_c = A\tau_s \frac{\cos(\beta - \gamma)}{\sin\phi \cos(\phi + \beta - \gamma)} \quad (7.7)$$

onde (Figura 7.21):

F_c = Força de corte [N]

A = Área do cavaco, Equação (7.1)

τ_s = Tensão de cisalhamento no plano de mesmo nome

γ = Ângulo de saída da ferramenta (caso corte ortogonal: γ_n)

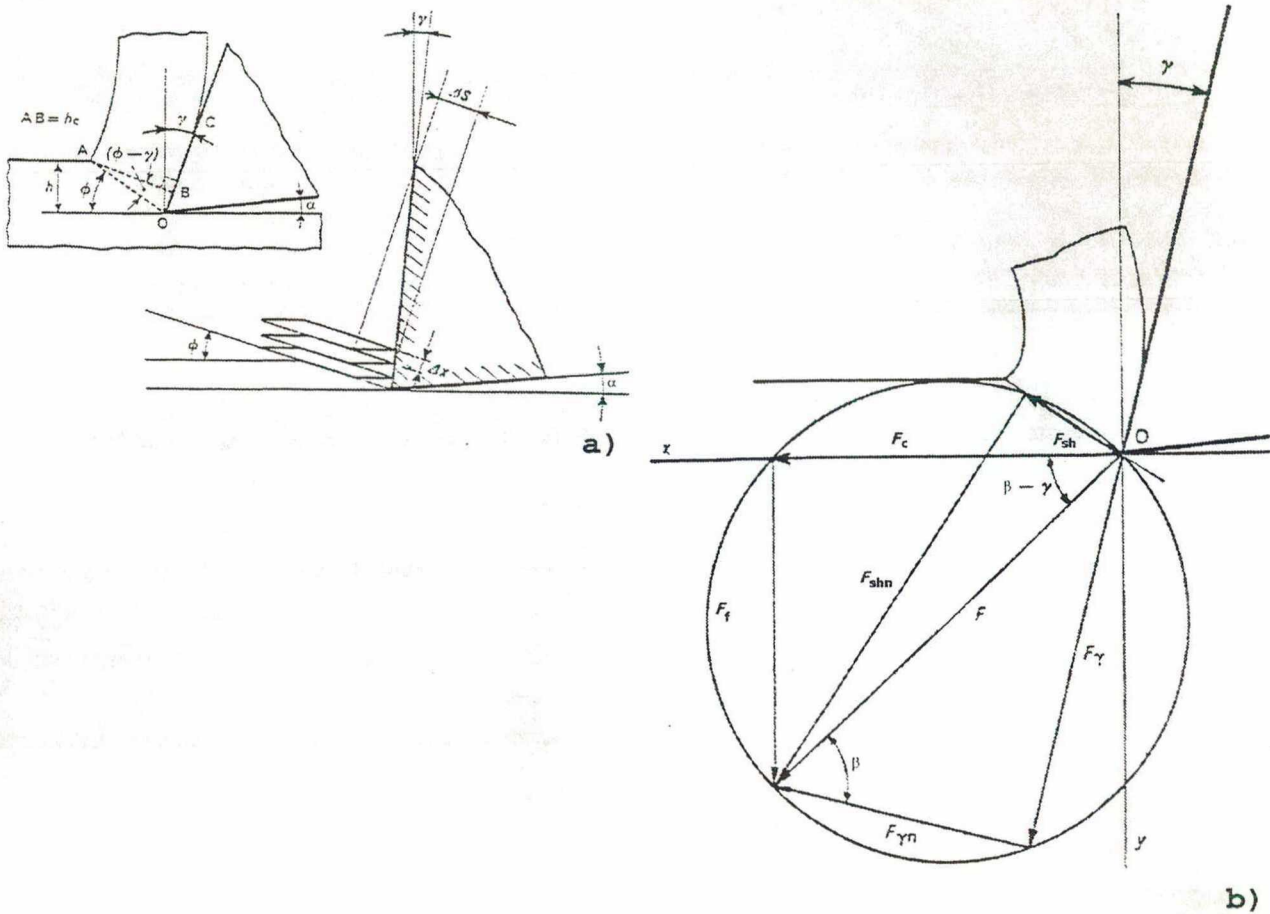


Figura 7.21 - Modelos utilizados para corte ortogonal

a) Modelo de Pijspanen sobre a formação do cavaco

b) Decomposição vetorial de forças atuantes na usinagem ortogonal.

Fonte: Micheletti, [1980]

β pode ser estimado com uma relação empírica proposta por Oxley [apud Armarego, 1969] que demonstra melhor correlação que outras propostas teóricas simples:

$$\phi = 50 - 0,8(\beta - \gamma) \quad (7.8)$$

τ_s pode ser calculado com ajuda de dados experimentais e por uma proposta de Merchant [apud Micheletti, 1980] que supõe que o valor máximo de τ_s está sobre o plano de cisalhamento e que adicionalmente considera uma relação entre τ_s e σ_s (σ_s a tensão normal ao plano de cisalhamento):

$$\tau_s = \tau_0 + k\sigma_s \quad (7.9)$$

com:

k uma constante do material e τ_0 o valor de τ_s , quando $\sigma_s=0$, que no caso desta pesquisa será tomado como o valor médio, apresentado no capítulo 3 para a resistência do osso cortical num ensaio de cisalhamento puro. Assim $\tau_0=68$ MPa (Tabela 3.1).

Propõe-se, portanto, um comportamento rígido-plástico para o material usinado em aproximação ao já comentado sobre o osso cortical no capítulo 3.

Com auxílio da álgebra e outras relações simples deduzidas da Figura 7.21 [Micheletti, 1980], pode-se encontrar que:

$$\tau_s = \frac{\tau_0}{1 - k \tan(\phi + \beta - \gamma)} \quad (7.10)$$

E portanto na equação (7.7)

$$F_c = \frac{\tau_0 A \cos(\beta - \gamma)}{\sin\phi \cos(\phi + \beta - \gamma) [1 - k \tan(\phi + \beta - \gamma)]} \quad (7.11)$$

Por último, e assumindo de novo que k e τ_0 sejam constantes para um material dado e que A e γ sejam constantes durante a

operação de usinagem, a equação (7.11) pode ser derivada em relação a ϕ para obter:

$$\tan(2\phi + \beta - \gamma) = \frac{1}{k} \quad (7.12)$$

ou

$$2\phi + \beta - \gamma = \arctan \frac{1}{k} = C \quad (7.13)$$

com

C uma variável dependente do comportamento rígido-plástico do material, comumente calculado em tabelas para diferentes tipos de metais e outros materiais [Micheletti, 1980].

Por outro lado, o cálculo anterior foi realizado para um modelo *ortogonal* de corte. Quando considerado um caso mais real, o *oblíquo*, chega-se ao caso das ferramentas e o processo utilizado nos ensaios desta pesquisa (torneamento cilíndrico). Para calcular as forças, neste caso, são necessárias transformações adicionais, desta vez de natureza geométrica. Como apresenta a Figura 7.22, em corte oblíquo o gume da ferramenta fica inclinado em relação à situação presente em corte ortogonal em ângulo "i" e, portanto, o ângulo γ_n de saída frontal ou aparente seria igual a γ_e (real ou efetivo) se $i=0$. O ângulo γ_e corresponde ao ângulo que o material encontra ao se converter em cavaco e, portanto, deverá substituir a γ_n nas fórmulas de corte ortogonal ao transformá-las nas correspondentes para corte oblíquo. Da geometria da Figura 7.22 pode-se verificar que:

$$\sin \gamma_e = \sin \eta \sin i + \cos \eta \cos i \cos \gamma_n \quad (7.14)$$

Com η sendo o ângulo de inclinação do cavaco.

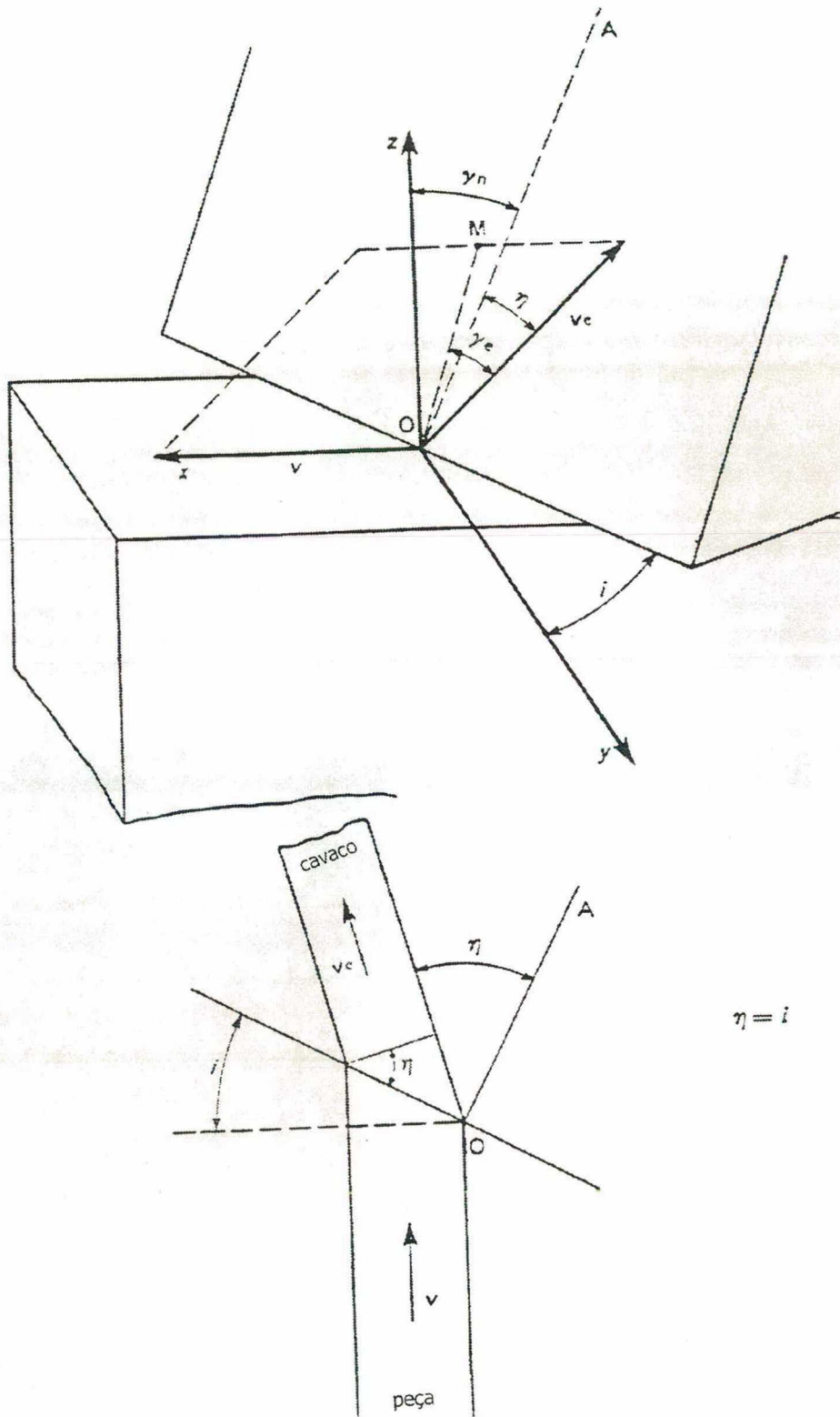


Figura 7.22 - Geometria do corte tridimensional ou oblíquo. Fonte [Micheletti, 1980]

Considerando que a largura do cavaco não é modificada durante o corte (fato aceitável ao observar a uniformidade do cavaco nas

fotografias) Stabler [apud Micheletti, 1980] propõe,

$$\eta = i \quad (7.15)$$

de onde se obtêm em (7.14)

$$\text{sen } \gamma_e = \text{sen}^2 i + \cos^2 i \text{sen } \gamma_n \quad (7.16)$$

Logo, dado que é possível estimar neste caso γ_n nas ferramentas utilizadas, e para o ângulo i ,

$$i = 90 - \kappa_r \quad (7.17)$$

$i = 35^\circ$ em todas as ferramentas consideradas.

Então, é possível tratar o problema de forma bidimensional (ortogonal) e utilizar a equação (7.11) para o cálculo da força principal de corte. Outras forças podem ser calculadas, mas como nesta pesquisa não é de interesse fundamental a estimativa de todas as forças, também não serão apresentadas nesta exposição. Tais forças foram calculadas e se encontram em planilhas eletrônicas no banco de dados pertencente a este trabalho. Para isto foi preciso adicionar mais transformações nos dados, principalmente no que se refere à introdução dos raios de quina e aos dois gumes de uma ferramenta real em torneamento cilíndrico [Micheletti, 1980].

7.3.1 - Força principal de corte F_c

Utilizando as equações anteriores como base para a força principal de corte F_c , foi feito um gráfico para diversas ferramentas sob diversas condições de corte. Para facilitar a leitura deste texto, os resultados gráficos podem ser observados no apêndice 11.6.1. A força principal de corte é relativamente

pequena, não superando 2 N como máximo. Seu comportamento corresponde ao esperado, em geral, para outros materiais, aumentando com o avanço e, apesar das múltiplas inflexões, diminuindo com a velocidade de corte. Cabe esperar que, dada a grandeza estimada das forças, o desgaste sobre a ferramenta seja baixo, sendo isto o observado durante os ensaios de usinagem.

7.3.2 - O coeficiente de atrito

O coeficiente de atrito pode ser observado nos gráficos da seção 11.6.2. Os valores negativos nestes gráficos são devidos a inconsistências nos dados experimentais (dispersão) e/ou erros na aproximação dos modelos. Este coeficiente diminui com o aumento do avanço, mas não é tão sensível à velocidade de corte, flutuando com esta sem verificar-se uma tendência generalizada.

7.4 - Potência de Corte e Pressão Específica

A potência de corte é calculada como:

$$P_c = F_c v_c \quad (7.18)$$

Com P_c a Potência em [W], a qual pode ser observada graficamente no apêndice 11.6.3.

Os valores observados mostram grandezas muito pequenas quando comparadas com a usinagem comum de outros materiais.

Por outro lado, a pressão específica de corte é definida como:

$$k_s = \frac{F_c}{A} \quad (7.19)$$

k_s em $[N/mm^2]$ se encontra disponível seção 11.6.3.

Esta se apresenta com valores similares aos obtidos para outros materiais com uma tendência a diminuir com um aumento da espessura do cavaco e também com o aumento da velocidade de corte.

7.4.1 - Método de Kronenberg

Uma proposta devida a M. Kronenberg [apud Micheletti, 1980] foi utilizada neste trabalho para produzir um modelo teórico-experimental para o cálculo da força principal de corte. A proposta de Kronenberg, baseia-se na seguinte relação:

$$k_s = \frac{k_{s0} \left(\frac{G}{5} \right)^g}{A^{f_s}} \quad (7.20)$$

com

k_s = pressão específica de corte $[N/mm^2]$

$G=b/h$

A = Area do cavaco $[mm^2]$

k_{s0} , constante que depende do material e das condições de corte utilizadas

f_s e g constantes que dependem do material

Com esta equação e com a equação (7.19) a força de corte fica determinada. Para achar k_{s0} , f_s e g foi utilizado um método numérico de iteração baseado numa relação e método também devido a Kronenberg, utilizando os dados experimentais:

$$k_{s0} = x(\sigma_r)^y (z - \gamma_e)^v \quad (7.21)$$

sendo

σ_r a tensão de ruptura do material (130 MPa para a medida comumente aceita para osso cortical na literatura, Tabela 3.1), e x, y, z, v constantes.

Assim, foi encontrado:

$$g = 0,5$$

$$f_s = 0,6$$

$$x = 33,5$$

$$y = 6,25$$

$$v = 11$$

$$z = 100$$

ou

$$k_{s0} = 33,5(\sigma_r)^{6,25}(250 - \gamma_e)^{11} \quad (7.22)$$

$$k_s = \frac{k_{s0} \left(\frac{G}{5}\right)^{0,5}}{A^{0,6}} \quad (7.23)$$

Uma comparação entre os dados obtidos experimentalmente e os produzidos pelas equações (7.22) e (7.23) se encontra na Figura 11.23 b). Por último, e como resumo, a Figura 7.23 a) apresenta gráficos que correlacionam a pressão específica de corte com o fator de recalque e o ângulo de saída da ferramenta. Deve-se usar o ângulo efetivo calculado em (7.14). Este diagrama prático devido à proposta de Kronenberg, ilustra uma excelente correlação entre dados e pode ser utilizado para estimar rapidamente as forças de corte.

Os modelos anteriormente descritos, mesmo que sejam simplificações do fenômeno real, servem para ilustrar que a usinagem do osso cortical não se diferencia muito do esperado quando comparada com o caso de outros materiais de engenharia.

Isto confirma as hipóteses consignadas como parte do objetivo no planejamento dos diversos experimentos de usinagem e abrem um campo adicional para pesquisas futuras.

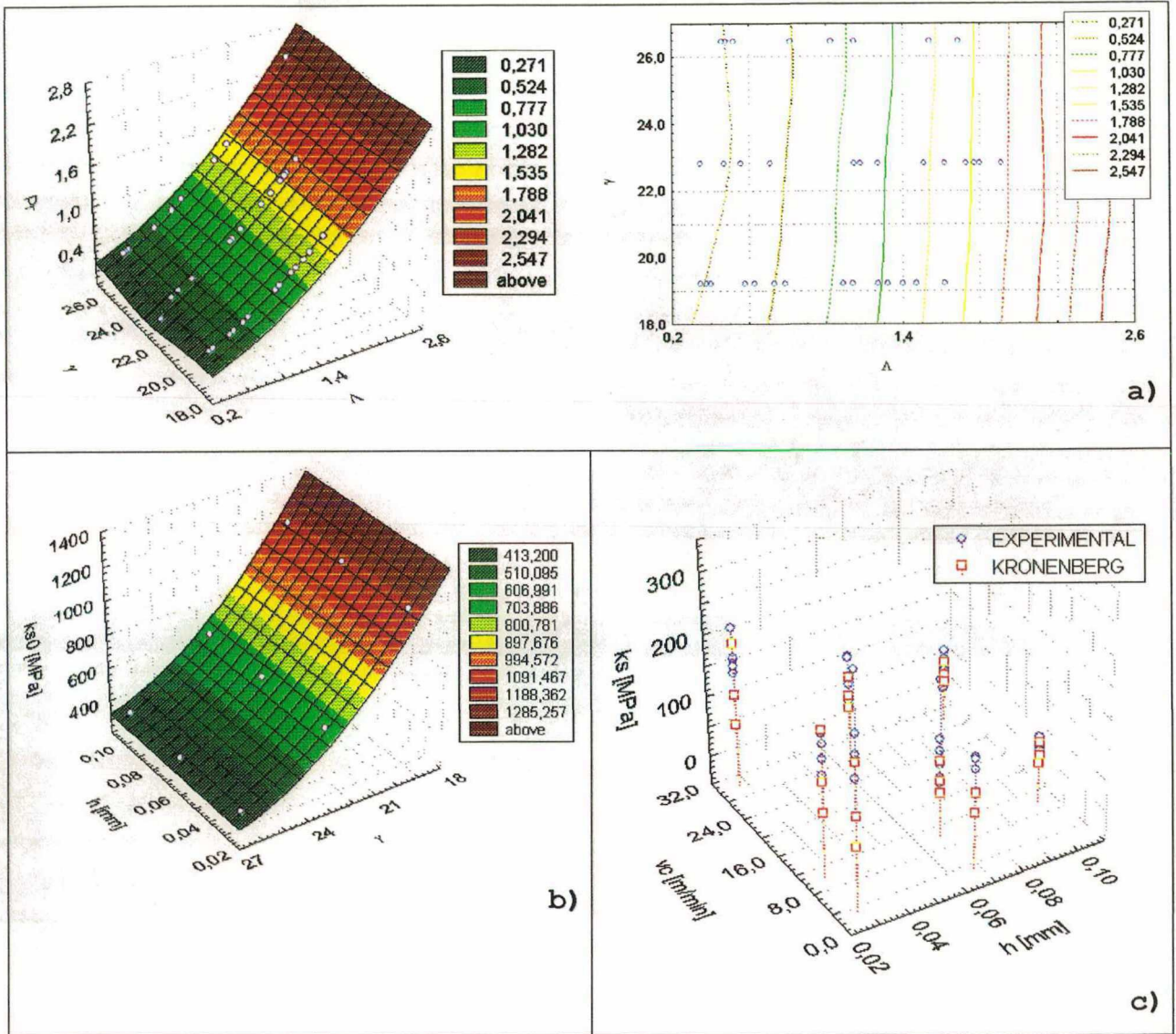


Figura 7.23 - Gráficos da Pressão Específica de Corte para a totalidade dos ensaios em osso bovino.

- a) Diagrama prático para a determinação da pressão específica de corte segundo o modelo de Kronenberg em função do angulo efetivo de corte e o fator de recalque. Aproximação por mínimos quadrados
- b) Aproximação de Kronenberg para k_{s0} (equação (7.22)). Mínimos quadrados
- c) Comparação para totalidade dos ensaios entre o Modelo de Kronenberg e os dados experimentais.

7.5 - Temperaturas e Análise Térmica

A usinagem de osso apresenta um problema adicional, qual seja, o efeito adverso da elevação da temperatura sobre o material que está sendo usinado. Este aspecto térmico sempre representa um fator muito importante tanto na integridade como na textura da superfície de um componente fabricado por usinagem, seja qual for a aplicação destinada ao componente. No caso de implantes de osso humano o dano por aumento excessivo da temperatura tem conseqüências tanto mecânicas sobre o implante bem como biológicas sobre o conjunto inserto-fratura. Como comentado em **Mattheus et al., [1984]**, Bonfield e Li encontraram que as propriedades mecânicas do osso foram irreversivelmente alteradas com o aquecimento até 50°C. Eles atribuíram essas mudanças a alterações na orientação das moléculas de colágeno secundário até um enfraquecimento das uniões das moléculas de colágeno e hidroxiapatita. Necrose cortical e o retardamento na recuperação de defeitos cirúrgicos foram reportadas para fêmures de cães que foram aquecidos entre 43,3° e 68,7°C por ultra-som, pouco depois da cirurgia [**id.**]. A fosfatasa alcalina do osso é inativada *in vitro* a partir de 56°C. Assim, 50°C é considerada uma temperatura alta para o osso, e na usinagem atingir estes valores não é muito difícil. Esta é uma das razões para aplicar profundidades de corte e avanços pequenos na usinagem dos implantes quando não se utiliza fluido de corte.

Durante a realização dos furos que vão alojar os parafusos em ossos fraturados, uma broca e, posteriormente, um macho são geralmente utilizados. Em [**ibid.**] tem-se um exemplo de um estudo relacionado com a furação de osso *in vitro* com brocas. Uma descrição da técnica utilizada descreve dois métodos de inserção para prover três velocidades de corte: furação a mão, usando uma velocidade de corte irregular de 60 a 120 rpm; e uma com furadeira elétrica que foi estroboscópicamente calibrada tanto a 300 como a 700 rpm. Como pode ser calculado, com uma broca de

aproximadamente 4 mm (como foi o caso das utilizadas, 3,9 mm), atingem-se velocidades de corte da ordem de 8 m/min, não muito diferentes daquelas utilizadas na usinagem dos primeiros parafusos protótipo feitos na Colômbia [Molina et al., 1995] (1,8 m/min no caso da geração da rosca e 20 m/min no caso do cilindramento do corpo). Mesmo assim, deve-se considerar que as ferramentas são bem diferentes e os gumes daquelas utilizadas em Mattheus et al., [1984] não são otimizados para a função de corte na usinagem: pontas de pinos tipo "Trocar" e "Hoffmann", que servem mais como elementos de fixação de fraturas do que para a usinagem de osso. Estes elementos são representativos das ferramentas que são utilizadas na redução e fixação de fraturas e dão uma idéia do que acontece nestas velocidades de corte. A temperatura individual mais alta atingida na série completa de ensaios da citada pesquisa foi de 185°C e aconteceu com um pino de ponta "Trocar" que trabalhava a 700 rpm. Esta temperatura foi atingida a 0,5 mm da localização do termopar. A temperatura média para o caso de furos realizados com pré-furação não atingiu os 55°C. As temperaturas, segundo este estudo *in vitro*, são mantidas por um tempo máximo de uns 30 segundos nas condições experimentadas. Temperaturas e efeitos similares são reportadas em [Fuchsberger, et al., 1987].

Pelas considerações anteriores, dados experimentais foram recolhidos para *estimar* as temperaturas atingidas na usinagem do osso cortical realizada nos experimentos desta pesquisa. A temperatura não foi medida diretamente sobre as ferramentas ou peça a usinar dada a dificuldade para fazê-lo. Preferiu-se utilizar modelos matemáticos de relativa precisão comprovada em outros casos. O que se pretende com isto é dar uma idéia das magnitudes das temperaturas e não um estudo detalhado, já que este deve começar melhor pela resposta biológica de implantes inseridos em cobaias. A final "textura" e "integridade" têm nesta pesquisa mais um contexto bioquímico e biológico que de engenharia mecânica.

7.5.1 - Modelo adimensional do intercâmbio térmico na zona de corte

Um primeiro modelo foi explorado utilizando para isto uma aproximação adimensional clássica em ciências térmicas e mecânica de fluidos. O procedimento corresponde a uma cuidadosa seleção (baseada na experiência do pesquisador) das variáveis de reconhecida influência sobre o fenômeno a modelar. Estas variáveis são listadas e suas magnitudes dimensionais são determinadas claramente. Na Tabela 7.1 são apresentadas as variáveis consideradas para a usinagem baseada numa análise desenvolvida em Micheletti, [1980].

Com estes dados, o teorema π de Buckingham [White, 1979], [Vennard et al., 1982], a eliminação das dimensões pelo método dos expoentes, e a utilização de equações anteriormente apresentadas para forças e potências de corte, podem-se construir vários números adimensionais, dentro dos quais os de maior interesse são:

$$Q_1 = \frac{\rho c T}{P_{sp}} \quad (7.24)$$

onde

ρ = Densidade do material

c = Calor específico do material a temperatura T

T = Temperatura na zona de corte

P_{sp} = Potência específica de corte

e

$$Q_2 = \frac{v_c \rho c f}{\kappa} \quad (7.25)$$

Com κ a condutividade térmica do material.

Assim, mesmo que um modelo físico matemático não tenha sido construído, a física associada às dimensões de cada variável

influyente no processo deve se relacionar de forma consistente. Estes dois números adimensionais possuem essa representatividade e modelam o que deveria acontecer com as variáveis interrelacionadas se não são violadas leis físicas.

Tabela 7.1 - Variáveis relevantes e suas dimensões na análise térmica da usinagem

Variável	Dimensões L=Comprimento, T=Tempo, M=Massa, θ =temperatura	Unidades (ISO)
Temperatura T	θ	K
Avanço f	L	mm/r
Velocidade de Corte v_c	LT^{-1}	m/min
Energia por unidade de Volume Q_{sp}	$ML^{-1}T^{-2}$	J/m^3
Coefficiente de condutividade térmica k	$MLT^{-3}\theta^{-1}$	W/mK
Calor específico c	$ML^{-1}T^{-2}\theta^{-1}$	J/kgK

Gottwein, Kronenberg, Shaw e Loewen [apud Micheletti, 1980] encontraram uma relação experimental entre Q_1 e Q_2 ,

$$Q_1 = C_0 Q_2^n \quad (7.26)$$

Onde

$$C_0 = 0,4$$

$$n \approx 1/3 \dots 1/2$$

Assim, combinando estas relações pode-se obter uma equação para *estimar* a temperatura na zona de corte:

$$T = 0,4 P_{sp} \left(\frac{v_c f}{k \rho c} \right)^{1/2} \quad (7.27)$$

ou se preferir, substituir P_{sp} pela pressão específica de corte k_s e obter, assim, uma relação diretamente aplicável com os parâmetros já obtidos nas seções anteriores,

$$T = 0,4 k_s \left(\frac{v_c f}{k \rho c} \right)^{1/2} \quad (7.28)$$

7.5.2 - Modelo térmico de condução na zona de corte

Para complementar a análise, um modelo derivado de considerações físicas observadas sobre o fenômeno foi aplicado também aos dados experimentais, com o intuito de estimar a temperatura na zona de corte. Foi considerada uma proposta de **Shaw**, [1969] baseada no balanço térmico entre superfícies quentes deslizantes. Este modelo já não é tão simples como o anterior. Os detalhes deste estão em **Shaw** [id.] e não serão apresentados neste trabalho uma vez que aqui só é necessária uma derivação no caso do problema da estimativa da temperatura na zona de corte¹.

7.5.3 - Propriedades térmicas do osso cortical

Para determinar os valores das propriedades térmicas do osso, o procedimento seguinte foi estabelecido.

