

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
NÍVEL MESTRADO – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA

ANÁLISE DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE OBTIDA PELA USINAGEM DE
IMPLANTES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

ADRIANE YAEKO TOGASHI

FLORIANÓPOLIS
2001

ANÁLISE DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE OBTIDA PELA USINAGEM DE
IMPLANTES

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
NÍVEL MESTRADO – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA

ANÁLISE DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE OBTIDA PELA USINAGEM DE
IMPLANTES

ADRIANE YAEKO TOGASHI

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO CURSO DE
PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA
CATARINA, COMO REQUISITO PARA
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO
IMPLANTODONTIA.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

Co-orientador: Prof. Dr. Lourival Boehs

FLORIANÓPOLIS
2001

Adriane Yaeko Togashi

“ANÁLISE DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE OBTIDA PELA USINAGEM DE IMPLANTES”

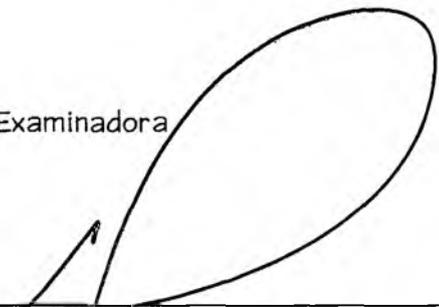
Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de “Mestre em Odontologia”, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 10 de Outubro de 2001.



Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da UFSC

Banca Examinadora



Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Orientador



Prof. Dr. Lourival Boehs
Co-orientador



Profa. Dra. Maria Lúcia Rubo de Rezende

- “ Quando você começar seu caminho, vai encontrar uma porta com uma frase escrita – diz o mestre.
– Volte e me conte qual é esta frase.
O discípulo se entrega de corpo e alma à sua busca.
Chega um dia em que vê a porta, e volta até o mestre.
– Estava escrito no começo do caminho: isto não é possível – diz.
– Onde estava escrito isto, num muro ou numa porta?
– pergunta o mestre.
– Numa porta – responde o discípulo.
– Pois coloque a mão na maçaneta e abra. O discípulo obedece. Como a frase está pintada na porta, também vai se movendo com ela. Com a porta totalmente aberta, ele já não consegue mais enxergar a frase – e segue adiante.”

PAULO COELHO

Dedicatória

Meu reconhecimento e minha sincera gratidão por me ensinarem que humildade e dedicação são virtudes que engrandecem as pessoas e por tudo que aprendi com eles. A eles a certeza de que são as pequenas coisas que permanecerão para sempre,

Aos meus pais, Armando e Yoko por tantas lições de vida.

Aos meus irmãos Cristiane e Emerson
Pelo amor, carinho, pela compreensão e constante incentivo.

A vocês, dedico este trabalho.

Agradecimentos

Ao Dr. Jorge Eiji Tanaka

Meu profundo agradecimento por sempre acreditar e me incentivar a seguir os caminhos da docência, além de muito me ajudar no início da carreira.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

Professor do Departamento de Estomatologia, Disciplina de Periodontia e Implantodontia da Universidade Federal de Santa Catarina, orientador deste trabalho, agradeço por sempre instigar a busca de novos conhecimentos científicos, pela honestidade profissional, incentivo transmitidos no dia a dia e, acima de tudo, por perceber o melhor de cada um e acreditar e fazer crer que o amor e dedicação à profissão são sinônimos de sucesso. Agradecer simplesmente não determina o valor desta orientação, mas é a maneira mais simples, humilde e honesta de lhe dizer Obrigado.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso, pela oportunidade de ampliar meus horizontes, despertar meu senso crítico à Odontologia, pela presença constante na condução dos casos clínicos e inusitada dedicação na orientação dos detalhes e perfeccionismo audio-visual e fotográfico.

Meus agradecimentos, também, ao Prof. Dr. Lourival Boehs pela fundamental contribuição para a realização deste trabalho, ao ceder as instalações e equipamentos dos laboratórios da Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para que a usinagem e análise quantitativa fossem viabilizadas. Além disso, agradeço suas sugestões, as quais vieram em muito enriquecer este trabalho de pesquisa.

Ao Engenheiro Mecânico, Fernando de Souza Pereira, pela valiosa colaboração e disponibilidade durante as etapas de confecção dos implantes, sem os quais não seria possível a realização deste trabalho.

Gostaria de expressar meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que direta ou indiretamente participaram na realização deste trabalho.

Aos pós-graduandos de Engenharia Mecânica Delmonte Friedrich e Fábio Xavier e, graduando Paulo Steidel, pela paciência, disponibilidade e ensinamentos adquiridos.

Ao Prof. Sérgio Freitas, pelo auxílio no trabalho estatístico.

À Profa. Estera Muszkat Menezes pela orientação na apresentação deste trabalho.

Ao Prof. Vinícius da Disciplina de Periodontia e Implantodontia da UFSC, pela disponibilidade no momento de dúvidas e orientações no decorrer deste trabalho.

Aos colegas de curso Nilo, Wilson, Omar, Cintia, Cláudia, Bianchini, Edson e Bertoldo pelo convívio fraternal e amizade.

Aos funcionários do CEPID e Pós-Graduação pela solicitude constante.

Aos colegas de disciplina da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Profs. Aldo, Carlos, Jonas, Íris, Eliseu, Maria Renata e Patrícia por comungarem os mesmos ideais e terem suprido minha ausência.

À Ana Carla Marques, Diretora do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da UNIOESTE pela confiança em mim depositada.

Ao Coordenador do Curso de Odontologia, Diretor do Campus – Cascavel e Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da UNIOESTE pelo auxílio e por terem permitido minha presença neste curso de Pós-Graduação.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	p. x
LISTA DE TABELAS.....	p. xiv
LISTA DE FIGURAS.....	p. xv
LISTA DE GRÁFICOS.....	p. xvii
RESUMO.....	p. xviii
ABSTRACT.....	p. xix
1 INTRODUÇÃO.....	p. 01
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	p. 13
2.1 Titânio.....	p. 14
2.2 Rugosidade de superfície.....	p. 21
2.3 Resposta celular.....	p. 41
2.4 Projetos de implantes.....	p. 55
3 PROPOSIÇÕES.....	p. 60
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	p. 62
4.1 Titânio.....	p. 63
4.2 Ferramentas utilizadas.....	p. 63
4.3 Equipamento para fabricação dos implantes.....	p. 65
4.4 Equipamentos para medição da rugosidade de superfície.....	p. 66
4.5 Amostras do estudo experimental.....	p. 67
4.6 Seqüência dos procedimentos.....	p. 69
4.7 Fase experimental, seleção e determinação dos grupos experimentais.....	p. 70
4.8 Fabricação dos implantes – usinagem.....	p. 71
4.9 Parâmetros de corte – velocidade de corte e avanço.....	p. 72

4.10 Parâmetros de rugosidade – R_a , R_z e R_t	p. 73
4.11 Análise quantitativa da rugosidade de superfície – rugosímetro	p. 74
4.12 Análise estatística	p. 75
5 RESULTADOS.....	p. 76
6 DISCUSSÃO.....	p. 103
6.1 Titânio.....	p. 104
6.2 Rugosidade de superfície.....	p. 109
6.3 Resposta celular.....	p. 132
7 CONCLUSÕES.....	p. 147
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	p. 150

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HCl	Ácido clorídrico
HF	Ácido fluorídrico
H ₃ PO ₄	Ácido fosfórico
H ₂ NO ₃	Ácido nítrico
H ₃ SO ₄	Ácido sulfúrico
CA	Aderência celular
α	Alfa
Al	Alumínio
AES	Análise de Microsonda de Auger
Å	Angstrom
f	Avanço da ferramenta
β	Beta
2D	Bidimensional
Ca	Cálcio
C	Carbono
cm	Centímetro
cm ² /ml	Centímetro quadrado por mililitro
Cl	Cloro
Co	Cobalto
Co-Cr-Mo	Cobalto-cromo-molibidênio
C3a	Complemento 3a
C5a	Complemento 5a
Cr	Cromo
λ	Cutt-off

DIN	Deutsche Industrie Normen – normalização na Alemanha
S	Enxofre
EDS	Espectroscopia de Energia Dispersa
ESCA	Espectroscopia por Emissão do Raio – X
SIMS	Espectroscopia de Massa de Íons Secundários
Fe	Ferro
ULTI	Filme de carvão proteico isotrópico
°	Grau
°F	Graus Farhenait
HA	Hidroxiapatita
ISO	International Organization For Standardization
Kcal/mol	Kilocalorias por mol
Ti-6Al-7Nb	Liga titânio-Galumínio-7nióbio
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
MHZ	Mega hertz
m/s	Metro por segundo
μ	Microns
μm	Micrômetro
AFM	Microscopia de Força Atômica
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mg	Miligrama
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mmHg	Milímetro de mercúrio
min	Minutos
M	Molar
Mo	Molibdênio
nm	Nanômetro
N/cm	Newton por centímetro

N/mm^2	Newton por milímetro quadrado
N	Nitrogênio
O	Oxigênio
TiO	Formas de óxido de titânio
TiO ₂	Formas de óxido de titânio
Ti ₂ O ₃	Formas de óxido de titânio
Ti ₃ O ₄	Formas de óxido de titânio
ZnO ₂	Óxido de Zinco
S _{na}	Parâmetro horizontal bidimensional
S _{tr}	Parâmetro horizontal tridimensional
S _{cx}	Parâmetro horizontal tridimensional
Δ_q	Valor médio quadrático do declive do perfil
S Δ_q	Valor médio quadrático do declive do perfil
S _{dr}	Razão de área superficial
R _z	Profundidade média de rugosidade
R _t	Profundidade de rugosidade
R _{tm}	Parâmetro vertical bidimensional
R _a	Rugosidade média aritmética
R _{rms}	Parâmetro vertical bidimensional
S _m	Distância média das irregularidades do perfil
S _a	Desvio médio aritmético da rugosidade
S _q	Desvio médio quadrático de rugosidade
Pt	Platina
%	Porcentagem
CDP	Proteína colágena
r _s	Raio de quina
s	Segundos
Ticp	Titânio comercialmente puro
3D	Tridimensional

RTV	Valor de torque à remoção
V	Vanádio
V_c	Velocidade de corte
V	Volts
Zn	Zinco
Z	Zircônio
W/s	Watt por segundo
W	Watts

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Especificações das ferramentas utilizadas.....	p. 63
TABELA 2 – Condições de usinagem utilizadas no torneamento dos grupos experimentais.....	p. 72
TABELA 3 – Medidas de rugosidade da superfície nos grupos experimentais (valores R_a , R_z e R_t).....	p. 77
TABELA 4 – Comparações individuais nos 4 grupos experimentais para os valores R_a – Teste de Scheffé	p. 82
TABELA 5 – Avaliação de variabilidade intra-grupos a partir do coeficiente de variação para os valores R_a	p. 82
TABELA 6 – Análise de variância (ANOVA) para comparação de rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_a	p. 83
TABELA 7 – Comparações individuais nos 4 grupos experimentais para os valores R_z – Teste de Scheffé	p. 83
TABELA 8 – Avaliação de variabilidade intra-grupos a partir do coeficiente de variação para os valores R_z	p. 84
TABELA 9 – Análise de variância (ANOVA) para comparação de rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_z	p. 84
TABELA 10 – Comparações individuais nos 4 grupos experimentais para os valores R_t – Teste de Scheffé	p. 85
TABELA 11 – Avaliação de variabilidade intra-grupos a partir do coeficiente de variação para os valores R_t	p. 85
TABELA 12 – Análise de variância (ANOVA) para comparação de rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_t	p. 86

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Ferramenta para desbaste inicial.....	p. 64
FIGURA 2 – Ferramenta para acabamento final.....	p. 64
FIGURA 3 – Torno utilizado para fabricação dos implantes.....	p. 65
FIGURA 4 – Rugosímetro utilizado para medição da rugosidade de superfície.....	p. 66
FIGURA 5 – Amostra do implante do grupo 1 ($f=0.05\text{mm}$).....	p. 67
FIGURA 6 – Amostra do implante do grupo 2 ($f=0.1\text{mm}$).....	p. 68
FIGURA 7 – Amostra do implante do grupo 3 ($f=0.13\text{mm}$).....	p. 68
FIGURA 8 – Amostra do implante do grupo 4 ($f=0.15\text{mm}$).....	p. 69
FIGURA 9 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 1	p. 87
FIGURA 10 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 2	p. 87
FIGURA 11 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 3	p. 88
FIGURA 12 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 4	p. 88
FIGURA 13 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 5	p. 89
FIGURA 14 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 6	p. 89
FIGURA 15 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 7	p. 90
FIGURA 16 – Perfil da rugosidade no grupo 1 – amostra 8	p. 90
FIGURA 17 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 1	p. 91
FIGURA 18 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 2	p. 91
FIGURA 19 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 3	p. 92
FIGURA 20 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 4	p. 92
FIGURA 21 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 5	p. 93
FIGURA 22 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 6	p. 93
FIGURA 23 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 7	p. 94

FIGURA 24 – Perfil da rugosidade no grupo 2 – amostra 8	p. 94
FIGURA 25 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 1	p. 95
FIGURA 26 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 2	p. 95
FIGURA 27 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 3	p. 96
FIGURA 28 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 4	p. 96
FIGURA 29 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 5	p. 97
FIGURA 30 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 6	p. 97
FIGURA 31 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 7	p. 98
FIGURA 32 – Perfil da rugosidade no grupo 3 – amostra 8	p. 98
FIGURA 33 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 1	p. 99
FIGURA 34 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 2	p. 99
FIGURA 35 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 3	p. 100
FIGURA 36 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 4	p. 100
FIGURA 37 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 5	p. 101
FIGURA 38 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 6	p. 101
FIGURA 39 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 7	p. 102
FIGURA 40 – Perfil da rugosidade no grupo 4 – amostra 8	p. 102

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – Correlação entre parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 1.....	p. 78
GRÁFICO 2 – Correlação entre parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 2.....	p. 78
GRÁFICO 3 – Correlação entre parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 3.....	p. 79
GRÁFICO 4 – Correlação entre parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 4.....	p. 79
GRÁFICO 5 – Comparação da rugosidade da superfície (R_a) entre os grupos experimentais	p. 80
GRÁFICO 6 – Comparação da rugosidade da superfície (R_z) entre os grupos experimentais	p. 80
GRÁFICO 7 – Comparação da rugosidade da superfície (R_t) entre os grupos experimentais	p. 81
GRÁFICO 8 – Relação entre rugosidade teórica e efetiva para diversos avanços.....	p. 81

RESUMO

TOGASHI, A. Y. **Análise da rugosidade de superfície obtida pela usinagem de implantes**. Florianópolis. 2001. 159f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – área de concentração Implantodontia) – Universidade Federal de Santa Catarina.

A busca de melhores condições de superfície que beneficiem o processo de osseointegração é um dos pontos relevantes no desenvolvimento dos implantes. Atualmente, superfícies rugosas podem ser obtidas através de uma cobertura de plasma spray, por jateamento, ataque químico e associação do jateamento com condicionamento ácido. Com o intuito de produzir rugosidade na superfície do implante, alterou-se um dos parâmetros de corte da usinagem, o avanço da ferramenta, obtendo, desta forma, 4 grupos: Grupo 1 – implante com V_c (Velocidade de corte)=40 m/min e f (avanço)= 0.05 mm; Grupo 2 – implante com $V_c=40$ m/min e $f= 0.10$ mm; Grupo 3 – implante com $V_c=40$ m/min e $f= 0.13$ mm; Grupo 4 – implante com $V_c=40$ m/min e $f= 0.15$ mm. Após o processo de usinagem, os implantes foram avaliados quantitativamente utilizando rugosímetro de contato mecânico. Os parâmetros de rugosidade analisados foram R_a , R_z e R_t . Os resultados demonstraram que alterações no avanço da ferramenta modificaram a rugosidade de superfície significativamente em todos os grupos ($p < 0,0001$). Os valores médios de R_a foram: Grupo 1 – 0.588 ($s= 0.210$); Grupo 2 – 1.400 ($s= 0.131$); Grupo 3 – 2.288 ($s=0.008$) e Grupo 4 – 3.263 ($s=0.141$). Os grupos 2, 3 e 4 apresentaram excelente coeficiente de variabilidade com destaque ao grupo 3 (0.35%). Desta forma, pode-se concluir que é possível controlar e manipular através de usinagem do titânio comercialmente puro, um dos parâmetros mais importantes de um implante: a textura da superfície.

Palavras-chaves: titânio, rugosidade de superfície, implante dental, propriedades da superfície, técnicas e procedimentos laboratoriais, osseointegração

ABSTRACT

TOGASHI, A. Y. **Surface roughness analysis of dental implants manufactured.** Florianópolis, 2001. 159s. (Master of Science in Dentistry – major Implantology). Federal University of Santa Catarina.

The attempts to improve surface conditions that can lead to osseointegration are one of the major points in the development of dental implants. Currently, rough surface can be obtained by plasma spray-coating, blasting with particles, chemical etching and sandblasted with large grit followed by etching with acid. The aim of this work was to cause alterations on the surface texture of the dental implant to modify one of the cut conditions of turning process, obtaining four groups: Group 1 – dental implant surface produced by V_c (Cutting Speed)=40m/min and f (feed)=0.05mm; Group 2 – dental implant surface produced by $V_c=40$ m/min and $f=0.10$ mm; Group 3 – dental implant produced by $V_c=40$ m/min and $f=0.13$ mm and Group 4 – dental implant produced by $V_c=40$ m/min and $f=0.15$ mm. After the turning cut of the implants, they were assessed using a mechanical contact roughness measurement. Roughness parameters used were R_a , R_z and R_t . The results showed that fence modifications of the instrument would significantly modify the surface roughness in all the groups ($p<0,0001$). Mean values of R_a were: Group 1 – 0.588 (SD 0.210); Group 2 – 1.400 (SD 0.131); Group 3 – 2.288 (SD 0.008) and Group 4 – 3.263 (SD 0.141). Groups two, three and four presented excellent coefficient of variation, mainly group 3 (0.35%). Therefore, it can be concluded that it is possible to control and manage by the manufacturing of the commercially pure titanium, one of the most important parameters of the dental implant: the surface roughness.

Key Words: titanium, surface roughness, dental implants, surface properties, laboratory techniques and procedures, osseointegration

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A busca de um substituto ideal para dentes ausentes tem sido uma das metas na Odontologia. O edentulismo, unitário, parcial ou total, implica na diminuição das funções fonética, mastigatória e estética capazes de alterar toda a situação psicossocial do indivíduo. Uma das formas de compensar a perda dos dentes pode ser através de próteses convencionais (parciais ou totais). Entretanto, em certas condições locais, como a pronunciada reabsorção alveolar, ausência de restaurações extensas em dentes vizinhos ao espaço protético, não aceitação do paciente e desconforto causado pela prótese (principalmente as removíveis), próteses sobre implantes, têm sido uma das alternativas às próteses convencionais.

O desenvolvimento da implantodontia no sentido de restaurar perdas dentárias unitárias ou múltiplas de dentes tem passado por várias fases. Acredita-se, atualmente, que os implantes osseointegrados representam importante técnica de reabilitação bucal para desdentados. Quando bem indicados e executados por profissional habilitado, têm capacidade de recuperar a função e estética.

Os implantes são utilizados, atualmente, para substituir dentes perdidos, reconstruir o esqueleto craniofacial, dar ancoragem durante tratamento ortodôntico e ajudar a formar novo osso no processo de distração osteogênica. Com isso, os implantes bucais e maxilo-faciais têm melhorado a vida de milhões de indivíduos.

O conceito de osseointegração consolidado há mais de 30 anos através de observações clínicas e trabalhos científicos realizados pelo grupo de Gotemburgo foi definido inicialmente como contato direto entre osso haversiano e implante ao nível de microscopia de luz. Uma das grandes descobertas de BRANEMARK e colaboradores é que a superfície inerte, biocompatível, bioativa, limpa quimicamente e mecanicamente do implante são fatores-chave para a osseointegração. Deve-se enfatizar, assim, que

do implante e de suas características macro e microscópicas depende o sucesso da osseointegração.

ALBREKTSSON et al. (1981) propuseram que o contato celular poderia ser dependente da superfície do implante. Afirmaram que existem numerosos caminhos em que a superfície do implante poderia aumentar sua capacidade de união óssea.

A literatura mostra claramente que o material de escolha para implantes odontológicos é o titânio comercialmente puro (TiCp). Quando um implante é oxidado e o óxido não se desfaz sobre condições fisiológicas, diz-se que o metal é passivo. Poucos metais respondem desta maneira como o titânio.

O titânio é utilizado por apresentar propriedades mecânicas favoráveis, baixa toxicidade, alta resistência à corrosão, manuseio relativamente fácil e biocompatibilidade. Sobre a superfície do titânio forma-se uma camada de óxido em torno de 50 Å, chegando a 2000 Å de espessura em contato com o tecido ósseo.

Pode-se dizer que é a camada de óxido que determina as propriedades químicas e, assim, a interface. Assim, maior atenção deve ser dada à preparação da superfície pela grande possibilidade de influenciar a diferenciação do tecido, baseado na energia, carga, textura de superfície e material que entra no sítio tecidual preparado.

Os óxidos de Ti apresentam-se com espessura limitada e exibem propriedades químicas que os tornam compatíveis com o tecido ósseo. O dióxido de titânio (TiO₂) é o principal produto de oxidação do titânio (Ti) e tem propriedades cerâmicas, um grupo de materiais não-metálicos que são quimicamente estáveis, duros e quebradiços.

O óxido de Ti bem como alguns materiais não-metálicos estão aptos a suportar íntimo contato com o osso, caracterizado por um espaço entre a superfície do implante e o osso de aproximadamente 20 nm.

Óxidos metálicos liberam íons ao se incorporarem no ambiente tecidual, ou podem apresentar crescimento contínuo da espessura de óxido, propriedade que parece incompatível com a interface estável tecido-implante.

A maioria dos metais têm superfícies reativas que se tornam prontamente oxidadas, enquanto alguns metais como o ouro (Au) e a platina (Pt) são relativamente inertes ou não reativos.

Os metais nobres como o ouro, os quais são bio-inertes, não são bons para formar uma relação íntima com o osso. Quando implantados, uma cápsula fibrosa (fibro-osseointegração) se desenvolve, a qual não é favorável para o sucesso a longo prazo quanto à osseointegração.

Materiais não-metálicos como o carbono (C), hidroxiapatita (HA) e cristais de óxido de alumínio também exibem propriedades superficiais desejáveis para a manufatura dos implantes. Contudo, devido à sua baixa resistência física e por serem quebradiços, o seu uso pode ser limitado em situações clínicas.

A implantodontia, em termos de osseointegração, apresenta crescentes descobertas científicas. As descobertas em torno da osseointegração ainda são foco de expectativas e especulação. Inicialmente as pesquisas atuaram a nível macroscópico, posteriormente, microscópico e mais recentemente ultraestrutural. Houve desenvolvimento contínuo das muitas modalidades de terapia desde o implante cilíndrico integrado, implante subperióstico, implante em armação de ramo, implante em lâmina, inserção transmucosa e implante endósseo.

Durante a fase de desenvolvimento da implantodontia, diferentes materiais, projetos de implante e técnicas de tratamento foram pesquisados levando a resultados diversos. O conhecimento da biologia óssea juntamente com a engenharia de produção possibilitarão prever o prognóstico de implantes osseointegrados. Assim, necessita-se conhecer mais sobre a situação ótima de união entre um material artificial e os tecidos, que tipo de material fornece melhor resposta tecidual e que tipo de superfície é preferida pelas células ósseas, conjuntivas e epiteliais. Se isto for conhecido, a resposta do osso e tecido mole pode ser prevista quando os implantes são instalados nos ossos maxilares.

As metas a alcançar consistem em obter uma ancoragem ótima e permanente de pontes fixas e coroas em toda maxila e mandíbula e determinar a melhor

modalidade de tratamento nas áreas com qualidade óssea reduzida, particularmente na região maxilar. Muito ainda se deve percorrer com tentativas para se atingir estas metas.

Embora a osseointegração tenha alcançado o auge do conhecimento científico, ainda existem algumas lacunas não preenchidas, pois os materiais de implante atuais funcionam bem quando a qualidade óssea é boa e especialmente quando existe ancoragem bicortical. Entretanto, em regiões de osso esponjoso e fina lâmina cortical a resposta não é tão favorável. A fim de suprir esta deficiência, pesquisas no campo da implantodontia vêm sendo conduzidas no sentido de melhorar a estrutura da superfície do implante, modalidade de tratamento e melhorar a qualidade dos tecidos ósseos e moles.

Um outro princípio da pesquisa de biomateriais é melhorar a qualidade óssea antes da implantação por introdução de substância ativa afim de induzir e melhorar o tecido ósseo. Tratamentos sobre a superfície do implante ou sobre os tecidos podem ter tais efeitos.

O desenvolvimento da implantodontia ocorrerá quando novo conhecimento, novas técnicas e novos biomateriais se tornarem praticáveis e disponíveis. O maior paradigma nesta área nos últimos anos é testar diferentes materiais para aplicação no corpo humano. No entanto, é fundamental conhecer as reações que ocorrem no tecido, sobre a superfície do material e entre material e tecido depois da implantação. Muitas informações já são conhecidas como o efeito da forma e toxicidade dos implantes, técnica cirúrgica, efeito do movimento do implante durante o período de cicatrização e biodegradação do material. Falta melhor entendimento, entretanto, da relação entre os eventos que ocorrem na superfície do implante e o efeito que certos materiais de implante têm no tecido. Estes conhecimentos possibilitarão projetar implantes odontológicos com resultados melhores de osseointegração. Sabe-se que quando um implante é instalado no tecido ósseo, uma série de reações ocorrem sobre a superfície do implante. O implante é exposto a uma série de íons diferentes, polissacarídeos, carboidratos, proteínas bem como células como condroblastos,

fibroblastos e osteoblastos que reagem com a superfície. As reações iniciais entre constituintes teciduais e a superfície do implante governam reações adicionais e determinam a atividade biológica da superfície e resposta celular à superfície. Esta resposta tecidual dependerá da natureza da superfície e composição dos implantes que influenciarão fortemente a relação resposta celular-superfície.

De acordo com LINDER et al. (1983), um implante de Ti não tem que ser poroso, com forma de parafuso ou superfície rugosa para tornar-se osseointegrado, nem tem que estar coberto com substâncias que atraiam osso. A macroestrutura do implante tem pouca influência sobre a resposta tecidual. Contudo, em situação clínica, pode ser vantajoso escolher um implante com uma textura de superfície que garanta a estabilidade durante o período de cicatrização, um dos determinantes para o sucesso da osseointegração.

Fator essencial para a osseointegração é como a superfície interage com a água. Se a superfície liga-se à água fortemente (superfície hidrofílica), uma proteína será reconhecida como água. Então, provavelmente, irá interagir via ponte de hidrogênio, indiretamente, ficando neste estado conformacional normal. Se, por outro lado, a superfície repele ou tem uma interação muito fraca com a água (superfície hidrofóbica) a proteína liga-se diretamente com os átomos da superfície, os quais podem, então, causar mudanças conformacionais (desnaturação).

A interação tecido-superfície é mais dinâmica do que estável, isto é, ela continuará passando por novos estágios com o passar do tempo, especialmente durante o período inicial após a implantação. Durante os primeiros segundos após a implantação, existirá essencialmente água, em solução com íons e biomoléculas livres muito próximas à superfície, mas não células. A composição do biolíquido mudará continuamente e o processo inflamatório e de cicatrização, ao prosseguir, também, provavelmente causará mudanças na composição no leito de biomoléculas adsorvidas sobre a superfície do implante nos primeiros minutos, horas, dias ou semanas. Eventualmente, células e tecido aproximar-se-ão da superfície e, dependendo da natureza do leito adsorvido, elas responderão de maneira específica, o que pode

modificar o leito adsorvido de biomoléculas. Os tipos de células próximas à superfície e suas atividades irão variar com o tempo. Por exemplo, dependendo do tipo de interação inicial, o resultado final pode ser a formação de uma cápsula fibrosa ou integração óssea.

As propriedades iniciais do implante determinam a natureza e propriedades do leito de água e biomoléculas que eventualmente são adsorvidas sobre o implante. Isto influencia o comportamento das células quando elas alcançam a superfície. As células podem reagir e modificar a adsorção do leito superficial. A interação com a superfície é, então, uma série completa de eventos que se desenvolvem num espaço e tempo, sendo influenciada pelas propriedades da superfície original do implante.

Portanto, as reações biológicas das células ao nível microscópico relacionadas com o implante são uma consequência de interações em nível molecular. Por isto, o padrão da superfície do implante tem importância primordial na avaliação biológica dos implantes.

A natureza de interação entre os átomos da superfície externa do implante e as proteínas (e/ou outras biomoléculas) é fundamental para a resposta do sistema biológico ao implante. A microarquitetura (microgeometria e rugosidade) da superfície e a composição química são importantes pelas seguintes razões: 1) superfícies lisas (também denominado na engenharia mecânica, acabamento fino) e rugosa causam diferentes reações em áreas de contato com as biomoléculas e células, quando o raio de curvatura das irregularidades da superfície e dos elementos estruturais aproximam-se das dimensões das unidades biológicas. Assim, as diferentes áreas de contato produzem diferentes alterações e tipos de ligações das unidades biológicas, as quais podem influenciar sua conformação e função. 2) variações na composição química dos diferentes tipos de produtos de ligação de biomoléculas, as quais podem afetar as suas propriedades. A composição da superfície química também determina grandemente a estabilidade e reatividade química do material de implante.

Há evidências na literatura mostrando que biomateriais com diferentes composições químicas, aspereza da superfície e topografia provocam diferentes

respostas biológicas por influenciarem o comportamento dos tecidos e das células. A rugosidade e a porosidade a nível de 100 μm ou mais tem demonstrado crescimento tecidual para o interior da rugosidade e porosidade e as características estruturais da superfície rugosa numa área de 1 a 10 μm influenciam diretamente a atividade de células individuais, *in vivo*. Superfícies usinadas de diferentes tamanhos e formas influenciam o comportamento de células endoteliais, fibroblastos e osteoblastos. A faixa inferior a 1 μm também pode influenciar a resposta biológica, via interação com componentes celulares e biomoléculas de dimensões correspondentes, tais como processos de células, grupos moleculares presentes na membrana celular, proteínas e outras biomoléculas (BRUNETTE, 1988). Do ponto de vista funcional, existem provavelmente níveis ótimos de rugosidade de superfície para diferentes aplicações. Entretanto, atualmente não é possível prever qual é a faixa de rugosidade ideal para que isso ocorra. É importante salientar que a composição da superfície, a microestrutura e a topografia ideal para uma determinada composição química não necessariamente se aplicará para um outro material com uma composição química diferente.

Na região cervical de implantes de Ti, observa-se orientação diferente das fibras gengivais, dependendo do acabamento superficial do implante. Onde a superfície tem acabamento liso, as fibras são orientadas paralelas à superfície do implante. Contudo, em contato com uma superfície porosa, coberta com plasma de Ti, as fibras tendem a assumir uma orientação perpendicular à superfície do implante. Resultados *in vitro*, observados no trabalho de INOUE et al. (1999) confirmam estes achados, pois fibroblastos que crescem ao redor de discos de Ti tendem a se tornar orientados perpendicularmente aos discos com superfície porosa, enquanto que eles assumem orientação mais paralela com relação aos discos com superfície lisa. O exato mecanismo que afeta a orientação das células e fibras em relação à superfície lisa ou rugosa não é conhecido. É possível que a ancoragem de células e fibras seja facilitada na superfície porosa, permitindo a essas estruturas serem mais prontamente

orientadas perpendicularmente à superfície, enquanto promovem ao mesmo tempo uma melhora na inserção ao material implantado.

Através da combinação de microarquitetura e composição química da superfície é que se espera interação mútua entre o implante e o sistema biológico. Outros fatores são importantes, como posicionamento do implante, técnica cirúrgica e condições de cicatrização.

Conhecer os biomateriais é um caminho para se ter melhor controle da estrutura da superfície, adsorção da proteína e adesão celular, crescimento e ativação celular, possibilitando que a reação tecido hospedeiro-biomaterial seja rápida e específica. Para isto, Implantes dentais deveriam ter superfícies que resultem em resposta tecidual específica, presença de osteoblastos, nucleação de fosfato de cálcio, e também, estimular novo crescimento ósseo ao redor de implantes. Tais melhoras poderiam permitir colocar implantes em áreas onde é difícil ou impossível atualmente, tais como em áreas posteriores na maxila.

Diversos tratamentos de superfícies de implante vêm sendo desenvolvidos e promovem uma reação não específica com vários processos simultâneos na superfície, resultando em competição complexa entre reações e resultado imprevisível. Entretanto, tratamento de superfície de um implante deve ser reproduzível e sobretudo previsível.

A superfície mais compatível com a osseointegração é aquela formada por pequenas rugosidades superficiais, conseguidas, hoje em dia, por jateamento ou tratamento químico. A redução da tensão superficial facilita que o sangue se espalhe por sua superfície favorecendo o processo de osseointegração.

Há algumas décadas atrás, os profissionais eram céticos ou rejeitavam completamente o uso de implantes dentários, enquanto que hoje é raro encontrar um profissional que não trabalhe com implantes e que não tenha uma participação ativa em cursos ou seminários sobre implantes dentários que são oferecidos pelas universidades, entidades de classe ou fabricantes de implantes. Paralelo a este interesse por parte dos profissionais da odontologia, a indústria e os centros de

pesquisa vêm continuamente buscando materiais e formas de tratamentos superficiais que tornem estes implantes melhores e biocompatíveis ao tecido ósseo. Pois, este biomaterial não pode causar danos locais ou sistêmicos, não deve ser tóxico, carcinogênico e alergênico. Além disto, o biomaterial deve exibir resistência mecânica adequada para distribuir as forças dentro do leito do implante.

O desafio da implantodontia é documentar qual a superfície, forma e composição do implante é melhor para tratar condições desfavoráveis e qual pode proporcionar longevidade de retenção, melhor resposta celular, conforto e função para o paciente.

Nestas 3 últimas décadas, a implantodontia vem se consolidando através do estudo da biologia e engenharia tecidual, experimentos em animais e observações clínicas realizadas em muitas instituições de todo o mundo. O resultado disto é a confiabilidade e aceitabilidade do tratamento com implantes na odontologia. O protocolo de implantes osseointegrados consiste em utilizar implantes em forma cilíndrica, preferentemente com roscas, procedimento cirúrgico e protético padronizado. Entretanto, sem deixar de considerar todas as pesquisas realizadas até o momento, o estado da ciência hoje na implantodontia brasileira é, principalmente, o resultado de tentativas afim de otimizar os materiais e métodos já conhecidos. Trabalhos científicos baseados na engenharia de novos materiais e técnicas para obter o implante ideal são raros.

Com algumas exceções, se vêem projetos de implantes bucais e maxilofaciais guiados por avanços básicos dos biomateriais, biomecânica e biologia óssea, muitos deles, produtos do “marketing” industrial.

Centenas de companhias estão envolvidas na fabricação, “marketing” e distribuição do implante dental dando origem a uma variedade de implantes com amplas indicações clínicas. Muitas destas companhias têm entrado no mercado de implante dental por copiar ou fazer as menores mudanças no tamanho, forma, material e superfície dos produtos competidores e exagerando na efetividade do novo produto. Muitos clínicos não são capazes de discernir a diferença entre “marketing” e avanço

científico, e com intuito de oferecer o melhor tratamento odontológico usam novos implantes em novas situações clínicas antes que estas novas indicações tenham sido totalmente pesquisadas, do ponto de vista científico e clínico.

É papel dos pesquisadores controlarem a qualidade e a demanda de clones de implantes que surgem no mercado, de forma criteriosa e racional. O profissional deve ter olhos críticos aos novos materiais que surgem no mercado e não se entregar facilmente ao “marketing” e às falsas vantagens. O cirurgião-dentista não é agente comercial da indústria de implantes, mas deve avaliar criteriosamente novos implantes. Deve-se examinar todos os aspectos e validade dos diferentes tipos de sistemas e métodos de implante que têm sido usados para tratar os muitos problemas para os quais os implantes podem ser indicados.

A palavra osseointegração, que representa integração entre o tecido ósseo e o implante não é apenas um termo biológico. É, entretanto, sem exagero dizer que o fenômeno é o eixo para o implante dental. Muitos pesquisadores têm apontado que a rugosidade da superfície do implante é importante para manter firmemente este fenômeno. O estudo da integração dos implantes, baseado em entendimento mútuo entre engenharia e biologia é indispensável para a harmonia e coexistência entre o tecido ósseo vital e biomaterial.

Pesquisas em torno da osseointegração são oportunidades únicas não somente para ajudar a formar as pesquisas futuras, mas também dar guia para o desenvolvimento de um uso clínico efetivo e seguro. Muitas das controvérsias atuais sobre o parâmetro das diferentes superfícies de implante podem ser resolvidas no futuro se um esforço na pesquisa com base científica adequada for criada e desenvolvida.

É importante que sejam criados centros especializados de pesquisa de implantes, com departamentos e faculdades dedicadas que possam efetivamente solicitar fundos e talento humano. Isto adicionaria ímpeto as pesquisas.

Pesquisas relacionadas com textura da superfície e/ou novos procedimentos para obter rugosidade devem ser realizados, bem como sobre os diversos tipos de

implante, uma vez que estamos sempre nos deparando com novos sistemas no mercado. A pesquisa no Brasil, em franca atuação, deverá ser capaz de fornecer produtos com qualidade total, aos pacientes e profissionais, alicerçados em dados científicos sólidos. Este trabalho objetiva avaliar a rugosidade da superfície de implantes de titânio produzida através de usinagem na Universidade Federal de Santa Catarina e comparar os resultados obtidos com o que se têm na literatura no que se refere à resposta biológica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Devido à ampla literatura que versa sobre o assunto, para uma melhor compreensão e análise desta pesquisa, a revisão de literatura foi dividida em seções abordando aspectos relacionados com:

- 1 Titânio
- 2 Rugosidade de Superfície
- 3 Resposta Celular
- 4 Projetos de Implantes

2.1 Titânio

Estudo *in vitro* de GOULD, BRUNETTE, WESTBURY (1981), revelou a formação de hemidesmossomos sobre a superfície de titânio. Evidências histológicas do tecido gengival ao redor do implante de titânio em função removidos após 7 anos indica a presença de hemidesmossomos inseridos entre titânio e células epiteliais. A formação de hemidesmossomos é uma indicação clara que o tecido mole da cavidade bucal aceita o óxido de titânio como sendo biocompatível.

Revisão de literatura sobre materiais compatíveis realizada por ALBREKTSSON (1981), mostrou que a ancoragem no osso ocorre sem formação de uma camada de tecido conjuntivo interposta. No caso do vitallium, ouro e aços inoxidáveis, o tipo de osso na zona marginal do implante é de caráter desordenado. Osso haversiano maduro é encontrado a uma certa distância da superfície do metal. A ausência de osso bem orientado indica que o material não foi totalmente aceito e rejeição pode ocorrer com o tempo devido à corrosão e efeitos tóxicos do material, enquanto que osso haversiano ordenado em toda a interface ao redor do implante representa aceitação

tecidual. Esta situação foi vista ao utilizar implantes cerâmicos e titânio puro. A biocompatibilidade do titânio pode ser explicada com base na camada de óxido firmemente aderida composta por TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 e Ti_3O_4 que se formam sobre a superfície do metal. Numa resolução de 30 a 40A° foi possível observar a interface osso-implante de implante cerâmico e de titânio apresentando praticamente os mesmos aspectos. Entretanto, os implantes cerâmicos são friáveis e podem ter função diminuída devido a alterações e forças oclusais exercidas ao longo do tempo.

ALBREKTSSON (1983) observou que feixes colágenos tornaram-se gradualmente substituídos por filamentos arranjados aleatoriamente a distância de 0.1 a 0.5 μ m do titânio. Os filamentos colágenos avançaram em direção a superfície do implante aproximadamente 200A°. Havia uma substância amorfa parcialmente calcificada consistindo de proteoglicanas e glicosaminoglicanas cobrindo 200 a 300A° da interface ao redor do metal. Nenhum espaço descalcificado foi encontrado entre o titânio e o tecido, mas a calcificação foi menos pronunciada nos últimos 100A° da superfície de titânio. Processos celulares que aproximaram da superfície de titânio foram separados da superfície por 200 a 300A° de espessura de camada de proteoglicana. O autor apresentou a reação de outros metais, como o zircônio, que embora demonstrasse osseointegração, a zona livre de colágeno estava levemente mais espessa que a interface de titânio, o que indicou que o zircônio era menos natural que o titânio, isto é, o titânio era melhor aceito pelo corpo. Aço inoxidável não se tornou propriamente osseointegrado, mas foi separado do tecido por uma fina cobertura celular.

WOODMAN et al. (1984) inseriram substitutos ósseos compostos de fibra metálica à base de titânio em ossos longos de gorilas. Concentrações metálicas foram medidas no pulmão, rim, baço, fígado, músculo e no linfonodo adjacente ao implante em animais experimentais; os valores foram comparados com animais controle sem implantes inseridos. Os autores usaram titânio cp de fibra metálica que promoveu um largo contato tecido ao titânio e manteve os animais durante 8 anos. Os animais tinham lâminas de Ti-6Al-4V inseridas. Os níveis de titânio aumentaram no tecido do

pulmão dos animais teste acima de 3 anos após a inserção. Depois de um período, os níveis de titânio permaneceram constantes. Os autores encontraram um nível constante de titânio no pulmão e nenhuma evidência de toxicidade bioquímica e hematológica foi encontrada, mas eles notaram que a possibilidade de efeitos tóxicos ao longo do período de manutenção não poderia ser excluída. Concentrações de alumínio no pulmão, por outro lado, aumentaram linearmente durante o período de manutenção. Desconhece-se o potencial de toxicidade neurológica do alumínio e se é capaz de atravessar a barreira do cérebro. Vanádio, conhecido como um material altamente tóxico, não foi encontrado acumulado no corpo dos animais experimentais. Descobriram-se elevações transitórias dos níveis de vanádio no pulmão.