7.5.3.1 Condutividade Térmica

Existem duas formas comuns para calcular constantes térmicas para produtos que são misturas de vários componentes: os modelos *série* e *paralelo*. Estes modelos são comumente utilizados na indústria de alimentos para estimar as propriedades térmicas de produtos alimentícios submetidos a refrigeração. Como descrito em **Lewis**, [1990] o *modelo série* da condutividade térmica pode ser escrito como:

$$k = \sum_{i=1}^n v_i k_i \quad (7.29)$$

¹ Detalhamento das equações e cálculos utilizados para produzir as gráficas apresentadas nesta seção podem ser encontrados no Documento Interno de Pesquisa No. 25

onde v_i e k_i são as frações volumétricas e a condutividade térmica, respectivamente, dos n componentes do produto e k a condutividade total do compósito.

O osso, como apresentado no Capítulo 3, possui uma proporção em massa de:

$m_a = 8\%$ de água,
 $m_p = 22\%$ de proteínas e
 $m_m = 70\%$ de substâncias minerais.

Como apresenta Lewis, [1990], Miles encontrou os seguintes valores para as condutividades térmicas destes componentes em alimento a temperaturas perto da ambiente,

$k_a = 0,60$ (gelo)
 $k_p = 0,20$
 $k_m = 0,26$ (sólidos)
 todos os valores em W/mK.

Adicionalmente, Lewis, [1990] apresenta os resultados de Peleg para as densidades da água e das proteínas como,

$\rho_a = 1000 \text{ kg/m}^3$
 $\rho_p = 1400 \text{ kg/m}^3$

ficando por determinar a densidade da parte mineral. Isto pode ser feito considerando o clássico modelo da lei das misturas utilizado em materiais compósitos. Assim,

$$\rho_0 = \frac{1}{m_a/\rho_a + m_p/\rho_p + m_m/\rho_m} \quad (7.30)$$

com

ρ_0 = Densidade típica do osso cortical, correspondente em média, segundo a Figura 3.4, a 1850 kg/m^3 . Com isto, o valor de ρ_m pode ser calculado como $2307,20 \text{ Kg/m}^3$.

Por outro lado, pode-se demonstrar sem maior dificuldade que para um componente i

$$v_i = \frac{m_i}{\rho_i} \rho_t \quad (7.31)$$

com

ρ_t a densidade total do compósito.

ficando determinado, então, que em osso cortical

$$v_a = 0,1480$$

$$v_p = 0,2907$$

$$v_m = 0,5612$$

assim, na equação (7.29).

$$k_{\text{ossos}} = 0,2928 \text{ W/mK}$$

O **modelo paralelo** pode ser descrito como

$$\frac{1}{k} = \sum_{i=1}^n \frac{v_i}{k_i} \quad (7.32)$$

onde v_i e k_i são as frações volumétricas e a condutividade térmica, respectivamente, dos n componentes do produto, e k a condutividade total do compósito.

Com isto é fácil encontrar que:

$$k_{\text{ossop}} = 0,2591 \text{ W/mK}$$

assim, o valor a utilizar para a condutividade térmica do osso foi tomado como a média dos valores calculados com os dois modelos e ficou como

$$k_{\text{osso}} = 0,2759 \text{ W/mK}$$

7.5.3.2 - Calor específico

O calor específico foi calculado de maneira semelhante à condutividade térmica. Neste caso, Lewis [1990] propõe,

$$c = \sum_{i=1}^n m_i c_i \quad \text{ou} \quad (7.33)$$

$$c_{\text{osso}} = m_a c_a + m_p c_p + m_m c_m$$

onde m_i e c_i são as frações de massa e o calor específico, respectivamente, dos n componentes do produto e c é a condutividade total do compósito.

Adicionalmente e como referido em Lewis [1990], Miles e Kessler encontraram que:

$$c_a = 4,18(10^3) \text{ J/kgK}$$

$$c_p = 1,9(10^3) \text{ J/kgK}$$

$$c_m = 0,8(10^3) \text{ J/kgK (conteúdo de cinzas)}$$

portanto, a condutividade do osso foi calculada como,

$$c_{\text{osso}} = 1,3124(10^3) \text{ J/kgK}$$

7.5.3.3 - Difusividade Térmica

A difusividade térmica C_{osso} foi calculada por definição como

$$K_{osso} = \frac{k_{osso}}{\rho_0 c_{osso}} \quad (7.34)$$

e assim, com os dados anteriores, se obteve

$$K_{osso} = 1,136(10^{-7}) \text{ m}^2/\text{s}$$

7.5.4 - Observações feitas com os Modelos Térmicos

Com os dois modelos disponíveis, os valores de temperatura no plano de cisalhamento para diversas condições de usinagem e de ferramenta foram estimados e comparados entre si. A análise somente foi realizada sobre os dados correspondentes ao osso fresco uma vez que as propriedades térmicas foram estimadas para este tipo de osso. Para osso liofilizado não se tem conhecimento sobre as parcelas dos componentes e, portanto, essa análise não se aplica. No entanto, os resultados dão uma estimativa útil sobre o nível de temperaturas atingido. Mesmo assim, sabe-se que as propriedades térmicas da maioria dos materiais têm uma dependência com a temperatura. No caso desta análise, estas propriedades foram estimadas em função dos dados disponíveis na literatura (perto da temperatura ambiente e próximo de zero Celsius) e espera-se que a variação destes parâmetros seja pequena quando a temperatura é alterada. Portanto, os valores de temperatura mais confiáveis serão aqueles de menor nível.

Os resultados obtidos aplicando os dois modelos demonstraram uma similaridade surpreendente, isto considerando-se a dificuldade de se obter modelos mais realistas em função da complexidade já vista. Os dois modelos abordam o problema sob pontos de vista diferentes. Para maior comodidade na leitura deste texto, no apêndice 11.6.4 encontra-se uma descrição, em gráficos, do comportamento da temperatura no plano de cisalhamento em função de diversas condições de corte e com

diversas ferramentas. Na Figura 11.29 observa-se com detalhe a grande similaridade nas temperaturas calculadas pelos dois modelos, o modelo adimensional geralmente calculando temperaturas maiores. Também pode-se observar que temperaturas inferiores a 50°C são obtidas com avanços e velocidades de escala inferior. Em particular, para as ferramentas F1 e F5 nas condições dos ensaios 100 e 104, respectivamente, as temperaturas estão abaixo de 50°C sendo que também foi possível **obter resultados positivos com estas ferramentas no que tange as rugosidades ótimas para a integração biológica. As temperaturas são favoráveis já que não superam os valores máximos aceitáveis para a danificação química da superfície.** Pode-se observar nas figuras do Apêndice 11.6.3 que quanto maior o ângulo de saída, maior é a temperatura atingida. Talvez ângulos de saída positivos promovam com maior facilidade a plasticidade do material no plano de cisalhamento e, como consequência, este pode transformar maior quantidade de energia em calor (isto é observável comparando os pontos experimentais de F1 com F2 com F3 com ângulos maiores respectivamente de 0, 5 e 10 graus, o F1 com F5).

Como conclusão, pode-se dizer que é possível usar osso cortical com ferramentas comuns de torneamento em regime de usinagem de acabamento, de forma tal que a danificação superficial sobre o material seja mínima e atingindo níveis de rugosidade desejáveis para a osteointegração. Os gráficos de temperatura, no apêndice 11.6.4, e as fotografias da integridade da seção 6.1.5 oferecem uma forma de estimar e observar tal fato.

CAPÍTULO 8

PROPRIEDADES MECÂNICAS DA MATÉRIA PRIMA

As propriedades mecânicas de amostras de osso foram correlacionadas com as *propriedades aparentes* do material e são descritas fundamentalmente de forma gráfica. Um exercício adicional foi realizado neste capítulo para tentar correlacionar dados do material tomados de ensaios estáticos com os dados de corte na usinagem (altamente dinâmicos), buscando similaridades e diferenças com dados comparativos para materiais cristalinos comumente utilizados na engenharia.

8.1 - Ensaios de Flexão

A literatura [Vasenius et al., 1990] apresenta valores de resistência à flexão entre 120-210 MPa, em ensaios sobre osso cortical fresco. No caso dos ensaios realizados nesta pesquisa, valores superiores ao limite dado pela literatura foram encontrados. A Figura 8.1 é um exemplo disto. Tais resultados podem ser devido às diferenças nas metodologias utilizadas para medir este valor (distância entre pontos, equações com constantes diferentes) ou por efeitos de tamanhos (é bem conhecido este efeito em ciência de materiais). Quanto menor o corpo-de-prova, os valores de resistência tendem a apresentar-se mais elevados em decorrência da menor probabilidade de irregularidades na amostra. Por outro lado, a liofilização deveria influenciar nos dados obtidos, já que o osso foi testado em estado liofilizado sem posterior re-hidratação. Como comentado em capítulos anteriores, as pesquisas demonstram que a resistência à flexão deveria diminuir marcadamente neste estado, o que não aconteceu, sendo que a discrepância observada deve-se preponderantemente a efeitos de tamanho e metodológicos. No entanto, os valores obtidos nos ensaios desta pesquisa podem ser considerados como parte das faixas normais de discrepância

encontradas por pesquisadores de propriedades biológicas e serão aceitas para motivos de análise da influência de outras propriedades do osso sobre elas.

Diagrama Tensão-Deformação Flexão TF13

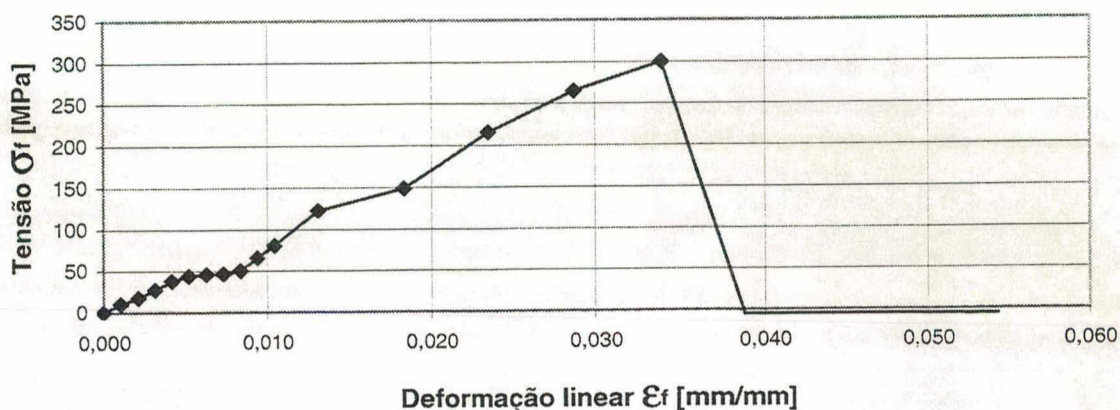


Figura 8.1 - Exemplo de uma curva típica tensão deformação em ensaios de flexão para uma amostra de osso humano liofilizado.

Com os resultados também se observa que tanto o local da amostra, quanto o quadrante e a cor, têm influência significativa sobre a resistência à flexão. Porém, não existem correlações lineares significativas entre dados de resistência à flexão e as propriedades aparentes do osso. A Figura 8.2 apresenta gráficos mais compactos do comportamento entre estes fatores. Verifica-se que o módulo de elasticidade é difícil de ser correlacionado com as propriedades aparentes, mas que a resistência à flexão decresce levemente com o aumento do quadrante. É levemente inferior para amostras mais proximais e aumenta de forma apreciável quanto mais amarelo for o osso. Assim, em aplicações de implantes, a tendência entre cor e resistência confirma o já descoberto em seções anteriores deste trabalho, ou seja, quanto mais amarela a amostra de osso liofilizado, mais conteúdo de umidade e proteínas possui o mesmo, fazendo disto uma liofilização menos profunda e, portanto, proporcionando maior resistência à flexão.

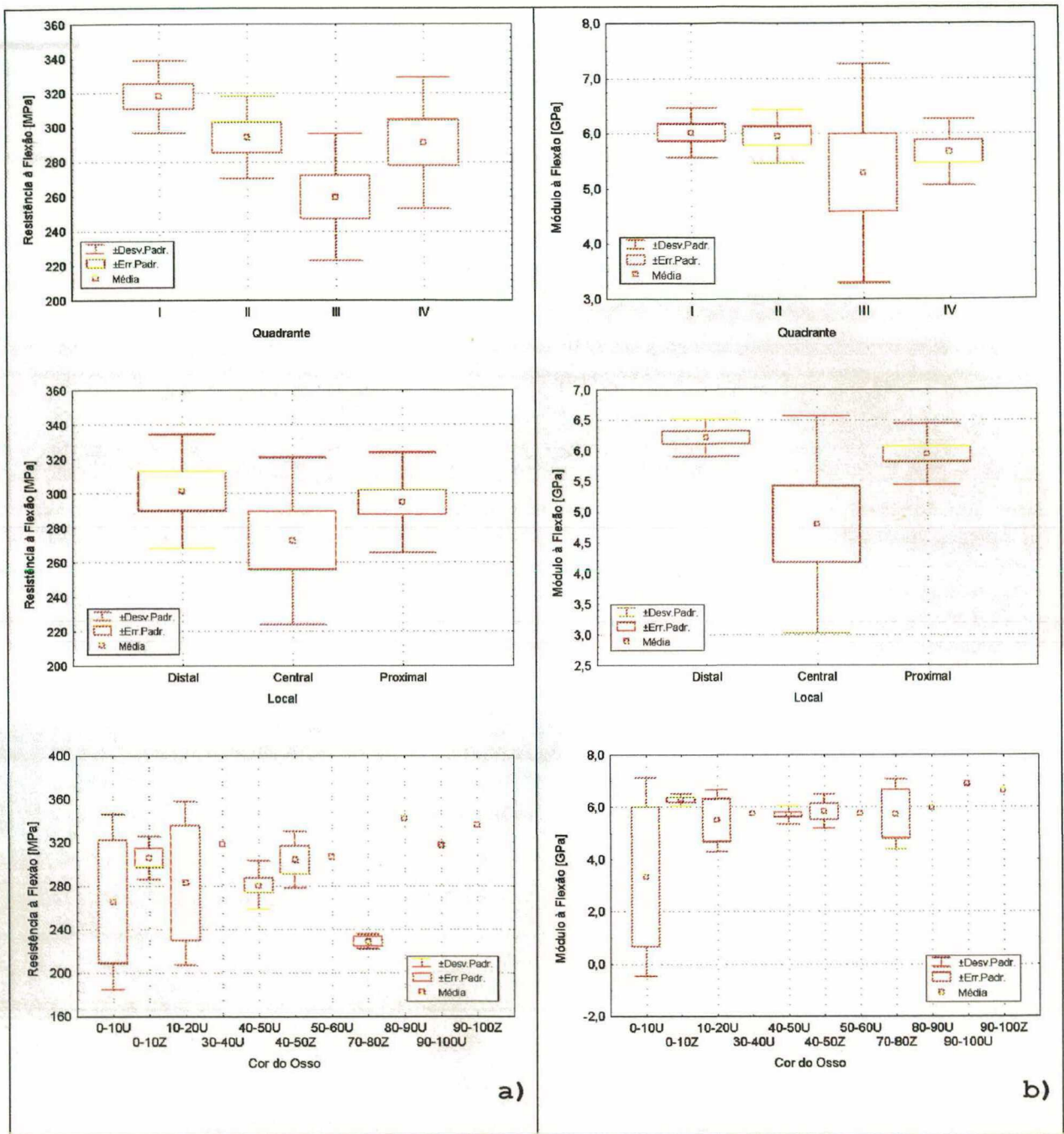


Figura 8.2 - Gráficos categorizados entre as propriedades aparentes do osso e as propriedades à flexão.

a) Correlações para a Resistência à Flexão

b) Correlações para o Módulo elástico à Flexão

Observa-se alguma dificuldade para correlacionar o módulo elástico à flexão, mas não tanto para a resistência.

O efeito do quadrante pode ser devido ao comentado em Petrtýl, et al., [1995] sobre a descoberta de que osso femural possui propriedades mecânicas (tração) diferentes em quadrantes diferentes, pelo efeito de um sistema helicoidal (axialmente) em

que se organizam as fibras do material e principalmente os osteões em função do estado de carga funcional do osso *in vivo*. Assim, na presente pesquisa se confirmam efeitos semelhantes, porém não correlacionados matematicamente. Por outro lado, a Figura 8.2 serve como uma das referências propostas neste trabalho para a seleção de fragmentos de osso para fabricar implantes em função do estado de carga esperado sobre si. A Figura 8.3 apresenta a distribuição estatística dos valores obtidos nos ensaios, comprovando-se de forma gráfica que a distribuição dos valores para o módulo de flexão não segue claramente uma distribuição normalizada em sua população.

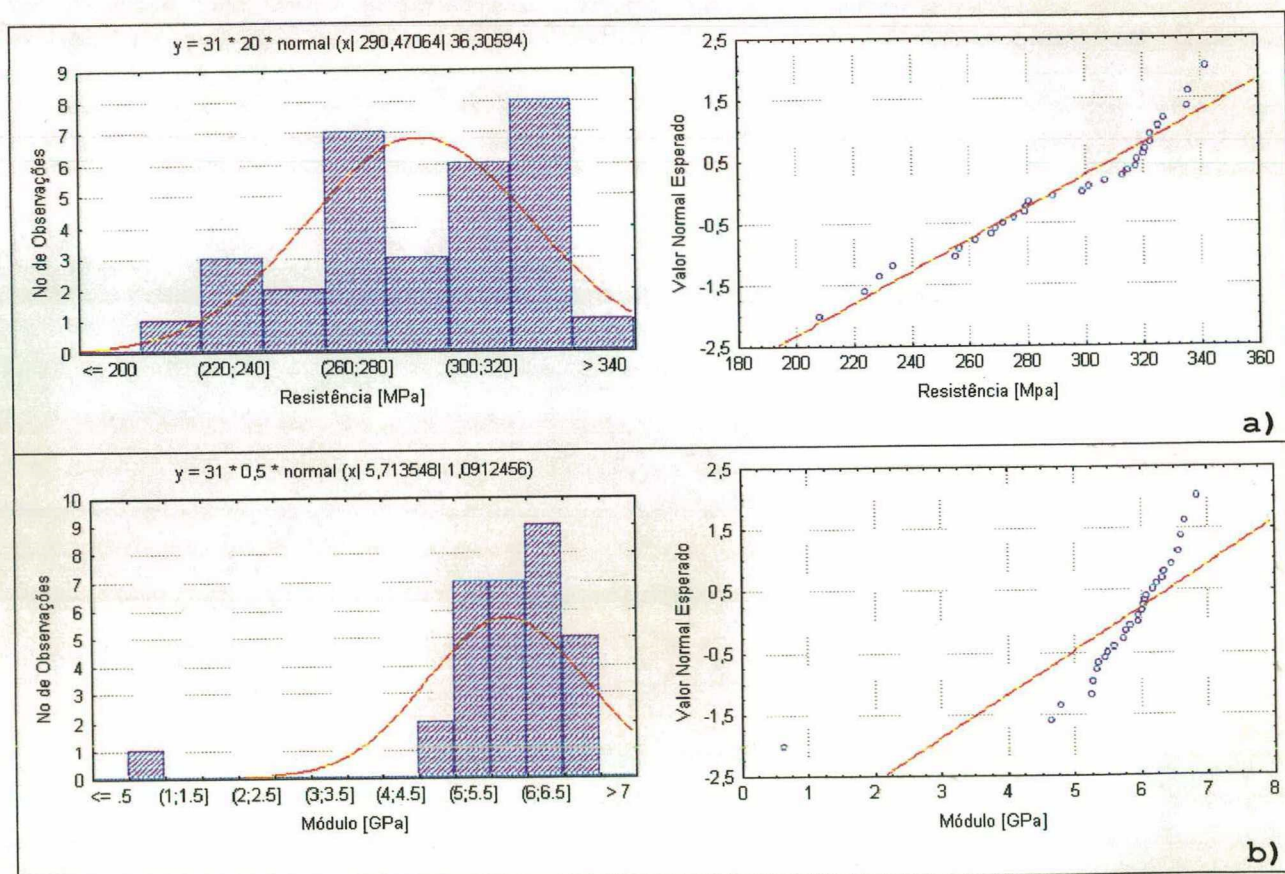


Figura 8.3 - Histogramas dos valores obtidos nos ensaios à flexão sobre amostras de osso humano liofilizado. No gráfico observa-se uma aproximação a uma população normal não sendo tão acertada esta hipótese para o caso do módulo elástico. Na parte superior dos histogramas se apresentam os valores da média e o desvio padrão da aproximação a uma população normal

- a) Resistência à flexão
b) Módulo elástico à flexão.

apresentado plasticidade nas fibras inferiores do corpo-de-prova. Como comentado em **Zioupos et al., [1995]**, as pesquisas têm demonstrado que uma curva de tensão-deformação de osso carregado à tração possui relativamente uma longa zona pós-fluência, se realizado o ensaio com grande cuidado. Por exemplo, uma amostra sem nenhum tipo de concentradores pode apresentar inícios de fluência à tração a uma deformação tão baixa como 0,005, sendo que a deformação máxima corresponde geralmente a 0,02 (em osso bem mineralizado a 0,1). Assim, sem levar em consideração a natureza das mudanças observáveis na inclinação da linha tensão-deformação da Figura 8.1, pode-se dizer que, ao longo do ensaio, o módulo elástico do osso em flexão muda a partir do começo do teste e seus resultados podem obedecer a comportamentos complexos que a estatística consegue refletir só de forma indireta. Por outro lado, as Figuras 8.4 a) e b) apresentam gráficos que correlacionam as propriedades aparentes do osso (as mais significativas) com a resistência à flexão. Estes gráficos estruturados com os dados e os modelos da presente pesquisa são propostos também como referência para estimar as propriedades de uma amostra em função de sua aplicação como material de implante. Além disto, a Figura 8.4 c) mostra uma correlação importante entre os dados do módulo e a resistência à flexão; os indicadores da correlação podem ser utilizados para fazer estimativas gerais sobre o comportamento esperado de uma amostra.

8.2 - Ensaio de Cisalhamento

Os ensaios de cisalhamento apresentam valores elevados em relação às médias apresentadas na Tabela 3.1 para esta variável de resistência (68 MPa). No entanto, pode-se entender que estes se encontram dentro das faixas de valores geralmente obtidos para estes materiais de natureza biológica. Como referência, a

Figura 8.5 apresenta um gráfico típico de força-deslocamento obtido nesta pesquisa.

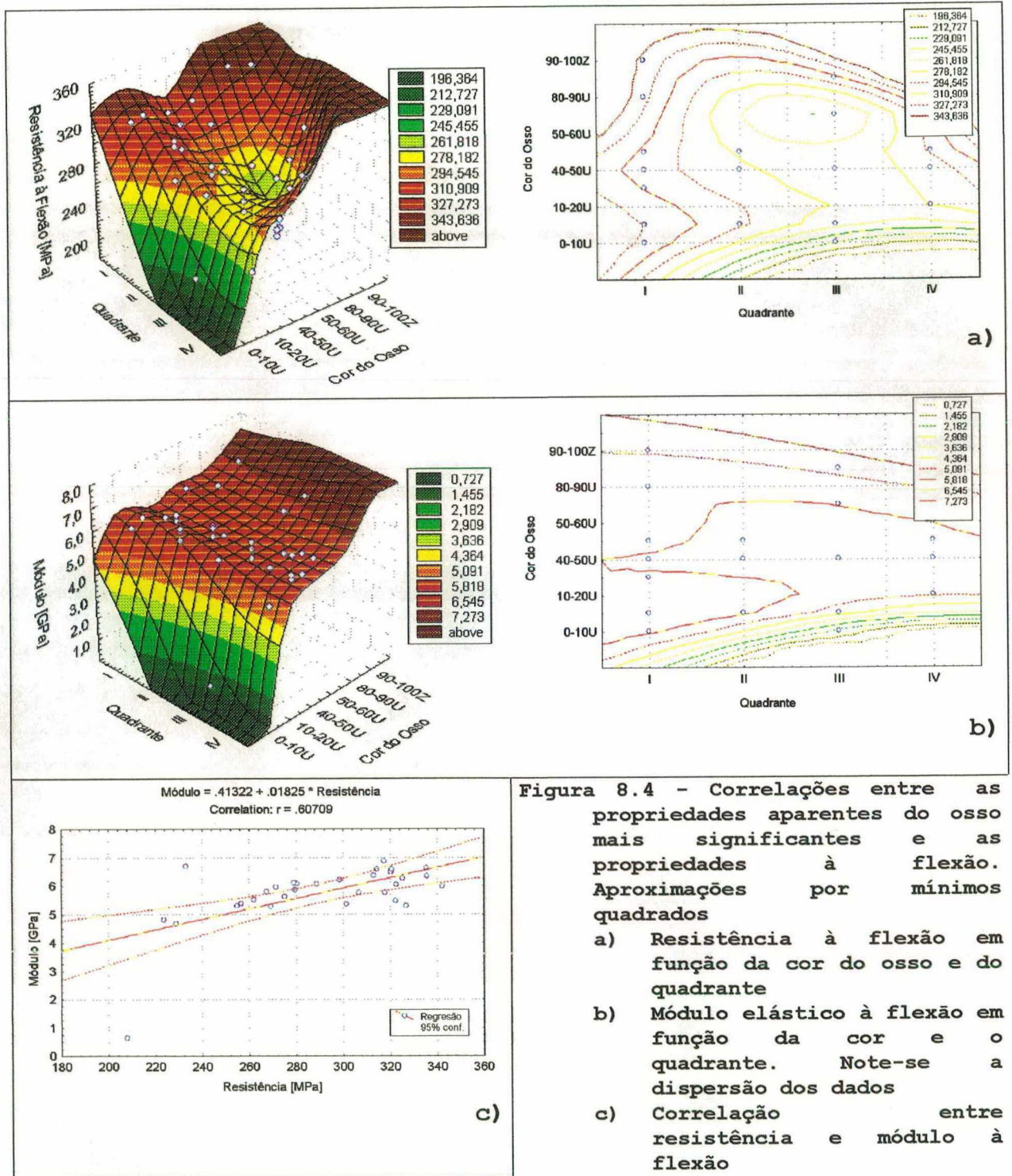


Figura 8.4 - Correlações entre as propriedades aparentes do osso mais significantes e as propriedades à flexão. Aproximações por mínimos quadrados

- a) Resistência à flexão em função da cor do osso e do quadrante
- b) Módulo elástico à flexão em função da cor e o quadrante. Note-se a dispersão dos dados
- c) Correlação entre resistência e módulo à flexão

Nesta figura observa-se a fratura súbita da amostra. Por outro lado, uma análise ANAVA multivariada não detecta influência significativa estatisticamente do local e quadrante

da amostra, mas sim alguma influência da cor do osso. Isto pode ser devido ao efeito da liofilização da amostra, como já foi explicado na seção anterior. Apesar de ser detectada alguma influência da cor do osso sobre a resistência ao cisalhamento, a Figura 8.6 mostra que não se reconhece facilmente alguma correlação entre estas variáveis. O mesmo acontece com os outros fatores. Talvez nem o quadrante nem o local da amostra apresentem influência sobre a resistência ao cisalhamento, pois, como já discutido na seção anterior, a resistência do osso depende, em grande parte, de seu estado de carga em condições fisiológicas de funcionamento. O osso responde de forma mais sensível aos efeitos de pressões hidrostáticas de tração e compressão (Capítulo 3).

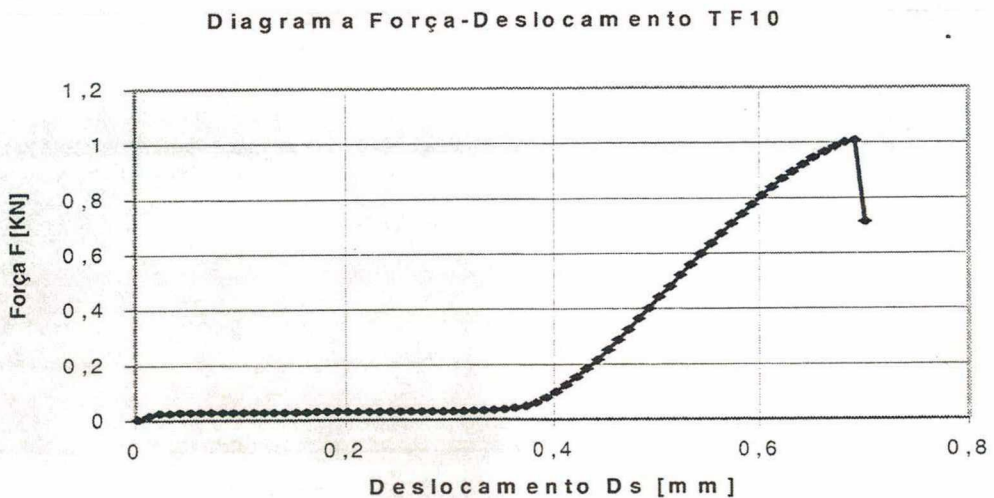


Figura 8.5 - Diagrama força deslocamento (do cabeçote da máquina universal) para um ensaio típico de resistência ao cisalhamento.

A Figura 8.7 apresenta a distribuição estatística da população de ensaios ao cisalhamento com uma aproximação de média e de desvio-padrão. No entanto, este último se apresenta como uma orientação dos valores esperados destas grandezas, já que o gráfico da direita demonstra que a amostra não segue de forma rigorosa uma distribuição normal.