Ultraestruturalmente, ALBREKTSSON e HANSSON (1986), descreveram a interface osso-superfície de policarbonato coberto com aço inoxidável ou titânio comercialmente puro. Dez coelhos receberam 2 implantes cada um, sendo um implante coberto com aço e o outro com Ticp. Dos com titânio, 5 animais receberam implantes com camada de titânio evaporada, e nos outros 5, foram inseridos implantes borrifados com Ti. Três meses após a inserção dos implantes, os animais foram sacrificados. Observou-se nos implantes com aço inoxidável, leito circunjacente de no mínimo 1 a 2 camadas de células e células inflamatórias abundantes. E, nos implantes de Ti não observaram tecido fibroso interposto entre o osso e o Ti.

ALBREKTSSON e JACOBSSON (1987), ao revelarem os parâmetros importantes dos implantes para obter interface osso-metal adequada, compararam as reações do Ticp versus Ti-6Al-4V. A composição do Ticp consiste de 99,75% de titânio e 0,05% de ferro (Fe). O conteúdo de Fe de 0,5%, dobra a resistência do implante com riscos, entretanto, de aumentar simultaneamente a corrosão. O conteúdo de Fe de somente 0,005% diminui a resistência. A medida da cobertura de prostaglandina sem filamento colágeno ao redor da liga de titânio foi 5000A°, enquanto o Ticp tinha zonas de 200 a 400 A° de largura de proteoglicanas livres de colágeno diretamente margeando o implante.

O estudo realizado por DOUNDOULAKIS (1987), mediu e comparou os efeitos de 5 métodos de esterilização sobre a superfície de titânio do implante. As amostras foram preparadas de Ticp (99,835%) (Tico Titanium, Farmington, Mich) e com 5mm X 10mm X 1mm de dimensão. A superfície plana foi escolhida como a superfície teste padrão por causa das dificuldades no manuseio e manipulação da medida do ângulo de contato e o Espectroscópio Infra-Vermelho de Reflexão Interna (Elmer Séries 680 – espectroscopia infra-vermelho, Perkin, Beaconsfiel, Inglaterra) usado como base para a análise. Os métodos de esterilização avaliados foram: 1) esterilizador em bolha de vidro endodôntico à 425°F, submerso por 20 segundos em bolhas de vidro extra-fina embaladas comercialmente; 2) autoclave à vapor convencional a 250°F sob pressão gauge 15 psi por 20 minutos; 3) calor seco a 320°F por 60 minutos; 4) radiação ultra-violeta a 150 watt/s 360 a 450nm, 8 segundos de cada lado e. 5) tratamento de descarga incandescente de radiofrequência a 13.18 MHZ, energia de superfície efetiva de 5 watts, 2 ¾ polegadas da câmara à gás, pressão interna 0.15 torr. Sob 80 vezes de aumento, superfícies rugosas e riscadas foram observadas em muitas das amostras. Nenhum filme orgânico contaminante superior a 1000Å ou 0.1 µm foi observado. Os autores concluíram que a esterilização convencional das amostras podem causar comprometimento das propriedades de superfície por aderentes orgânicos ou materiais heterogêneos que podem influenciar o sucesso de muitos sistemas de implantes. Houve efeitos adversos da esterilização a vapor e efeitos degradativos do esterilizador bolha de vidro endodôntico. Esterilização por calor seco, embora não conseguisse remover restos orgânicos sobre a superfície da amostra, não produziu energia de superfície alta. Os tratamentos com descarga de radiofrequência incandescente e ultra-violeta resultaram em melhor limpeza e energia de superfície relacionada à indução a adesão celular e fixação do implante.

Comparação da resposta mecânica e interfacial de implantes fabricados em Ticp e Vitalium, composto por cromo (Cr), cobalto (Co) e molibidênio (Mo) foi realizada por JOHANSSON, SENNERBY, ALBREKTSSON (1991). Sete coelhos receberam 4 implantes colocados na metáfise tibial, sendo 2 implantes de Ticp e 2 de Vitalium, com

travamento em uma cortical. O período de análise histológica e de torque foi 3 meses. A análise histomorfométrica revelou que a média de contato osso-metal para implantes de Ticp foi 34,7%, enquanto que para os implantes de Vitalium a média de contato osso-metal foi de 21,7%. O torque necessário para implantes de Ticp foi em média de 24,9Ncm, enquanto que para implantes de Vitalium a média foi 11,7Ncm. Para as condições experimentais, demonstrou-se que o Ti é superior como material de escolha para implante.

DAMEN, TEN CATE, ELLINGSEN (1991), avaliaram a relação entre o tempo de indução da precipitação de fosfato de cálcio a partir de soluções super-saturadas e a capacidade do Ti em pó e TiO_2 . O TiO_2 é considerado um mineral polimorfo com cristais de solubilidade baixa, onde a diferença principal é o arranjo dos octaedros de oxigênio constituintes, tais como anatase e rutilo. Os resultados mostraram que, na presença de poucos miligramas por mililitro de titânio em pó por mililitro de solução, a média do tempo de indução da precipitação do fosfato de cálcio foi reduzida em 66% nos casos de titânio em pó autoclavado, mas não pode ser obtida redução adicional com quantidades maiores. Entretanto, no titânio em pó brevemente exposto ao ar não houve efeito sobre o tempo de indução. Adição de suspensão de TiO_2 puro na incubação, também pode reduzir o tempo de indução. A precipitação de fosfato de cálcio foi observada a partir de soluções estáveis que continham quantidades aumentadas de anatase, rutilo ou titânio em pó metálico. A ausência de TiO_2 manteve a solução estável por no mínimo 24 horas. A menor quantidade de TiO_2 testada ($0,30\text{cm}^2/\text{ml}$) induziu a precipitação dentro de 15 horas. Concentrações do titânio em pó menores que $0,56\text{cm}^2/\text{ml}$ não induziram precipitação. Especulou-se se a indução do precipitado de fosfato de cálcio seria meramente uma expressão de natureza osseoflúca do material do implante ou um passo essencial no estabelecimento da interface osso-metal que propiciaria a integração de tais implantes no osso.

Influência da espessura do óxido e topografia superficial de implantes de Ticp, com relação à resposta óssea foi avaliada morfometricamente. Havia 4 grupos: 1) controle, com implantes usinados e lavados em butanol e etanol, em ultra-som; 2)

eletropolimento realizado em um eletrólito consistindo de 500ml de metanol, 350ml de n-butanol e 60ml de ácido perclórico a 30°C, com voltagem de 22,5V; 3) oxidação eletroquímica (anodização) em 1M de ácido acético à temperatura ambiente e usando 2 diferentes voltagens (10V e 30V); 4) limpeza em butanol e etanol, esterilização pelo vapor. Após 7 a 12 semanas da inserção dos implantes na tíbia de coelhos, cortes histológicos foram realizadas. Observou-se que houve pouca diferença na morfologia óssea em torno dos diferentes implantes, no que se refere às variações nas propriedades superficiais. O trabalho mostrou que as propriedades químicas superficiais da camada de óxido pode ser benéfica para a aposição óssea, enquanto que a espessura e microestrutura podem ser menos importantes (LARSSON et al., 1994).

No mesmo ano, avaliação celular *in vitro* realizada por KELLER et al. (1994), utilizou uma série de técnicas de caracterização da superfície juntamente com testes biológicos para observar a resposta de células osteoblásticas frente ao Ticp e liga de Ti (Ti-6Al-4V). Foram preparados discos de Ticp e liga de Ti com 3 rugosidades de superfície diferentes: a) superfície sulcada obtida com papel metalográfico de granulação 600; b) superfície rugosa obtida por jateamento com óxido de alumínio de 50µm e c) superfície polida obtida com pasta de diamante de 1µm. Os espécimes foram lavados com solvente e água destilada e passivados com ácido nítrico e esterilizados por exposição à luz ultra-violeta por 30 minutos. Análise da rugosidade e morfologia da superfície foram feitos através de perfilometria e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e análise química da superfície através de Espectrometria Fotoelétrica e Espectroscopia Eletrônica de Auger (AES) e avaliação do ângulo de contato da gota de água sobre uma superfície lisa. Nenhuma diferença significativa foi observada entre as superfícies de Ticp e liga de Ti. Quando analisada por AES, observou-se que a espessura do óxido das superfícies da liga de Ti foi aproximadamente 2,5 vezes mais espessa do que sobre o Ticp. A presença de alumínio (Al) e camada de óxido mais espessa na liga de Ti não parece influenciar biologicamente a resposta celular inicial quanto à aderência e morfologia.

Existem vários relatos na literatura considerando as similaridades e diferenças de entre o Ticp e o Ti-6Al-4V, entretanto, suas sequelas biológicas não são inteiramente conhecidas. No trabalho de KELLER et al. (1994), uma série de técnicas de caracterização da superfície foram usadas em conjunto com avaliações biológicas *in vitro* a curto prazo para avaliar os efeitos dos materiais Ticp e liga de Ti sobre a resposta de células osteoblásticas. Análise de superfície indicou que com exceção da espessura de óxido não havia diferenças significantes na característica da superfície entre os dois materiais de implante. Estes resultados refletiram em estudos biológicos, onde os níveis de inserção celular e adaptação das células inseridas às superfícies de Ti foram semelhantes. Estes resultados indicam que o Ti cp e o Ti-6Al-4V são materiais biologicamente compatíveis e adequados para a fabricação de implantes odontológicos. Discos de Ticp e Ti-6Al-4V foram cortados de uma barra obtendo 12.5mm de diâmetro e 4mm de altura. Sobre eles 3 superfícies rugosas diferentes foram produzidas: superfícies polidas com granulações 600; jateadas com areia usando 50 μ de alumina e polidas com 1 μ de pasta de diamante. Avaliações por MEV das superfícies preparadas indicaram que não existiam diferenças significantes entre superfícies de Ticp e liga de Ti na rugosidade individual. Embora existisse uma diferença estatística entre rugosidade específica, não houve diferença entre liga de Ti e Ticp. Espectroscopia Fotoeletrônica de Raio x de superfície de Ticp e Ti-6Al-4V revelaram a presença de contaminantes típicos como carbono (C), oxigênio (O) e nitrogênio (N). A proporção atômica para C, O e N ao comparar os dois metais não foi estatisticamente diferente. A presença de Al foi encontrada na superfície da liga e não estava presente na de Ticp e, vanádio foi encontrado apenas em um espécime da liga. A análise de Espectroscopia Eletrônica de Auger, com técnica de perfil de profundidade demonstraram que a superfície da liga de Ti tinha uma camada de óxido mais espessa ($83 \pm 12^\circ$) que o Ticp ($32 \pm 8^\circ$). Determinações do ângulo de contato para os 2 materiais de implante revelaram que não existiam diferenças significantes entre superfície lisa e polida de Ticp ($52 \pm 2^\circ$) e liga de titânio ($56 \pm 4^\circ$), o que indicou semelhança entre energia de superfície de cada material.

2.2 Rugosidade de Superfície

CLEMOW et al. (1981), relacionaram a resistência ao cisalhamento interfacial, o tamanho e o aumento dos poros de superfícies de implantes de Ti-6Al-4V. Três tamanhos de partículas de pó (297 μ m, 420–500 μ m e 595–707 μ m) foram usados para fabricar implantes cilíndricos que foram inseridos em canal medular do fêmur de cães por 6 meses. Depois de sinterizado, os pós fino, médio e grande resultaram em poros de tamanho de aproximadamente 75, 225, 325 μ m, respectivamente. Todos os espécimes tinham forma cilíndrica com diâmetro externo de 10mm e comprimento de 20mm. A resistência ao cisalhamento interfacial e dureza aumentaram com a diminuição do tamanho do poro, no limite de 175–235 μ m. Os valores maiores para estes parâmetros mecânicos foram obtidos para implantes posicionados no osso cortical comparado aos implantes posicionados no osso esponjoso. O crescimento ósseo da superfície circunferencial do implante adjacente ao osso, aumentou com a diminuição do tamanho do poro.

Uma das condições importantes que relaciona o sucesso e o fracasso de projetos de implantes é dada pelas propriedades de superfície dos implantes. KASEMO (1983) identificou e discutiu estas propriedades sob os seguintes itens: preparação do implante; composição química e cristalografia da superfície do implante; as propriedades químicas, de ligação e processo químico na interface inorgânico-biotecido. O autor descreveu alguns métodos experimentais que podem ser usados para caracterizar a interface. Ao discutir rugosidade de superfície dividiu-a em 2 partes: uma parte com rugosidade da superfície macro e microscópica e uma parte onde a superfície é rugosa sob escala atômica. O autor acredita que o principal papel da rugosidade é que ela pode melhorar a força mecânica de um implante e a união química não será afetada pela rugosidade na escala igual ou maior que 1 μ m.

Os aspectos biológicos importantes para se conseguir osseointegração do implante de titânio no tecido hospedeiro foi revisto por ALBREKTSSON (1983). O autor

ênfatizou que as condições da superfície do implante, a composição química e fatores mecânicos são parâmetros importantes para a osseointegração. Estudos com MEV e TEM (Microscopia Eletrônica de Transmissão) da interface osso-implante mostraram que o padrão de ancoragem dos filamentos colágenos do titânio se assemelhavam àqueles das fibras de Sharpey inseridas ao osso.

Estudos da interface osso-hidroxiapatita têm sido realizados utilizando TEM. TRACY e DOREMUS (1984), analisaram a interface osso-hidroxiapatita através de microscopia eletrônica de imagem a campo escuro e de luz, difração de elétron, imagem de alta resolução e análise de energia dispersa em microscópio eletrônico de varredura e transmissão (STEM-EDS). Imagens de alta resolução e convencional no TEM demonstraram direta ligação química entre osso e hidroxiapatita. O osso na superfície cerâmica foi a mesma que do osso normal da interface. Amostras implantadas foram afinadas tal que o osso e a hidroxiapatita estavam eletronicamente transparentes. Os resultados indicam a ligação osso-hidroxiapatita próximo ao nível atômico sem intervenção de tecido desmineralizado. Amostras de hidroxiapatita foram implantadas em fêmur de ratos por 3 meses. Através de análise a nível atômico, os cristalitos ósseos são localizados muito próximo a margem do grão e a distância entre os cristalitos ósseos e a margem do grão de hidroxiapatita foi estimado em 200Å. O osso esteve diretamente adeso ao implante.

KELLER et al. (1987), avaliaram o crescimento ósseo em torno de implantes de Ti puro com poros de 0,6 a 1,0mm. Implantes com aspecto poroso, cilíndrico e perfurado foram implantados em tíbias de 15 coelhos a fim de avaliar o crescimento ósseo em torno dos mesmos. Após 4 a 8 semanas da implantação, observou-se que a quantidade de crescimento ósseo nos poros de maior tamanho foi maior que nos poros menores, com 0,6mm. Após 2 semanas de implantação, natureza trabecular caracterizou o padrão de crescimento ósseo. Em 8 semanas, o crescimento ósseo lembrou uma cortical mais densa e ocupou a maioria das áreas porosas. Assim, pode-se concluir que o crescimento ósseo foi independente do tamanho dos poros e a porcentagem de crescimento ósseo foi significativa até 8 semanas após a implantação.

A fim de entender melhor as superfícies dos biomateriais, os autores RATNER, JOHNSTON, LENK (1987), descreveram as técnicas existentes: Microscopia, Espectroscopia Eletrônica para Análise Química (ESCA), Espectroscopia de Massa de Íons Secundários (SIMS), espectroscopia Infra-Vermelho, técnica do ângulo de contato, determinação da rugosidade da superfície, medidas elétricas da superfície, capazes de medir as propriedades de superfície, tais como química da superfície, energia de superfície e morfologia. Isto porque a natureza da superfície do biomaterial governa os processos envolvidos na resposta biológica. Neste artigo os autores descrevem as características da superfície de alguns biomateriais, tais como, metal, superfície de vidro, hidrogel, polímeros e poliuretanos e o comportamento da água; revê as técnicas usadas para medir as propriedades da superfície e discute a aplicação da característica da superfície no desenvolvimento, melhora e modernização dos biomateriais. A rugosidade da superfície tem mostrado influenciar as reações biológicas teciduais. Quantificar o grau de rugosidade ou descrever a qualidade da rugosidade pode ser muito complexo, para isto, pode-se utilizar o MEV ou microscópio de luz. Uma descrição quantitativa da rugosidade do material é crítica quando se avalia os efeitos da rugosidade sobre interações biológicas. Um perfilômetro é comumente usado para avaliar quantitativamente a rugosidade. Este artifício converte a moção superior-inferior de um guia apontado atravessando uma superfície no sinal elétrico que são plotados contra a distância transversa. O método de perfilometria foi aplicado extensivamente em microeletrônicos e indústria metalúrgica e ocasionalmente é usado em pesquisa de biomateriais.

SUTTER, SCHROEDER, BUSER (1988), desenvolveram implantes ocios cilíndricos e parafusados à base de Ti puro com superfície rugosa a partir de uma cobertura de plasma spray de titânio. Os principais critérios para o projeto de implante foram: 1) ampla superfície de ancoragem; 2) menor defeito ósseo possível sobre o leito de preparação do implante e 3) volume e tamanho reduzido do implante. Outros fatores importantes foram, também, considerados na fase de desenvolvimento: resistência e biocompatibilidade do material, microestrutura da superfície do implante e estabilidade

inicial. O projeto básico dos implantes incorporou as seguintes características e propriedades: a) ampla superfície de ancoragem do implante; b) mínimo trauma ósseo sobre a preparação do leito do implante; c) menor volume possível da parte de ancoragem do implante; d) adaptação da dureza do metal em relação ao osso; e) promoção da incorporação biológica e f) baixo nível de estresse entre osso e implante. O processo de cobertura foi caracterizado por um arco elétrico de temperatura de 15.000 a 20.000°C e velocidade extremamente alta de mais de 3.000m/s. O pó de titânio foi introduzido num jato de gás argônio na ponta da chama e foi acelerado a aproximadamente 600m/s o que consistiu na solda do pó à superfície. A cobertura tem uma espessura de aproximadamente 0.03 a 0.04mm. Experimentos em que a cobertura de plasma foi separado do implante sob carga axial mostraram que quando realizada corretamente, o processo de cobertura produzido foi soldado adequadamente ao substrato. A resistência ao desgaste foi encontrada entre 75 e 90N/mm².

Outros trabalhos como o de CARLSSON et al. (1988), avaliaram diferentes texturas de superfície entre implantes lisos e rugosos através da medida de torque e resposta tecidual da interface. Quatorze implantes eletropolidos (rugosidade de 10nm) e 14 implantes rugosos (rugosidade de 1000nm) foram inseridos no fêmur (articulação do joelho) de 7 coelhos. Em todos os casos os implantes apresentaram uma camada de óxido de aproximadamente 5nm de espessura. Em 6 semanas, a média do torque necessário para a remoção dos implantes rugosos foi de 26,4Ncm, e dos implantes lisos foi de 17,2Ncm. A nível de microscopia optica não foi possível detectar se houve diferença entre os implantes lisos e rugosos no que tange ao grau de aposição direta sobre o implante.

Comparou-se a interface osso-implante de implantes cobertos com hidroxiapatita (HA) (Integral-Calcitek) com os cobertos com plasma de Ti tendo 2 mm coronais polidos (IMZ-Interpore Internacional). Após 16 semanas de implantação na arcada de macacos, as próteses foram instaladas e os implantes entraram em função. As condições clínicas e radiográficas foram analisadas e os animais foram sacrificados depois de 4 meses. Processamento e análise histológica das peças não

desmineralizadas foi feito através de microscopia óptica e eletrônica de varredura. Os resultados mostraram não haver sangramento à sondagem e a análise radiográfica revelou reabsorção da crista ao nível da porção coronal do implante. Migração epitelial de 2mm na superfície do Ti polido (IMZ) foi observada histologicamente. Enquanto que implante coberto com hidroxiapatita apresentou formação óssea na porção coronal. O processamento histológico provocou a ruptura da HA em algumas áreas do implante, demonstrando que na interface HA-osso a união é mais forte do que na união HA-implante. Observou-se quantidade maior de osso nas áreas examinadas do implante com hidroxiapatita que dos implantes IMZ (GAMMAGE et al., 1990).