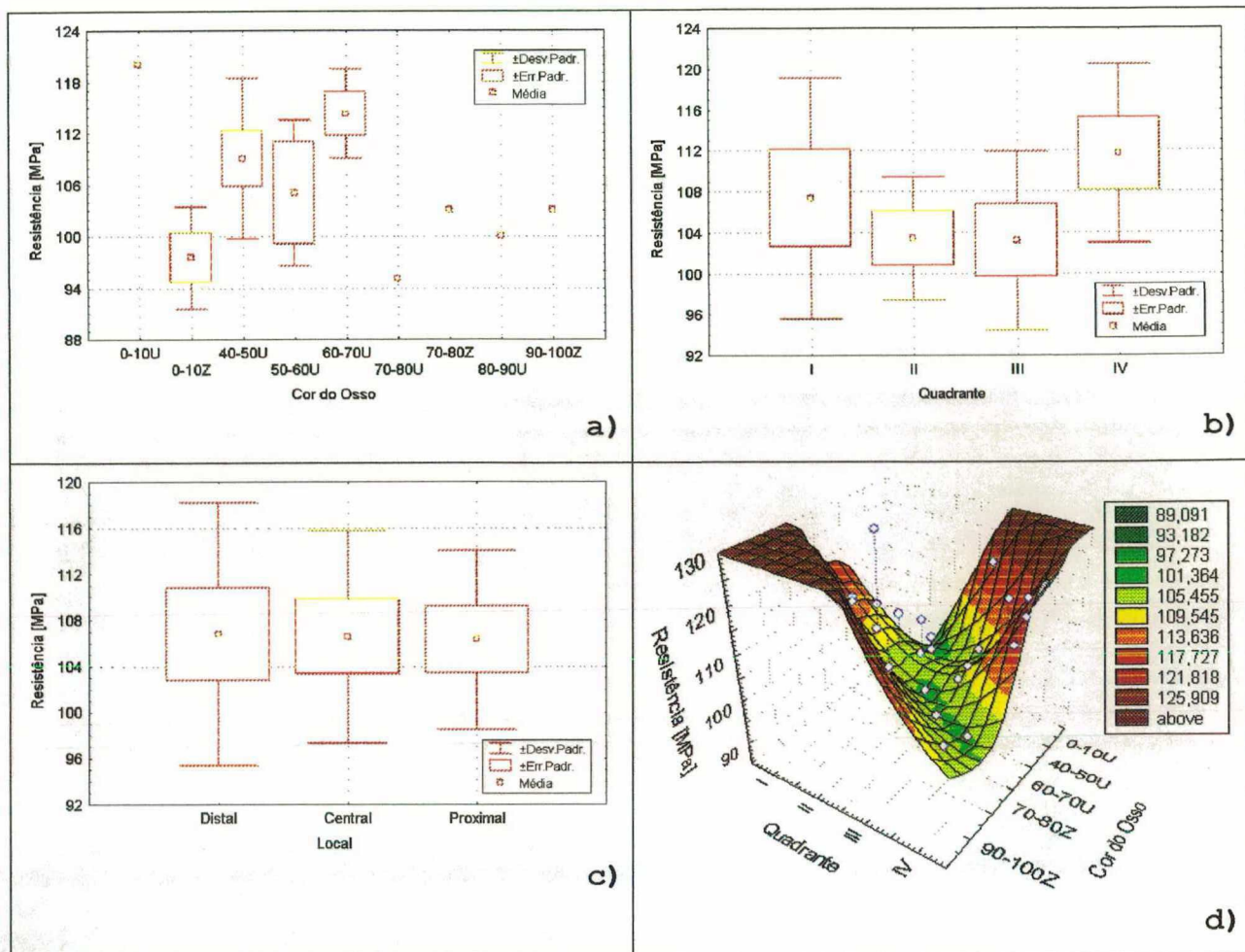


Figura 8.6 - Gráficos de correlações entre as propriedades aparentes do osso mais significativas com a resistência ao cisalhamento. Totalidade dos ensaios.

a), b), c) Gráficas categorizadas que relacionam propriedades aparentes do osso e resistência ao cisalhamento. d) Gráfica 3D que relaciona cor de osso, quadrante e resistência ao cisalhamento. Aproximação por mínimos quadrados.

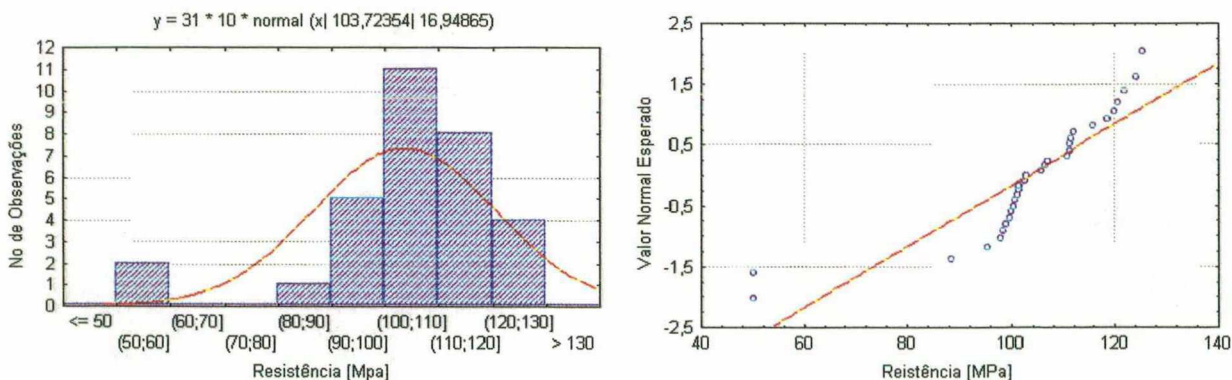


Figura 8.7 - Histograma da resistência ao cisalhamento e o teste gráfico de normalidade para a totalidade dos ensaios realizados em osso humano liofilizado.

8.3 - Ensaio de tração

Os valores obtidos de resistência à tração (Figura 8.8) enquadram-se dentro do esperado para este tipo de amostras, considerando-se a variabilidade do material biológico (segundo a Tabela 3.1 e os ensaios conduzidos pelo autor em **Molina et al., [1995]**).

Diagrama Tensão-Deformação TF12

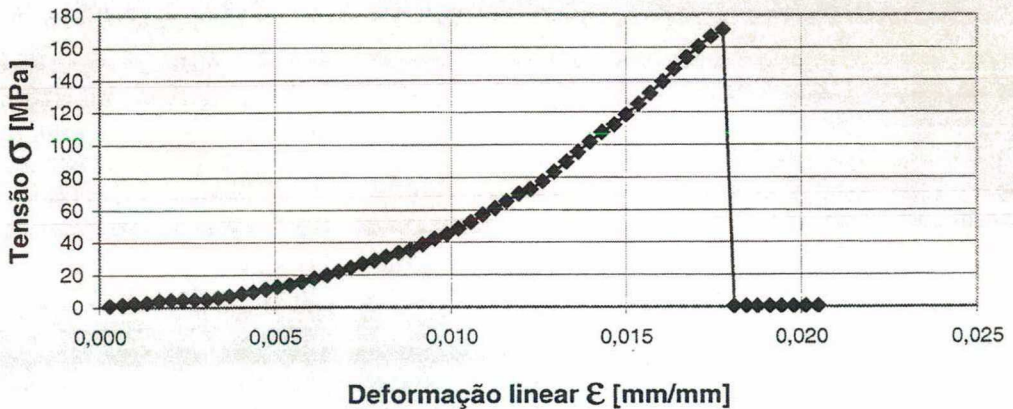


Figura 8.8 - Gráfico típico tensão-deformação para os ensaios de tração realizados nesta pesquisa.

Para estes ensaios não se detectou influência estatisticamente significativa das propriedades aparentes do material sobre a resistência e o módulo à tração, nem pôde-se determinar correlações lineares entre estes parâmetros. A Figura 8.9 mostra que a população obedece a um comportamento estatisticamente normal e os estimadores da distribuição (desvio e média) se encontram na parte superior dos gráficos à esquerda. Mesmo assim, quando avaliada a influência da rugosidade da amostra sobre a resistência à tração, os resultados não detectam influência estatisticamente significativa, demonstrando que os resultados para estes testes foram desenvolvidos com a atenção que estes ensaios propõem.

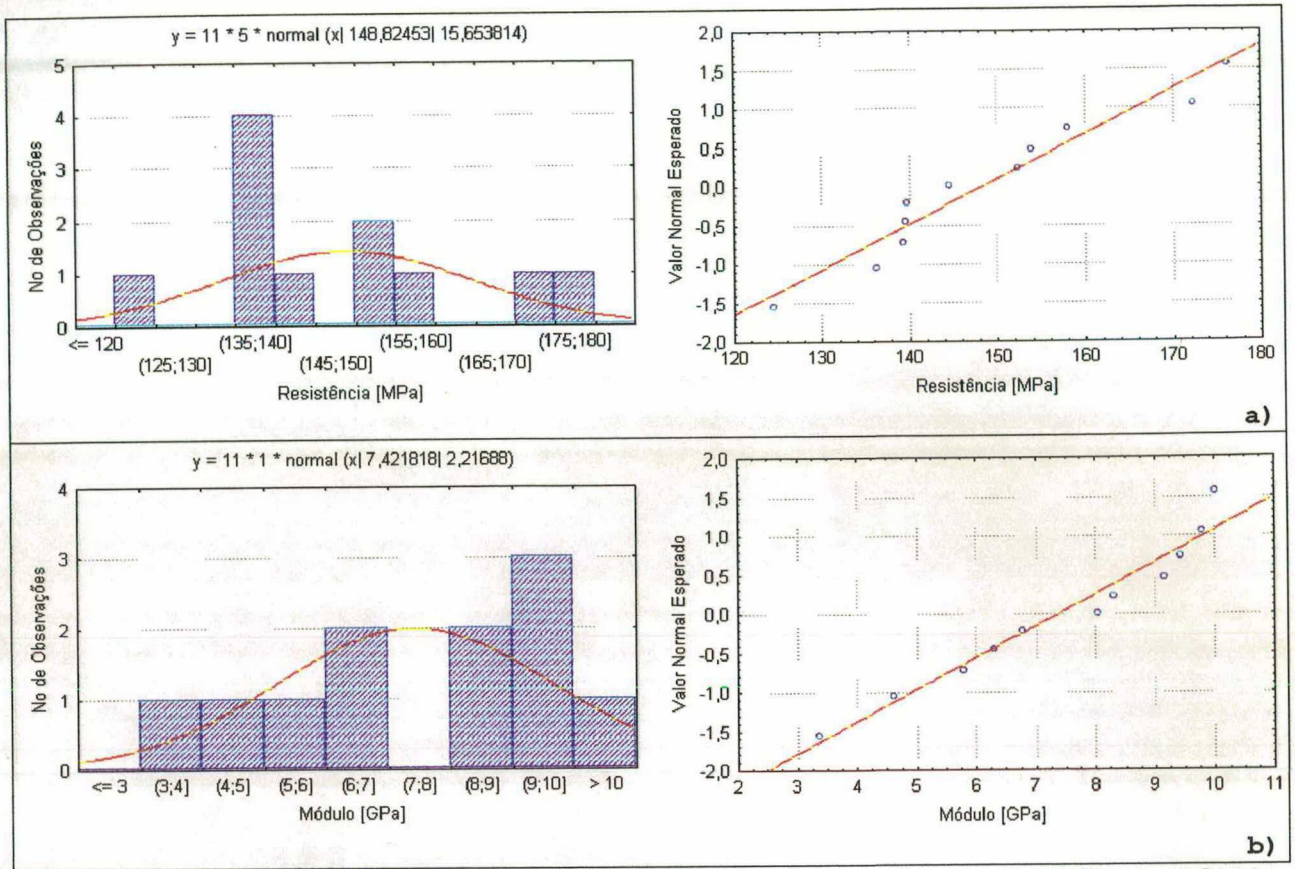


Figura 8.9 - Histogramas das propriedades à tração mostrando excelente aproximação a uma distribuição normal. Na parte superior das gráficas da esquerda se apresenta o desvio padrão e a média da distribuição normal que estima a população.

- a) Resistência à tração
b) Módulo de elasticidade

8.4 - Relação entre Propriedades Estáticas e a Usinagem

Tem sido apresentado por vários estudiosos da usinagem a proposta de que o estado de tensões e deformações na zona de formação do cavaco podem ser relacionados, de alguma forma, com ensaios estáticos realizados sobre amostras do mesmo material. Tal proposta baseia-se no fato de haver grande dificuldade de medir os estados de tensões e deformações em ensaios de usinagem e a relativa facilidade de realizar isto através de ensaios estáticos, por exemplo, de tração. São várias as tentativas para relacionar este tipo de variáveis estáticas e dinâmicas e, em alguns casos, experimentos têm demonstrado algum sucesso nas comparações. O exercício apresentado a seguir foi desenvolvido

utilizando os modelos tanto do autor como de outros pesquisadores relacionados em **Micheletti, [1980]** e **Shaw, [1968]**. Estes tipos de correlações baseiam-se na teoria da resistência dos materiais (critérios de falha) e em teorias sobre a plasticidade do material quando este atinge altas taxas de deformação.

Partindo dos dados experimentais dos ensaios de usinagem do osso cortical conduzidos nesta pesquisa, com ajuda do modelo de Merchant para a plasticidade do material a altas taxas de deformação atingidas na usinagem (equação (7.9)) e do modelo do plano de cisalhamento de Pijspanen (equação (7.5)), foram deduzidas tanto as tensões tangenciais (τ_s) como normais (σ_s) ao plano de cisalhamento e as deformações tangenciais associadas Γ . Partindo dos dados de tensão σ_y e de deformação ϵ_y de um ensaio típico de tração realizado sobre amostras de osso bovino fresco, foram deduzidos os valores de cisalhamento τ_s e deformação angular Γ presentes no estado de tensões para este tipo de ensaio. Assim, os dois tipos de dados foram comparados no domínio **[tensão de cisalhamento/deformação angular]** e avaliada a possibilidade de realizar a extrapolação proposta por vários pesquisadores. A comparação foi simples e não aprofundada em um modelo de plasticidade para o osso humano liofilizado, dado que este tema foge dos objetivos desta pesquisa.

Para transformar os dados entre o domínio **[tensões lineares/deformações lineares]** e o domínio **[tensão de cisalhamento/deformação angular]** foram utilizados dois critérios tirados de modelos de resistência de materiais contínuos que determinam o ponto de falha (começo da plasticidade) de um material isotrópico quando submetido a um estado de tensões infinitesimalmente distribuído. Assim, foi utilizado o conhecido Critério Levi-Von Mises **[Micheletti, 1980]** dos desvios das tensões principais, para deduzir que:

$$\sigma_s = \sqrt{3}\tau_s \quad (8.1)$$

onde:

σ_s = Tensão axial no plano de cisalhamento [MPa]

τ_s = Tensão tangencial no plano de cisalhamento [MPa]

e

$$\varepsilon_y = \frac{\Gamma}{\sqrt{3}} \quad (8.2)$$

onde:

ε_y = Deformação axial no plano de cisalhamento [mm/mm]

Γ = Deformação angular no plano de cisalhamento [°/°]

Para comparar foi utilizado também o Critério de Tresca, do cortante máximo [Shaw, 1968],

$$\sigma_s = 2\tau_s \quad (8.3)$$

onde:

σ_s = Tensão axial no plano de cisalhamento [MPa]

τ_s = Tensão tangencial no plano de cisalhamento [MPa]

$$\Gamma = \sinh\left(\frac{3}{2}\varepsilon_y\right) \quad (8.4)$$

onde:

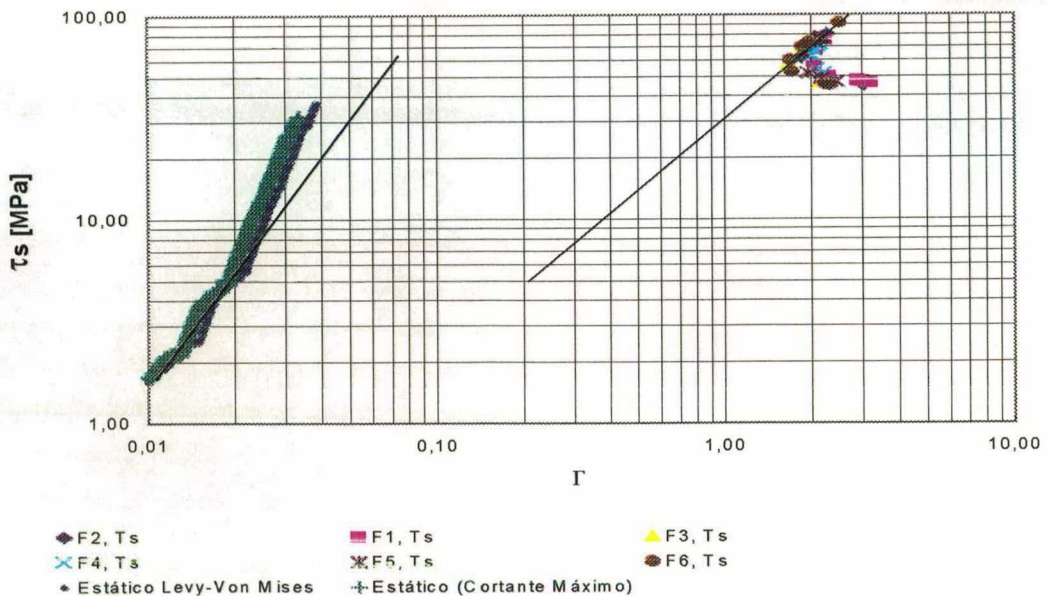
ε_y = Deformação axial no plano de cisalhamento [mm/mm]

Γ = Deformação angular no plano de cisalhamento [°/°]

A Figura 8.10 a) apresenta a primeira das comparações realizadas. Neste caso, os dados da usinagem, sem sofrerem nenhum tipo de alteração, foram colocados em gráficos e os dados de um ensaio estático foram transformados com os dois critérios anteriormente citados e comparados entre eles. O gráfico demonstra que é difícil correlacionar os grupos de dados, dada a

dispersão dos dados de usinagem e as diferenças entre as inclinações das curvas análogas. A Figura 8.10 b) mostra um caso desta comparação aplicada a metais onde se observam os mesmos problemas, em cujo caso os autores argumentam adicionalmente um efeito de "tamanho" presente nos ensaios, isto devido aos conhecidos efeitos nos valores das propriedades mecânicas quando estas são determinadas em amostras cada vez menores (menor irregularidade, microdefeitos, etc.). A ordem da magnitude da profundidade de corte representa um tamanho menor que um corpo-de-prova em tração estática e, portanto, deve-se esperar valores maiores das resistências para os cavacos do que para os dados estáticos.

Gráfico Tensão-Deformação Tangencial no Plano de Cizalhamento e comparação com dados Estáticos para osso bovino fresco

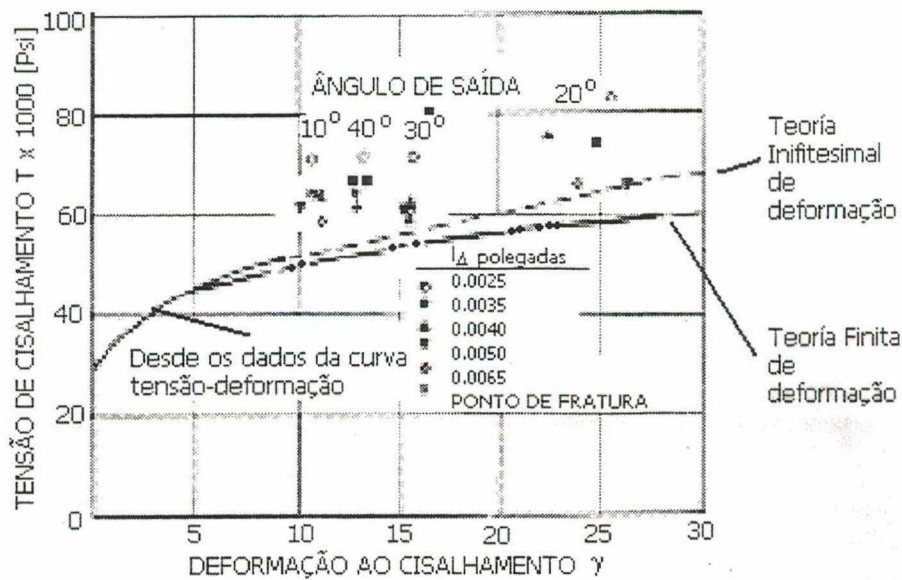


a)

Figura 8.10 - Gráficos que relacionam as tensões e deformações tangenciais no plano de cisalhamento a partir de ensaios de corte (usinagem) e estáticos

a) Caso para osso bovino fresco utilizando, a partir de dados de usinagem, as tensões do modelo de Merchant (equação 7.9) e as deformações do modelo de Pijspanen (equação 7.5) junto com os modelos de Levy-Von Mises e Tresca para transformar os dados σ_y , ε_y de um ensaio de tração estático sobre osso. As marcas F1, Ts...F6, Ts são os dados obtidos com as ferramentas F1 a F6 utilizadas nesta pesquisa.

Continua na página seguinte



b)

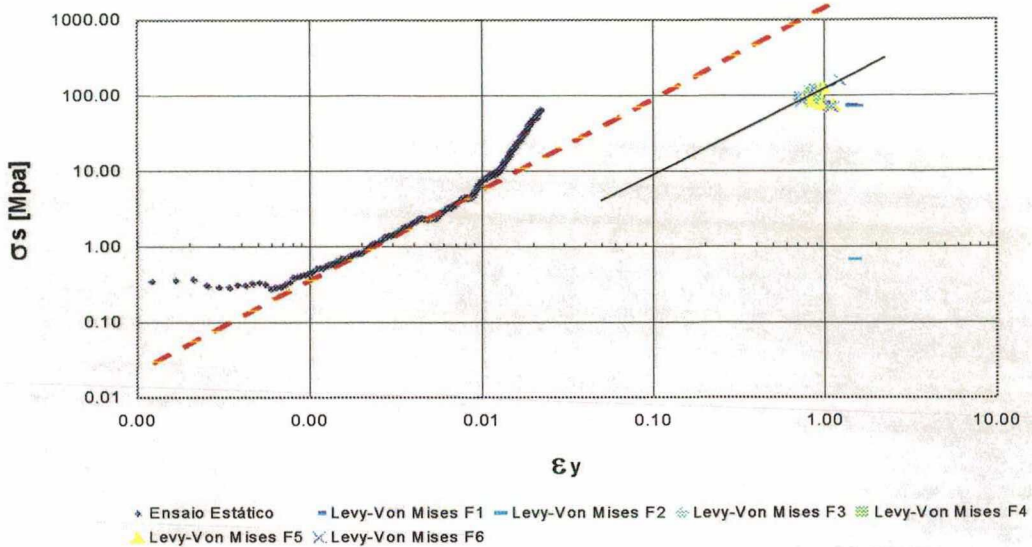
Figura 8.10 - (Continuação) Gráficos que relacionam as tensões e deformações tangenciais no plano de cisalhamento a partir de ensaios de corte (usinagem) e estáticos

b) Uma ilustração de gráficos equivalentes para metais. Fonte: Shaw, [1968]

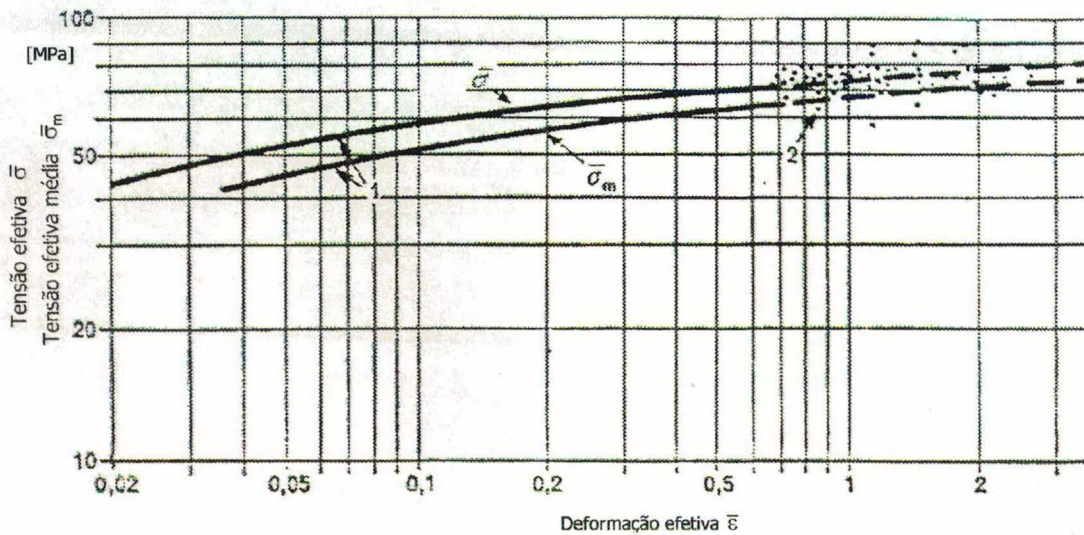
A Figura 8.11 apresenta a segunda comparação feita. Neste caso o tratamento dos dados foi realizado de forma inversa. Dados de um ensaio estático de tração sobre osso bovino fresco foram plotados sem qualquer tipo de alteração e os dados da usinagem transformados para a comparação no domínio **[tensões lineares/deformações lineares]** com ajuda dos critérios de falha apresentados. Esta comparação produz resultados mais aceitáveis que no caso anterior tanto para o osso cortical (Figura 8.11 a)) como para metais, como visto em um gráfico análogo apresentado na Figura 8.11 b). Em princípio, não há evidência que justifique porque as duas comparações, utilizando os mesmos modelos, produzem resultados tão diferentes. Talvez porque na primeira comparação, os dados de um ensaio estático não deveriam ser transportados diretamente ao domínio **[tensão de cisalhamento/deformação angular]** e comparados *diretamente* contra dados de usinagem já que no meio desta comparação faz falta um modelo que ajuste estes dados ao comportamento do material à *altas taxas de deformação*, como é o caso da usinagem.

modelo que ajuste estes dados ao comportamento do material à altas taxas de deformação, como é o caso da usinagem.

Gráficos Tensão-Deformação Uniaxial (verdadeiro) a partir de dados de Usinagem e Ensaio Estático sobre osso bovino fresco



a)



b)

Figura 8.11 - Gráficos que relacionam Tensões e Deformações axiais a partir de dados de corte (usinagem) e de ensaios estáticos.

a) Gráfico estruturado a partir dos dados σ , ϵ_y de um ensaio estático de tração sobre osso bovino fresco e dados de corte (usinagem) utilizando as tensões e deformações tangenciais de Merchant e Pijspanen (equações (7.9) e (7.5) respectivamente) no plano de cisalhamento, e transformadas pelo modelo de Levi-Von Mises. As marcas *Levy-Von Mises F1*, ... *Levy-Von Mises F6* são os dados obtidos com as ferramentas F1 a F6 utilizadas nesta pesquisa.

b) Gráfico equivalente para Metais. Fonte: Micheletti, [1980]

Pode acontecer que sem este ajuste os ensaios estáticos não possuam a suficiente informação para se aproximar do caso da usinagem, onde é sabido que as taxas de deformação induzidas pela ferramenta superam bastante aquelas induzidas por ensaios de impacto [Shaw, 1968], [Micheletti, 1980], [Armarego, 1969]. Na Tabela 8.1 é apresentada uma comparação entre as diversas taxas de deformação atingidas em diferentes tipos de processos de deformação [Micheletti, 19980], incluindo os ensaios em osso cortical desta pesquisa.

Tabela 8.1 - Taxas de deformação para diversos ensaios sobre materiais.

Condição	Taxa de Deformação $\dot{\Gamma}$ [1/s]
Tração Estática	0,01
Impacto	$10^2 \dots 10^3$
Produção de cavaco (ensaios em corte de metais)	$10^2 \dots 10^6$
Ensaios de usinagem de osso cortical	$10^3 \dots 10^5$

As taxas de deformação atingidas na usinagem de osso cortical e apresentadas na Tabela 8.1, foram calculadas com ajuda do modelo de Kececioglu [apud Micheletti, 1980] para a deformação angular,

$$\dot{\Gamma} = v_c \frac{\Gamma}{\Lambda s} \quad (8.5)$$

onde:

$\dot{\Gamma}$ = Taxa de deformação angular no plano de cisalhamento [1/s]

Γ = Deformação angular no plano de cisalhamento [°/°] (Pijspanen)

Λ = Fator de recalque

v_c = Velocidade de corte [m/min]

s = Espessura do cavaco na zona de cisalhamento entre 0,018 e 0,18 mm para metais e assumido de igual valor para osso cortical.

A deformação linear foi obtida derivando a equação (8.4) e combinando-a com a anterior:

$$\dot{\varepsilon}_y = \frac{2}{3} \dot{\Gamma} \frac{1}{\cosh(\text{Arc sinh}(\Gamma))} \quad (8.6)$$

Onde

$\dot{\varepsilon}_y$ = Taxa de deformação axial no plano de cisalhamento [1/s]

No caso da segunda comparação os dados de usinagem foram previamente tratados com o modelo de plasticidade de Merchant para a usinagem. Assim, informação adicional está sendo incluída e, portanto, a comparação é mais realista. Como comentado nas referências anteriormente citadas, diversos autores têm proposto modelos de plasticidade para materiais em regime de usinagem, principalmente, de natureza exponencial entre as tensões e as deformações e talvez o osso cortical possa ser modelado de forma análoga.

Convém validar estas observações com mais pesquisa, mas por enquanto pode-se dizer que a Figura 8.11 já contém dados relevantes do material e este exercício demonstra uma vez mais que o osso cortical pode ser tratado quanto à usinagem de forma similar aos materiais conhecidos da engenharia moderna, hipótese fundamental concebida com os experimentos de usinagem e validada aqui ao longo de várias observações de mesma natureza que a anterior.

SEÇÃO IV. DISCUSSÃO FINAL E CONCLUSÕES

CAPÍTULO 9

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

A proposta de fabricar implantes com formas geométricas complexas utilizando como matéria-prima osso cortical demonstrou, ao longo desta pesquisa, ser de grande potencial. Parafusos de osso humano, usinados dentro da geometria, tolerância dimensional e com as propriedades mecânicas obtidas no presente trabalho, para serem inseridos onde tradicionalmente são utilizados parafusos metálicos, representam uma alternativa interessante para eliminar problemas de rejeição, fraturas secundárias produzidas pelo próprio implante e a necessidade de realizar uma segunda intervenção para retirar o parafuso do local do implante. Como foi discutido no capítulo 2, este é um dos objetivos dos reconstrucionistas do esqueleto humano, que procuram eliminar cada vez mais as complicações associadas a fixações internas e externas.

Partindo destes pontos amplamente discutidos nos capítulos anteriores, ao longo desta pesquisa ficou constatado que a fabricação de implantes por usinagem a partir de osso cortical como matéria-prima corresponde a uma série de processos que, em grande parte, reproduzem os resultados já conhecidos na área de usinagem sobre outros materiais, alguns destes muito diferentes. Esta observação que valida a **Hipótese 1** do capítulo 1, baseia-se nos seguintes fatos:

- A boa correlação entre o modelo de Kronenberg e os dados experimentais para a Pressão Específica de Corte demonstra que a usinagem de osso humano pode ser estudada utilizando modelos e técnicas aplicadas a outros materiais conhecidos na engenharia. As equações (7.22) e (7.23), juntamente com as Figuras 7.23 e 11.26, apresentam a boa concordância entre as projeções dos modelos e os dados experimentais.

- As formas dos gráficos para a força de corte apresentam grande semelhança quando comparados com outros materiais, em baixas velocidades de corte e baixos avanços. Estes gráficos, mostrados na seção 11.6.1, foram construídos utilizando dados experimentais dos ensaios de usinagem em osso e modelos deduzidos em pesquisas aplicadas a outros materiais.
- A relação [Tipo de cavaco]-[Fator de recalque]-[Superfície usinada] apresenta um comportamento semelhante com o classicamente observado: materiais frágeis produzem geralmente cavaco altamente recalcado com uma superfície usinada arrancada. A usinagem de osso sempre apresenta um ângulo de cisalhamento elevado, constituindo-se em um material de difícil usinagem sob o ponto de vista de acabamento da superfície usinada.
- Há similaridade nos gráficos obtidos da temperatura no plano de cisalhamento quando utilizados dois modelos com enfoques inteiramente diferentes: *análise dimensional e condutividade térmica aplicada à usinagem de metais*. Os resultados apresentados na seção 11.6.4 mostram que modelos aplicados com relativa precisão, como no caso de metais, podem ser utilizados em osso para obter estimativas das temperaturas alcançadas pelas peças usinadas.

Os modelos, gráficos e equações que modelam parte do comportamento da mecânica do corte de osso cortical, até a presente data e no que se refere ao conhecimento do autor, são apresentados pela primeira vez por intermédio desta pesquisa (capítulo 7). No entanto, propõe-se que sejam realizados experimentos adicionais para sua validação empírica, por exemplo, medindo por técnicas bem conhecidas, tanto as forças de corte como as temperaturas nos gumes da ferramenta e comparando-as com os gráficos apresentados nesta pesquisa. Merece também mais atenção experimental a observação exposta também no capítulo 7 sobre o mecanismo de cisalhamento do osso cortical por *delaminação em planos preferenciais coincidentes com as*

linhas de cimento interlamelar do osso cortical haversiano. Esta observação propõe uma forma de entender como o material é deformado frente à usinagem, a qual deve ser confirmada de forma mais rigorosa.

Por outro lado, é possível controlar, e inclusive manipular através da usinagem do osso cortical, um dos parâmetros mais importantes de um implante: a superfície. Os resultados obtidos nesta pesquisa demonstram que é possível obter níveis de rugosidade e de morfologia da superfície, que são comumente utilizados em vários tipos de implantes na medicina ou de grande potencial futuro determinado em pesquisas recentes. Assim, superfícies lisas como no caso dos implantes metálicos, ou muito rugosas e porosas como no caso dos cerâmicos ou poliméricos, são também obtidas por usinagem sobre osso cortical através da mudança apropriada das condições do processo de manufatura. A observação anterior é suportada pelos seguintes fatos, validando portanto a **Hipótese 2**:

- Foi possível fabricar componentes, por usinagem, que reproduzissem quatro parâmetros de rugosidade encontrados em implantes de reconhecida capacidade para a osseointegração. O discutido na seção 5.2.1 demonstra este fato e encaminhou uma primeira formulação de textura da superfície para os implantes propostos nesta pesquisa: os experimentos 100 e 104.
- Os gráficos de correlação entre parâmetros de rugosidade e entre estes parâmetros e as condições de corte, como apresentados nas seções 6.1 e 11.5, mostram que é possível manipular a rugosidade da superfície usinada numa ampla faixa, variando as condições de corte e a geometria da ferramenta. A forma dos gráficos demonstra um comportamento físico suave e reproduzível entre estes parâmetros. Assim, os citados gráficos servem como um mecanismo de cálculo e predição destas relações quando for necessário estimar seu comportamento.

- Quanto à integridade da superfície usinada, também foi possível determinar a influência da ferramenta e as condições de corte sobre ela. Tal e como apresentado na seção 6.1.5, camadas de até 10 μm são influenciadas pela usinagem, criando um efeito de trincas dispostas no sentido dos osteões, aparentemente induzidas por compressão e sem alteração química aparente quando o osso é usinado nas condições típicas de fabricação de implantes-protótipo. Isto valida a **Hipótese 3** já que foi determinada uma relação entre ferramenta, condições de corte e integridade da superfície usinada e, ainda que não tenha sido analiticamente correlacionado, foi feito de forma qualitativa, porém não menos útil.

As micro-irregularidades do gume da ferramenta geram um entalhado tridimensional tanto no cavaco quanto na superfície usinada, constatação esta que corresponde a uma descoberta inesperada desta pesquisa e, portanto, a uma proposta interessante: dado que a micro-textura da superfície de um implante é de grande relevância para a osseointegração, micro-texturas especiais induzidas por micro-irregularidades propositadamente causadas sobre o gume das ferramentas podem potencializar efeitos desejáveis sobre o comportamento biológico do implante no sentido de acelerar a osseointegração ou produzir osso de melhor qualidade. Esta observação, descrita com detalhe na seção 7.1, gera as seguintes conclusões:

- Ferramentas com gumes rugosos podem ser altamente úteis na geração de uma textura da superfície usinada desejável sobre um implante usinado em osso. Porém, é importante realizar-se mais pesquisas, principalmente biológicas, a fim de determinar as texturas mais apropriadas para os diversos tipos de aplicações propostas para estes implantes.
- Como foi visto através dos resultados dos ensaios utilizando ferramentas de aço rápido, não é preciso necessariamente utilizarem-se ferramentas com alto nível de qualidade no seu

gume principal (tais com as de diamante) nem as máquinas-ferramenta associadas a este tipo de ferramentas, já que a textura da superfície usinada desejável sobre os implantes deve ser rugosa com uma construção tipo entalhado tridimensional, onde as células do receptor encontrem espaços próprios para realizar tanto suas funções metabólicas quanto genéticas. Isto pode ser obtido com ferramentas e máquinas de baixo custo, sempre que selecionados apropriadamente os parâmetros de corte e as micro-irregularidades no gume.

Tanto o cavaco quanto o osso humano como material de engenharia foram caracterizados. O cavaco sob o ponto de vista morfológico e o osso sob o ponto de vista da influência de suas propriedades sobre a usinagem (sobre a textura da superfície obtida, vibrações e sobre a resistência mecânica dos implantes produzidos). Caracterizar o cavaco, desta forma, equívale a disponibilizar dados importantes a outras áreas da tecnologia de implantes, já que o cavaco corresponde a um pó utilizado comumente como material de implante. Pó de osso gerado por usinagem e caracterizado morfológicamente, será utilizado pela equipe deste trabalho em outras pesquisas associadas a implantes. A caracterização do osso, realizada na seção 6.1.1, disponibilizou uma série de critérios para selecionar a matéria-prima liofilizada, levando em consideração tanto a usinagem quanto a resistência do material. Consultando os gráficos e comentários disponíveis na seção 6.1.1, pode-se constatar que a **Hipótese 4** foi validada: é possível selecionar inteligentemente a matéria-prima em função da aplicação.

A resistência mecânica obtida em implantes produzidos em osso cortical deslocam suas aplicações para aquelas que não impõem sobre o implante um alto grau de solicitação mecânica. No entanto, estas aplicações de baixa solicitação são inúmeras e entre elas estão a fixação de fraturas e interferência de mão, cotovelo, tornozelo, aplicações maxilo-faciais, aplicações periodontais e, eventualmente, a fabricação de elementos novos

que explorem a capacidade dos implantes produzidos para serem aceitos pelo organismo receptor e, assim, se osseointegrar. Tal poderia ser o caso de aplicações em cirurgias do crânio e uma nova geração de enxertos ósseos fabricados durante a própria cirurgia, na sala de operações. Deve-se observar que este material será inserido em um local do esqueleto que possua propriedades mecânicas similares, fazendo dele um elemento ideal para eliminar problemas de falhas em certas fraturas que não consolidam adequadamente, porque a fixação interna debilita o local perto da fratura, podendo, inclusive, produzir uma nova fratura. Diferenças no módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e outras são eliminadas com a introdução de um elemento de fixação interna (parafuso, pino, etc.) no esqueleto, quando obtidos do mesmo material.

A disponibilidade da matéria-prima, ao começo da pesquisa, gerou um problema adicional, visto que se pensa que sua obtenção não corresponderia a um problema de engenharia senão de saúde pública. Sob a luz desta pesquisa de engenharia pode-se dizer que atualmente existem espalhados pelo mundo diversos bancos de órgãos e, em muitos países (incluindo o Brasil e a Colômbia), as leis têm mudado as ações e os preconceitos da população no que diz respeito à doação de órgãos. As experiências adquiridas ao longo de décadas em bancos de órgãos, como aqueles que proveram a matéria-prima para esta pesquisa, demonstram que é possível manter programas de doação de peças de osso cortical perfeitamente utilizáveis para a manufatura dos implantes.

Esta pesquisa demonstrou que a maioria dos implantes que poderiam ser fabricados a partir de osso cortical têm pequenas dimensões, podendo-se obter centenas deles por cada peça de osso disponível de um doador certificado. Assim, uma posterior otimização da manufatura dos implantes, no sentido de melhor aproveitar o material, pode promover um grande ganho econômico, científico e para a saúde pública. Manufatura seriada além de um amplo uso destes implantes em nível de pesquisa, pode render

maior conhecimento sobre a área de implantes artificiais e sobre os processos de consolidação óssea. Ainda, pode orientar a produção de novos implantes artificiais e abre caminho para uma nova tecnologia criada inteiramente na América latina. Deve-se entender que esta pesquisa nasceu no nosso meio como parte de uma procura de soluções alternativas aos implantes disponíveis atualmente e comercialmente que, como já dito, possuem algumas desvantagens que os de osso cortical superam. Também possuem uma tecnologia difícil de ser implementada nos nossos países, dificultando a aquisição dos implantes pelos pacientes nos nossos hospitais dado seu elevado custo. Prevê-se que esta pesquisa contribua de modo significativo para diminuir esta distância em relação aos países possuidores das modernas tecnologias de implantes.

Parte dos resultados aqui obtidos podem ser utilizados como referência em outras aplicações de usinagem e preservação de osso. O estudo do comportamento do osso humano quando submetido à usinagem é um assunto pouco tratado na literatura e os trabalhos realizados enfocam particularmente a furação como uma etapa preparatória para a inserção de implantes, principalmente quando estes forem metálicos. O conhecimento do comportamento do material em relação ao torneamento, fresamento e outros processos de usinagem é uma importante contribuição à tecnologia de fabricação, mesmo sendo um material de uso muito restrito. Os resultados desta pesquisa contribuirão nos locais onde ocorre manipulação de ossos, como nos bancos de ossos e nas próprias intervenções cirúrgicas. Correlacionando às centenas de dados tecnológicos, microfotografias MEV e gráficos disponíveis no banco de dados desenvolvido nesta pesquisa, podem ser avaliadas as conseqüências que a usinagem produz sobre as camadas superficiais sob o ponto de vista tecnológico e biológico. Essas informações correspondem a uma contribuição de grande relevância para a manipulação e seleção de aloimplantes. Trata-se de uma contribuição da Engenharia para com a Medicina.

Espera-se que em pesquisas posteriores mais informações possam ser tiradas tanto dos dados já disponibilizados no banco de dados como de novos resultados, com o intuito de aperfeiçoar ainda mais este tipo de implante e convertê-lo numa alternativa comum em nível não só de pesquisa em medicina e bioengenharia, mas também, no sentido em que foi inicialmente proposta nesta pesquisa: alcance e benefício social.

SEÇÃO V. MATERIAL DE REFERÊNCIA

CAPÍTULO 10

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGRAWAL, C.M.; BEST, J.; HECKMAN, J.D.; BOYAN, B.D. Protein release kinetics of a biodegradable implant for fracture non-unions. **Biomaterials**, V. 16, n. 16, p. 1255-1260, 1995^[104]
- ANSI/ASTM American Standard of Testing Materials. **Standard Test Methods for FLEXURAL PROPERTIES OF PLASTICS AND ELECTRICAL INSULATING MATERIALS**, D 790-71, 1978^[107]
- ARMAREGO, E.J.A.; BROWN, R.H. **THE MACHINING OF METALS**. 1. ed. Englewood Cliffs, New Jersey, Prentice-Hall, Inc., 1969^[113]
- ASNIS, Stanley; ERNBERG, Jens; BOSTROM, Mathias; WRIGHT, Timothy. BONE SCREW THREAD DESIGN AND HOLDING POWER. **Artigo sem publicar**, p. 1-9^[16]
- BARTEE, M.E.; **ENGINEERING EXPERIMENTAL DESIGN FUNDAMENTALS**. 1. ed. Englewood Cliffs, New Jersey, Prentice-Hall Inc., 1968^[101]
- BELANGERO, William; LENZI, José. Influência da geometria de parafusos corticais AO quanto ao arrancamento "in vitro". **Revista Brasileira de ortopedia**, v. 27, n. 3, p. 177-179, Março 1992^[52]
- BHATNAGAR, N; RAMAKRISHNAN, N; NAIK, N.K; KOMANDURI, R. ON THE MACHINING OF FIBER REINFORCED PLASTIC (FRP) COMPOSITE LAMINATES. **International Journal of Machine, Tools and Manufacturing**, v. 35, n. 5, p. 701-716, 1995^[94]

Bioabsorbable Materials Technology. **POLY (L-LACTIC ACID) FOR USE IN ORTHOPAEDIC IMPLANT APPLICATIONS**, Catálogo. --^[1]

BIOLOGIC, Inc (Manufacturer) and INSTRUMENT MAKAR, Inc. (Distributor). 1993. Catálogo comercial^[24]

Böstman, O. (M.D.), Hirvensalo, E. (M.D.), Vainionpää, S. (M.D.), Mäkelä, A. (M.D.), Vihtonen, K. (M.D.), Törmälä, P. (Ph.D.) and Rokkanen, P. (M.D.), **Ankle Fractures Treated Using Biodegradable Internal Fixation**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 238, pp. 195-203, Janeiro 1989^[29]

Böstman, O. (M.D.), Päivärinta, U. (M.D.), Partio, E. (M.D.), Vasenius, J. (M.D.), Manninen, M. (M.D.) and Rokkanen, P. (M.D.), **Degradation and Tissue Replacement of an Absorbable Polyglycolide Screw in the Fixation of Rabbit Femoral Osteotomies**, The Journal of Bone and Joint Surgery, 74-A, 7, pp. 1021-1031, Agosto 1992^[19]

Böstman, O.M. (M.D.), **Current Concepts Review Absorbable Implants for the Fixation of Fractures**, 73-A, 1, pp. 148-153, Janeiro 1991^[17]

Böstman, Ole M. (M.D.), Päivärinta, Unto (M.D.), Partio, Esa (M.D.), Manninen, Mikko (M.D.), Vasenius, Jarkko (M.D.), Majola, Ari (M.D.) and Rokkanen, Pentti (M.D.), **The Tissue-Implant Interface During Degradation of Absorbable Polyglycolide Fracture Fixation Screws in the Rabbit Femur**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 285, pp. 263-272, Dezembro 1992^[28]

Brown, Robert S., **Medical products demand unique alloys**, American Machinist, pp. 89-91, Maio 1995^[59]

- Burchhardt, Hans (Ph.D.), *The Biology of Bone Graft Repair*, Clinical Orthopaedics and Related Research, 174, pp. 28-42, Abril 1983^[39]
- Caja, V.L., Moroni, A., Egger, E.L., Gottsaunner-Wolf, F., Chao, E.Y.S, *The effect of bead diameter on the accuracy of two current techniques used to quantify bone ingrowth in porous-coated implants*, Journal of materials science: Materials in Medicine, 5, pp. 29-32, 1994^[74]
- Cales, B., Stefani, Y., *Mechanical properties and surface analysis of retrieved zirconia hip joint heads after an implantation time of two to three years*, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 5, pp. 376-380, 1994^[72]
- Caprino, G., Tagliaferri, V., *DAMAGE DEVELOPMENT IN DRILLING GLASS FIBRE REINFORCED PLASTICS*, International Journal of Machine Tools and Manufacturing, Vol. 35, No. 6, pp. 817-829, 1995^[86]
- CASTILLO, Alejandro; *Optimización de la Fabricación de Tornillos corticales para Implantes*. Santafé de Bogotá, 1995. Trabalho de Final de Curso IM-95-II-04 (Graduação Engenharia Mecânica)-Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes^[44]
- Christel, P., Meunier, A., Dorlot, J-M., Crolet, J-M., Witvoet, J., Sedel, L., Boutin, P., *Biomechanical Compatibility and Design of Ceramic Implants for Orthopedic Surgery*, Annals New York Academy of Sciences, pp. 234-256, 1997^[100]
- Coombes, A.G.A., Hecman, J.D., *Gel casting of resorbable polymers 2. In-vitro degradation of bone graft substitutes*,

Biomaterials, Vol. 13, No. 5, pp. 297-307, 1992^[103]

Currey, J.D., Brear, K. and Zioupos, P., **THE EFFECTS OF AGEING AND CHANGES IN MINERAL CONTENT IN DEGRADING THE TIGHTNESS OF HUMAN FEMORA**, Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 2, pp. 257-260, 1996^[56]

De Santis, D. Guerreiro, C, Nocini, P.F., Ungersbock, A., Richards, G., Gotte, P., Armato, U., **Adult human bone cells from jaw bones cultured on plasma-sprayed or polished surfaces of titanium or hydroxylapatite discs**, Journal of materials science: Materials in Medicine, 7, pp. 21-28, 1996^[69]

Di Ilio, A., Tagliaferri, V., Veniali, F., **CUTTING MECHANISMS IN DRILLING OF ARAMID COMPOSITES**, International Journal of Machine Tools and Manufacturing, Vol. 31, No. 2, pp. 155-165, 1991^[87]

Dieter, George E., **ENGINEERING DESIGN A materials and Processing Approach**, Mc Graw Hill International Edition, 2^a Edição, Capítulo 6, 1991^[41]

Einhorn, Thomas A. (M.D.), Azria, Moise (Ph.D.), Goldstein, Steven A. (Ph.D.), **BONE FRAGILITY. The Biomechanics of Normal and Pathological Bone**, SANDOZ Pharma ltd., pp. 1-43, Agosto 1992^[40]

Elgendy, H.M., Norman, M.E., Keaton, A.R. and Laurencin, C.T., **Osteoblast-like cell (MC3T3-E1) proliferation on bioerodible polymers: an approach towards the development of a bone-bioerodible polymer composite material**, Biomaterials, Vol. 14, No. 4, pp. 263-269, 1993^[68]

- Emmett, John E. (M.D.) and Breck Louis D. (M.D.), **A Review and Analysis of 11,000 Fractures Seen in a Private Practice of Orthopaedic Surgery 1937-1956**, The Journal of Bone and Joint Surgery, 5, pp. 1169-1175, Outubro 1958^[2]
- Evans, G., **Stress and strain in bone: Their relation to fractures and osteogenesis**, Illinois, Editado por Thomas C.C., Bannerstone house Sprigfield, 1957^[43]
- Ferraresi, Dino, **Fundamentos da Usinagem dos Metais**, São Paulo, Edgard Bluecher Ltda., 1970^[116]
- Fischer, Kenneth J., Jacobs, Christofer R., Carter, Dennis R., **COMPUTATIONAL METHOD FOR DETERMINATION OF BONE AND JOINT LOADS USING BONE DENSITY DISTRIBUTIONS**, Journal of Biomchanics, 28, pp. 1127-1135, Setembro 1995^[64]
- Friedlaender, Gary E. (M.D.), **Current Concepts Review Bone Grafts**, The Journal of Bone and Joint Surgery, 60-A, 5, pp. 786-790, Juno 1987^[5]
- Fuchsberger, A (Dr-Ing.), **Spiralbohreroptimierung für den Einsatz in der Medizin, Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete**, 3, 125, pp.290-297, Maio/Juno 1987^[45]
- Goel, Vijay K., Ramirez, Steven A., Kong, Weizeng, Gilberston, Lars G., **Cancellous Bone Young's Modulus Variation Within the vertebral Body of a Ligamentous Lumbar Spine -Application of Bone Adaptive Remodelling Concepts**, Transactions of the ASME, 117, Agosto 1995^[47]
- Hollinger, Jeffrey O. (D.D.S., Ph.D.) and Battistone, Gino C. (Ph.D.), **Biodegradable Bone Repair Materials. Syntetic**

Polymers and Ceramics, Clinical Orthopaedics and Related Research, 207, pp. 290-305, Juno 1986^[33]

Hollinger, Jeffrey O. (DDS, PhD), Brekke, John (DDS), Gruskin, Elliot (PhD) and Lee, Dosuk (PhD), **Role of Bone Substitutes**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 324, pp.55-65, Março 1996^[53]

Hvid, I., **Mechanical strength of trabecular bone at the knee**, Danish Medical Bulletin, Vol. 35, No. 4, pp. 345-365, Agosto, 1988^[82]

Jacob, S.W., Francone, C., lossow, W.J., **Anatomia e Fisiologia Humana**, Editora Gaunabara, Rio de Janeiro, RJ, 5ª Edição, 1990

Joo-Hyun, K., **THE INFLUENCE OF CUTTING EDGE RADIUS ON THE MACHINED SURFACE OF BRITTLE MATERIALS IN SIMULATED ORTHOGONAL MACHINING**, International Journal of Machine, Tools and Manufacturing, Vol. 36, No. 9, pp. 971-983, 1996^[95]

Johnson, Eric E. (M.D.), Urist, Marshall R. (M.D.), and Finerman A.M. (M.D.), **Distal Metaphyseal Tibial Nonunion Deformity and Bone Loss Treated by Open Rediction, Internal Fixation, and Human Bone Morphogenetic Protein (hBMP)**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 250, pp. 234-240, Janeiro 1990^[60]

Johnson, Lanny L. (M.D.), **COMPARISON OF BIOABSORBABLE AND METAL SCREW INTERFERENCE SCREW: IN ANTERIOR CRUCIATE BONE PATALLAR BONE RECONSTRUCTION**, FDA 510k IDE, Artigo sem publicar^[34]

Johnson, Lanny L. (M.D.), vanDyk, E. Eda (M.D.), **EFFECT OF**

BIODEGRADABLE INTERFERENCE SCREW ON ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT GRAFT FIXATION a bench test, Artigo sem publicar, pp. 1-18^[35]

Johansson, C.B., Wennerberg, A., Albrektsson, T., **Quantitative comparison of screw-shaped commercially pure titanium and zirconium implants in rabbit tibia**, Journal of materials science: Materials in Medicine, 5, pp. 340-344, 1994^[73]

Junqueira, L.C., Carneiro José, **HISTOLOGIA BASICA**, Rio de Janeiro, RJ, Editora Guanabara Koogan S.A., 8ª Edição, Capítulo 8, 1995^[42]

Koranyi, E. (B.S.), Bowman, C.E. (M.S.), Knecht, C.D. (V.M.D., M.S.) and Janssen, M. (B.S.), **Holding power of Orthopedic Screws in Bone**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 72, pp. 283-286, Setembro 1970^[8]

Lewis, M.J., **PHYSICAL PROPERTIES OF FOODS AND FOOD PROCESSING SYSTEMS**, Londres, Ellis Horwood Limited, 1ª Edição, 1990^[114]

Mateus, Luis Mario (Ing.), Molina, Gustavo A. (M.D.), Castillo, Alejandro J. (Ing.), **Optimización del proceso de manufactura y comportamiento mecánico de tornillos en hueso para fijación de fracturas de mano**, Revista De Ingeniería, Universidad de los Andes, Bogota, Abril 1996^[9]

Mattheus, Larry S. (M.D.), Green, Cristopher A. (M.D.) and Goldstein, Steven A. (Ph.D.), **The Thermal Effects of Skeletal Fixation-Pin Insertion in Bone**, The Journal of Bone and Joint Surgery, 66-A, 7, pp. 1077-1083, Setembro 1984^[11]

McGuire, David A. (M.D.), Barber, F. Alan (M.D., FACB), Elrod,

Burton F. (M.D.), Paulos, Lonnie E. (M.D.), *The BioScrew Bioabsorbable Interference Screw In ACL Reconstruction*, pp. 1-4, Janeiro 1994^[25]

Micheletti, Gian Federico, *TECNOLOGIA MECANICA MECANIZADO POR ARRANQUE DE VIRUTA*, Barcelona, Editorial Blume, 1ª Edição, 1980^[112]

Molina U., Gustavo A. (Dr.), Navas S., José (Dr.), De Bedout, Ramon (Dr.), Aschner, Helena (Dra.), Rojas, Fabio (M.Sc.), Mateus, Luis (M.Sc.), *COMPORTAMIENTO MECANICO DE LOS TORNILLOS CORTICALES ALOGENICOS. Diseño y Fabricación de Protótipos.*, Santafé de Bogotá D.C., Pontificia Universidad Javeriana, Colombia, Juno 1995^[38]

Mullender, M.G., Huiskes, R. and Weinans, H., *A PHYSIOLOGICAL APPROACH TO THE SIMULATION OF BONE REMODELLING AS A SELF-ORGANIZATIONAL CONTROL PROCESS*, Journal of Biomechanics, 27, 11, Novembro 1994^[46]

Müller, M.E.; Algöwer, M., Schneider, R., Willengger, H., 3. *SCREWS AND PLATES AND THEIR APPLICATION (En "MANUAL OF INTERNAL FIXATION, Technique Recommended by the A0-ASIF Group")*, 3 ed, pp. 179-198, 1991^[32]

Ohashi, H., Therin, M., Meunier, A., Christel, P., *The effect of drilling parameters on bone. Part I General healing response*, Journal of Materials Science. Materials in Medicine, 5, pp. 225-231, 1994^[84]

Ohashi, H., Therin, M., Meunier, A., Christel, P., *The effect of drilling parameters on bone. Part II The influence of drilling site*, Journal of Materials Science. Materials in

Medicine, 5, pp. 232-236, 1994^[90]

Ohashi, H., Therin, M., Meunier, A., Christel, P., *The effect of drilling parameters on bone. Part III The response to porous hydroxyapatite implants*, Journal of Materials Science. Materials in Medicine, 5, pp. 237-241, 1994^[83]

Orthosob Products, Johnson & Johnson Orthopaedics, *Capítulo 5. Orthosob Products*, pp. 73-82^[22]

Pelker, Richard R. (M.D., Ph.D.), Friedlaender, Gary E. (M.D.) and Markham, Thomas C. (M.D.), *Biomechanical Properties of Bone Allografts, Clinical Orthopaedics and Related Research*, 174, pp. 54-57, Abril 1983^[36]

Petrtyl, M., Hert, J. and Fiala, P., *SPATIAL ORGANIZATION OF HAVERSIAN BONE IN MAN*, Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 2, pp. 161-169, 1996^[55]