SMITH, PILLIAR, CHENERCKY (1991) examinaram diferentes tratamentos de superfície em amostras cilíndricas de ligas Ti-6Al-4V. Utilizaram discos com superfícies lisas obtidas através do lixamento com papel metalográfico de granulação 600 e superfícies porosas obtidas através da sinterização de partículas esféricas de 30 a 300 µm de diâmetro. A estes espécimes foram instituídos diferentes tratamentos de limpeza e esterilização compondo 6 grupos: Grupo I – lavados em água destilada e secos à temperatura ambiente; Grupo II – lavados em água destilada, secos à temperatura ambiente, limpos com detergente e lavados com água destilada; Grupo III – tratamento anterior e esterilização em autoclave a 121°C por 30 minutos; Grupo IV – tratamento do grupo II e esterilização por radiação; Grupo V – tratamento do grupo II, passivação com H₂NO₃ a 40% por 60 minutos em ultra-som e 3 lavagens com água deionizada; Grupo VI – tratamento do grupo II e exposição à plasma de gás argônio por 30 minutos a 0,3mmHg. Os autores observaram através de MEV que os diferentes procedimentos de limpeza mostraram semelhanças microscópicas entre as amostras dos Grupos I e II. Poucas diferenças foram observadas entre amostras esterilizadas por radiação e as amostras lavadas com detergente. Extensas áreas da superfície do implante apresentaram ataque químico com o uso de ácido nítrico. De acordo com os autores alterações significantes na topografia e morfologia das superfícies de Ti-6Al-4V foram produzidas pelos diferentes procedimentos.

Diferenças macroscópicas e microscópicas de 3 diferentes tipos de implantes endósseos colocados em mandíbula de cães foram estudados por PILLIAR et al. (1991). A amostra se constituía de: a) implante de Ticp em forma de parafuso; b) implante cônico de liga de Ti com poros na superfície, mantidos em função por 23 semanas; c) implante cônico de liga de Ti com poros apenas nos dois terços apicais em função por no máximo 73–77 semanas, assim como o grupo a). Avaliação radiográfica foi feita em intervalos regulares. De acordo com a análise estatística, ocorreu variação no índice de crescimento ósseo com o tempo. Observaram que os implantes do grupo a) estavam osseointegrados, com formação óssea em toda superfície do parafuso. Os implantes do grupo b) apresentaram crescimento ósseo 4 semanas após a implantação. Não houve sinais de infecção nem perda óssea durante o período de avaliação. O índice de crescimento ósseo ocorreu independente do período de tempo em função. No grupo c observou-se melhor crescimento ósseo na região coberta com poros que na porção coronal onde não havia porosidade. Perda óssea na crista foi vista no primeiro ano apenas nos implantes em forma de parafuso e parcialmente cobertos, porém nestes, limitada à região lisa do implante. Concluíram que as formas e superfícies diferentes de implantes não transferem as cargas da mesma forma ao osso e podem causar alterações significantes na estrutura óssea. Os autores sugeriram que a perda óssea coronal ao redor do implante poderia ser evitada cobrindo todo implante com material poroso.

No mesmo ano, CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE (1991) investigaram, ultraestruturalmente, a aderência do tecido conjuntivo e epitelial sobre superfícies lisas, usinadas, sulcadas e cobertas com titânio. Sulcos em forma de V, com profundidade de 3, 10 e 22 μ m foram produzidos em sílica e reproduzidos em resina epoxi, e as réplicas obtidas recobertas com 50nm de titânio. A forma de limpeza das amostras consistiu-se em lavagem em detergente, água deionizada, água destilada estéril e seca por uma noite em câmara de fluxo laminar. O método de esterilização foi a câmara com gás argônio de descarga incandescente. E a armazenagem foi feita em frascos de teflon contendo água destilada estéril, deionizada. O procedimento

cirúrgico se fez pela implantação transcutânea em osso parietal de ratos. Após 7 dias, as peças foram processadas por microscopia óptica, MEV e TEM. Adesão e interdigitação das células epiteliais foram vistas nos sulcos de 3 e 10 μ m, não sendo encontradas nos sulcos mais profundos de 22 μ m, entretanto, faziam contato com as superfícies planas entre os sulcos. A orientação dos fibroblastos se deu de forma paralela ao longo eixo dos implantes com formação de uma cápsula de tecido conjuntivo nas superfícies lisas e com sulcos de 3 e 10 μ m de profundidade. Nos sulcos de 22 μ m de profundidade os fibroblastos inseriram-se obliquamente aos implantes. A aderência dos fibroblastos ao titânio se deu através de 2 zonas: uma amorfa, fina e eletrondensa em contato direto com a superfície do titânio e outra fibrilar fina, a partir da zona amorfa até à membrana celular. Acredita-se que a orientação oblíqua dos fibroblastos se deve a inibição da migração apical do epitélio e isto significa que as superfícies sulcadas usinadas têm potencial para melhorar a performance dos dispositivos transcutâneos.

Seis diferentes tratamentos superficiais sobre implantes de TiCP na forma de cilindros perfurados e inseridos na tíbia de porcos foram comparados por BUSER et al. (1991). Os implantes foram tratados da seguinte maneira: E – eletropolidos com ranhuras rasas e lisas; SMP – jato de areia com granulação média, HF/HNO₃ obtendo rugosidades médias de 6 μ m; SL – jato de areia com granulação grande com rugosidade entre 22 e 28 μ m; SLA – jato de areia com granulação grande, HCl/H₂SO₄ com rugosidades entre 18 e 23 μ m; TPS – plasma de Ti com rugosidade entre 30 e 50 μ m e HA – plasma de hidroxiapatita apresentaram a mesma rugosidade do plasma de Ti. Após 3 a 6 semanas os animais foram sacrificados e as peças foram processadas para análise histológica. Contato direto osso-implante foi observado em todos os grupos, sendo a porcentagem de osseointegração para os grupos E e SMP entre 20 e 25%; o grupo SL entre 30 e 35%; grupo TPS, 40%; grupo SLA, entre 50 e 60% e HA, entre 60 e 70%. Este último grupo mostrou porcentagem de osseointegração significativamente maior do que os grupos E, SMP, SL e TPS nos 2 tempos diferentes

de observação. Foi possível concluir que os implantes mais rugosos superficialmente apresentaram maior aposição óssea do que os implantes mais polidos.

Dois implantes IMZ cobertos com HA, removidos por razão psicológica foram preparados usando um sistema de corte e serra e estudados por PIATTELLI, TRISI, EMANUELLI (1993), utilizando MEV e Microscopia de Varredura a LASER (Amplificação de Luz por Emissão Estimulada de Radiação). Os exames mostraram contato íntimo osso-implante representando integração tecidual. Varredura a LASER mostrou a presença de uma camada de material corado escuro, semelhante a uma linha reversa de tecido ósseo, na interface osso-implante que deveria ser o resultado de um filme do material orgânico depositado sobre a superfície óssea e HA. É possível obter novas informações sobre arranjo interfacial osso-HA com o uso da microscopia de varredura a LASER, que permite resolução mais alta em secções mais espessas. Ultraestruturalmente, implantes cobertos com HA sob condições de carga em humano parecem conseguir osseointegração.

LARSSON et al. (1994) examinaram a formação óssea na tíbia de coelhos ao redor de 4 tipos diferentes de superfície de Ti: 1) superfície relativamente rugosa com fina superfície de óxido, produzida pela manufatura (típica superfície após sua fabricação); 2) superfície lisa com fina superfície de óxido, produzido por eletropolimento (dissolução controlada da superfície); 3) superfície lisa, eletropolida com óxido de espessura intermediária, produzida por oxidação anódica (variação na concentração de íons no banho, aumento da voltagem e da camada de oxigênio) e 4) superfície lisa, eletropolida com espessura de óxido produzida por oxidação anódica. As superfícies diferentes tinham a mesma composição química (TiO_2 coberto por monocamada molecular de impurezas). A resposta óssea foi avaliada morfométricamente depois de 7 e 12 semanas. Em 12 semanas nenhuma diferença foi encontrada, embora houvesse maior tendência de formação óssea ao redor de implantes com óxidos mais espessos. Em 7 semanas pouco osso foi detectado ao redor de implantes eletropolidos, sugerindo que este tipo de superfície não influenciou a taxa de cicatrização óssea.

KIPALDI e LEMOS (1994) analisaram a relação da energia de superfície do Ticp com o tamanho das partículas dos cristais do material, da rugosidade da superfície e dos diferentes métodos de tratamento de superfície. Titânio comercialmente puro tipo I em forma de placa enrijecida apresentou tamanho dos cristais de $70\mu\text{m}$ e Ticp tipo II em forma de lâmina prensada, o tamanho dos cristais foi $23\mu\text{m}$. Isto significou, também, diferenças na rugosidade de superfície. As amostras foram lavadas em água deionizada e imersas em ácido fosfórico a 50% por 30 minutos. A partir daí foram preparados 5 grupos: grupo 1 e grupo 2 – placas de Ti tipo I, polidas, não passivadas, sendo o grupo 1, tratadas com descarga incandescente de radiofrequência por 10 minutos e, o grupo 2, não esterilizadas; grupo 3 – placa de Ti tipo I, polidas, passivadas com ácido nítrico e esterilizadas em calor seco; grupos 4 e 5 – lâminas de Ti tipo II, passivadas com ácido nítrico e esterilizadas em calor seco, sendo o grupo 4, polidas e o grupo 5, não polidas. A superfície do grupo 3 (cristais de $70\mu\text{m}$) e do grupo 4 (cristais de $23\mu\text{m}$), que possuíam mesmo tratamento não mostraram diferenças significantes nos valores de tensão superficial crítica. Nos grupos 4 e 5, as superfícies não polidas tiveram valores de tensão superficial significativamente menores do que as polidas.

KELLER et al. (1994), observaram que o óxido sobre Ti-6Al-4V é significativamente mais espesso que aquele sobre amostras de Ticp. Estas diferenças não foram biologicamente significantes. Inserção celular pareceu favorecer superfícies jateadas rugosas ($R_a = 0.7$ a $0.9\ \mu\text{m}$) comparado à polida ($R_a = 0.04\mu\text{m}$) ou espécies sulcadas ($R_a = 0.1\ \mu\text{m}$ a $0.2\mu\text{m}$). Nenhuma diferença foi vista entre Ticp e Ti-6Al-4V com respeito a inserção celular.

A importância da topografia da superfície e composição do material de implante sobre a osseointegração no osso trabecular, também foi investigado por WONG et al. (1995), utilizando Ticp, Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb disponíveis comercialmente. Os tratamentos de superfície foram jateamento fino, jateamento rugoso ou jateamento rugoso mais condicionamento ácido em alta temperatura e cobertura de HA. A superfície texturada fina foi obtida de jatos da superfície com pérolas de vidro de $150\text{--}250\mu\text{m}$ de diâmetro. A superfície rugosa foi conseguida por jatos de superfície

com partícula de alumina de 300–400 μm de diâmetro. O processo de jateamento em temperatura ambiente foi realizado com um bocal de brocas carbide posicionadas 100mm da camada da amostra à pressão de 6 bar. A superfície jateada e condicionada foi produzida pelo jateamento seguido por condicionamento de ácido hidrolórico e sulfúrico 125– 130% por 5 minutos. A tolerância do diâmetro final foi 30 μm . Os três materiais e os três tratamentos de superfície produziram um total de 9 grupos. O décimo grupo analisado foi Ti-6Al-7Nb jateado com partículas de 150 μm de HA. Os implantes com cobertura de HA foram submetidos a jateamento com partículas de 300 μm , tal que, tinham um diâmetro final igual de outros grupos depois da aplicação da cobertura. A topografia da superfície de cada um dos 10 grupos foi examinada usando MEV. A rugosidade de cada grupo de implante (antes da implantação) foi quantificada usando um sistema interferométrico a LASER equipado com um dispositivo de diamante de diâmetro de 0.6 μm . Esta sonda foi usada para escanear ao longo do implante em 6mm de comprimento cilíndrico bem como ao longo de sua circunferência. Um perfil da superfície foi obtido e, espaçamento da amplitude e parâmetros híbridos foram calculados. O limite de rugosidade (R_a) e a média de espaçamento do pico local adjacente (S) são relatados. Rugosidade média é um parâmetro de amplitude reconhecido internacionalmente e definido como média aritmética do perfil de rugosidade da linha média. E o espaçamento médio entre picos adjacentes é a soma dos espaçamentos entre 2 picos adjacentes no perfil dividido pelo número de espaçamentos medidos sobre a avaliação do comprimento. As medidas da rugosidade da superfície obtidas pelo perfilômetro revelaram que o grupo de plasma-spray de HA mostraram valores de rugosidade mais altos (6.4 μm), os quais foram mais que 2 vezes aqueles das superfícies jateadas e condicionadas/jateadas. As superfícies jateadas de pérolas de vidro fina têm uma rugosidade de aproximadamente 1.2 μm . O procedimento de condicionamento produziu uma estrutura de superfície diferente em cada um dos metais que foi visto por microscopia eletrônica. Os implantes de Ti-cp condicionados tiveram um limite menor de rugosidade que o jateado, mas esta diferença não foi observada entre os de liga de Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb. A superfície

do implante de Ticp condicionado tinha aproximadamente 2.5 vezes mais picos locais num determinado comprimento. Os grupos cobertos com HA mostraram força de tração mais alta com um limite de 841N. O segundo limite mais alto de resistência a compressão foi 389N para implantes condicionados jateados rugosos de Ticp que foi diferente de todos outros grupos de implante. Os três implantes de superfície rugosa de Ticp, Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb tinham mais que 2 vezes a força de tração dos 3 grupos de superfície jateada fina para o mesmo metal (250 versus 119N). Entre os três grupos de superfície rugosa ou os grupos de superfície jateada fina não houve diferença estatisticamente significativa na força de tração. Os implantes cobertos com HA tiveram a maior porcentagem de cobertura óssea da superfície. A alta cobertura da superfície apresentou-se como uma camada fina de osso cobrindo a cobertura de HA com suportes finos de osso trabecular emanados do espaço medular. A superfície óssea sobre os implantes cobertos com HA foi 2 vezes maior que dos grupos metálicos (38.5%) e não houve significativa diferença entre qualquer um dos grupos metálicos. A média da densidade do volume ósseo nas áreas distantes removidas do sítio de implantação não variaram entre os grupos, indicando que o processo aleatório para o posicionamento do implante em 8 posições foi suportado adequadamente. Os autores encontraram uma forte correlação linear entre a média da rugosidade do implante e ruptura ao fracasso nos grupos de 10 implantes considerados neste estudo. Houve pouca correlação entre média de rugosidade e porcentagem de cobertura de superfície para todos os 10 grupos. Implantes cilíndricos foram adaptados por pressão nas áreas de osso trabecular maduro no joelho de porcos. Depois de 12 semanas, osseointegração foi avaliada por: 1) teste de tração mecânica para medir a resistência da interface osso-implante e 2) medidas morfométricas quantitativa da % de superfície óssea sobre o implante. Os autores observaram que implantes cobertos com HA mostraram osseointegração superior em termos de resistência à tração e maior cobertura óssea das superfícies. Correlação significativa foi encontrada entre a média de rugosidade da superfície de implante e resistência à compressão. Novos métodos para alterar a topografia e/ou estado químico da

superfície de implante pode proporcionar novas pesquisas para melhorar as propriedades de osseointegração dos materiais ortopédicos.

LIMA et al. (1996a), analisaram a superfície de dois implantes brasileiros (De Bertoli e Intralock) e compararam com 2 implantes importados (Implamed e Sistema TF). Observaram que há variação na qualidade do acabamento superficial dos implantes através de MEV e EDS (Espectrometria de Energia Dispersa). O implante Intralock apresentou melhor acabamento que o implante De Bertoli, contendo alguns cavacos de usinagem, somente observados com maior aumento, além da presença de impurezas em alguns pontos da sua superfície. O implante Implamed apresentou marcas de usinagem nas paredes dos filetes de suas roscas e ausência de cavacos de usinagem. O implante TF apresentou acabamento irregular devido a limpeza com jateamento e presença de grande número de microcavidades. No implante Intralock detectou-se a presença de traços de ferro e no Sistema TF constatou-se a contaminação da superfície com silício. Os autores concluíram que o implante Implamed apresentou melhor acabamento de superfície.

WENNERBERG, ALBREKTSSON, LAUSMAA (1996), avaliaram a topografia da superfície de 60 implantes em forma de parafuso de Ticp de 6mm de comprimento e 3.75mm de diâmetro que foram divididos em 4 grupos: grupo A – 10 parafusos usinados com superfície torneada; grupo B – 20 parafusos jateados com partículas de TiO_2 de $25\mu m$; Grupo C – 20 parafusos jateados com partículas de Al_2O_3 de $25\mu m$ e grupo D – 10 parafusos jateados com partículas de Al_2O_3 de $75\mu m$. Na tíbia de coelho, implantes jateados com partículas de Al_2O_3 e TiO_2 de $25\mu m$ foram avaliados quanto o torque a remoção e histomorfometria. No fêmur de coelho, implantes usinados e jateados com partículas de Al_2O_3 de $75\mu m$ foram comparados morfometricamente. A topografia da superfície produzida foi caracterizada numérica e visualmente. A média de rugosidade de superfície (R_a) do implante torneado foi $0.34 (\pm 0.1) \mu m$, do jateado com partículas de TiO_2 de $25\mu m$ foi $0.96\mu m (\pm 0.3)$, do jateado com partículas de Al_2O_3 de $25\mu m$ foi $0.84\mu m (\pm 2)$ e do jateado com Al_2O_3 de $75\mu m$ foi $1.32\mu m (\pm 3)$. Na tíbia, implantes jateados com diferentes materiais e mesmo tamanho das partículas ($25\mu m$)

demonstraram resultados semelhantes. Comparando implantes jateados com partículas de Al_2O_3 de $75\mu\text{m}$ aos torneados, os jateados exibiram contato osso-metal significativamente maior depois de 12 semanas no osso do coelho.

LARSSON et al. (1996), investigaram a resposta biológica de superfícies com propriedades químicas e estruturas diferentes e a topografia de superfície e espessura de óxido e, se eles juntos ou isolados poderiam influenciar a cicatrização do osso adjacente ao implante de titânio. Noventa e seis implantes rosqueados foram fabricados de um bastão de Ti6Al4V (99.7%). Quatro grupos diferentes da amostra foram preparados, sendo que 24 dos implantes fabricados serviram como amostra controle e os 72 restantes, foram modificados usando método eletroquímico (eletropolimento e oxidação anódica). Micrográficos eletrônicos de varredura dos 4 tipos de implantes mostraram que a superfície usinada e anodizada apresentou sulcos de 1 a $10\mu\text{m}$; a superfície usinada mostrou rugosidade da superfície irregular de $1\mu\text{m}$ ou menor; a superfície eletropolida pareceu muito lisa e a superfície eletropolida e anodizada apresentou topografia heterogênea com superfície lisa e rugosa chegando a $10\mu\text{m}$. As medidas das áreas da superfície foram vistas por microscopia de força atômica (AFM) e mostraram que as superfícies eletropolidas tinham a superfície mais lisa, $R_{\text{rms}} = 2.9\text{nm}$; as áreas lisas e eletropolidas e anodizadas foram tão lisas quanto as eletropolidas e, as rugosas tinham $R_{\text{rms}} = 117\text{nm}$ e, as superfícies usinadas e, usinadas e anodizadas tinham rugosidade de superfície semelhante e intermediária, 30 e 40nm, respectivamente. Em consideração à modificação da superfície, alto grau de contato osso-implante foi encontrado para toda a amostra. Os implantes eletropolidos que tinham uma superfície lisa com fino óxido, resultaram em crescimento ósseo menor ao redor dos implantes que outros grupos, em estágio anterior. Oxidação anódica da superfície eletropolida que produz aumento da rugosidade e óxido espesso tiveram efeito maior sobre a taxa de formação óssea. Aumento da espessura do óxido dos implantes fabricados rugosos não tiveram efeitos significativos sobre a resposta óssea. Os resultados mostraram que a topografia da superfície sobre a ultraestrutura e camada de óxido influenciam a resposta óssea ao titânio. Os resultados com

implantes eletropolidos indicam que uma redução da rugosidade da superfície, na fase inicial, diminui a taxa de formação óssea em cortical óssea de coelhos.