Piattelli, A., Scarano, A., Corigliano, M. and Piattelli, M., *Comparison of bone regeneration with the use of mineralized and demineralized freeze-dried bone allografts: a histological and histochemical study in man*, Biomaterials, 17, 11, pp. 1127-1131, 1996^[54]

Rankin, Glenn (M.D.), Kuschner, Stuart H. (M.D.), Orlando, Carlo (M.D.), McKellop, Harry (Ph.D.), Brien, William W. (M.D.) and Sherman, Randy (M.D.), *A biomechanical evaluation of cannulated compressive screw for use in fractures of the escaphoid*, The Journal of Hand Surgery, 16^A, 6, pp. 1002-1010, Novembro 1991^[10]

Rojas M, Fabio A. (MSc), Kühn A., Ingeborg (Dr. Eng. Mec.) and

Boehs, Lourival (Dr. Eng. Mec.), *Human Bone as an Engineering Material: Development of Analysis Techniques*, Acta Microscópica, Sociedade Brasileira de Microscopia Eletrônica, XVI Meeting of the SBME, Setembro 1997

Rojas M., Fabio A. (MSc), Mateus, L. (MSc), Boehs, Lourival (Dr. Eng. Mec.), Kühn A., Ingeborg (Dr. Eng. Mec.) and Da Rosa, E. (Dr. Eng. Mec.), *Development of Orthopedic Machined Screws made from Human Bone: A First Step in the Future Fabrication of Aloimplants of Complex Geometry*, 13th ISPE/IEE, International Conference on CAD/CAM, ROBOTICS & Factories of the Future. UTP, Colômbia. Aceito para apresentação e publicação, Dezembro 1997

Roudier, M., Bouchon, C., Rouvillain, J.L., Amédée, J., Barielle, R., Rouais, F., Fricain, J.Ch., Dupuy, B., Kein, P., Jenadot, R. and Basse-Cathalinat, B., *The resorption of bone-implanted corals varies with porosity but also with the host reaction*, Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 29, pp. 909-915, 1995^[63]

Schatzker Joseph (M.D., B.Sc (Med.), F.R.C.S. (C)), Horne, J.G., (M.B., CH.B.) and Sumner-Smith, (G. B.V.Sc., F.R.C.V.S.), *The Reaction of cortical Bone to Compression by Screw Threads*, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 111, pp. 263-265, Setembro 1975^[4]

Schatzker, Joseph (M.D., B.Sc. [Med.], F.R.C.S[c]), Horne, J.G. (M.B., Ch.B.) and Sumner-Smith, G. (B.V.Sc., F.R.C.V.S.), *The Effect of Movement on the Holding Power of Screws in Bone*, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 111, pp. 257-262, Setembro 1975^[37]

- Shaw, James A. (M.D.), *Biomechanical comparison of cannulated small bone screws: A brief follow-up study*, The Journal of Hand Surgery, 16 A, 6, pp. 998-1001, Novembro 1991^[7]
- Shaw, Milto C., *Metal Cutting Principles*, Cambridge, Massachusetts, The M.I.T. Press, 3ª Edição, 1968^[115]
- Shirazi-Adl, A., Dammak, M., and Zukor, D.J., *FIXATION PULL-OUT RESPONSE MEASUREMENT OF BONE SCREWS AND POROUS-SURFACED POSTS*, Journal of Biomechanics, 27, 10, pp. 1249-1258, 1994^[57]
- Stemmer, Caspar E., *FERRAMENTAS DE CORTE I*, Florianópolis, SC, Editorada UFSC, 4ª Edição, 1995^[102]
- Stevens, A., Lowe, J., *Human Histology*, 2ª Edição, Barcelona: mosby, 1997, p. 227-250: Bone
- SYNTHESES, *Material y fabricación de implantes*, pp. II 01-II 08, Fevereiro 1989^[23]
- Timoshenko, S., Younh, D.H., *ELEMENTOS DE RESITENCIA DE MATERIALES*, Barcelona, Montaner y Simom S.A., 4ª Edição, 1966^[111]
- Törmälä, P., Vasenius, J., Vainionpää, S., Laiho, J., Pohjonen, T., and Rokkanen, P., *Ultra-high-strength absorbable self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) composite rods for internal fixation of bone fractures: In vitro and In vivo study*, Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 25, pp. 1-22, 1991^[99]
- Thümbler, F., Oberacker, R., *An Introduction to Power*

Metallurgy, The Institute of Materials, Cambridge, Cambridge University Press, 1ª Edição, 1993^[108]

Vasenius, Jarkko, Vainiopää, Seppo, Vihtonen, Kimmo, Mäkelä, Antero, Rokkanene, Pentti, *Comparison of in vitro hydrolysis subcutaneous and intramedullary implantation to evaluate the strength retention of absorbable ostosynthesis implants*, Biomaterials, Vol. 11, pp. 501-504, Setembro 1990^[105]

Vazquez-Seoana, P. (M.D.), Yoo, J. (M.D.), Zou, D. (M.D.), Fay, L.A. (BSEE, B.S.), Fredrickson, B.E., (M.D.), Handal, J.C. (M.D.), Yuan, H.A. (M.D.) and Edwards, W.T. (M.D.), *Interference Screw Fixation of Cervical Grafts. A combines in vivo Biomechanical and in vivo Animal Study*, SPINE, 18, 8, pp. 946-954, 1993^[58]

Vennard, John K., Street, Robert L., *ELEMENTARY FLUID MECHANICS*, Singapore, John Wiley and Sons, 6ª Edição, Capítulo 8, 1982^[110]

Wang, D.H., Ramulu, M. and Arola, D., *ORTHOGOANL CUTTING MECHANISMS OF GRAPHITE/EPOXY COMPOSITE. PART I: UNIDIRECTIONAL LAMINATE*, International Journal of Machine, Tools and Manufacturing, Vol. 35, No. 12, pp. 1623-1638, 1995^[96]

Wang, D.H., Ramulu, M. and Arola, D., *ORTHOGONAL CUTTING MECHANISMS OF GRAPHITE EPOXY COMPOSITE. PART ii: MULTI-DIRECTIONAL LAMINATE*, International Journal of Machine, Tools and Manufacturing, Vol. 35, No. 12, pp. 1639-1648, 1995^[93]

Weng-Chou, Chen, *SOME EXPERIMENTAL INVESTIGATIONS IN THE DRILLING OF CARBON FIBER-REINFORCED PLASTICS (CFRP) COMPOSITE*

LAMINATES, International Journal of Machine Tools and Manufacturing, pp. 1097-1108, 1997^[88]

White, Frank M., **MECANICA DE FLUIDOS**, Mexico, Mc Graw Hill Inc., 1ª Edição, Capítulo 5, 1979^[109]

Yang, C.Y, Wang, B.C., Chang, W.J., Chang, E., **Mechanical and histological evaluations of cobalt-chromium alloy and hydroxiapatite plasma-sprayed coatings in bone**, Journal of materials science: Materials in Medicine, 7, pp. 167-174, 1996^[70]

Yang, C.Y, Wang, B.C., Wu, J.D., **The influences of plasma spraying parameters on the characteristics of hydroxiapatite coatings: a quantitative study**, Journal of materials science: Materials in Medicine, 6, pp. 249-257, 1995^[85]

Ylinen P., **Filling of bone defects with porous hydroxyapatite reinforced with polylactide or polyglycolide fibres**, Journal of materials science: Materials in Medicine, Vol. 5, pp. 522-528, 1994^[65]

Zioupos, P., Currey, J.D., **The extent of microcracking and the morphology of microcracks in damaged bone**, Journal of Materials Science, 29, pp. 978-986, 1994^[106]

Zorev, N.N., **METAL CUTTING MECHANICS**, Londres, Pergamon Press LTD., 1ª Edição, 1966^[102]

Os números entre [] correspondem ao Numero do Registro Interno dentro do banco de dados "Biblio"

CAPÍTULO 11

APÊNDICES

11.1 - Variáveis independentes consideradas nas séries de ensaios

APÊNDICE 11.1

Variáveis independentes consideradas nas séries de ensaios

Variável Independente	Nome	Natureza	Primeira Série		Integridade/Segunda Série		Séries P01, P02, RQ, QG	
			Medida/ unidades	Medida/ unidades	Medida/ unidades	Medida/ unidades		
Osso	Tipo	Qualitativa/Níveis(**)	11.1 Cortical/Osso Longo	11.2 Cortical/Outro tipo	11.1 Cortical/Osso Longo	11.2 Cortical/Outro tipo	11.1 Cortical/Osso Longo	11.2 Cortical/Outro tipo
	Local da amostra	Qualitativa/Níveis(**)	12.1 Central	12.2 Distal	12.1 Central	12.2 Distal	12.1 Central, 12.2 Distal, 12.3 Proximal	
	Quadrante	Qualitativa/Níveis(**)					I, II, III, IV	
	Faixa Etária	Quantitativa					Anos	
	Cor do Osso	Qualitativa/Níveis(**)					Ver seção 5.3.1	
	Espécie	Qualitativa/Níveis(**)	13.1 Humano	13.2 Boi	13.1 Humano	13.2 Boi	Humano	
	Preservação do osso	Qualitativa/Níveis(**)	14.1 Fresco	14.2 Liofilizado	14.1 Fresco	14.2 Liofilizado	Liofilizado	
	Orientação das Fibras	Quantitativa	Longitudinal, 0 graus	Transversal, 90 graus	Longitudinal, 0 graus	Transversal, 90 graus	Graus	
	Processo de usinagem	Qualitativa/Níveis(**)	16.1 Torneamento Cilíndrico	16.2 Ortogonal	16.1 Torneamento Cilíndrico	16.2 Ortogonal	16.1 Torneamento Cilíndrico	16.2 Ortogonal
	Ferramenta							
	Ângulos							
	Cunha	17	Quantitativa	Graus	Graus	Graus	Graus	
	Saída	18	Quantitativa	Graus	Graus	Graus	Graus	
Ponta	19	Quantitativa	Graus	Graus	Graus	Graus		
Raios								
Gume principal	110	Quantitativa	mm	mm	mm	mm		
Da quina	111	Quantitativa	mm	mm	mm	mm		
Material	112	Qualitativa/Níveis(**)	112.1 Metal duro/Aço rápido	112.2 Diamante Mono/Policristalino	112.1 Metal duro/Aço rápido	112.2 Diamante Mono/Policristalino	112.1 Aço rápido, 112.2 Metal duro, 112.3 Cerâmica, 112.4 Diamante Monocristalino	
Tipo de montagem	113	Qualitativa/Níveis(**)	113.1 Ver seção 5.1.2	113.2 Ver seção 5.1.2	113.1 Ver seção 5.1.4	113.2 Ver seção 5.1.4	113.1 seção 5.2.2 Ver 113.2 seção 5.2.2	
Fluido de corte	114	Qualitativa/Níveis(**)	114.1 Seco	114.2 Água (fato)	114.1 Seco	114.2 Água (fato)	114.1 Ar, estático (Temperatura ambiental) 114.2 Ar, jato (Temperatura ambiental)	
Condições de corte								
Ângulo de incidência	115	Quantitativa	Graus	Graus	Graus	Graus		
Ângulo de saída	116	Quantitativa	Graus	Graus	Graus	Graus		
Velocidade de corte	117	Quantitativa	mm/min	mm/min	mm/min	mm/min		
Profundidade de corte	118	Quantitativa	mm	mm	mm	mm		
Avanço	119	Quantitativa	mm/r	mm/r	mm/r	mm/r		
Tipo de Máquina	120	Qualitativa/Níveis(**)	120.1 Ver seção 5.1.2	120.2 Ver seção 5.1.2	120.1 Ver seção 5.1.4	120.2 Ver seção 5.1.4	120.1 seção 5.2.2 Ver 120.2 seção 5.2.2	
Tamanho e forma das peças a produzir	121	Quantitativa	121.1 Ver seção 5.1.2	121.2 Ver seção 5.1.2	121.1 Ver seção 5.1.4	121.2 Ver seção 5.1.4	121.1 seção 5.2.2 Ver 121.2 seção 5.2.2	

(**) Variável especificada em vários níveis como descrito na seção 5.1.2 deste documento.
 Em vermelho as variáveis que sofreram alteração na forma de especificar seus níveis com respeito aos experimentos anteriores.

11.2 - Condições de fronteira

APÊNDICE 11.2
Condições de fronteira

Variável	Nome	Primeira Série		Integridade/Segunda/P01/P02/ RQ/QG Série(s)	
		Limite	Medida/unidades	Limite	Medida/unidades
Tamanho peças de partida	F1	Máximo formas aproximadamente cilíndricas de 16 mm diâmetro X 60 mm de comprimento. Ver Seção 3.4	mm	Máximo formas aproximadamente cilíndricas de 16 mm diâmetro X 60 mm de comprimento.	mm
Máquina-Ferramenta	F2			Torno Sheperd (LMP). Limitações nas velocidades e avanços associados. Torno ROMI (USICON). Menor grau de limitação nas velocidades e avanços.	
Tamanho peças para análise microscópica/biológica	OF1			Dependente das técnicas de observação dos parâmetros biológicos.	mm

11.3 - Variáveis de saída consideradas nas séries de ensaios

APÊNDICE 11.3

Variáveis de saída consideradas nas séries de ensaios

Variável	Nome	Natureza	Primeira Série	Segunda Série	Série Integridade	Séries P01, P02, RQ, QG	
			Medida/unidades	Medida/unidades	Medida/unidades	Medida/unidades	
Morfologia superficial	Cavaco	S1	Qualitativa/Níveis(**)	Ver seção 7.1			
	Qualificação do processo de corte	S2	Qualitativa/Níveis(**)	Ver seção 7.1			
	Desgaste da ferramenta	S3	Qualitativa/Níveis(**)				
		S4	Qualitativa/Níveis(**)				
	Presença de danificação nas camadas superficiais	S5	Qualitativa/Níveis(**)			Ver seção 6.1.5	
		S6	Quantitativa/Níveis			Ver seção 6.1.5	
	Trincas	S7	Quantitativa/Níveis			Ver seção 6.1.5	
	Fragmentação	S7	Quantitativa/Níveis			Ver seção 6.1.5	
	Deformação plástica	S8	Quantitativa/Níveis			Ver seção 6.1.5	
	Destruição térmica (biológica)	S9	Quantitativa/Níveis			Ver seção 6.1.5	
Profundidade média da camada afetada	S10	Quantitativa/Níveis			Ver seção 6.1.5		
	Microestrutura do osso	S11	Quantitativa/Valor contínuo			Ver seção 5.4	
	Propriedades Mecânicas dos Corpos Usinados	S12	Quantitativa/Valor contínuo			Ver seção 5.4	
	Morfologia superficial. Efeitos de similaridade	OS1	Qualitativa/Níveis				Ver seção 7.1.3
		OS2	Quantitativa/Valor contínuo				GPa
	Propriedades mecânicas. Módulo de elasticidade local	OS3	Quantitativa/Valor contínuo				MPa
		OS4	Quantitativa/Valor contínuo				GPa
	Propriedades Mecânicas. Módulo de Elasticidade em Flexão	OS5	Quantitativa/Valor contínuo				MPa
		OS6	Quantitativa/Valor contínuo				MPa
	Propriedades Mecânicas. Resistência a Cizalhamento	OS7	Quantitativa/Valor contínuo				(%)
Densidade aparente		OS8	Quantitativa/Valor contínuo			Kg/m ³	
Tamanho em média de microfibras		OS9	Quantitativa/Valor contínuo				Micrômetros
		OS10	Quantitativa/Valor contínuo				No./mm ³
Forma das microfibras		OS11	Qualitativa/Níveis				
		OS12	Quantitativa/Valor contínuo				No./mm ³
Densidade de osteócitos		OS13	Quantitativa/Valor contínuo				Micrômetros
		OS14	Quantitativa/Valor contínuo				No./mm ³
Tamanho em média do diâmetro dos osteões		OS15	Quantitativa/Valor contínuo				Micrômetros
		OS16	Quantitativa/Valor contínuo				Graus
Variação dimensional do diâmetro dos osteões	OS17	Quantitativa/Valor contínuo				gr/mm ³	
	Direção angular dos osteões	OS17	Quantitativa/Valor contínuo				

(**) Variável especificada em vários níveis como descrito nas seções correspondentes ao experimento

1.4 - Origem da Matéria-Prima



BANCO DE HUESOS Y TEJIDOS

FUNDACION COSME Y DAMIAN FUNDACION SANTA FE DE BOGOTA

AVDA 9 No. 119-24 Tel: 6298086 - 6298087 Fax: 2133216

Febrero 11 de 1998

Lorival Boehs, Ph.D.
Departamento de Ingeniería Mecánica
Universidad Federal de Santa Catalina
Florianopolis, Brasil

Estimado Dr. Boehs,

Hemos tenido el gusto de reunirnos con el Señor Fabio Rojas, quien se encuentra cursando estudios de doctorado en su departamento. Recibimos de el una propuesta, en representación del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Federal de Santa Catalina, de trabajar en conjunto, la optimización de la técnica de fabricación de tornillos de hueso humano, su evaluación mecánica y finalmente su implantación in vivo. La optimización de la técnica de fabricación de los tornillos ha de constituir la tesis de doctorado del señor Fabio Rojas. Este es un tema en el que hemos venido trabajando hace varios años en compañía de la Universidad de los Andes y por lo tanto nos interesa mucho.

Nuestro objetivo con esta carta es ratificar lo discutido verbalmente con el señor Rojas. Específicamente, que nos honraría participar en su comité de tesis como asesores externos a la Universidad. Adicionalmente, que el Banco de Huesos Fundación Cosme y Damián puede proporcionar el hueso cortical requerido por el proyecto, probablemente enviándolo a través del correo diplomático.

Nuevamente queremos expresarle lo honrados que estamos al tener la oportunidad de trabajar con ustedes. Estamos seguros que se trata de un proyecto promisorio, que tendrá un gran impacto sobre el cuidado de los pacientes.

Atentamente,

Dr. José Navas
Director
Fundación Cosme y Damián

Dr. Adolfo Llinás
Coordinador de Investigación
Fundación Cosme y Damián



BANCO DE HUESOS Y TEJIDOS FUNDACION COSME Y DAMIAN

Av. 9a. No. 119-24 TEL: 6298086 - 6298087 FAX: 2133216

Santafé de Bogotá, 11 de Agosto de 1998

Señores
AEROPUERTO EL DORADO
L.C.

Estimados Señores:

Por medio de la presente hago constar que el Señor JAIRO ARTURO ESCOBAR GUTIERREZ con c.c. 79.711.009 de Bogota, transportará dos (2) Segmentos de Femur Congelados , para un trabajo de Doctorado en Ingenieria y Ciencia de Materiales , en la Universidad Federal de Santa Calarina, en la ciudad de Florida Napolis, Brasil.

El Banco de Huesos y Tejidos de La Fundación Cosme y Damián, es un Banco categoria B afiliado al Hospital Clinica Fundacion Santafe de Bogota, con Resolución del Ministerio de Salud No. 8190, del 2 de Julio de 1991. No. de Licencia 010.

Este Banco de Huesos es el único en el país autorizado para la obtención, preservación, almacenamiento, transporte y distribución de huesos y tejidos del Sistema Osteoarticular. Es también el único Banco de Tejidos en Latinoamérica por lo cuál ocasionalmente presta el servicio a pacientes de los países vecinos que requieren este tipo de injertos.

Agradezco la atención .

Att.

Dra. NANCY HUERTAS DE SERRANO
SUB GERENTE ADMINISTRATIVA
BANCO DE HUESOS Y TEJIDOS
FUNDACION COSME Y DAMIAN

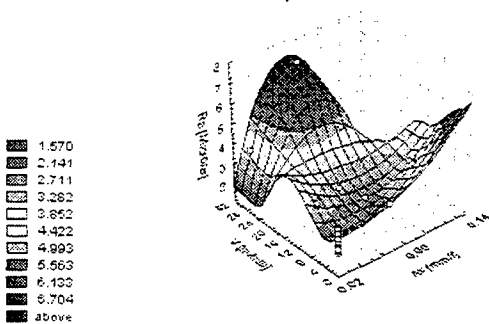
11.5 - Comportamento da rugosidade para as ferramentas F1 e F5

Pela natureza do software utilizado para processar os dados, nos gráficos a seguir alguns símbolos são diferentes aos equivalentes no corpo do documento:

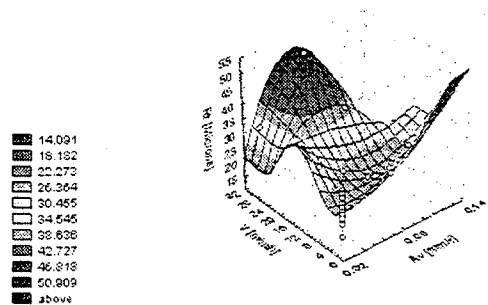
Simbolo	Descrição	Simbolo equivalente dentro do corpo do documento	Unidades (ISO)
A_v	Avanço	f	mm/r
V	Velocidade de corte	V_c	m/min
F_t	Força de corte	F_c	N
P_t	Potência de corte	P_c	W
K_s	Pressão específica de corte	k_s	MPa

11.5.1 - Considerando só os dados da Ferramenta F1

Influência de A_v e V sobre R_a para a ferramenta F1
Estimação de Mínimos Quadrados



Influência de A_v e V sobre R_t para a ferramenta F1
Estimação de Mínimos Quadrados



Influência de A_v e V sobre S_m para a ferramenta F1
Estimação de Mínimos Quadrados

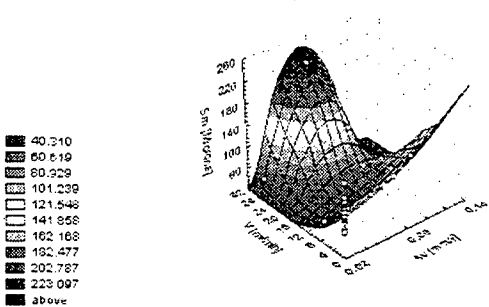


Figura 11.1 - Influência de A_v e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para os ensaios com a Ferramenta F1

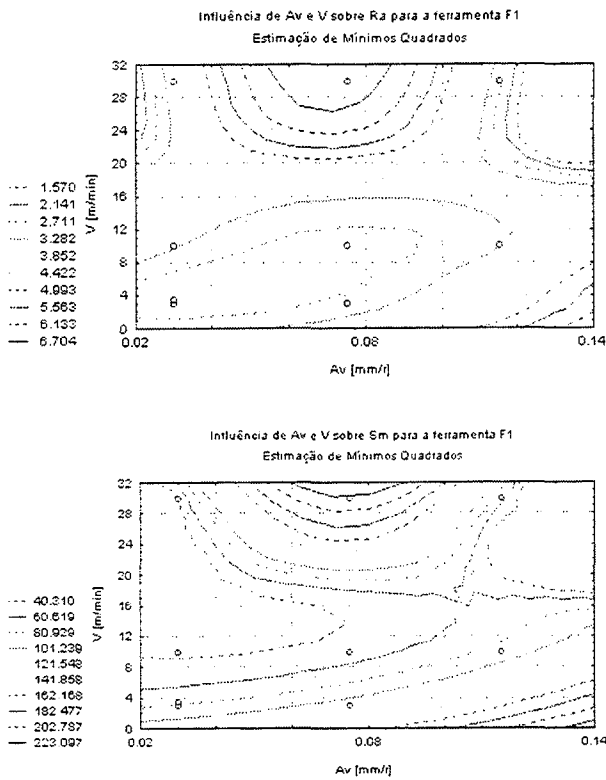


Figura 11.2 - Influência de Av e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F1. Gráficos de contorno. Mesmos dados que os gráficos anteriores 3D

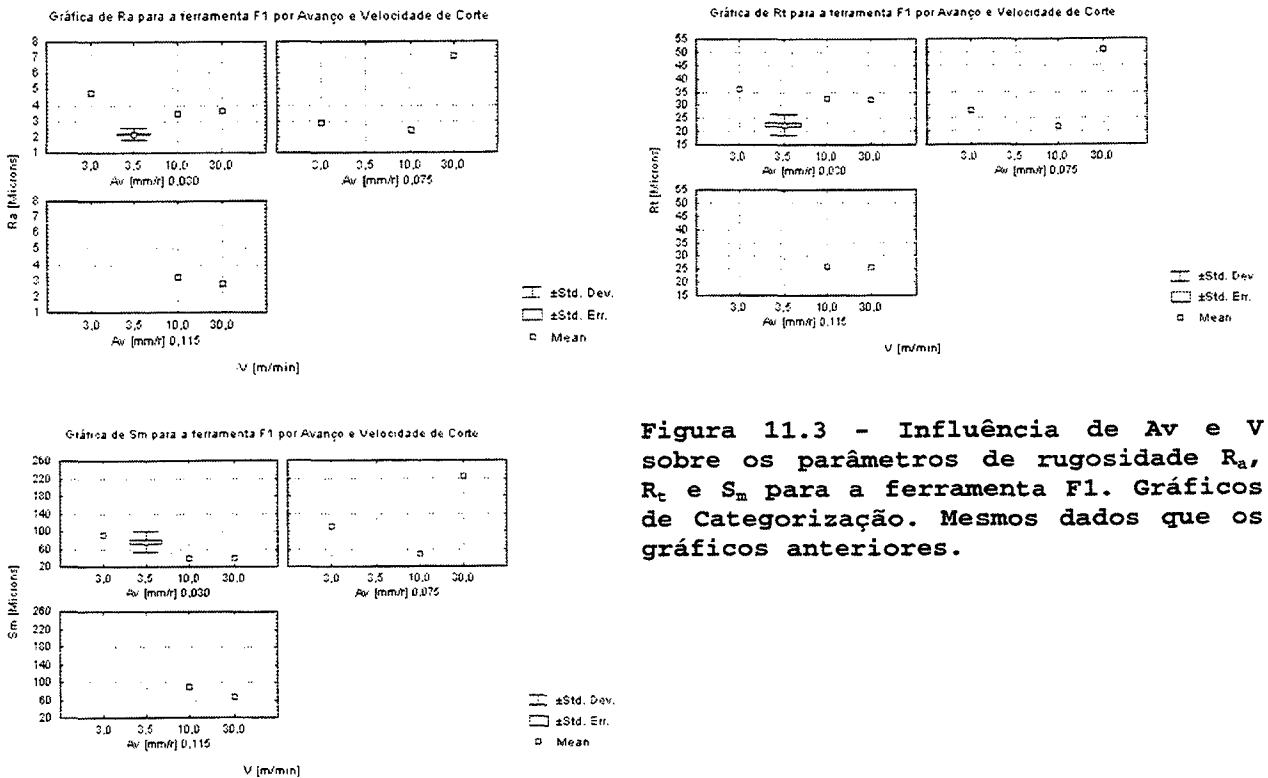


Figura 11.3 - Influência de Av e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F1. Gráficos de Categorização. Mesmos dados que os gráficos anteriores.

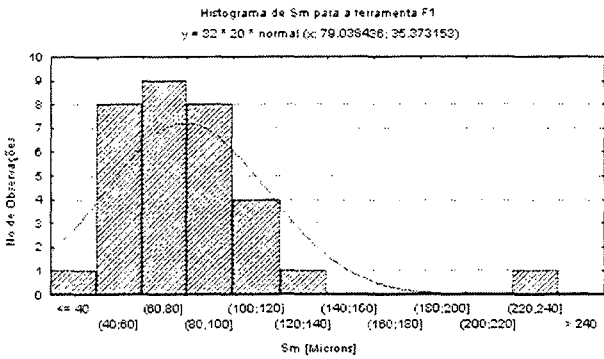
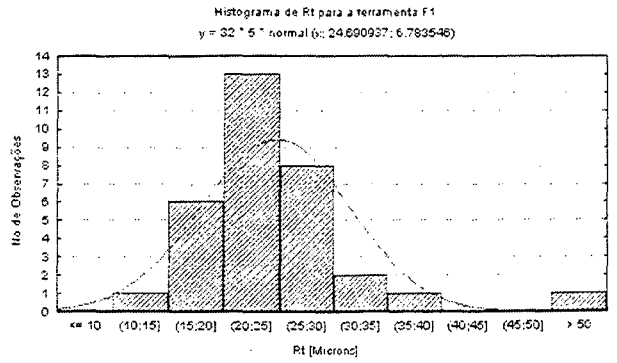
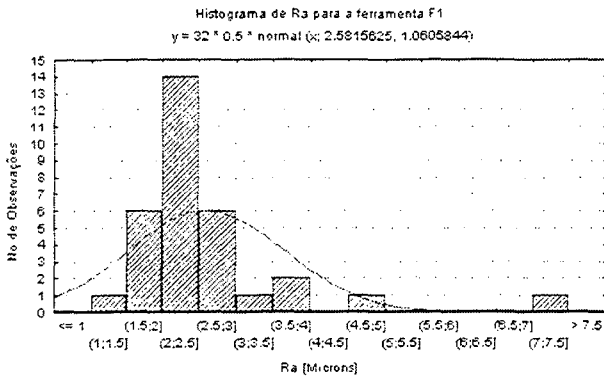
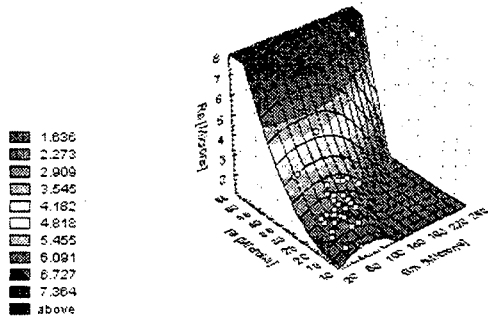
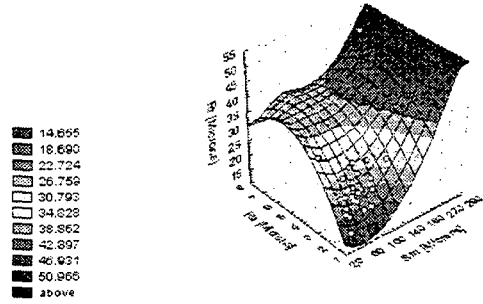


Figura 11.4 - Histograma dos parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F1. Na parte superior de cada gráfico se observa a média e o desvio padrão correspondente a uma estimativa normalizada dos dados.