Aumento da retenção óssea tem sido relatada com o uso de implante rugoso. Rugosidade de superfície ótima tem sido proposta baseado em estudos experimentais, como o de WENNERBERG et al. (1996), que investigaram o efeito da rugosidade da superfície dos implantes e a resposta óssea em coelho. As superfícies dos implantes foram caracterizadas por perfilometria bem como com a técnica a LASER tridimensional. Implantes de titânio com 4 diferentes estruturas de superfície foram criadas por jatos com Al_2O_3 ou TiO_2 em adição à superfície fabricada. As superfícies foram jateadas com $25\mu m$ de partícula de TiO_2 ou $25\mu m$, $75\mu m$ e $250\mu m$ de partículas de Al_2O_3 . Os autores concluíram que os implantes com superfície rugosa com $R_a = 1.0$ a $1.5\mu m$ pareceram ter rugosidade ótima com relação à retenção no osso e o contato osso-implante quando medidos através de histomorfometria. Esta superfície ótima foi criada pelo jateamento com partículas de 25 e $75\mu m$ e resultou em superfície rugosa de $R_a = 0.83$ e $R_a = 1.29\mu m$, respectivamente. A superfície mais rugosa criada por partículas de $250\mu m$ induziram a rugosidade de superfície de $R_a = 2.11\mu m$ e não resultou numa melhora da resposta óssea. Implantes tratados com partículas de $25\mu m$ tinham mais contato osso-implante que implantes tratados com partículas de $250\mu m$ quando as 3 melhores roscas foram consideradas. Nenhuma diferença significativa poderia ser detectada quando os autores marcaram o contato osso-implante a todas as roscas sobre o parafuso do implante. O jateamento implantes de titânio com partículas de $250\mu m$ não melhorou a retenção dos implantes no osso. Valores de torque à remoção parecidos foram registrados quando implantes jateados com partículas de $25\mu m$ e $250\mu m$ foram removidos. Melhor resposta óssea foi observada quando a rugosidade da superfície foi 1.0 a $1.5\mu m$.

BUSER et al. (1998), compararam 2 tipos diferentes de implantes parafusados de titânio colocados na maxila de miniporcos. Os implantes teste tinham uma superfície usinada e condicionada (OSSEOTITE), enquanto os controle tinham superfície jateada e condicionada (SLA). As características de superfície dos implantes foram examinadas

qualitativamente por MEV. Para determinar o perfil quantitativamente, uma análise perfilométrica foi realizada usando um Form Talysurf Series – Sistema Interferométrico a LASER 2 (Rank Taylor Hobson, Leicester, Reino Unido) equipado com uma ponta de diamante de $0.6\mu\text{m}$ de diâmetro. Duas amostras de cada implante foram escaneadas ao longo da circunferência em 3 ou 4 diferentes áreas num comprimento de 2mm. Trinta e um parâmetros de amplitude, espaçamento e híbrido foram calculados dos dados do perfil. Rugosidade média (R_a) e a média do espaçamento de picos locais adjacentes (S) foram selecionadas como as variáveis para melhor descrever as características de superfície. A análise pelo MEV revelou aspectos semelhantes para as 2 superfícies: mostraram pequenas microfossas com diâmetro de 1 e $2\mu\text{m}$ produzidas pelo condicionamento ácido. A superfície Osseotite pareceu ter um perfil mais plano quando comparado com a superfície SLA. A análise perfilométrica apresentou valor da rugosidade média para a superfície SLA ($R_a = 2.0\mu\text{m}$) mais alto que a superfície Osseotite ($R_a = 1.3\mu\text{m}$) e o espaço médio do pico demonstrou valores semelhantes para a superfície SLA ($S = 12.0\mu\text{m}$) e Osseotite ($S = 15\mu\text{m}$). Depois de 4, 8 e 12 semanas de cicatrização, teste de torque à remoção foi realizado para avaliar a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante para os dois tipos de implante. Os resultados demonstraram significativa diferença entre os dois tipos de implantes ($p < .01$). Os implantes Osseotite revelaram um valor médio de torque à remoção (RTV) de 62,5Ncm em 4 semanas, 87,6Ncm em 8 semanas e 95,7Ncm em 12 semanas de cicatrização. Os implantes SLA demonstraram RTV médio de 109,6Ncm, 196,7Ncm e 186,8Ncm nos períodos correspondentes. O RTV médio para implantes SLA foi 75% a 125% mais alto que implantes Osseotite num período superior a 3 meses de cicatrização.

ELLINGSEN (1998), relatou a resposta *in vivo* de cilindros jateados com bolinhas de chumbo ou spray em chama feitos de Ti e liga Ti-6Al-4V e ao titânio com spray em chama em bastão e com HA que foram implantados em fêmur de coelho. Os autores concluíram que independente da química do implante, cada implante deveria ter uma microrugosidade que permitisse a fixação da trabécula e conseqüentemente uma

transmissão de forças. Os implantes com superfície rugosa tinham resposta óssea melhorada, com trabéculas ósseas crescendo numa direção perpendicular à superfície do implante.

A medição da rugosidade de superfície dos implantes dentais vem sendo realizada em muitos trabalhos de pesquisa sobre microestrutura. BUSER et al. (1999), procuraram um melhor método para detectar aspectos de pequeno e amplo limite de rugosidade. Utilizaram um perfilômetro de contato com uma extremidade de diâmetro de $0.6\mu\text{m}$ e área medida de 2mm de comprimento e um tamanho de filtro $50\times 50\mu\text{m}$ quando avaliaram implantes dentais em forma de parafuso torneado e jateado.

Embora muitos estudos tenham relatado os efeitos dos tratamentos de superfície sobre a composição e estrutura da camada de óxido, poucos examinaram as diferenças entre os efeitos combinados do tratamento e das ligas. PLACKO et al. (2000), examinaram a camada de óxido para 3 tratamentos de superfície, mecanicamente polida, eletropolida e jateada sobre 2 materiais, TiCp e Ti-6Al-4V. Vários métodos de caracterização de superfície foram examinadas MEV e AFM e, composição química foi determinada usando Espectroscopia Dispersa de Energia (EDS), Análise de Microsonda Auger (AES) e Espectroscopia Fotoelétrica de Raios X. Este estudo examinou os efeitos de diferentes tratamentos (polido, eletropolido e jatos de partículas) sobre a morfologia da superfície e química de TiCp e Ti-6Al-4V. A estrutura e composição das superfícies foram analisadas usando os métodos citados acima. Valores da rugosidade da superfície em escalas maiores eram mais parecidos com amostras jateadas e eletropolidas, enquanto em escalas menores, amostras eletropolidas e polidas tinham valores próximos com rugosidade quantitativamente idêntica. Composição do óxido de superfície foi essencialmente dióxido de titânio para todos tratamentos de superfície. Nenhum vanádio foi visto com Espectroscopia Fotoelétrica de Raios X ou Análise de Microsonda de Auger para a liga, indicando uma possível depleção da superfície. Cálcio estava presente sobre amostras jateadas e cálcio e cloro foram detectados sobre amostras eletropolidas. As superfícies polidas estavam relativamente livres de ranhuras, enquanto as superfícies eletropolidas

pareciam ter uma morfologia ondulada, com alguma porosidade e buracos esféricos. A superfície jateada apresentou-se visivelmente rugosa com muitas rachaduras e buracos no metal.

ROJAS (2000), aplicou diferentes velocidades de corte na fabricação de implantes de osso humano e observou as irregularidades produzidas nesta superfície. Ao aplicar uma velocidade de corte (V_c) de 61,58m/min observou uma condição menos agressiva, a ferramenta realizou pequena penetração e afetou sensivelmente uma camada superficial de 10 μ m de espessura. Observou trincas axiais (horizontais) separando a superfície do tecido ósseo do implante em camadas sobrepostas umas as outras. Subjacentes às camadas, o tecido não apresentou dano apreciável na sua microestrutura. Com o uso de velocidade de corte de 36,24m/min, considerada de média agressividade, a ferramenta penetrou mais de um milímetro e, assim, houve condições favoráveis ao aquecimento apreciável do tecido. Notam-se 2 efeitos adicionais nesta superfície: o aparecimento de trincas horizontais de tamanho maior (>10 μ 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 μ m). Numa velocidade de corte de 16,54m/min, condição mais agressiva, observa-se grande dano ao tecido com trincas, contração, lascamentos maiores causados pela temperatura alta e pelo grau de vibração.

WENNERBERG e ALBREKTSSON (2000), sugeriram padrões para avaliação topográfica dos implantes orais em termos de equipamentos de medida, processo de filtragem e seleção de parâmetros. Como indicado neste artigo, o projeto da superfície do implante pode ser descrito com respeito à forma, ondulação e rugosidade. Rugosímetro de varredura a LASER Confocal e Interferômetros são os métodos disponíveis e aceitos capazes de avaliar a forma de implantes bucais rosqueados densamente. Para implante plano ou cilíndrico, rugosímetro de contato mecânico pode ser usado. Preferentemente, medida tridimensional deveria ser realizada, entretanto, em caso excepcional, medida bidimensional pode ser aceita. Medidas bidimensionais devem ser sempre realizadas a partir da posição de repouso,

por exemplo, perpendicular a direção principal das irregularidades. Topos, vales e flancos de implantes parafusados deveriam ser avaliados em três diferentes áreas de medida. As áreas medidas deveriam ser tão amplas quanto possível para permitirem diferentes comprimentos de onda sobre a topografia. É inaceitável selecionar somente uma porção plana do parafuso para análise. Implantes cilíndricos deveriam ser medidos no mínimo em 3 áreas diferentes, cada uma mais ampla quanto possível. No mínimo 3 amostras de grupo deveriam ser avaliadas. O filtro deveria ser escolhido de tal maneira que valores para ondulação e rugosidade possam estar presentes separadamente. Tamanho de filtro deve ser especificado. Para avaliação numérica, no mínimo uma altura, um espaço e um parâmetro híbrido deveria ser apresentado. Parâmetros de altura preferido são R_a e R_q para 2D e para 3D, S_a e S_q são preferidos. Parâmetros de espaço preferido são S_{na} para 2D e para 3D, S_{cx} e S_{tr} deveriam ser usados. Parâmetros híbridos preferidos são Δq para 2D e $S_{\Delta q}$ e S_{dr} para 3D.

ORSINI et al. (2000), analisaram a superfície de 10 implantes usinados e 10 implantes jateados com areia e condicionamento ácido. Avaliaram a citotoxicidade de implantes jateados com areia e condicionamento ácido usando fibroblastos L929 de ratos; diferenças morfológicas entre células (células MG63 tipo osteoblasto); adesão e ancoragem celular às superfícies. Os resultados indicaram que o condicionamento ácido com ácido hidrófluorídrico a 1% e ácido nítrico a 30% após o jateamento eliminou partículas de alumina residual. A média da rugosidade (R_a) das superfícies usinadas foi $0.75\mu\text{m}$ e das jateadas e condicionadas foi $2.15\mu\text{m}$. O teste de citotoxicidade mostrou que implantes jateados e condicionados tinham efeitos celulares não citotóxicos e pareciam ser biocompatíveis. Exame de Microscopia Eletrônica de Varredura mostraram que a superfície rugosa produzida pelo jateamento e condicionamento poderia afetar os mecanismos de adesão celular. Células tipo osteoblasto aderindo aos implantes usinados apresentaram configuração muito plana, enquanto as mesmas células aderindo às superfícies jateadas e condicionadas mostraram morfologia irregular e muitos pseudópodes. Estas irregularidades morfológicas poderiam melhorar

a ancoragem celular inicial promovendo melhor osseointegração para implantes jateados e condicionados.

Através de uma revisão de literatura, SYKARAS et al. (2000), determinaram alguns parâmetros descritivos da rugosidade de superfície. Os autores sugerem que uma superfície lisa ou pouco rugosa apresenta uma média da rugosidade da superfície inferior a $1\mu\text{m}$; rugosidade intermediária, entre 1 a $2\mu\text{m}$ e, rugosidade de 2 a $3\mu\text{m}$. A usinagem do TiCP apresenta superfície lisa com valores de rugosidade média de 0.53 a $0.96\mu\text{m}$ dependendo do parâmetro de corte do material, forma e grandeza dos instrumentos de corte. Linhas paralelas circunferenciais de $0.1\mu\text{m}$ em profundidade e largura, perpendicular ao longo eixo do implante são observadas comumente nas superfícies usinadas. Topografia da superfície pode produzir orientação e guia de locomoção de tipos celulares específicos e tem a capacidade de afetar diretamente a forma celular e função celular. Cobertura de plasma "spray" é um dos mais comuns métodos de modificação da superfície. O plasma "spray" é usado para aplicar Ti ou HA sobre núcleos metálicos com uma fina cobertura de 10 a $40\mu\text{m}$ para Ti e 50 a $70\mu\text{m}$ para HA. A espessura depende do tamanho da partícula, velocidade e tempo do impacto, temperatura e distância da ponta do jato à superfície do implante. O valor da rugosidade de superfície para o plasma spray de Ti é R_a igual $1.82\mu\text{m}$ e para spray plasma de HA, R_a igual a 1.59 a $2.94\mu\text{m}$. Jateamento com partículas de vários diâmetros é um outro método de alteração da superfície. Neste procedimento, a superfície do implante é bombardeada com partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) ou óxido de titânio (TiO_2) e por abrasão, uma superfície rugosa apresenta-se com cavidades irregulares e depressões. A rugosidade depende do tamanho da partícula, tempo de jateamento, pressão e distância da fonte de partículas para a superfície do implante. Parece existir uma forte tendência para a rugosidade de superfície aumentar conforme o aumento no tamanho da partícula. Jateando uma superfície lisa de Ti com partículas de Al_2O_3 de $25\mu\text{m}$ obtém-se valor de rugosidade de 1.16 a $1.20\mu\text{m}$; com partículas de $75\mu\text{m}$, $1.43\mu\text{m}$ e, partículas de $250\mu\text{m}$ produzem superfícies com 1.94 a $2.20\mu\text{m}$. O ataque químico é outro processo pelo qual a rugosidade da superfície pode

ser aumentada. O implante metálico é imerso em solução ácida que corrói sua superfície criando cavidades de dimensões e formas específicas. Concentração de solução ácida, tempo e temperatura são fatores determinantes no resultado do ataque químico e microestrutura da superfície. A mais nova superfície introduzida é o jateamento de areia com partículas grandes e condicionamento ácido. Esta superfície é produzida pelo processo de jateamento, seguido por condicionamento com ácido sulfúrico hidrocloreto. Encontrou-se uma média R_a para a superfície condicionada de $1.3\mu\text{m}$ e, para a jateada com areia e condicionada, R_a igual a $2.0\mu\text{m}$. Houve aumento no valor de torque à remoção e contato osso-implante nas superfícies jateadas com areia e condicionadas. Superfícies sinterizadas porosas são produzidas quando pó esférico de material metálico ou cerâmico torna-se uma massa coesiva com o núcleo metálico do corpo do implante. A superfície porosa caracteriza-se pela ausência de cristas pontiagudas, diferenciando-a da superfície rugosa. Superfície porosa é caracterizada pelo tamanho, forma, volume e profundidade do poro, que são afetados pelo tamanho da partícula esférica e as condições de temperatura e pressão da câmara sinterizadora. A profundidade do poro depende do tamanho da partícula que vai de 44 a $150\mu\text{m}$, da concentração por unidade de área e a espessura da cobertura aplicada, geralmente $3000\mu\text{m}$. Os autores acreditam que uma profundidade de 150 a $300\mu\text{m}$ parece ser o tamanho ótimo para o crescimento ósseo e contato máximo com as paredes do poro. A forma do poro não parece influenciar o resultado biológico, enquanto o volume do poro, ou seja, a porcentagem de porosidade necessita ser balanceada criteriosamente e os pontos de contato do metal apresentar resistência e a possibilidade de crescimento ósseo.

BOEHS, FRIEDRICH, STEIDEL (2001), estudaram as alterações da textura das superfícies, podendo ser: 1) rugosidade cinemática, dependente dos parâmetros de usinagem e da geometria da ferramenta e, 2) rugosidade de processo associada ao mecanismo de formação do cavaco. Corpos de aço ABNT 1045 com 3 diferentes pastilhas de metal duro, em combinação com diferentes avanços foram torneados. Selecionaram-se os parâmetros de corte para confecção dos corpos de prova de

acordo com o catálogo do fabricante do equipamento para usinagem. Não se utilizou fluido de corte para usinagem. O filtro utilizado foi tipo gaussiano e cutt-off (λ) 2,5 mm, segundo norma DIN 4768 para maioria das medições. Utilizou-se um rugosímetro portátil e de bancada com 4 diferentes apalpadores. Os valores obtidos foram comparados com valores R_t cinemáticos teóricos obtidos por software de “CAD” e de equação da literatura especializada frequentemente utilizada na estimativa destes parâmetros. Os valores medidos se distanciaram dos valores teóricos mostrando que a rugosidade de processo influenciou os ensaios realizados. Com o aumento do avanço, as curvas com os pontos medidos se distanciaram cada vez mais dos pontos teóricos representado pela equação: $R_t \sim [(f^2 / 8 r_\epsilon)]$, sendo R_t um parâmetro de rugosidade; f , avanço da ferramenta e r_ϵ , raio de quina, representando a rugosidade cinemática. A partir disto, os autores observaram que o avanço exerce grande influência sobre a rugosidade de processo.

2.3 Resposta Celular

Nos primórdios dos implantes osseointegrados, o conceito de osseointegração foi definido como um contato direto entre o osso haversiano e o implante a nível de microscopia de luz. Hoje, sabe-se que este contato osso-implante ocorre, também, a nível ultra-estrutural (ALBREKTSSON, 1983).

BAIER et al. (1984), investigaram a influência das diferentes energias de superfície sobre a incorporação tecidual de biomateriais. Dois metais lisos, cada um com três energias de superfície diferentes foram posicionados no plano da fáscia das costas de coelho branco New Zealand e permaneceram por 10 a 20 dias. A superfície do implante foi analisada por critério químico-físico antes do posicionamento cirúrgico e novamente após a remoção da cápsula tecidual formada pelo animal hospedeiro. Análise histopatológica quantitativa usando critério morfométrico padrão do tecido adjacente revelou aumento de células fibrocítica-fibroblásticas. As células estavam

planas e ativas produzindo fortes ligações do começo ao fim de um filme fino condicionante denominado proteína pré-adsorvida que poderia ser quebrada somente pelo fracasso coesivo no próprio tecido. Materiais de baixa energia de superfície estavam cercados por cápsula não adesiva, pobres células com uma interface fibrosa separada de um filme condicionante mais espesso por uma zona mucosa rica em lipídios. As vantagens do tratamento apropriado da superfície para favorecer o grau desejado de adesão biológica foram significantes.

Outra forma de determinar o efeito do acabamento superficial na interface osso-implante foi avaliada por THOMAS e COOK (1985), utilizando cilindros de Ticp com dimensões de 16x6mm. As variáveis analisadas foram o módulo de elasticidade, textura e composição química da superfície do material. Superfície polida obtida após torneamento e superfície rugosa obtida através de jateamento com óxido de alumínio, após torneamento foram avaliadas. Sobre os espécimes de cada superfície foi aplicado um filme de carvão pirolítico isotrópico (ULTI), a fim de modificar a composição da superfície dos implantes. A rugosidade da superfície foi avaliada através da utilização de um rugosímetro, enquanto para a avaliação qualitativa foi utilizada MEV. Os implantes foram implantados transcorticalmente no fêmur de cães adultos, sendo obtido o corte histológico após 32 semanas. Obtiveram-se dois espécimes por implante nos quais foram realizados testes de carga cíclica para determinar a firmeza da interface e testes de tração mecânica para determinar a resistência ao cisalhamento. Os testes mecânicos para firmeza e resistência ao cisalhamento na interface osso-implante não foram afetadas pela composição da superfície em relação às amostras com e sem cobertura ULTI e nem variações da textura superficial afetaram significativamente a resposta da interface osso-implante aos testes mecânicos, porém as superfícies rugosas mostraram maior resistência ao torque do que as lisas. As superfícies rugosas mostraram justa aposição óssea, e as lisas mostraram extenso tecido fibroso ao longo da interface com áreas de reabsorção e maior porosidade da cortical, histologicamente. Pode-se concluir que a presença da superfície rugosa influenciou amplamente o comportamento interfacial.

Topografias de superfície de implantes odontológicos influenciam marcadamente o contato celular. Existem 4 princípios do comportamento celular inicial observados em cultura celular que explicam a extensão das interações das células e implantes. Primeiro, guia de contato alinha células e fibras colágenas em sulcos finos, como os produzidos pela usinagem. Segundo, rugofilia descreve a tendência dos macrófagos de preferir superfícies rugosas. Terceiro, efeito de 2 centros pode explicar a orientação das células do tecido conjuntivo mole e fibras inseridas à superfície porosa. Quarto, haptotaxia pode ser envolvida na formação da cápsula ao redor do implante com baixa energia de superfície. A textura da superfície sobre um implante tem o potencial de selecionar certas populações de células e alterar sua função (THOMAS e COOK, 1985).

Apesar dos implantes odontológicos estarem sendo usados clinicamente por mais de 30 anos com uma variedade de materiais de implante e diferentes formas, propriedades de superfície e estrutura de superfície, apresentam-se pobremente descritos quanto ao relato clínico e investigação científica.