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F1. Estimativa de Mínimos Quadrados



Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F1. Estimativa de Mínimos Quadrados



a)

b)

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F1. Estimativa de Mínimos Quadrados

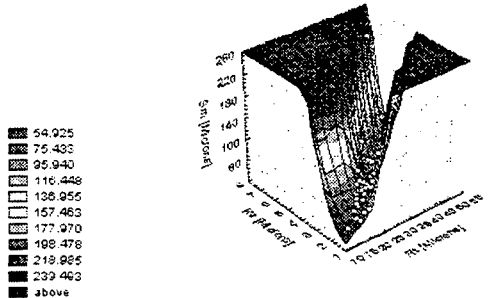
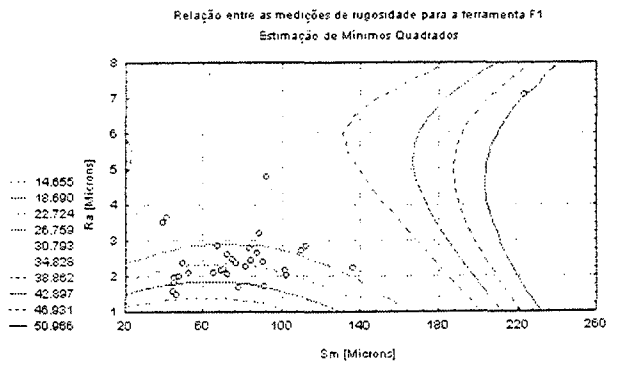
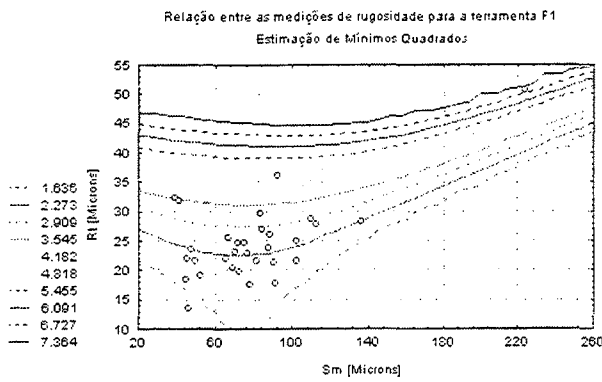


Figura 11.5 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de rugosidade:

- a) R_a em função de R_t , S_m
- b) R_t em função de R_a , S_m
- c) S_m em função de R_a , R_t

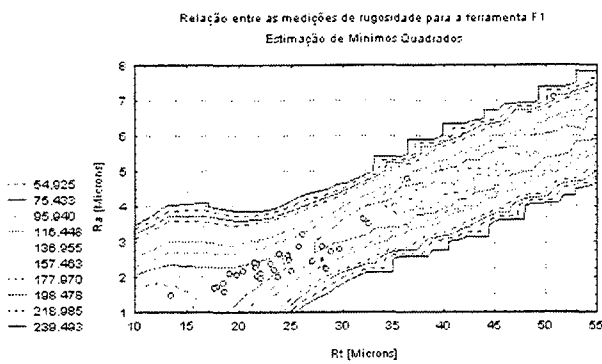
Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F1

c)



a)

b)



c)

Figura 11.6 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de Rugosidade (gráfico de contorno):

a) R_a em função de R_t , S_m

b) R_t em função de R_a , S_m

c) S_m em função de R_a , R_t

Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F1

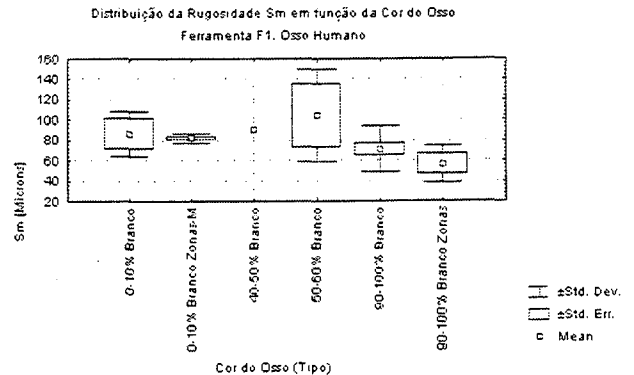
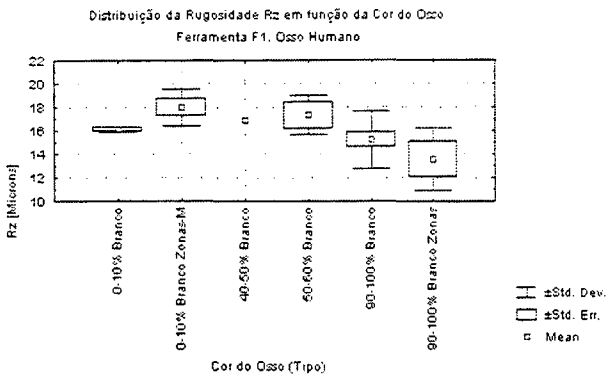
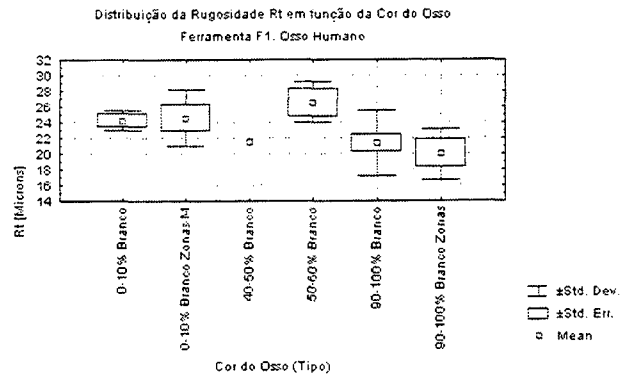
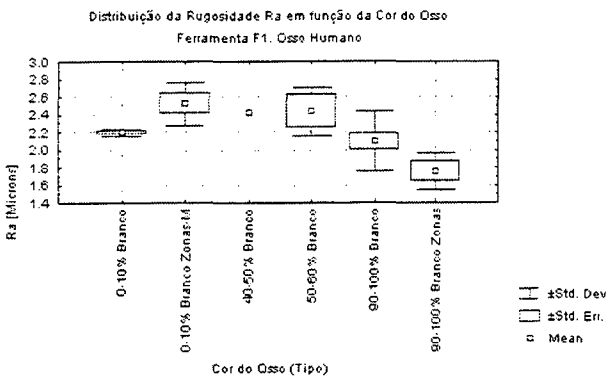


Figura 11.7 - Gráficos categorizados dos parâmetros de rugosidade em função da cor do osso. Ensaaios com a ferramenta F1

11.5.2 - Considerando só os dados da ferramenta F5

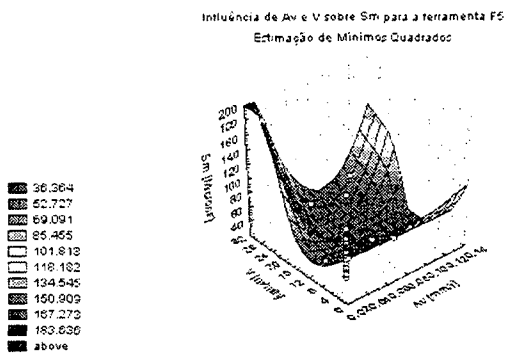
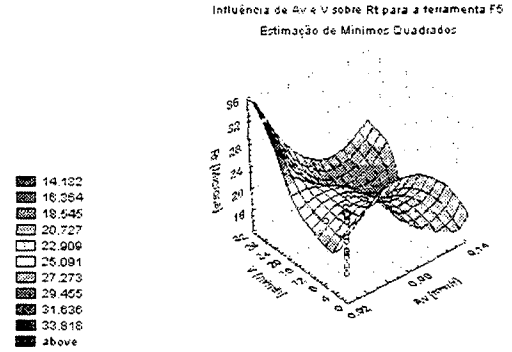
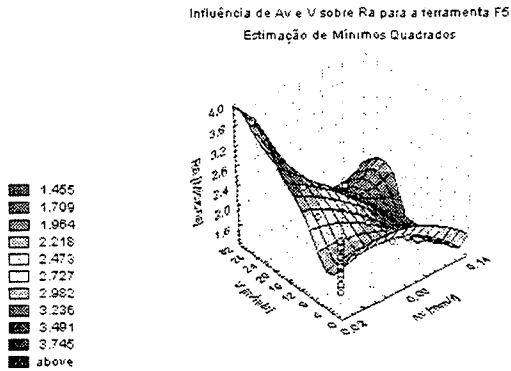


Figura 11.8 - Influência de Av e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5

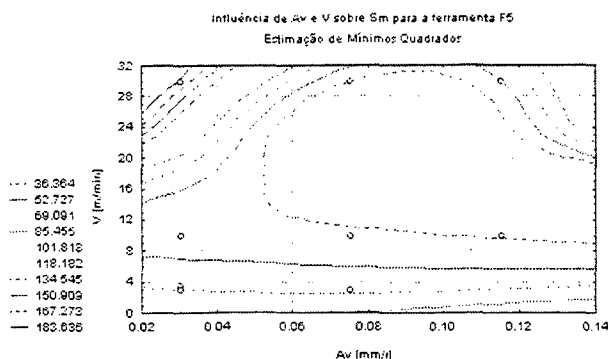
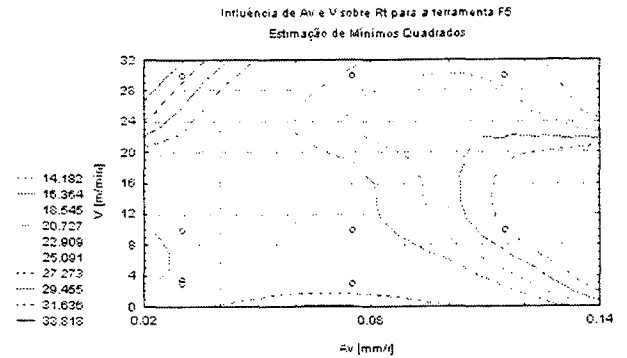
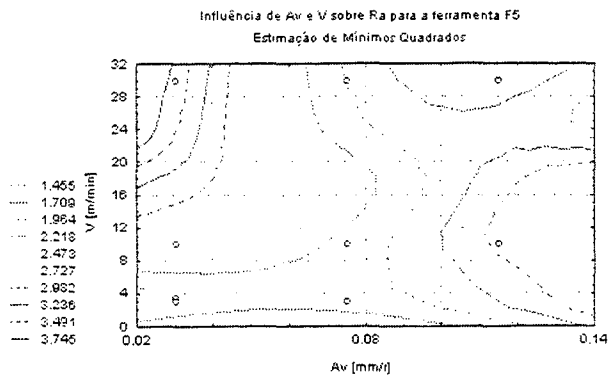


Figura 11.9 - Influência de Av e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5. Gráficos de contornos. Mesmos dados que os gráficos anteriores 3D

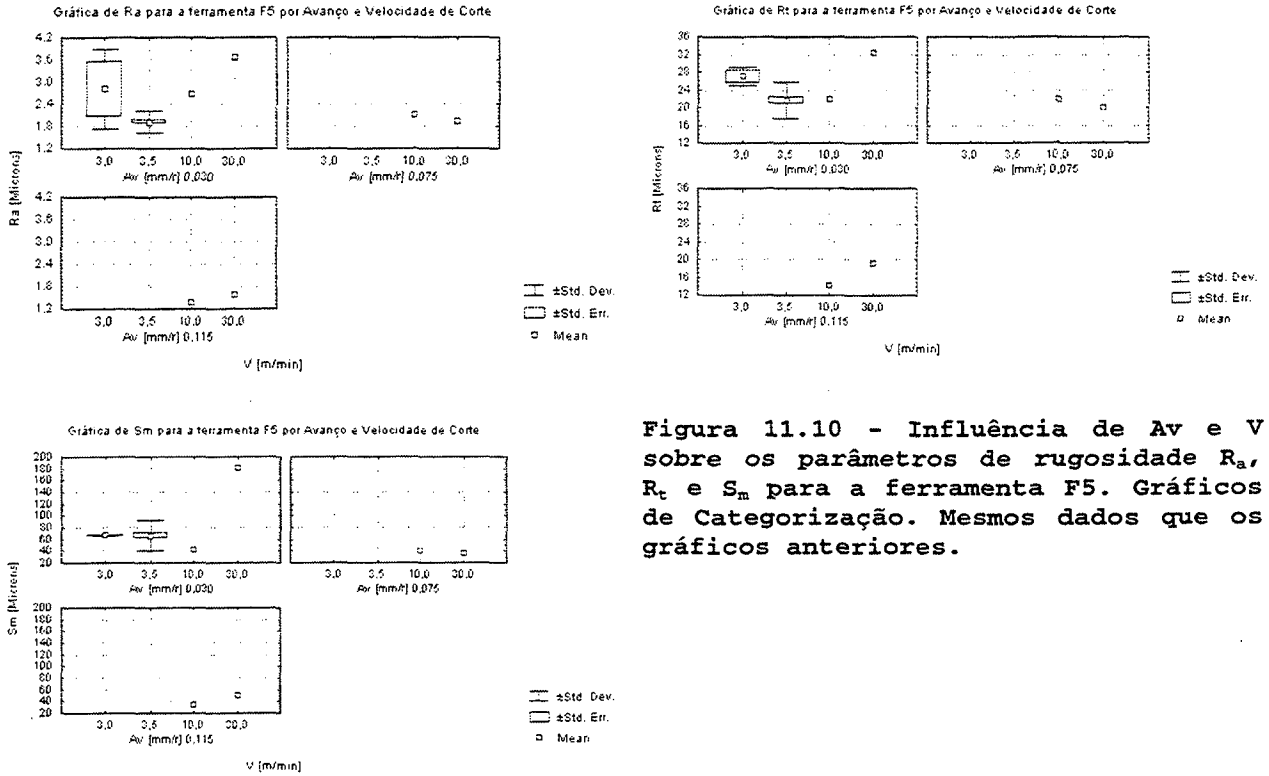


Figura 11.10 - Influência de Av e V sobre os parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5. Gráficos de Categorização. Mesmos dados que os gráficos anteriores.

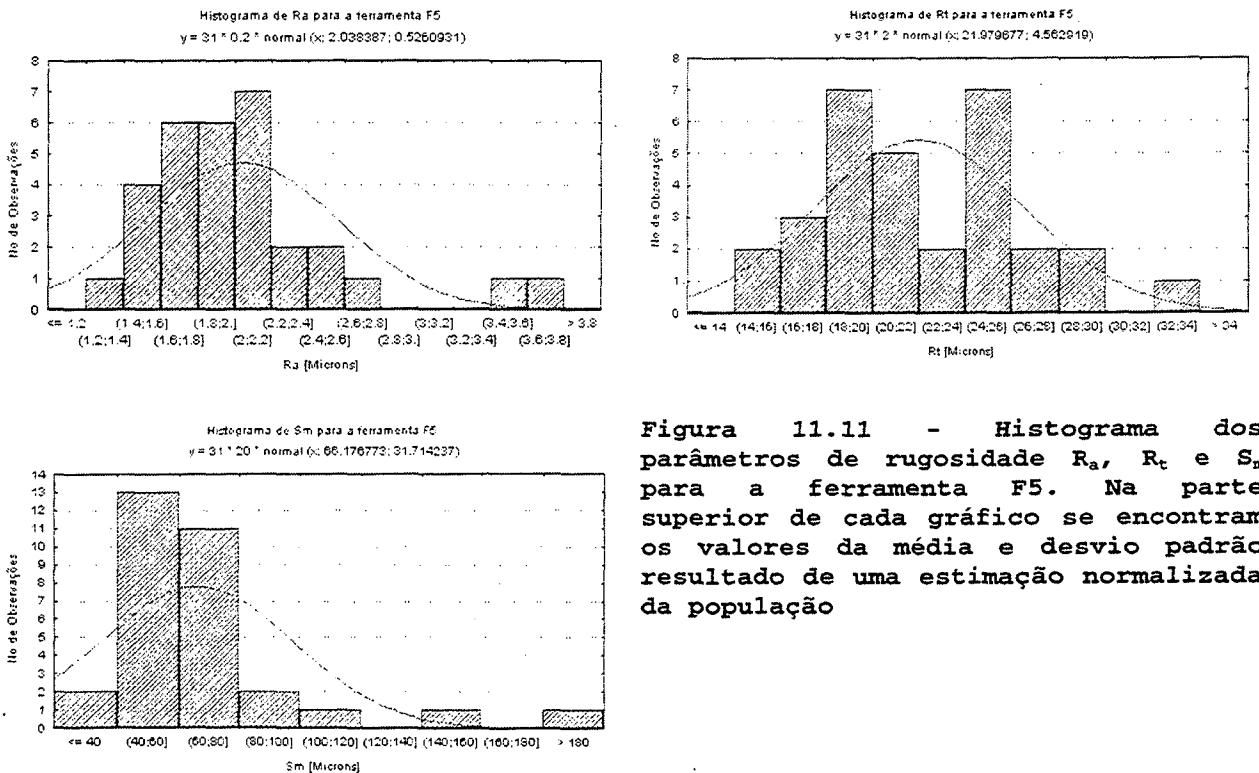
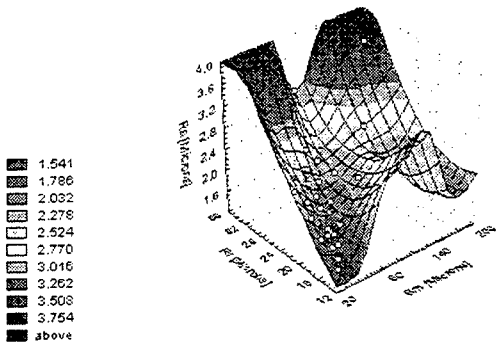


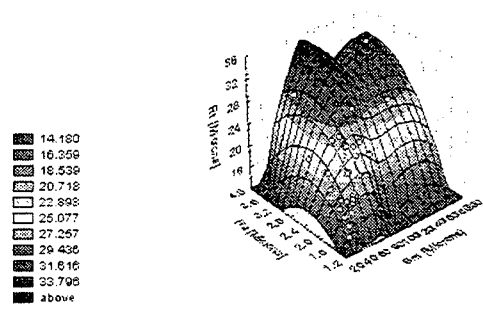
Figura 11.11 - Histograma dos parâmetros de rugosidade R_a , R_t e S_m para a ferramenta F5. Na parte superior de cada gráfico se encontram os valores da média e desvio padrão resultado de uma estimativa normalizada da população

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F5



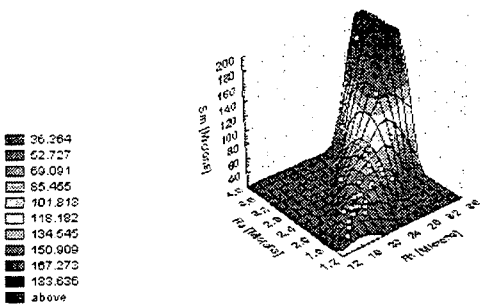
a)

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F5
Estimação de Mínimos Quadrados



b)

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F5
Estimação de Mínimos Quadrados



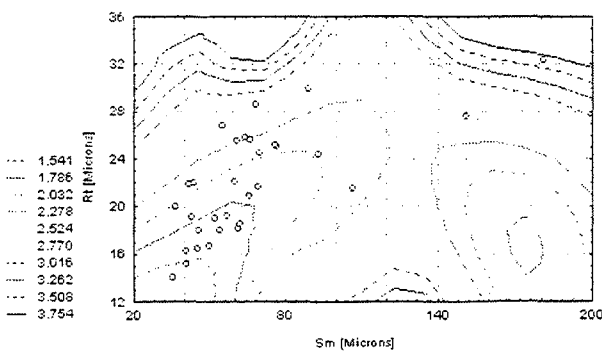
c)

Figura 11.12 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de rugosidade:

- a) R_a em função de R_t , S_m
- b) R_t em função de R_a , S_m
- c) S_m em função de R_a , R_t

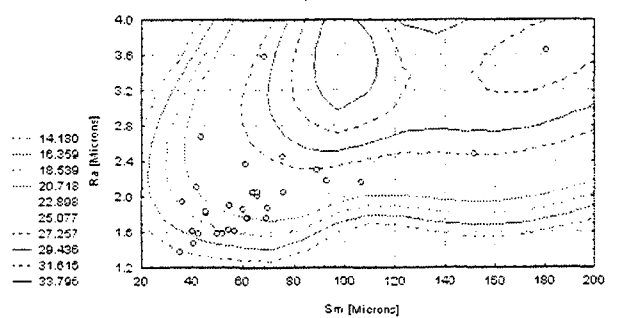
Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F5

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F5



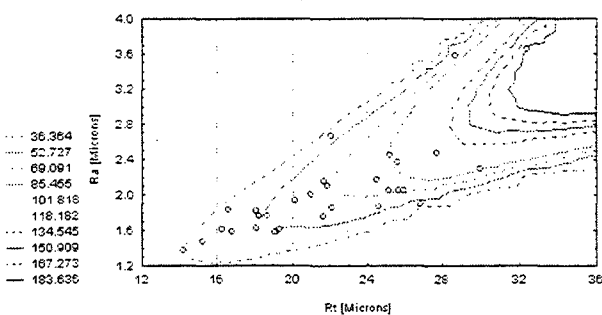
a)

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F5
Estimação de Mínimos Quadrados



b)

Relação entre as medições de rugosidade para a ferramenta F5
Estimação de Mínimos Quadrados



c)

Figura 11.13 - Diversas vistas do gráfico de relacionamento entre parâmetros de rugosidade (gráfico de contorno):

- a) R_a em função de R_t , S_m
- b) R_t em função de R_a , S_m
- c) S_m em função de R_a , R_t

Todos os gráficos com a mesma fonte de dados: experimentos com a ferramenta F5

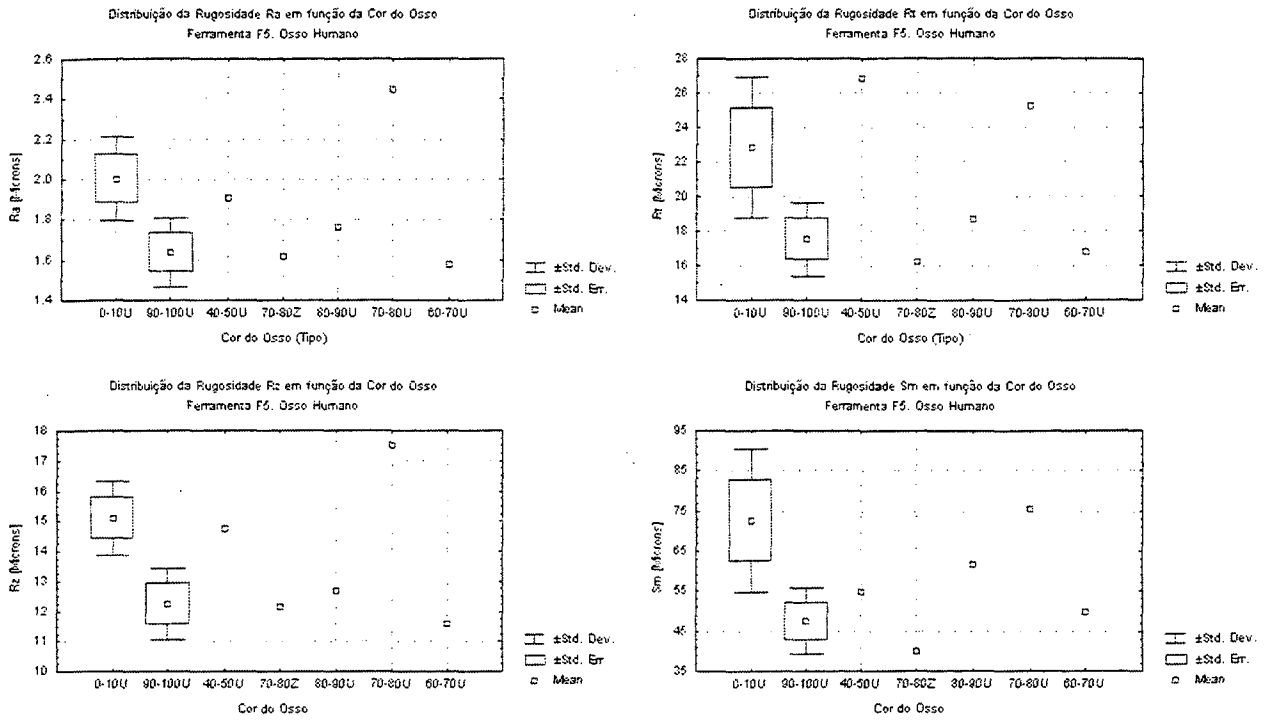


Figura 11.14 - Gráficos categorizados dos parâmetros de rugosidade em função da cor do osso para os ensaios realizados com a ferramenta F5

11.6 - Dinâmica da usinagem de osso humano. Gráficos de variáveis dinâmicas do corte.