Através de uma revisão de literatura de sistemas de implante americano, japonês e europeu realizada por ALBREKTSSON e JACOBSSON (1987), detectaram que somente 2 sistemas passaram pelo critério de sucesso, os quais foram o implante transosteal Small e o parafuso osseointegrado de Branemark. Os sistemas com pouca ancoragem óssea direta foram o implante IMZ (Friedrichsfeld BmBh, Mannheim, Alemanha), de Tipc da ITI (Inst. Straumann, Waldenburg, Suíça) e o implante com a superfície de óxido de alumínio (Frialit-Tubengen). Os implantes tipo "blade-vent", subperiostais e o Sistema Core-Vent (Core-Vent Corp, Encino, Califórnia) apresentaram inaceitáveis resultados clínicos.

A aderência celular sobre superfícies de Ti com vários graus de rugosidade foi avaliada por MICHAELS et al. (1989). As superfícies foram preparadas da seguinte maneira: polida com pasta diamantada de 1 μ m (superfície lisa) e lixadas com papel de sílica com granulação 600 ou jateadas (superfície rugosa). Os espécimes foram limpos em solventes, lavados, passivados e enxaguados em água deionizada. Fibroblastos de

ligamento periodontal humano ou osteoblastos da calvária de ratos em meio apropriado foram incubados sobre várias superfícies de Ti por mais de 2 horas e quantificou-se a porcentagem de células aderidas. Tecido em cultura plástica foi usado como controle da aderência celular (CA). Em 15 minutos, superfícies lisas apresentaram 41% de aderência celular de fibroblastos do ligamento periodontal e nas superfícies rugosas valores menores, 28%. Em 2 horas, CA foi aproximadamente a mesma para as diferentes superfícies (80%). A resposta da aderência celular dos osteoblastos foi diferente em todas as situações. Aos 15 minutos iniciais, CA foi a mesma para superfícies lisas ou rugosas (30%). Contudo, após 2 horas, CA para superfícies rugosas (63%) e para controle (64%) foi significativamente maior do que para superfície lisa. O estudo sugere que a influência sobre a resposta biológica aos implantes se deve ao comportamento celular dos tecidos frente às variadas rugosidades superficiais.

CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE (1989), estudaram os efeitos de um substrato coberto por titânio ranhurado sobre o comportamento de células epiteliais em *in vitro* e *in vivo*. Sulcos em forma de V que mediram 17 μ m no topo, 8 μ m no fundo, 10 μ m de profundidade e os sulcos separados por cumes planos de 22 μ m de largura e paredes dos sulcos inclinadas num ângulo de 55° com a superfície foram produzidos em corpos de silicone por micromanufatura, processo o qual foi desenvolvido para a fabricação de componentes microeletrônicos. O substrato ranhurado foi duplicado em resina epoxi e coberto com 50nm de titânio. Maior número de células epiteliais foram encontradas inseridas sobre a superfície de titânio com sulcos que a superfície lisa. Sobre superfície lisa, células epiteliais foram orientadas aleatoriamente e, sobre a superfície sulcada, quantidade de células epiteliais foram marcadamente orientadas no longo eixo dos sulcos. Implantes de epoxi foram posicionados percutâneamente em área parietal de ratos. Observações através da microscopia de luz e eletrônica indicaram que células epiteliais estavam fortemente inseridas a superfície do implante e esta inserção apresentou-se como uma lâmina basal e com hemidesmossomos. Células epiteliais apresentaram interdigitadas nos sulcos. Medidas histomorfométricas indicaram que

existia curto comprimento de inserção epitelial, comprimento longo da inserção de tecido conjuntivo e menos recessão no implante sulcado comparado ao liso depois de 7 a 10 dias. Estes resultados indicaram que sulcos horizontais produzidos por micromanufatura podem significativamente impedir crescimento epitelial sobre implantes de epoxi cobertos por titânio.

CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE (1990), testaram o efeito da orientação dos sulcos em implantes sobre o comportamento celular. Sobre um substrato de silicone fabricado foram produzidos sulcos com 30 μ m de avanço e profundidade de 3, 10 e 22 μ m, sulcos de 10 μ m de profundidade e 39 μ m de avanço e sulcos de 3 μ m de profundidade e 7 μ m de avanço. Implantes com sulcos orientados horizontal e verticalmente no longo eixo do implante, bem como a superfície controle lisa foram cobertas com 50nm de titânio e posicionados em área parietal de ratos por um período de 7 dias. Inserção de células epiteliais foi encontrada sobre superfície lisa de 10 e 3 μ m de profundidade alinhadas horizontal e verticalmente e uma ponte de células epiteliais sobre sulcos com profundidade de 22 μ m e alinhados horizontalmente. Fibroblastos formaram uma cápsula sobre a superfície lisa e em sulcos de 3 e 10 μ m orientados horizontalmente. Fibroblastos inseriram-se obliquamente em superfícies sulcadas horizontalmente com profundidade de 22 μ m. Medidas histomorfométricas indicaram que o crescimento epitelial foi maior sobre superfícies lisas e sulcadas orientadas verticalmente e foi menor sobre superfícies sulcadas de 10 e 22 μ m alinhadas horizontalmente. Estas diferenças indicam que o crescimento epitelial foi acelerado sobre a superfície sulcada orientada verticalmente e inibida sobre superfície sulcada orientada horizontalmente. Células epiteliais se ligam sobre sulcos de 22 μ m de profundidade e sua migração pareceu ser inibida por fibroblastos que inseriram-se na superfície do implante. No sulco horizontal mais raso, entretanto, o crescimento epitelial foi inibido provavelmente pelo guia de contato porque havia evidência de fibroblastos inserindo-se obliquamente na superfície do implante. Os sulcos horizontais de 22 μ m de profundidade tiveram cápsula de tecido conjuntivo mais fina ($8 \pm 2\mu$ m), enquanto as lisas e os sulcos horizontais de 3 μ m de profundidade e 7 μ m de avanço

tiveram cápsulas mais espessas ($24 \pm 7\mu\text{m}$). A espessura da cápsula na superfície sulcada de $10\mu\text{m}$ de profundidade e $39\mu\text{m}$ de avanço foi $18 (\pm 4\mu\text{m})$; as superfícies sulcadas de $3\mu\text{m}$ de profundidade e $30\mu\text{m}$ de avanço tiveram $17 (\pm 5\mu\text{m})$ de espessura e a cápsula da superfície sulcada de $10\mu\text{m}$ de profundidade e $30\mu\text{m}$ de avanço mediu $14 (\pm 6\mu\text{m})$.

A resposta de um tecido a um implante pode envolver fatores químicos e físicos. Existe pouca informação confiável sobre o efeito destes fatores e a liberação iônica sobre a interação célula-material porque a maioria dos estudos não tem caracterizado totalmente o material de implante. SMITH, PILLIAR, CHENERCKY (1991), utilizaram espectroscopia tipo ISS, ESCA e SIMS sobre materiais de implante odontológico, Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo, Al_2O_3 e hidroxiapatita que foram submetidos a 6 procedimentos preparativos. Os resultados mostraram que cada procedimento gerou uma composição única para a superfície mais externa de cada material. Estas diferenças poderiam ser importantes na resposta celular e tecidual. Entretanto, melhor entendimento destes fatores exige superfícies definidas e reproduzíveis.

PERALA, CHAPMAN, GELFAND (1991), avaliaram a ativação do complemento (C3a e C5a) em 10 implantes diferentes através de técnica de radioimunoensaio. Usou-se para o teste amostras de soro humano de 5 pacientes periodontalmente saudáveis. Estas amostras foram incubadas com implantes estéreis em tubos contendo polipropileno. Usou-se como controle positivo adicionados ao soro Zimozan, um potente ativador do complemento. Para o controle negativo foi incubado soro sem implantes dentais sob condições idênticas. Os resultados mostraram que todos os implantes testados ativaram significativamente os fatores do complemento, C3a e C5a. Os implantes que causaram maior ativação do C3a foram Branemark, Swede-Vent e IMZ cobertos com HA e os implantes que causaram menor ativação do C3a foram Osseodent, Stryker e Integral de Ti liso. Os implantes que causaram maior ativação de C5a foram Stryker, Branemark e IMZ cobertos com HA, enquanto que os que provocaram menor ativação do C5a foram IMZ coberto com plasma, Osseodent e Swede-Vent. Concluiu-se que o sistema complemento pode ser ativado pelo titânio

puro, plasma de titânio e implantes cobertos com HA. Isto é importante para maior geração e manutenção da osseoadaptação do implante.

BOWERS et al. (1992), estudaram a influência da rugosidade de superfícies de titânio sobre a aderência de células osteoblásticas. Discos de TiCp com superfície irregular foram polidos usando papel metalográfico de granulação 600 e a seguir jateados com partículas de 50 μ m de Al₂O₃ ou condicionados com HF 3,5% e HNO₃ 25% por 1, 5 ou 10 minutos. O grupo controle foi polido usando papel de granulação 600 e a medida da rugosidade foi obtida através do rugosímetro. Os discos foram limpos com solvente, lavados em água destilada, passivados com ácido nítrico e submetidos à lavagem final com água destilada e secos a vácuo. A esterilização consistiu de exposição à luz ultra-violeta por 30 minutos. A avaliação da rugosidade da superfície foi feita com o perfilômetro, verificação da adesão celular por meio de cultura e as características morfológicas das células em função de várias superfícies e intervalos de tempo por MEV. Os resultados sugeriram que a resposta biológica inicial e a aderência celular são afetadas pelos diferentes tipos de rugosidade. A superfície jateada pareceu ser mais condutiva para a aderência celular do que a superfície rugosa produzida pelo polimento e lixamento ou ataque ácido onde níveis mais altos de aderência celular foram encontrados.

MEYLE, GÜLTIG, NISH (1995), compararam o comportamento de fibroblastos gengivais, ceratinócitos gengivais, monócitos, macrófagos e neutrófilos sobre a mesma textura de superfície usando microscopia de fluorescência. Cem por cento dos fibroblastos e 20% dos monócitos e macrófagos mostraram orientação em direção à rugosidade do substrato. A importância do citoesqueleto e receptores para adesão, o tamanho da microestrutura, o qual é necessária para exercer um efeito de orientação, provavelmente variam entre os diferentes tipos celulares. Portanto, a superfície que causa quimiotaxia dos fibroblastos, podem não produzir o mesmo efeito para outras células.

O efeito da rugosidade da superfície sobre a proliferação osteoblástica, diferenciação e síntese proteica foi observado por MARTIN et al. (1995). Células

osteoblásticas humanas (MG63) foram cultivadas sobre discos de titânio que tinham sido preparados por 5 diferentes tratamentos. Todos os discos foram pré-tratados com ácido fluorídrico e ácido nítrico e lavado (PT). Discos de PT foram lavados e eletropolidos (EP); fino jateamento, condicionamento com ácido clorídrico e H_2SO_4 e lavados (FA); jateamento grosseiro condicionado com HCl e H_2SO_4 e lavado (CA) ou plasma spray de Ti (TPS). Cultura tecidual padrão foi usada como controle. Topografia de superfície e perfil foram avaliados por Microscopia de Campo de Luz e Campo Escuro, Microscopia de Varredura por emissão de campo e Microscopia Confocal a LASER, enquanto a composição química foi mapeada usando análise de raio x por dispersão de energia e distribuição dos elementos usando AES. O efeito da rugosidade da superfície sobre as células foi avaliado por medir o número de células, [3H] timidina incorporada no DNA, atividade específica da fosfatase alcalina, incorporação de uridina no RNA, incorporação de prolina na proteína colagenase (CDP), proteína não digestiva (NCP) e incorporação de sulfato na proteoglicana [^{35}S]. Baseado em análise de superfície, 5 diferentes superfícies de Ti foram ordenadas da mais lisa para a mais rugosa: EP, PT, FA, CA e TPS. Uma camada de TiO_2 foi encontrada em todas as superfícies e limitou-se a 100Å de espessura no grupo mais liso para 300Å , no mais rugoso. Quando comparadas culturas confluentes de células sobre plástico, o número de células foi reduzido sobre a superfície TPS e aumentado sobre superfície EP, enquanto o número de células sobre outra superfície foi equivalente ao plástico. Incorporação de timidina [3H] foi inversamente relacionada à rugosidade da superfície. Atividade específica da fosfatase alcalina em células isoladas diminuiu com o aumento da rugosidade da superfície, exceto para aquelas cultivadas sobre CA. Atividade enzimática na camada celular diminuiu em culturas de FA e TPS. Houve direta correlação entre rugosidade da superfície e RNA e produção de CDP. Rugosidade de superfície não tinha aparente efeito sobre a produção NCP. Síntese de proteoglicana pelas células foi inibida sobre todas as superfícies estudadas com inibição maior observada no grupo CA e EP. Estes resultados demonstraram que a rugosidade da superfície alterou a proliferação osteoblástica, diferenciação e produção da matriz *in*

vitro. Os resultados sugeriram que a rugosidade da superfície do implante pode participar na determinação da expressão fenotípica das células *in vivo*. Microscopia Eletrônica de Varredura confirmou a aparência lisa dos discos no grupo EP. A superfície caracterizou-se pela presença de região lisa, ondulada, com sinal ocasional contendo pequenos cristais. Superfície PT era muito lisa e continha grãos distintos limitando a superfície. Superfície FA tinha uma aparência uniforme, com buracos de 1–2µm e marcas de grãos foram raramente observadas. Superfícies tratadas TPS continham áreas amplas e buracos profundos, fissuras e rachaduras freqüentes. Superfície pontiaguda irregular (<0.1µm) e glóbulos amplos (10–20µm) podiam ser encontrados por toda superfície. Superfícies CA apresentaram buracos e crateras. Os orifícios chegavam a 1µm de diâmetro e pareciam coalescer e formar grandes crateras de 10µm de diâmetro. Muito pouca evidência de grãos foi observada. A aparência de todas as superfícies não foi afetada pela esterilização.

SIQUEIRA e DIAS (1996), observaram a influência da rugosidade de superfície em diversas situações. Analisaram o comportamento histológico e clínico de um implante cilíndrico com superfície rugosa. Um bloco de osso ilíaco humano contendo implante submerso por um período de 5 meses foi preparado para análise em microscopia de luz. Caso clínico com 6 implantes na mandíbula foi discutido. A superfície destes implantes era homogênea e regular e obtida por tratamento mecânico-químico do Sistema INP e semelhante a de 688 outros implantes colocados na maxila (293) e mandíbula (288), osso ilíaco (8), tíbia de coelho (93) e ancoragem ortodôntica (6). Todos os implantes foram colocados entre 1991 e 1995. A rugosidade da superfície foi avaliada por MEV. A biologia apresentada mostrou capacidade de osteocondução e osteointegração das superfícies compatíveis com os resultados clínicos e experimentais realizados durante os últimos 4 anos.

Embora seja aceito que o sucesso dos implantes depende das propriedades de superfície, pouco é conhecido sobre os efeitos da rugosidade de superfície sobre o metabolismo celular ou diferenciação ou se o efeito varia com o estado de maturação da interação de células com o implante. SCHWARTZ et al. (1996) examinaram o efeito

da rugosidade da superfície de titânio sobre a proliferação, diferenciação dos condrócitos e síntese da matriz usando células derivadas de estágios conhecidos do desenvolvimento endocondral. Condrócitos derivados da zona de repouso (RCs) e zona de crescimento (GCs) da cartilagem costochondral de ratos foram cultivados sobre discos de Ti que foram preparados da seguinte maneira: PT – lavados e tratados com HF-HNO₃; EP – eletropolidos e tratados com HF-HNO₃; FA – lavados e condicionados com HCL-H₂SO₄ e jatos de areia fina; CA – lavados e condicionados com HCL-H₂SO₄ e jatos de areia grossa; TPS – plasma spray de Ti. As superfícies analisadas foram classificadas da mais lisa para a mais rugosa: EP, PT, FA, CA e TPS. Proliferação celular foi avaliada pelo número de células e incorporação de [³H]-timidina e, síntese de RNA foi avaliada pela incorporação de [³H]-uridina. A diferenciação foi determinada pela atividade específica da fosfatase alcalina (ALPase). Produção da matriz foi medida pela incorporação de [³H]-prolina dentro de proteínas digestivas–colagenase (CDP) e não colagenase (NCP) e pela incorporação de [³⁵S]-sulfato na proteoglicana. GCs exigiu 2 tripsinizações para remoção completa das culturas do disco; o número de células liberadas pela primeira tripsinização diminuiu com o aumento da rugosidade da superfície enquanto que o número de células liberadas pela segunda tripsinização aumentou. Em culturas RC, o número de células diminuiu em superfícies mais rugosas; um número mínimo de RCs foi liberado pela segunda tripsinização. Incorporação de [³H]-timidina pelas RCs diminuiu com o aumento da rugosidade da superfície enquanto que pelas GCs aumentou. Incorporação de [³H]-uridina por GCs e RCs foi maior sobre a superfície rugosa. ATPase na camada celular e células isoladas dos 2 tipos de células diminuiu. Produção de GC, CDP e NCP diminuiu sobre superfícies rugosas enquanto produção de CDP pelas células RC diminuiu sobre superfícies lisas. Incorporação de [³⁵S]-sulfato pela RCs e GCs diminuiu em todas as superfícies comparado ao plástico da cultura de tecido. Os resultados indicaram que a rugosidade da superfície afeta a proliferação, diferenciação de condrócitos e síntese de matriz e que esta regulação depende da maturação celular.

RUANO, JORGE, JAEGER (1996), propuseram estudar *in vitro* o crescimento e a viabilidade de fibroblastos (NIH 3T3) crescidos sobre substrato contendo hidroxiapatita. Os fibroblastos foram cultivados nas mesmas quantidades sobre placa de Petri cobertos com colágeno (n=18, controles) e placas cobertas com colágeno e HA (n=18, tratadas). Três culturas de cada grupo foram contadas diariamente após o plaqueamento durante 6 dias. Durante a contagem, obteve-se a porcentagem de viabilidade celular. A morfologia das células foi observada em microscopia de luz e eletrônica de varredura. As células cresceram em íntimo contato com os cristais de HA. Até o terceiro dia após o plaqueamento, o crescimento das duas culturas foi semelhante. A partir do quarto dia, houve um atraso de 24 horas nas culturas tratadas em relação ao controle. A viabilidade celular das culturas tratadas ($64,38 \pm 2,24\%$) foi significativamente menor ($p < 0,01$) que a das culturas controle ($94,80 \pm 0,10\%$) durante todo o experimento. Entretanto, no sexto dia de cultivo não havia mais diferença estatística entre o número de células tratadas e controle. Os achados dos autores comprovam *in vitro* que a HA é uma substância biocompatível. O atraso no crescimento celular e a menor viabilidade provavelmente foram consequências da presença física dos cristais de HA que competiram pelo espaço cultivável das placas.

Superfícies preparadas e submersas em cultura de células ósseas humanas foram medidas ao longo do tempo conduzindo o meio a taxas de atividade metabólica, de multiplicação e de mutação de células osteoprogenitoras. O melhor desempenho nas taxas medidas da superfície do implante recoberta por plasma de Ti foram $R_a = 5,43\mu\text{m}$ ($\pm 0,83$); $R_t = 45,43\mu\text{m}$ ($\pm 10,29$); $R_{tm} = 32,44\mu\text{m}$ ($\pm 0,39$) e $S_m = 81,27\mu\text{m}$ ($\pm 9,91$) e para a superfície de implante recoberta com hidroxiapatita foram $R_a = 3,6\mu\text{m}$ ($\pm 0,16$); $R_t = 28,12\mu\text{m}$ ($\pm 2,92$); $R_{tm} = 21,93\mu\text{m}$ ($\pm 1,09$) e $S_m = 75,49\mu\text{m}$ ($\pm 11,58$). A rugosidade da superfície foi obtida com perfilômetro de ponta piramidal, sendo executadas de 9 a 10 medições sobre cada amostra. Utilizou-se parâmetros que tradicionalmente têm produzido informações relevantes na área de superfícies para implantes: R_a – média aritmética das alturas das rugosidades; R_t – distância entre o maior pico e o mínimo vale detectado na amostra; R_z ou R_{tm} – média de 5 valores consecutivos nas alturas

dos pico-vale e S_m – média aritmética das distâncias entre irregularidades do perfil. Todos os valores de rugosidade são expressos em μm . Com ajuda destas informações de rugosidade e com outros métodos de observação da superfície (confocal a LASER e outros), de análises histológicas e celulares, DE SANTIS et al. (1996), chegaram às seguintes conclusões: 1) A amostra de modo geral parece implicar que a superfície de HA seja ela altamente polida (HA-pol) ou depositada por plasma (HA-PS) previne consideravelmente a proliferação de relativos precursores de pré-osteoblastos não diferenciados. Simultaneamente permite 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), pode-se pensar que uma superfície de HA rugosa favorece uma atividade excitatória 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. Cultivos tridimensionais permitem uma expressão muito mais intensa de funções diferenciadas específicas que no caso de cultivos bidimensionais (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) Para aplicações de implantes em culturas de células humanas é preferível selecionar superfícies de titânio frente às superfícies de hidroxiapatita. Os autores concluíram que a 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 ao longo do tempo tanto em DNA sintético (proliferação) como em atividade ATP (metabólica). Portanto, as superfícies Ti-PS parecem ser melhores para aplicações clínicas.

Implantes parafusados de Ticp com cobertura de fosfato de cálcio (teste) usando uma técnica de deposição eletroforética foram comparados ao de Ticp não-

tratado (controle) quanto à reação óssea por GOTTLANDER et al. (1997), em estudo animal com 4 semanas e 6 meses colocados na tíbia e no fêmur. A rugosidade da superfície tridimensional do implante coberto com fosfato de cálcio foi 3 vezes maior que o controle. Análise histomorfométrica do contato direto osso-implante demonstrou uma vantagem a curto prazo dos implantes experimentais, enquanto nenhuma diferença significativa do implante controle foi encontrado depois de 6 meses. Comparação da quantidade de osso dentro ou fora das roscas mostrou valor similar para o grupo experimental e controle depois de 4 semanas. Quantidade maior de osso próximo ao implante experimental foi medida depois de um longo período de manutenção. Implantes na tíbia em 4 semanas apresentaram porcentagem de contato osso-implante de 5.4% (controle) e 17.4% (teste); a porcentagem nas 3 melhores roscas foi 9.2% (controle) e 30.8% (teste) e quanto à porcentagem média de preenchimento ósseo foi 34.7% (controle) e 42.1% (teste). Para implantes femurais de 4 semanas, a média de contato ósseo foi 10.0% (controle) e 21.0% (teste); a média nas 3 melhores roscas foi 14.7% (controle) e 35.9% (teste) e o preenchimento ósseo médio foi 51.8% (controle) e 51% (teste). Quando avaliado em 6 meses, implantes na tíbia apresentaram média de contato ósseo de 37.6% (controle) e 37.8% (teste); as 3 melhores roscas para o controle foi 57.3% e para o teste, 58% e a porcentagem da área de superfície óssea foi 60.6% (controle) e 41.8% com cobertura de fosfato de cálcio. Os implantes femurais no mesmo período tiveram média de contato ósseo de 43,5% (controle) e 47.3% (teste); 3 melhores roscas, 54.4% (controle) e 63.4% (teste) e a média da área de superfície óssea, 69.6% (controle) e 44.3% (teste). A análise topográfica da superfície revelou que implantes cobertos com fosfato de cálcio tinham cerca de 3 vezes mais rugosidade de superfície que o parafuso de titânio controle.

PROUSSAEFS et al. (2000), apresentaram avaliação clínica, radiográfica e histológica de um relato de caso de 2 implantes em forma de raiz cobertos por hidroxiapatita removido de área de maxila de paciente após 7 anos de função. O exame clínico revelou imobilidade do implante sem sinais de patologia. Exame radiográfico indicou proximidade de osso à superfície de implante sem evidência de radiolucência.

Histologicamente, 2 implantes pareceram estar bem integrados com o osso circunjacente; 84% da superfície do primeiro implante e 79% da superfície do segundo implante tiveram aposição óssea na interface. Não houve evidência de dissolução da cobertura de hidroxiapatita. O osso pareceu estar em contato imediato com a cobertura. Estas observações sugerem que uma cobertura de hidroxiapatita sobre implantes em forma de raiz podem resistir à degradação durante função a longo prazo.

DALTON et al. (2001), usaram um substrato de poliestireno para estudar a resposta da migração epitelial a microsulcos de 1 e 5µm de profundidade com largura entre as cristas do sulco de 1,2, 5 e 10µm. A migração tecidual aumentou ao longo do microsulco, enquanto que a migração que atravessa os microsulcos foi inibida. Alteração na profundidade dos microsulcos teve efeito maior sobre a migração que alteração na largura entre as cristas do sulco. A migração das células epiteliais de uma monocamada de cultura seguiu um padrão similar àquele do tecido epitelial intacto. Extensão celular, geralmente, acompanhou a direção do microsulco por seguir do topo da crista ou seguir a parede da crista, visto pelo MEV. Filamentos de actina dentro da camada de célula basal do tecido foram alinhadas com os microsulcos, filamentos distintos na camada superficial não pareciam ser afetados pela presença do microsulco subjacente. A camada de célula basal do tecido adaptou-se aos contornos do microsulco seguindo a migração. Entretanto, a ultraestrutura do tecido acima da crista se assemelhou aquele do tecido sobre uma superfície plana. Os autores concluíram que a superfície microsulcada tem o potencial de direcionar a migração do tecido epitelial adjacente imediatamente, a fim de gerar o tecido epitelial sobre a superfície do biomaterial implantado.

SCHMIDT, IGNATIUS, CLAES (2001), observaram as reações teciduais ao redor de implantes de titânio. O estudo *in vitro* testou o comportamento dos osteoblastos sobre o Ticp, Ti-6Al-7Nb, aço inoxidável e Thermanox com estrutura similar para aplicação clínica. Depois da caracterização da superfície por MEV e perfilometria, proliferação celular e parâmetros de diferenciação da atividade da fosfatase alcalina (ALP) e osteocalcina foram medidas. Para todos os materiais, a curva de crescimento

mostrou cinética semelhante. Sobre Ti-6Al-7Nb, atividade da fosfatase alcalina foi significativamente menor quando comparado ao aço e Ticp e não mudou com o tempo. Níveis de osteocalcina foram maiores sobre o titânio que sobre o aço. Baseado no crescimento celular e os níveis relativamente elevados de fosfatase alcalina e osteocalcina, os autores sugeriram que o Ticp promove melhor biocompatibilidade com relação à proliferação e maior confiabilidade para os marcadores de diferenciação precoces e tardios dos osteoblastos humanos *in vitro*. A característica dos perfis dos implantes era lisa com valores R_a entre $0.19\mu\text{m}$ e $0.38\mu\text{m}$ e valores R_t entre $1.45\mu\text{m}$ e $3.16\mu\text{m}$. Os valores de rugosidade do Thermanox estavam a nível de nanômetro. Ao MEV, o Thermanox mostra uma superfície muito lisa com quase nenhuma elevação e depressão. A superfície do aço inoxidável estava lisa, mas haviam algumas elevações uniformemente distribuídas sobre a superfície e existiam traços de polimento. Sobre a superfície de Ti, haviam depressões de diferentes profundidades resultado do processo de manufatura. Algumas vezes, observaram-se ranhuras sobre a superfície do material. Em contraste, a superfície da liga de titânio mostrou cristas proeminentes de aproximadamente $5-10\mu\text{m}$.

Conforme visto anteriormente, inúmeros são os estudos sobre microestrutura e rugosidade de superfície de implantes que mostram sua influência na osseointegração, no entanto, as condições influentes parecem não estar perfeitamente definidas e estabelecidas. Assim, mais estudos necessitam ser realizados para sua elucidação.

2.4 Projetos de Implantes

Através da revisão de literatura foi possível observar a constante busca da melhor topografia dos implantes odontológicos e a relação do material, estrutura do implante, resposta celular e fisiológica neste processo, além de mostrar caminhos para

sua elucidação. Caminhos estes, abertos pelos projetos de pesquisa em implantodontia trilhados desde o final da década de 80.

Descobertas atuais ocorreram às custas dos questionamentos e enfoques de pesquisas baseados na própria deficiência de informação e conhecimento. Os tipos de implantes odontológicos foram e continuam sendo projetados e descritos quanto à forma, material do qual é feito, situação dos pacientes para os quais eles são usados e o limite de idade dos pacientes tratados. Os implantes podem ser classificados de acordo com sua posição, seu material constituinte, sua topografia e forma física (WORTHINGTON, 1988).

Importante, também, para os projetos de implantes é o trabalho de McKINNEY et al. (1988), que discutiram as bases científicas da implantodontia, as quais são divididas em 4 áreas: biomaterial, biomecânica, biologia tecidual e função do hospedeiro. Biomateriais significa o estudo científico de materiais que são compatíveis com o tecido vivo. As propriedades físicas dos materiais, seu potencial de corrosão no ambiente tecidual, sua configuração da superfície, indução ou ausência de resposta tecidual, e seu potencial para inflamação ou rejeição são todos fatores importantes nesta área de biomateriais. Biomecânica significa o estudo científico do relacionamento força-carga do biomaterial na cavidade bucal. Questões de biomecânica rapidamente tornam-se aparentes quando a questão é o suporte da prótese, a distribuição das forças sobre os rebordos, sobre a maxila, reabsorção óssea frente estresse adverso. Todos estes pontos exigem base científica para os sucesso da implantodontia. A base da biologia tecidual relaciona a reação e resposta de células vivas e tecido frente ao biomaterial implantado e sua prótese. A atividade funcional do organismo exige a necessidade de aplicações clínicas dos implantes. O artigo enfocou as bases do tecido biológico e função mastigatória.

YOUNG (1988), projetou a implantodontia em torno da biologia, que representa o limite de entidades biológicas com os quais materiais podem interagir, variando de componentes inorgânicos a organismos completos; da composição, que representa a principal variável sobre nosso controle, dentro desta variável pode-se limitar de

material puro a compostos heterogêneos e, da estrutura, que refere-se ao estado físico da superfície ou condição da superfície. O autor apresentou 2 alternativas de investigação: 1) examinar ligas de titânio menos conhecidas de outras indústrias e países. Nestes experimentos, caracterização precisa da superfície e avaliação da resposta biológica pode determinar diferenças que não são óbvias da química do corpo; 2) modificar a superfície da liga de titânio. A superfície do implante é a chave para a compatibilidade de um implante odontológico. O sucesso comercial da liga de titânio, que tem superfícies altamente variáveis dependendo da história do tratamento é marcante, considerando a ampla diferença nas propriedades da superfície e composição atual no mercado. O autor ainda enfatizou que alguns fatores podem afetar a composição da superfície, tais como, microestrutura da liga, operações da máquina, procedimento de polimento, processo de textura, efeito químico residual, processo de esterilização e procedimento clínico.

BRUNSKI (1988a), questionou a função máxima das próteses sobre sua capacidade funcional, quais os fatores que governam a transferência das forças mastigatórias e, como estes fatores biomecânicos influenciam as reações teciduais e, para responder a estas questões sugere mais pesquisas em implantodontia. O ponto mais importante para apreciar é que o relacionamento entre biologia e mecânica deveria ser o centro para a elaboração da forma do implante odontológico. Isto porque todos os implantes bucais têm um propósito biomecânico comum: a restauração da função mastigatória. Todos os projetos de implante dental deveriam considerar 3 assuntos biomecânicos: a) carga mecânica sobre o implante *in vivo*, b) transmissão da carga ao tecido interfacial e c) reações biológicas do tecido interfacial à carga transmitida. O autor afirmou que para melhor transferência da carga mastigatória e resposta biológica existem dois aspectos a se considerar: 1) macroscopia, relacionado ao fenômeno mecânico e biológico e 2) microscopia, relacionado ao mecanismo básico. Macroscopicamente, é preciso definir eventos mecânicos deletérios versus os vantajosos na interface. Fenômenos deletérios estão relacionados ao rendimento do osso interfacial ou fratura que podem ocorrer em estados de tensão, compressão,

cisalhamento ou combinação dos fatores. Fenômenos vantajosos incluem cicatrização da ferida normal, reparo ósseo e adaptação óssea após a cirurgia de implantação. Entre os fenômenos deletérios e vantajosos conhecidos e desconhecidos, existe informação limitada sobre a estrutura, propriedades e função do osso como ele ocorre na interface osso-implante. Existem dados da engenharia básica sobre o tecido ósseo, mas estas informações podem servir somente como um guia para propriedades nas escalas microscópicas e ultra-estruturais.

BAIER e MEYER (1988), discutiram a importância da preparação da superfície de implantes odontológicos. Implantes dentais limpos, intrinsecamente com alta energia de superfície são seguros e efetivos, mas há certa ambigüidade com relação a verdadeira qualidade da superfície de muitos materiais de implante que tem sido esterilizado e serão colocados em ambiente biológico. Os autores afirmaram que é necessária preparação apropriada da superfície e manutenção da qualidade da superfície de implantes. Recomendaram para pesquisa sobre materiais de implante dental o uso de técnicas analíticas de superfície, a fim de identificar, entender e controlar os contaminantes comuns da superfície. Deve-se exigir relato específico dos parâmetros críticos da superfície para todos os materiais de implante confeccionados. Implantes diferentes demandam graus diferentes de interação da fase biológica. Uma técnica que pode promover superfícies uniformes, alta energia de superfície e bioadesividade sobre materiais de implante é o tratamento de descarga incandescente.

GROSS (1988), discutiu sobre biocompatibilidade de implantes odontológicos, ou seja, a resposta local do hospedeiro frente aos implantes odontológicos. Maior enfoque do conhecimento dos mecanismos básicos relacionados a interação dos biomateriais e hospedeiro era necessário. Para o desenvolvimento de novos biomateriais, o limite para a carga de íons estranhos e partícula agindo sobre a matriz celular e extracelular deveria ser determinado. Um exemplo é dado para cerâmicas de vidro contendo ZnO_2 . Bioquímica do tecido mole e duro relacionada aos biomateriais deveria ser investigada. Propriedades biomecânicas dos implantes poderia ser adaptada às necessidades individuais dos pacientes. Novos materiais são candidatos para projetos de implante

com função a longo prazo. Biocompatibilidade tem sido definido como a capacidade de um material se relacionar com os tecidos obtendo resposta apropriada do hospedeiro. Existem dois fatores que participam decisivamente na biocompatibilidade: resposta do hospedeiro a nível celular e tecidual e resposta dos materiais.

SMITH (1988), esclareceu assuntos que parecem relevantes no que se refere a forma e materiais. Sugeriu que existem 3 enfoques para a pesquisa quanto ao material e forma do implante: a) desenvolvimento de materiais novos ou modificados, tais como, liga de titânio contendo Nb ou Zn; cobertura da superfície por hidroxiapatita ou carbono e utilização de cerâmicas de alta resistência e b) estudo da interface envolvendo o desenvolvimento de mais procedimentos de caracterização da superfície e investigação da resposta tecidual para superfície controlada e caracterizada.

As revisões anteriores enumeram incertezas quanto ao conhecimento das possíveis influências das características de materiais, forma e textura da superfície sobre a interface tecido-material do implante. Alguns dos questionamentos já foram esclarecidos na literatura atual, entretanto, quanto à rugosidade da superfície ainda existem perguntas não respondidas. De uma certa forma, os projetos de implantes atuais, ainda se baseiam em procedimentos intuitivos e não existem princípios gerais para previsão do sucesso dos sistemas de implantes. Dados sobre superfície de implante preparada por técnicas usuais mostram que as superfícies são altamente variáveis e dependente do processo. Apontar o desenvolvimento dos sistemas de implante futuro sobre uma base mais racional dependerá de estudos científicos que deverão: 1) identificar e caracterizar novas superfícies e materiais, 2) validar procedimentos de caracterização da superfície e avaliar respostas teciduais para superfícies modificadas e 3) medir os elementos influentes na superfície de implantes em animais e humanos com o objetivo de estabilizar limites normais e patológicos (SMITH. 1988).

3 PROPOSIÇÕES

3 PROPOSIÇÕES

Com intuito de confeccionar implantes odontológicos de titânio comercialmente puro na Universidade Federal de Santa Catarina com rugosidade de superfície capaz de favorecer a osseointegração para serem aplicados na reabilitação bucal, o presente trabalho teve como objetivo geral:

1 Desenvolver metodologia para fabricação de implantes odontológicos com rugosidade de superfície obtida por usinagem.

E, como objetivo específico:

- 1 Avaliar a influência dos parâmetros de corte sobre esta superfície;
- 2 Medir quantitativamente a rugosidade da superfície através do rugosímetro.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Titânio

A matéria-prima utilizada foi o titânio comercialmente puro (99,75% de Ti, 0,05% de Fe, 0,1% de O, 0,03% de N, 0,05% de C, 0,012% de H). O titânio foi fornecido em barras cilíndricas para confecção de implantes odontológicos com 4,76 mm de diâmetro e 1800 mm de comprimento – Especificação ASTM F67 G2. O material foi fornecido pela Empresa Ti Brasil Titânio Ltda, sediada no município de Jandira – SP – Brasil e membro da ITA (Titanium International Association).

4.2 Ferramentas utilizadas

Para fabricação dos implantes foram utilizadas ferramentas com as seguintes especificações:

Tabela 1 – Especificações das ferramentas utilizadas.

FERRAMENTA	SUORTE	PASTILHA DE METAL DURO	FABRICANTE
VBMT 16 04 04-UM	SVJBR 2020K 16	H13A	SANDVIK
VBMT 11 02 02-UF	SVJBR 2020K 11	H13A	SANDVIK

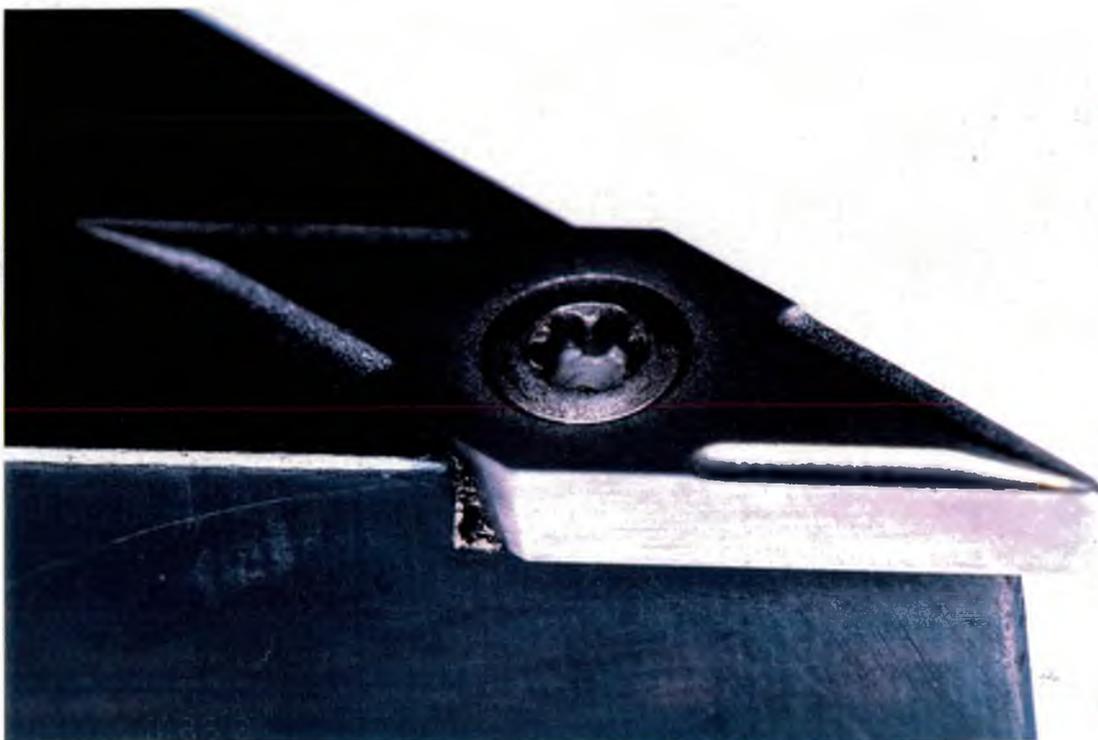


Figura 1 – Ferramenta para o desbaste inicial

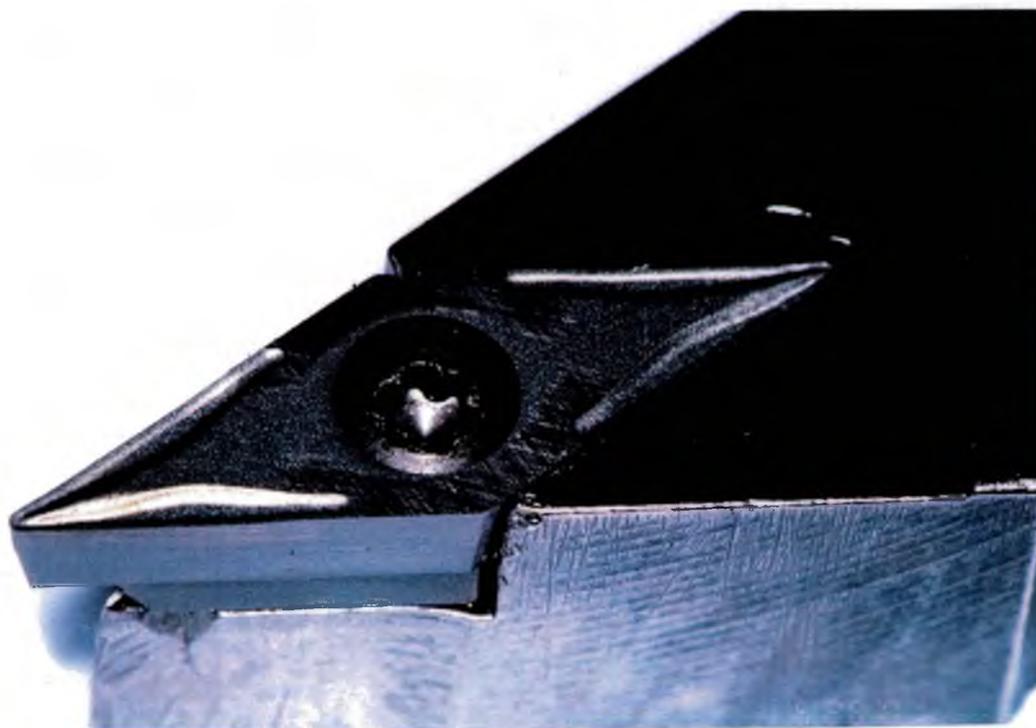


Figura 2 – Ferramenta para acabamento final

Estas ferramentas foram fornecidas pela empresa THIJAN Comércio e Representações Ltda – Sandvik Coromant – Joinville – SC. Estas ferramentas apresentam raio de quina de 0.2 mm.