Pela natureza do software utilizado para processar os dados, nos gráficos a seguir alguns símbolos são diferentes aos equivalentes no corpo do documento:

Símbolo	Descrição	Símbolo equivalente dentro do corpo do documento	Unidades (ISO)
A_v	Avanço	f	mm/r
V	Velocidade de corte	v_c	m/min
F_t	Força de corte	F_c	N
P_t	Potência de corte	P_c	W
K_s	Pressão específica de corte	k_s	MPa

11.6.1 - Força principal de corte F_c

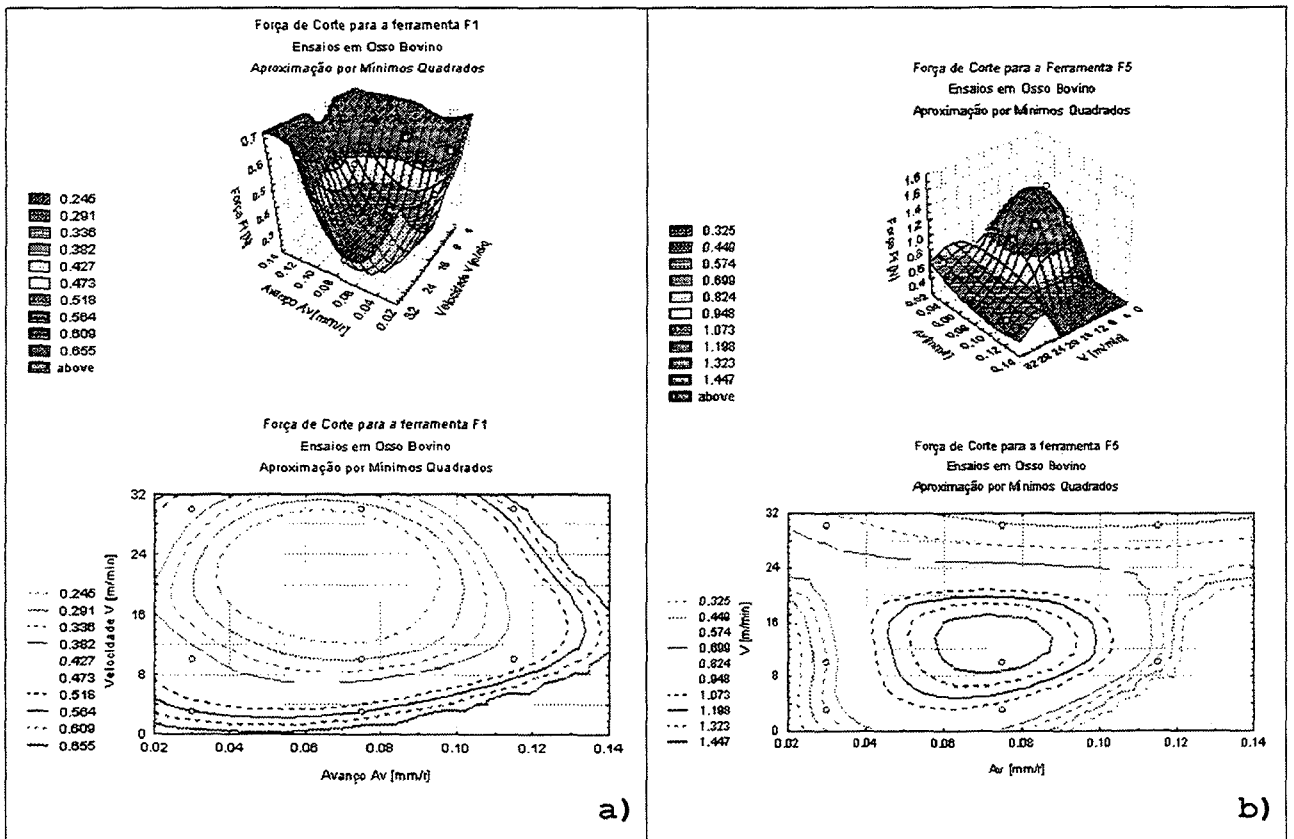


Figura 11.15 - Influência de A_v e V na força de corte F_t para
 a) ferramenta F1 e
 b) ferramenta F5. Gráficos 3D e contorno

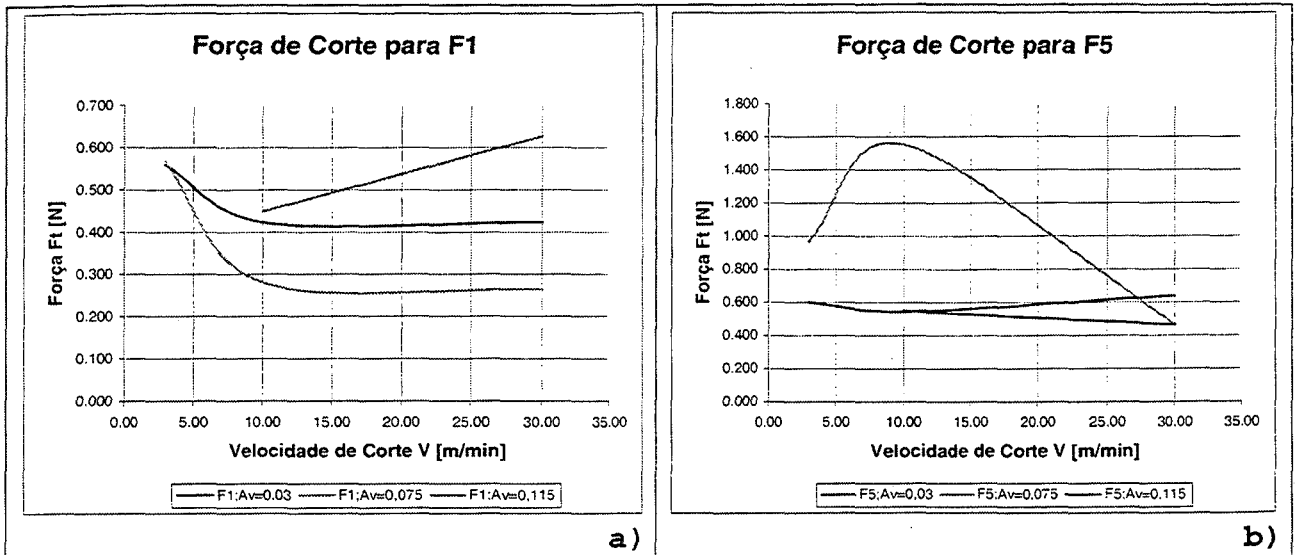


Figura 11.16 - Gráficos para a força de corte em
 a) ferramenta F1 e
 b) ferramenta F5

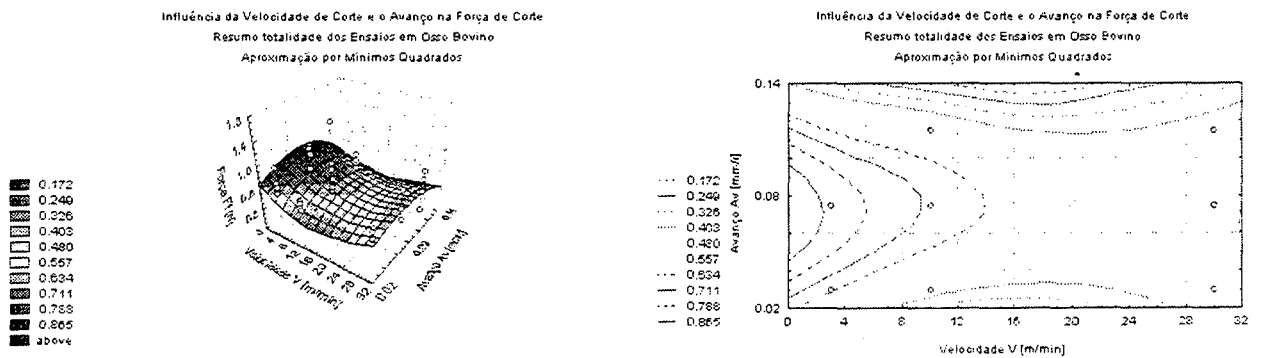


Figura 11.17 - Gráficos da força de corte na totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráfico 3D e de contorno

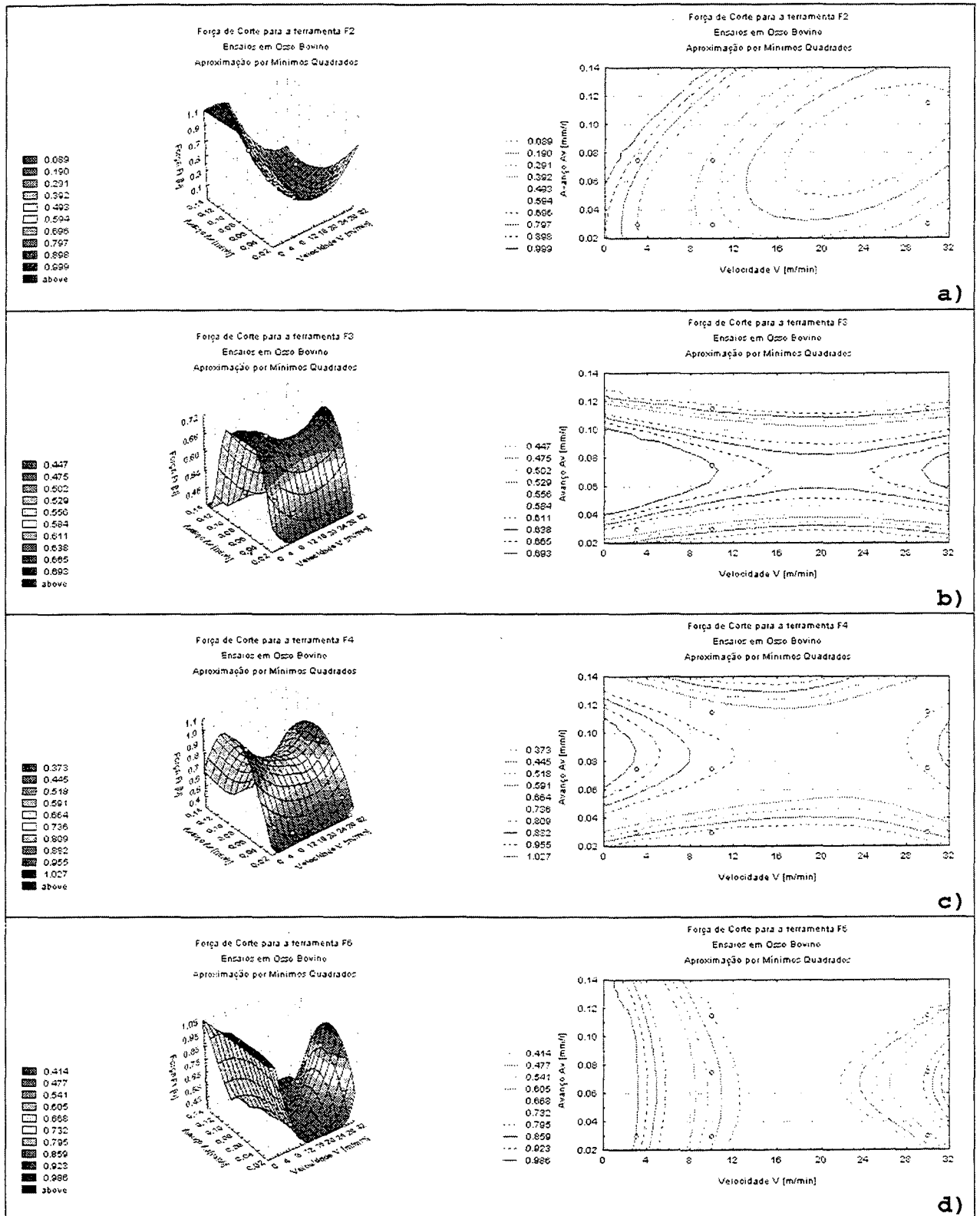


Figura 11.18 - Influência de V e A_v na força de corte para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de contorno.

11.6.2 - Coeficiente de atrito

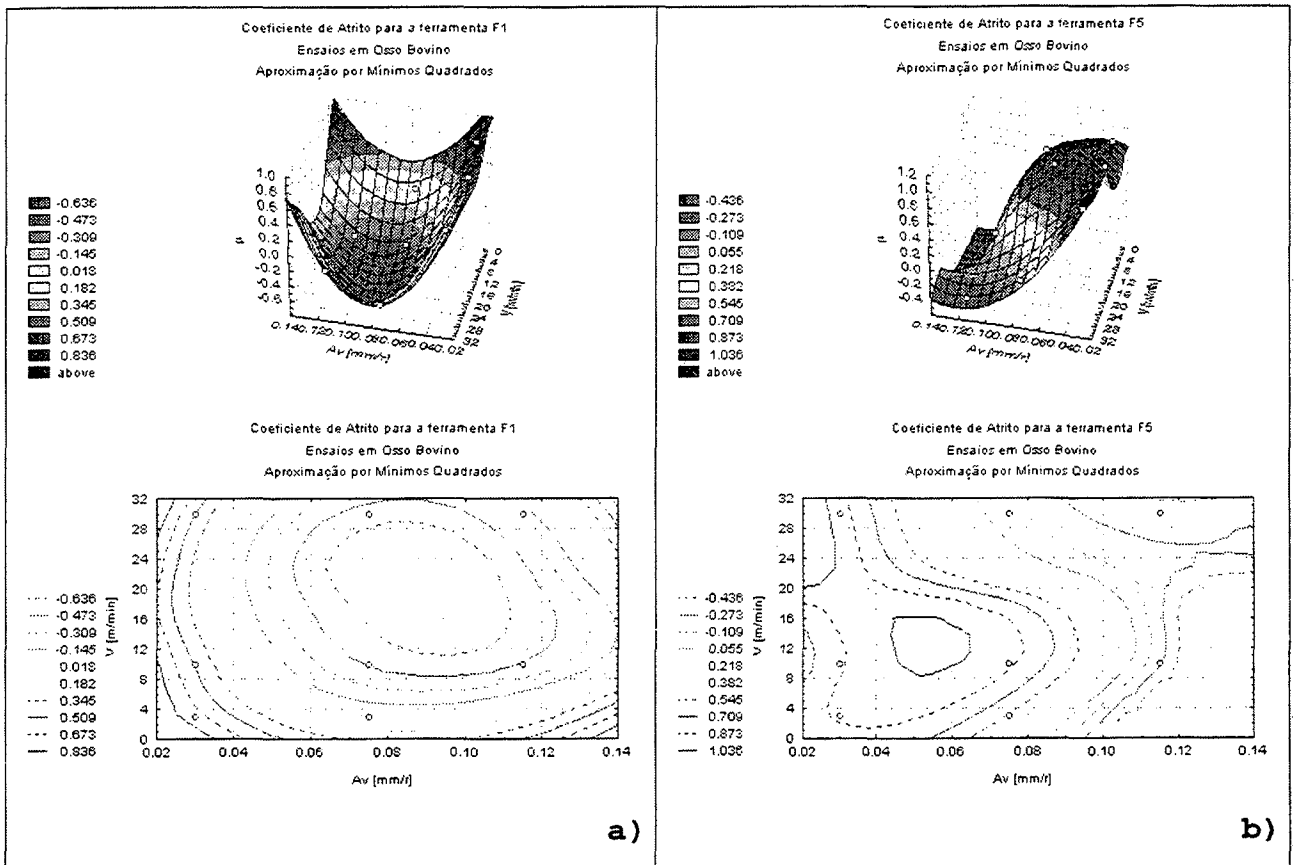


Figura 11.19 - Gráficos do coeficiente de atrito na face da ferramenta para
 a) ferramenta F1 e
 b) ferramenta F5.
 Gráficos 3D e de contorno

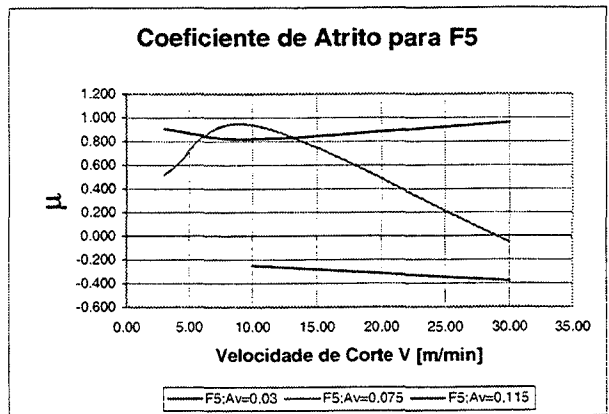
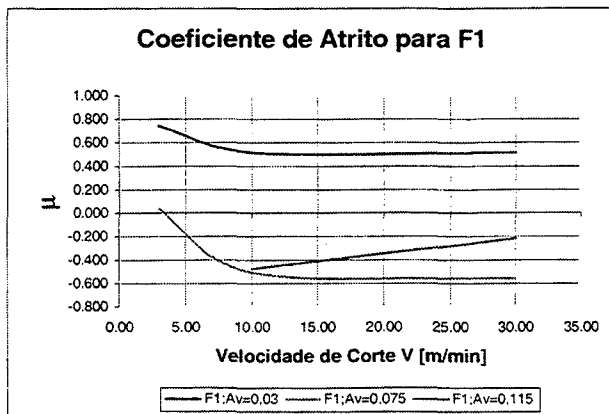
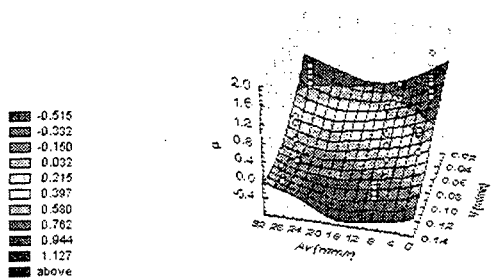


Figura 11.20 - Coeficiente de atrito para a) F1 e b) F5. Gráficos 2D.

Influência do Avanço e a Velocidade de Corte no Coeficiente de Atrito
 Resumo para a totalidade dos Ensaios em Osso Bovino
 Aproximação por Mínimos Quadrados



Influência do Avanço e a Velocidade de Corte no Coeficiente de Atrito
 Resumo para a totalidade dos Ensaios em Osso Bovino
 Aproximação por Mínimos Quadrados

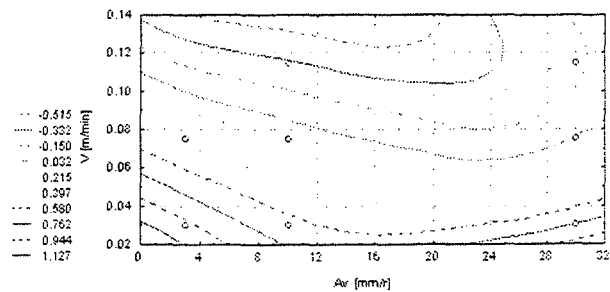


Figura 11.21 - Gráfico do coeficiente de atrito para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráfico 3D e de contorno

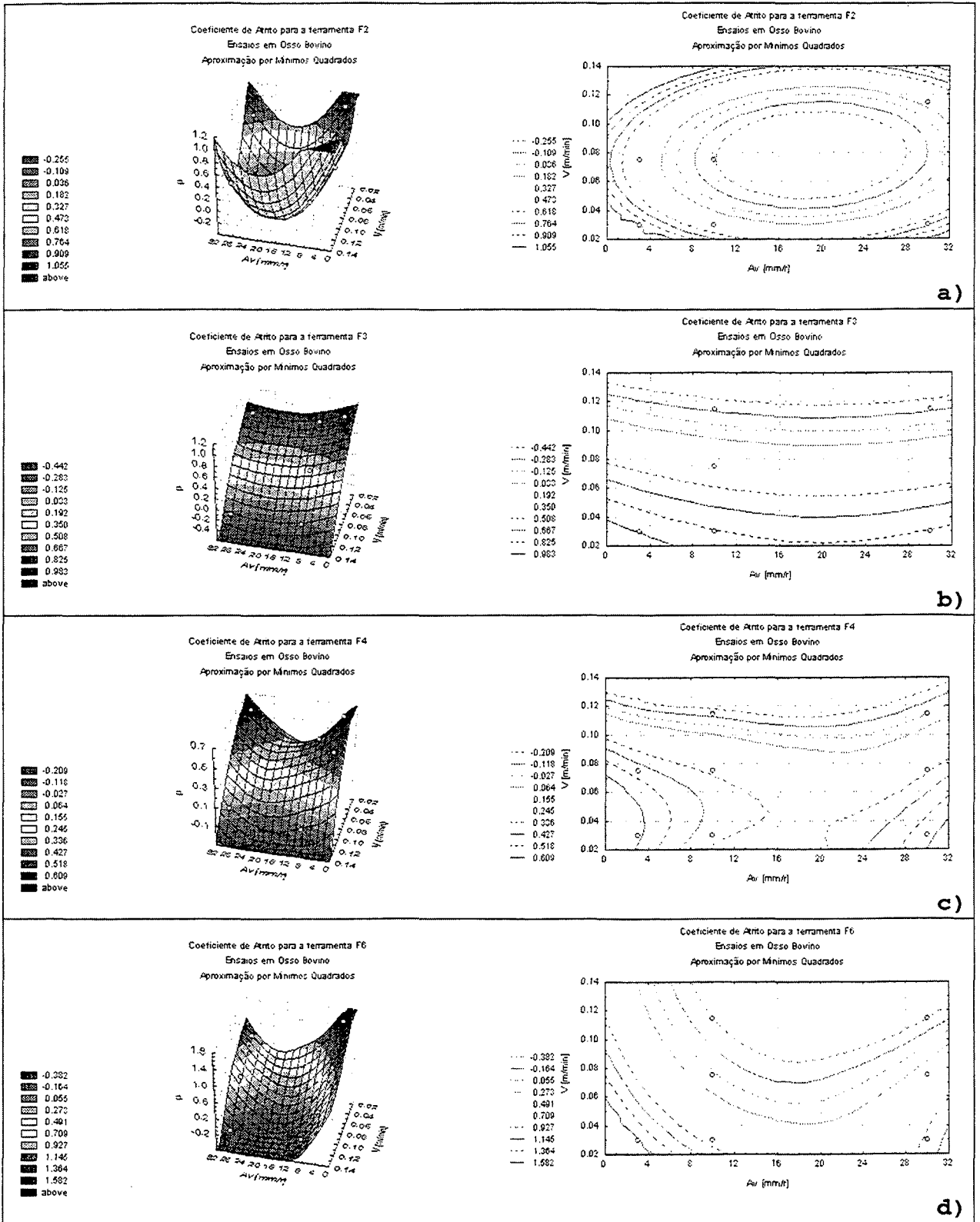


Figura 11.22 - Influência de V e Av no coeficiente de atrito para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino.

11.6.3 - Potência de corte e pressão específica

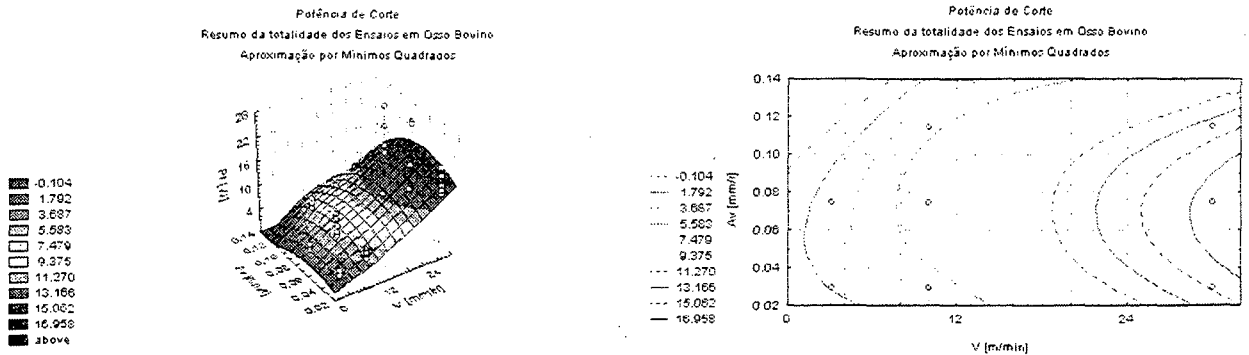


Figura 11.23 - Gráficos da potência de corte para a totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos 3D e de contorno

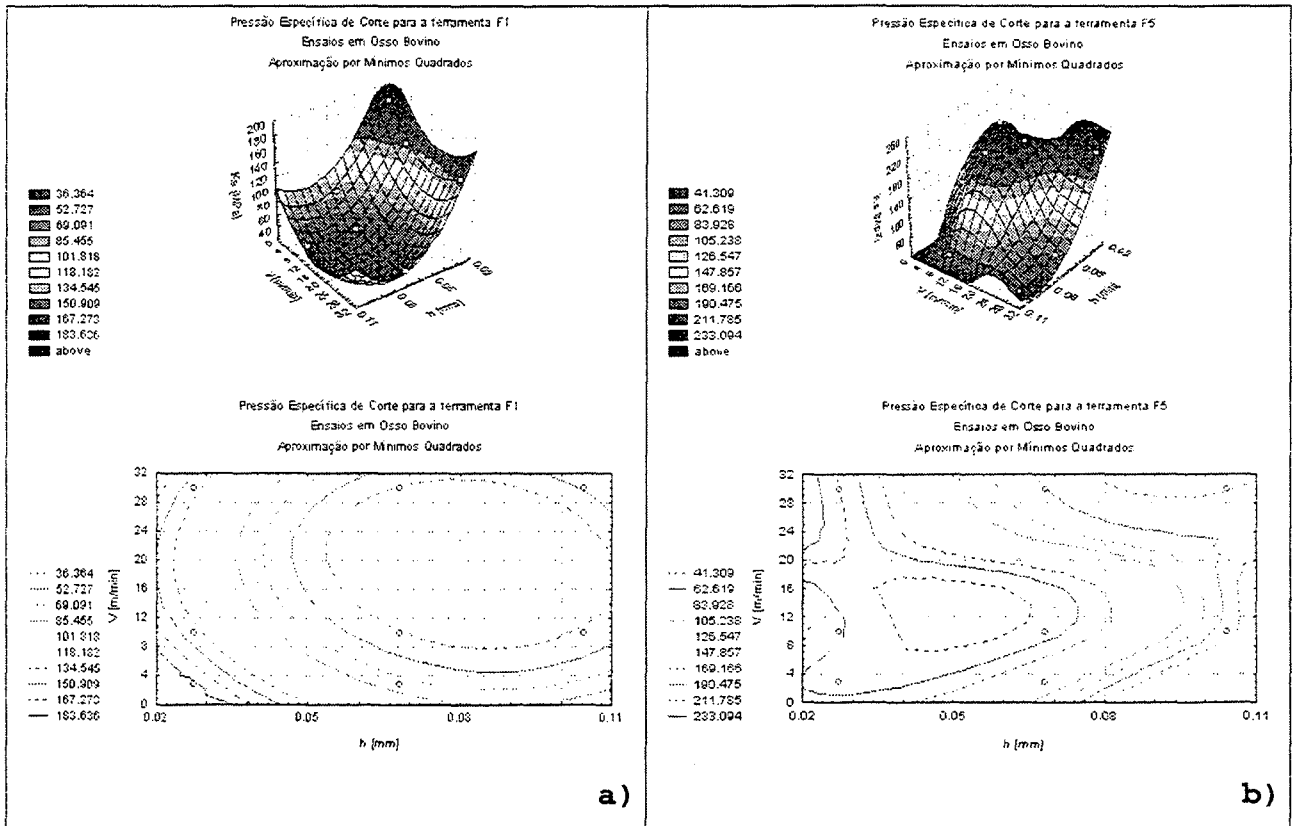


Figura 11.24 - Gráficos da pressão específica de corte para a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5. Gráficos 3D e de contorno

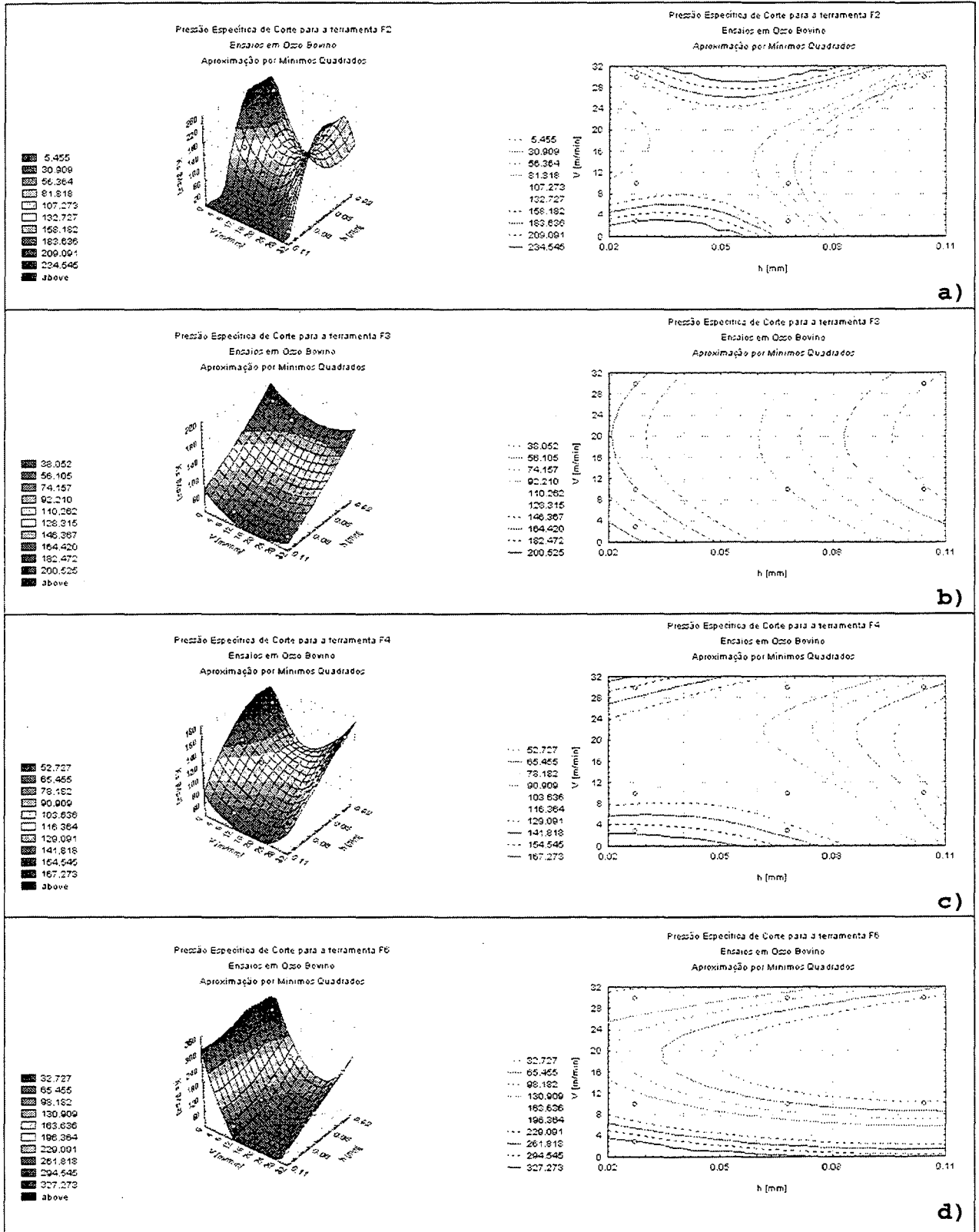


Figura 11.25 - Influência de V e h na pressão específica de corte para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de Contorno.

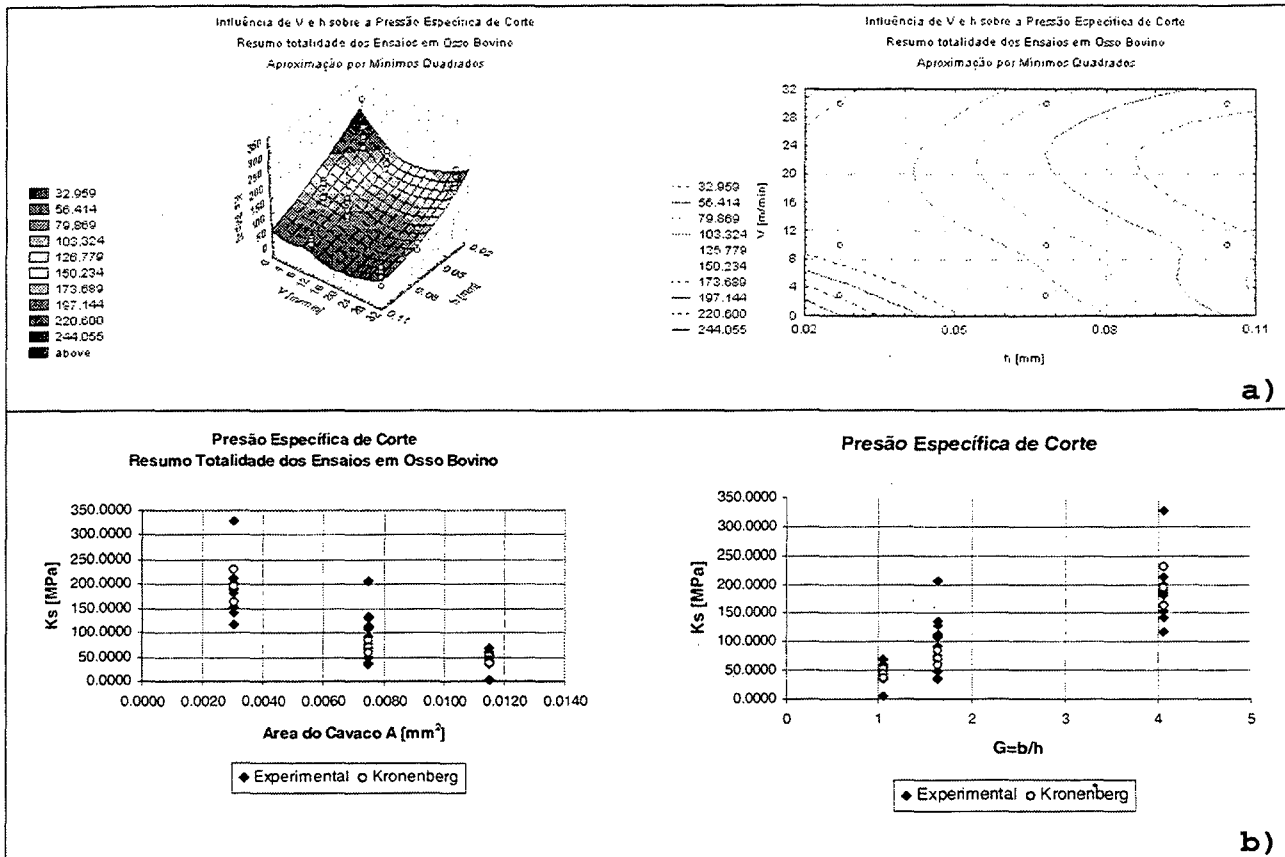


Figura 11.26 - a) Gráficos da pressão específica de corte para a totalidade dos ensaios em osso bovino b) Comparação entre dados experimentais e a aproximação de Kronenberg.

11.6.4 - Temperatura e análise térmica

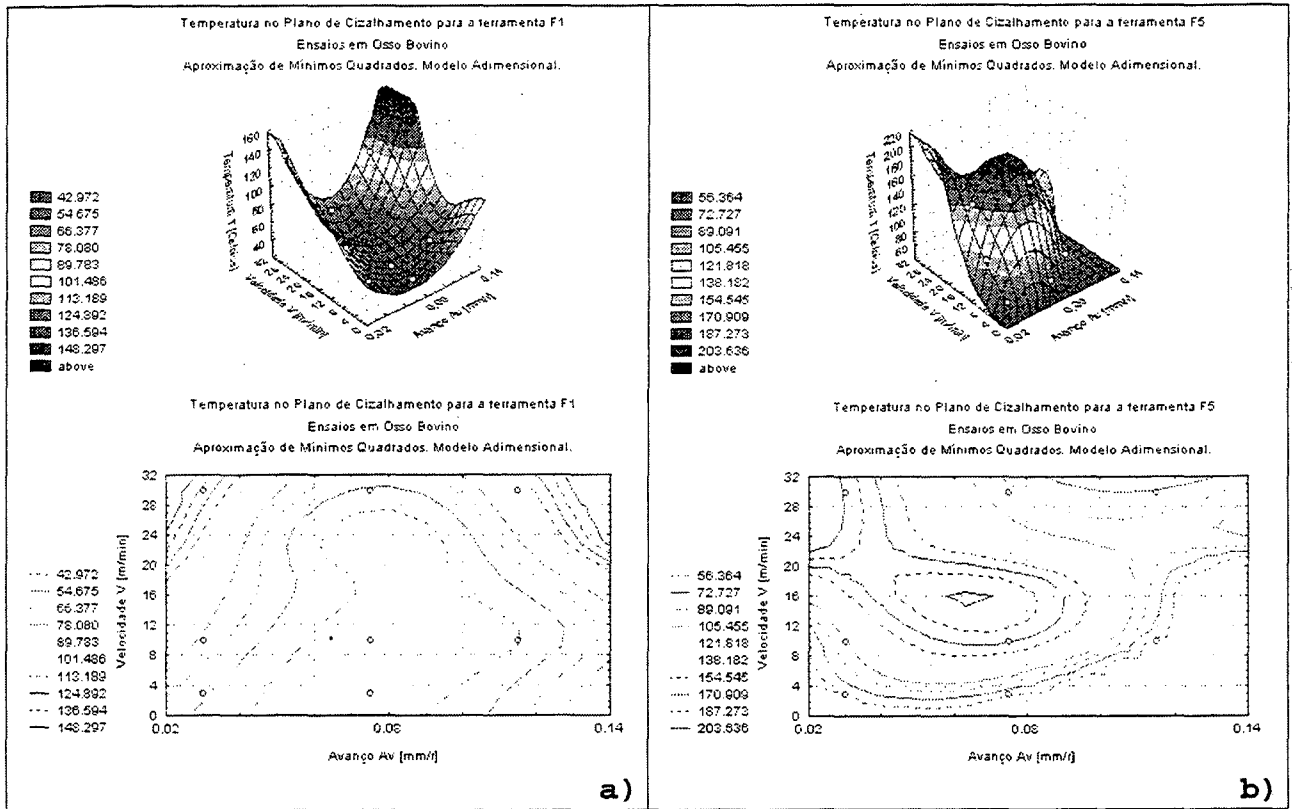


Figura 11.27 - Temperatura no plano de cisalhamento utilizando o Modelo Adimensional [Micheletti, 1980] para
 a) ferramenta F1 e
 b) ferramenta F5.
 Gráficos 3d e de contorno

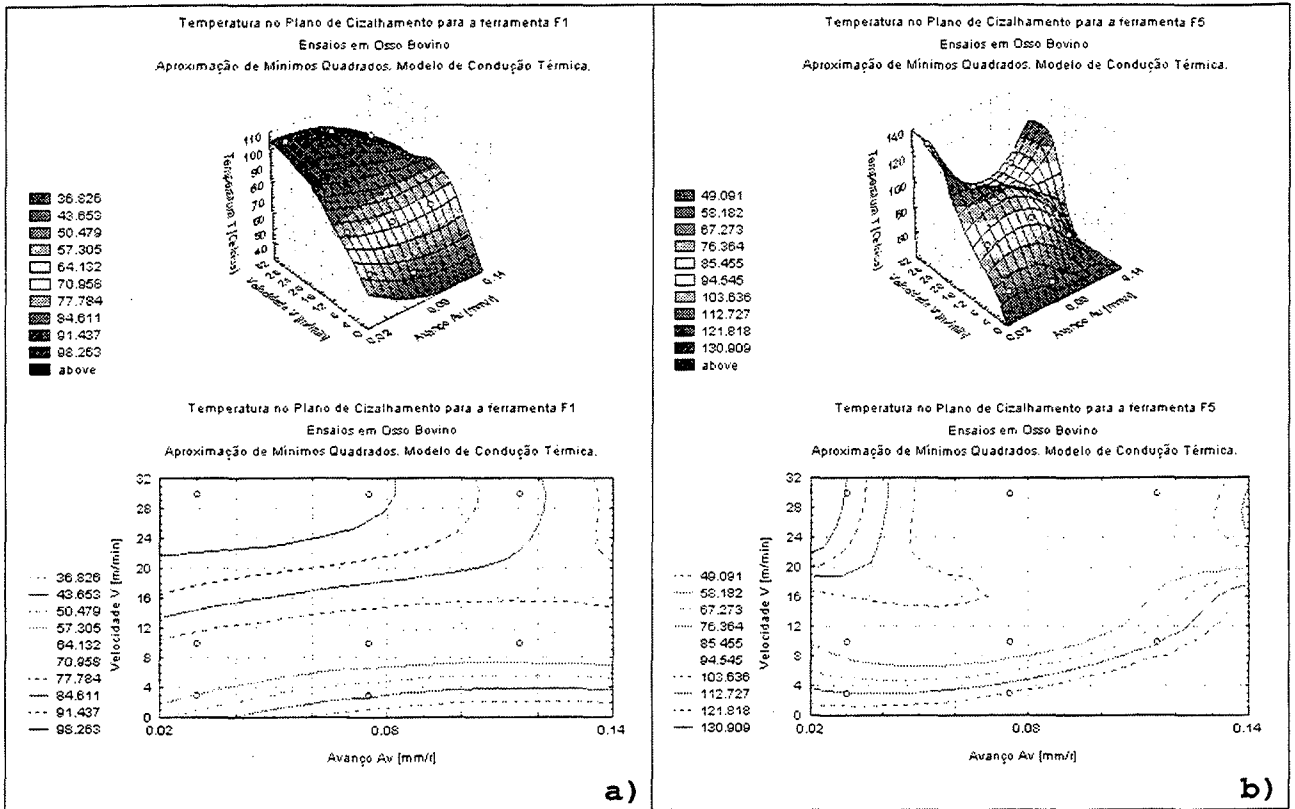


Figura 11.28 - Temperatura no plano de cisalhamento utilizando o Modelo de Condução térmica [Shaw, 1968] para a) ferramenta F1 e b) ferramenta F5. Gráficos 3d e de contorno

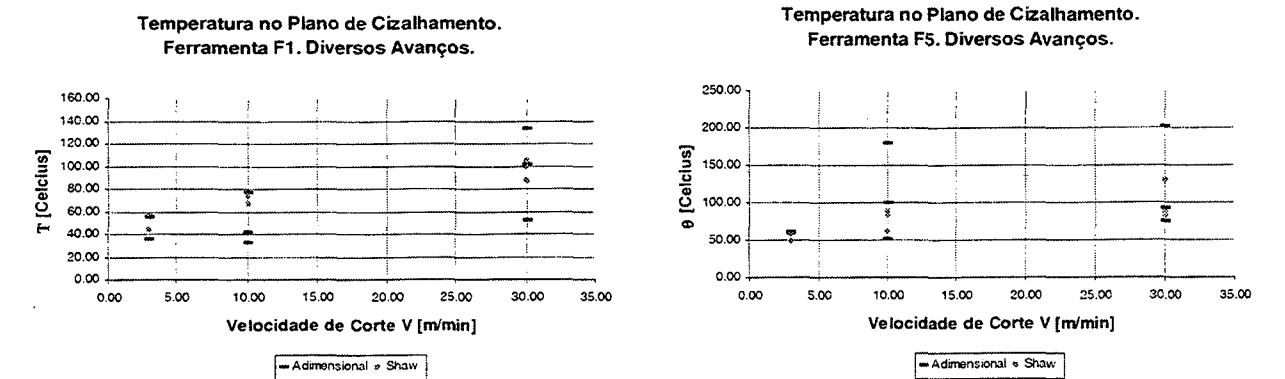


Figura 11.29 - Temperatura no plano de cisalhamento para a) ferramenta F1, b) ferramenta F5. Gráficos 2D

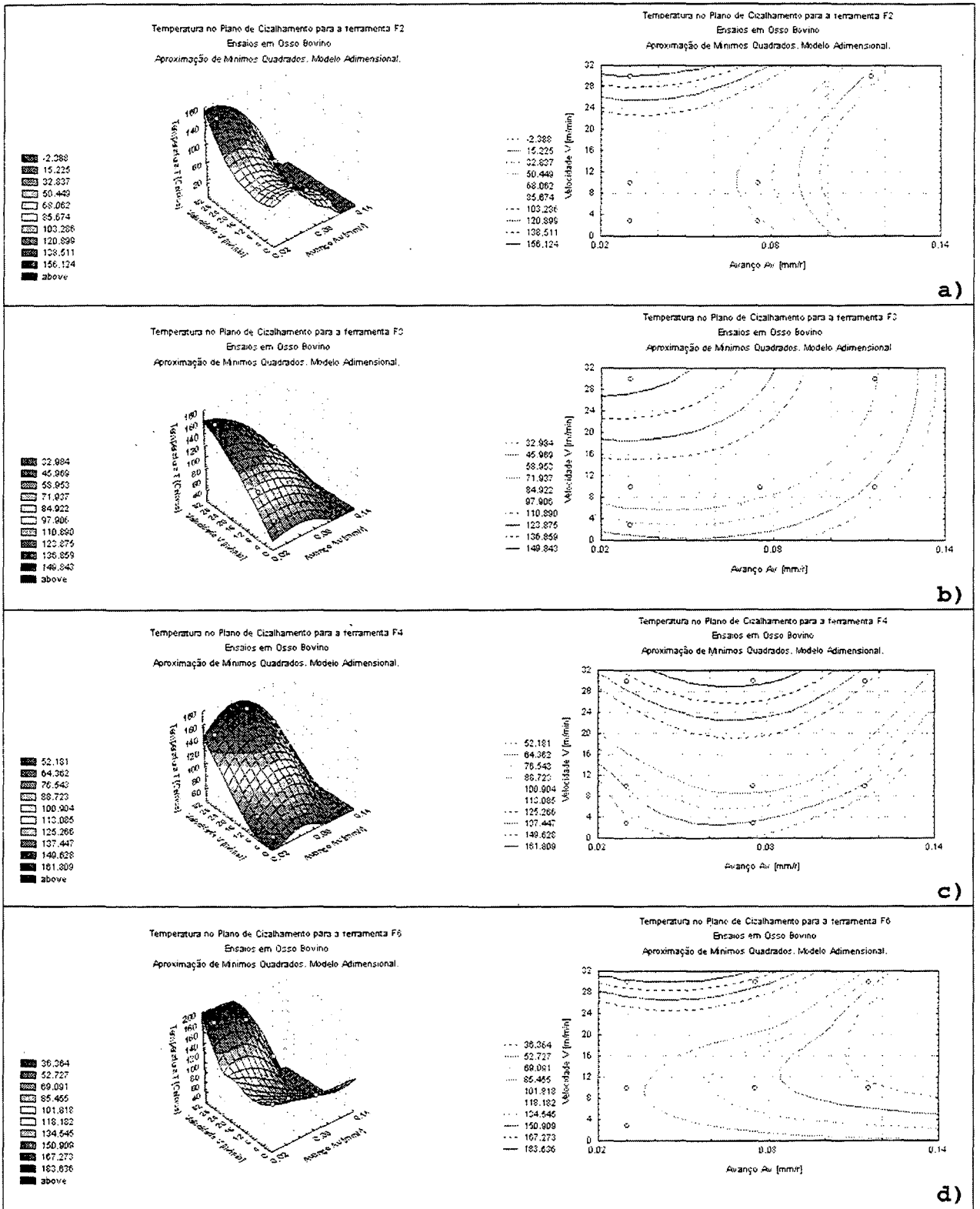


Figura 11.30 - Influência de V e Av na temperatura no plano de cisalhamento para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de contorno. Modelo adimensional.

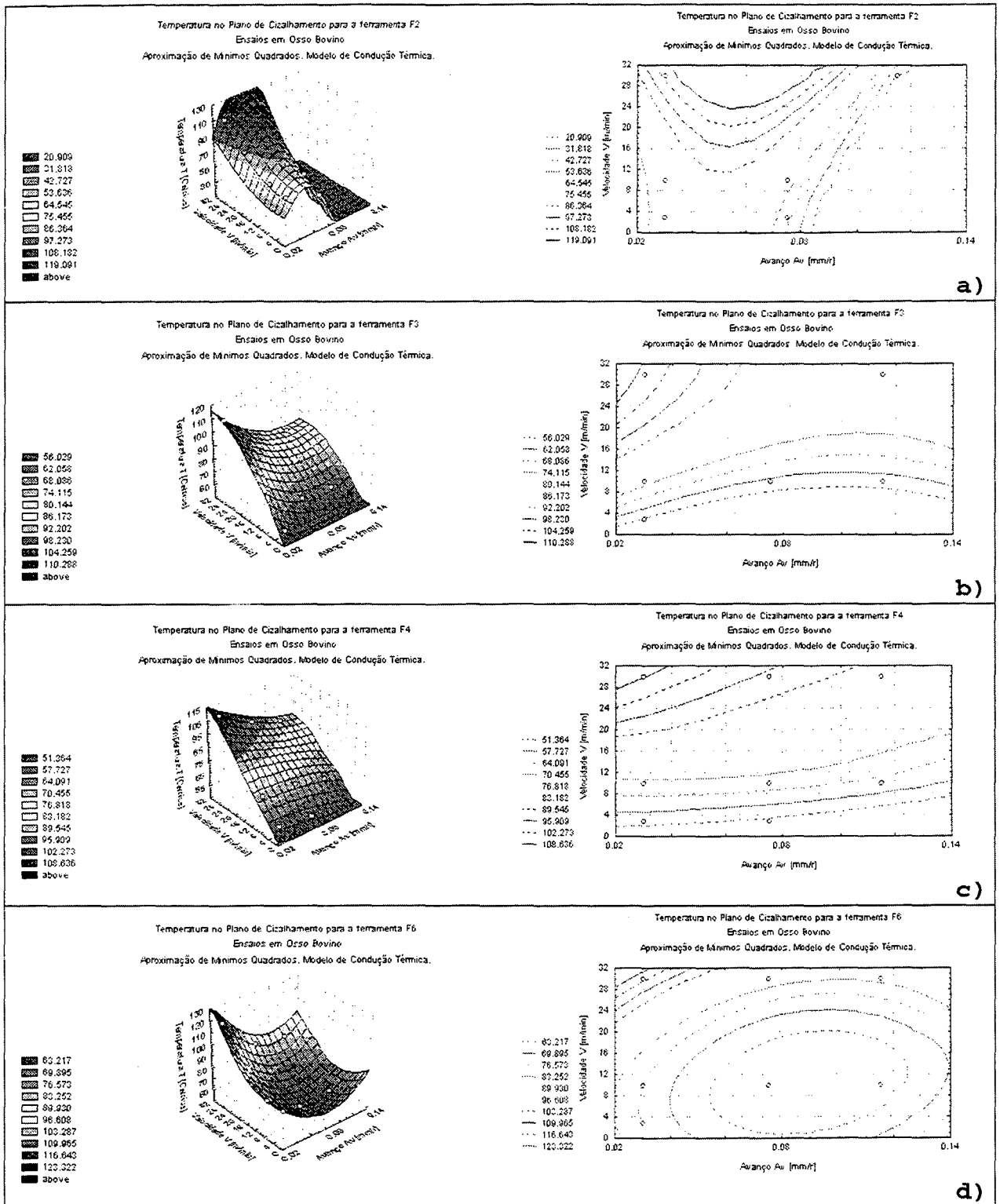


Figura 11.31 - Influência de V e Av na temperatura no plano de cisalhamento para a) ferramenta F2, b) ferramenta F3, c) ferramenta F4, d) ferramenta F6. Resumo da totalidade dos ensaios em osso bovino. Gráficos em 3D e de contorno. Modelo de condução térmica.

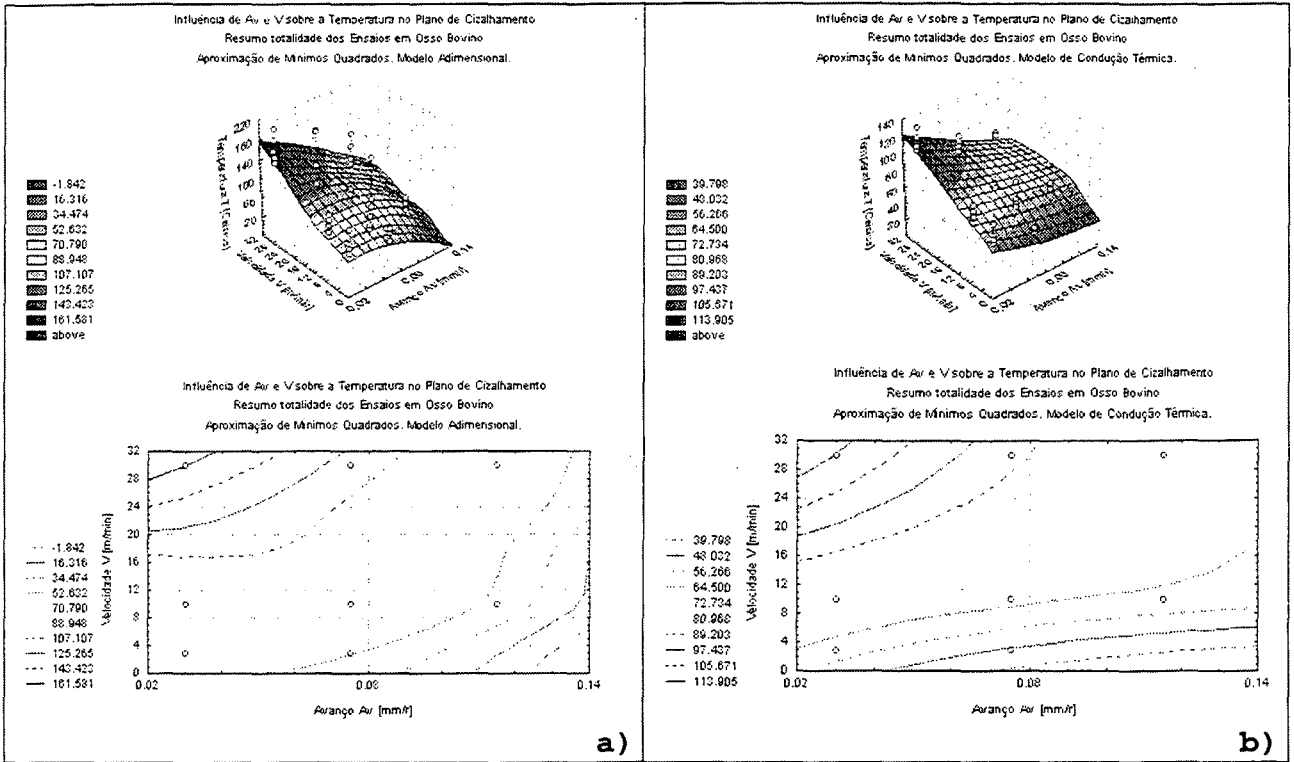


Figura 11.32 - Temperatura no plano de cisalhamento para a totalidade dos ensaios realizados em osso bovino utilizando a) O modelo adimensional e b) O Modelo de condução térmica. Gráficos 3D e de contorno

11.6.5 - Fator de Recalque

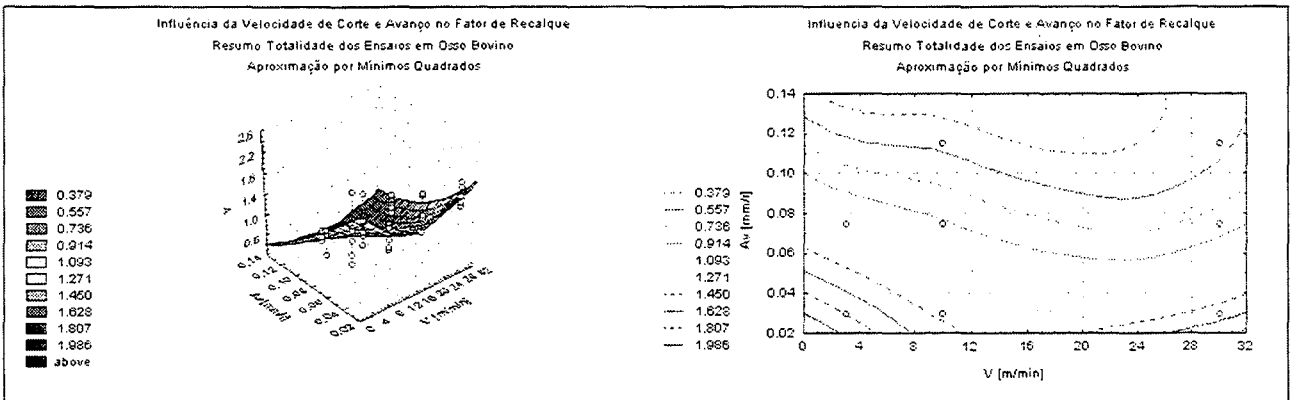


Figura 11.33 - Influência de A_v e V no fator de recalque para a totalidade dos ensaios em osso bovino

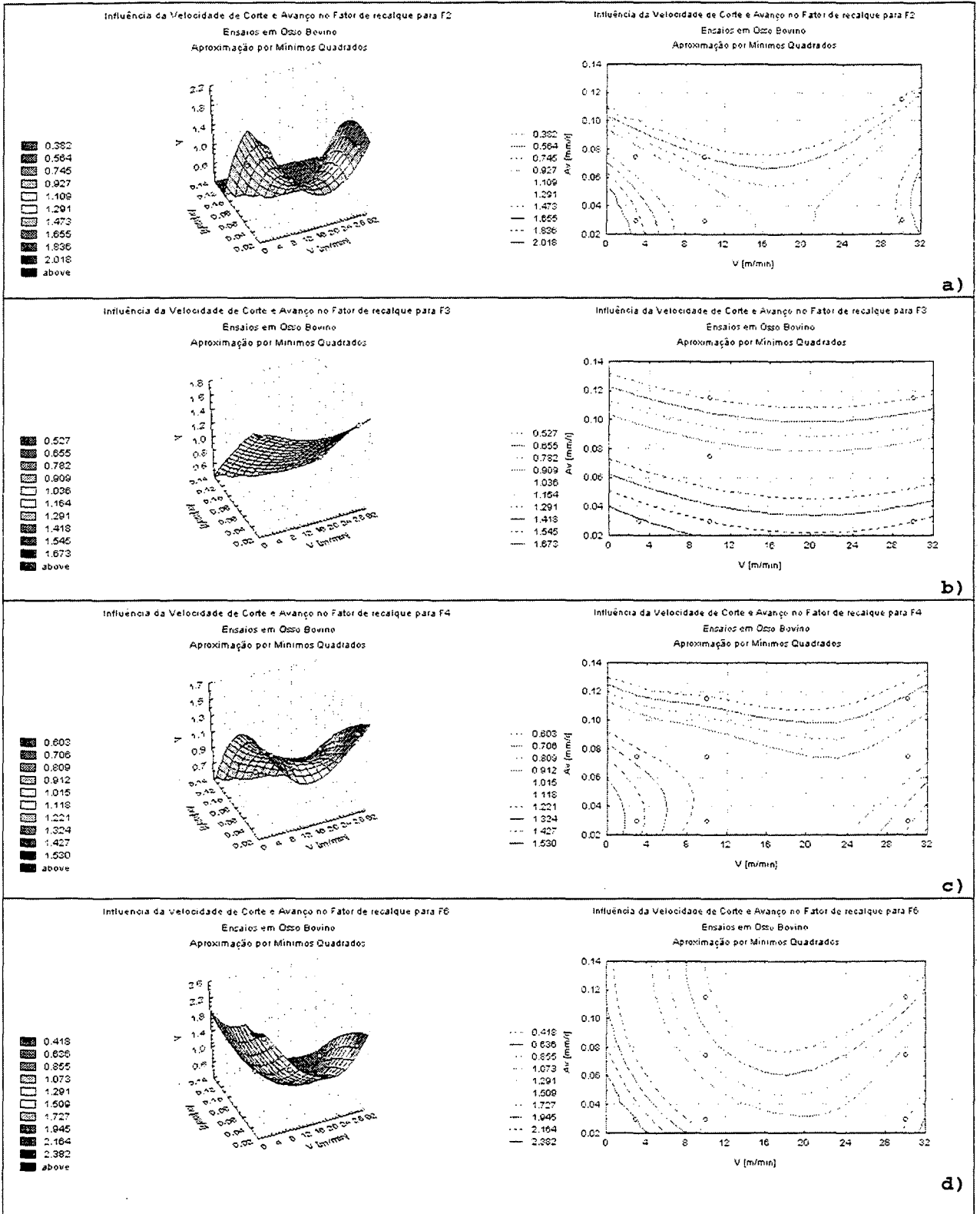


Figura 11.34 - Influência de V e Av no fator de recalque para a) Ferramenta F2, b) Ferramenta F3, c) Ferramenta F4, d) Ferramenta F6. Gráficos em 3D e de contorno.

ANOTAÇÕES

ANOTAÇÕES

ANOTAÇÕES

ANOTAÇÕES

ANOTAÇÕES