4.3 Equipamento para fabricação dos implantes

Utilizou-se para o torneamento cilíndrico dos implantes de titânio um torno com comando numérico, da marca ROMI MAZAK, modelo COSMOS 10U, com potência instalada de 10KVA.

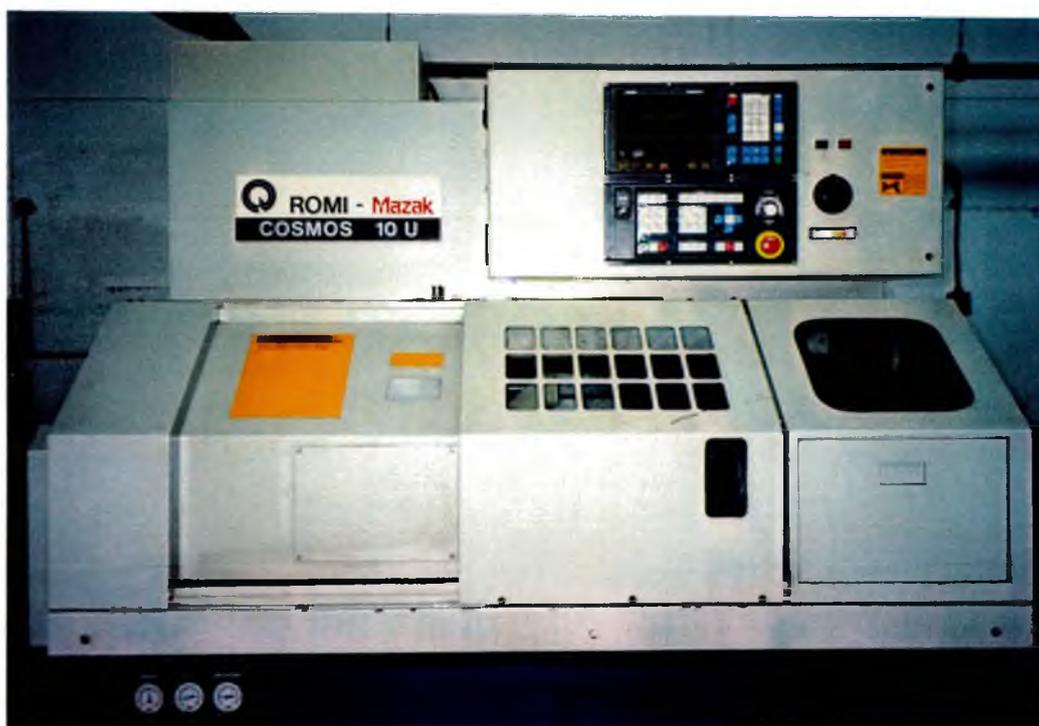


Figura 3 – Torno utilizado para fabricação dos implantes

4.4 Equipamento para medição da rugosidade de superfície

A metrologia da superfície do implante foi realizada com um rugosímetro (Perthometer S8P), marca Mahr. Ao rugosímetro acoplou-se o apalpador mecânico FRW-750 com ponta cônica de diamante, tendo um raio de ponta de $10\mu\text{m}$ e ângulo de ponta 90° e de alta resolução. Estes equipamentos são utilizados para indústrias que requerem alta precisão ou em laboratórios de referência, de fácil operação com tecnologia de medição de rugosidade. Permitem avaliar a rugosidade nos parâmetros R_a , R_z , RPM , RP , R_{MAX} e R_t (DIN4766, ISO).

O equipamento pertence ao LASUS – Laboratório de Análise de Superfícies Usinadas – GRUCON – CT – UFSC.

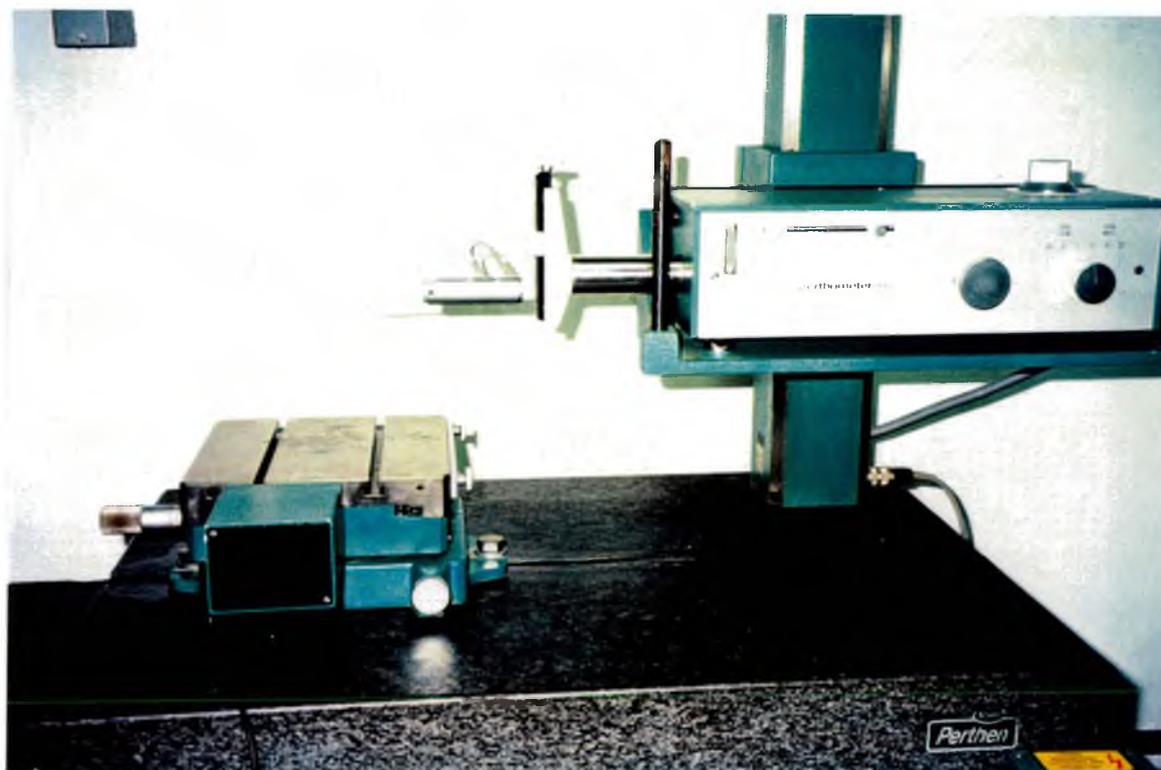


Figura 4 – Rugosímetro utilizado para a medição da rugosidade de superfície

4.5 Amostras do estudo experimental

Grupo 1 – 8 implante usinados com $V_c=40$ m/min e $f= 0.05$ mm

Grupo 2 – 8 implante usinados com $V_c=40$ m/min e $f= 0.10$ mm

Grupo 3 – 8 implante usinados com $V_c=40$ m/min e $f= 0.13$ mm

Grupo 4 – 8 implante usinados com $V_c=40$ m/min e $f= 0.15$ mm

* V_c – Velocidade de corte e f – avanço da ferramenta.

Foram utilizados 4 tipos de implantes de titânio, com 3,75 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento, usinados com parâmetros de corte distintos, resultando em textura de superfície diferente, tal qual enumerado acima, os quais foram confeccionados pelo USICON – Laboratório de Usinagem e Comando Numérico do Departamento de Engenharia Mecânica – UFSC.

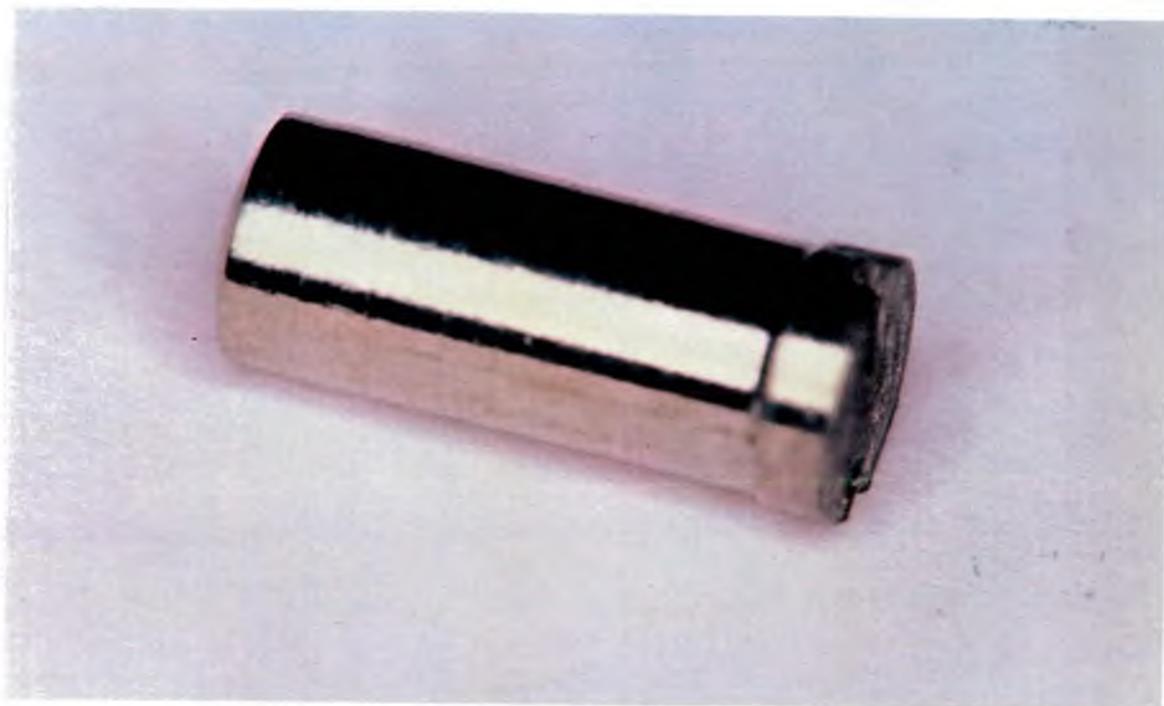


Figura 5 – Amostra do implante do grupo 1 ($f=0,05$ mm)

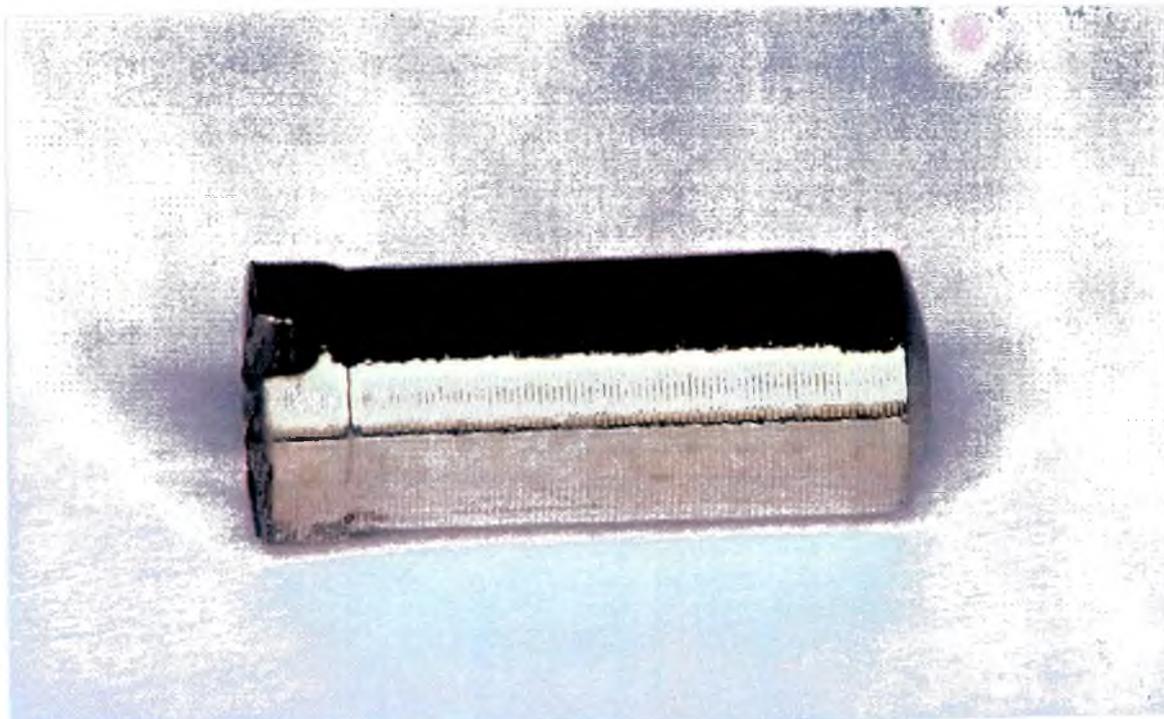


Figura 6 – Amostra do implante do grupo 2 ($f=0,1\text{mm}$)

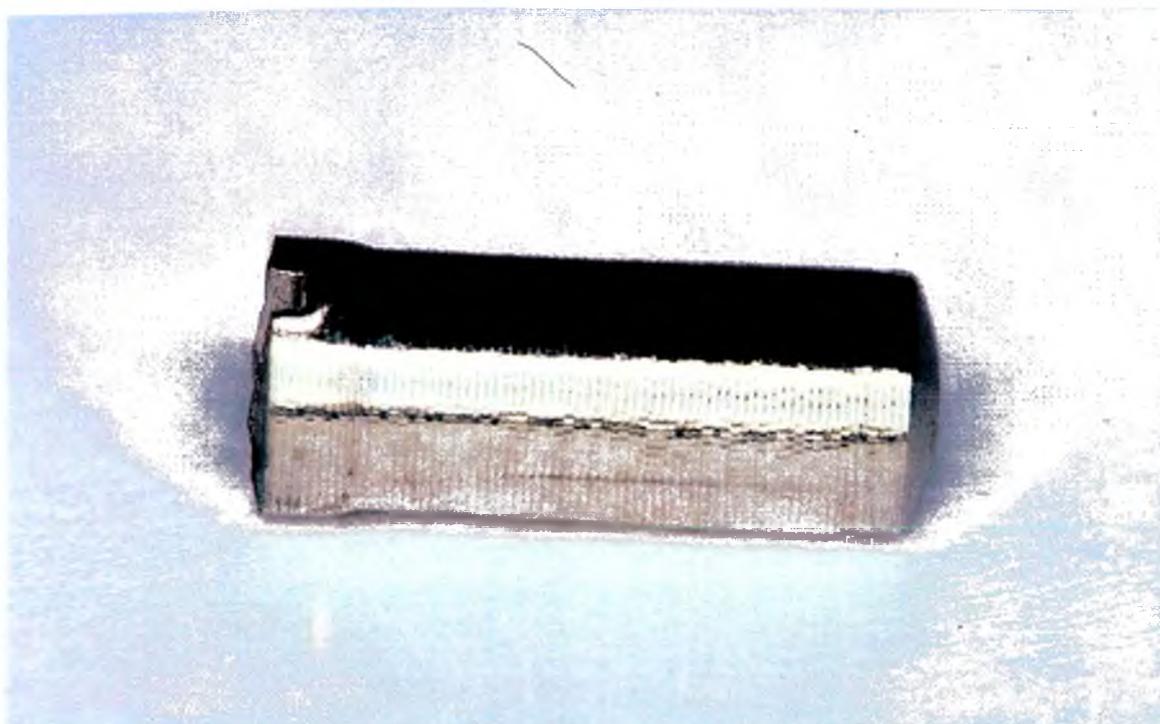


Figura 7 – Amostra do implante do grupo 3 ($f=0,13\text{mm}$)

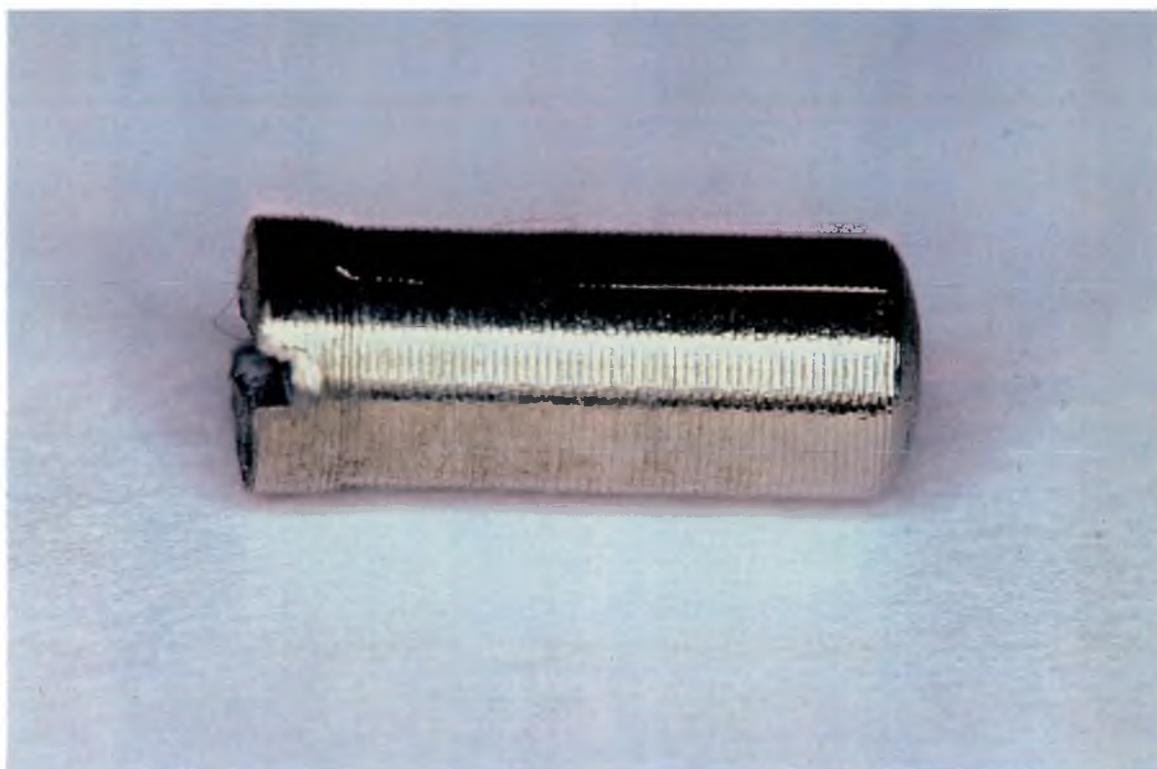


Figura 8 – Amostra do implante do grupo 4 ($f=0,15\text{mm}$)

4.6 Sequência dos procedimentos

Várias etapas de preparo do implante foram desenvolvidas e realizadas previamente com o intuito de produzir, quantificar e otimizar a geometria da superfície do implante de titânio mais adequada por meio da técnica de usinagem de natureza experimental, e desta forma, gerar conhecimento e ciência em relação à aplicação desses componentes.

A seqüência do estudo consistiu de:

- Seleção da matéria-prima
- Determinação e otimização dos parâmetros de corte e outras variáveis do processo de usinagem com o intuito de obter a rugosidade de superfície mais adequada.
- Utilização de ferramenta de corte para usinagem dos implantes de titânio.
- Seleção da amostra que irá compor os grupos experimentais dentro dos parâmetros alto, médio e baixo de usinagem. Desenvolvimento dos implantes produzidos baseado no comportamento biológico e mecânico presentes na literatura científica referente à implantodontia.
- Fabricação dos implantes com metodologia desenvolvida na Engenharia Mecânica da UFSC baseada em análise do comportamento biológico e mecânico para aplicação odontológica.
- Caracterização quantitativa através do estudo da rugosidade da superfície do implante de titânio produzido na Engenharia Mecânica da UFSC – SC e medida com o uso de um rugosímetro.
- Análise dos parâmetros de rugosidade (R_a , R_z e R_t).
- Comparação da rugosidade da superfície do implante encontrada na literatura com os resultados obtidos no experimento.
- Análise final dos resultados.

4.7 Fase experimental, seleção e determinação dos grupos experimentais

Para aplicação prática do experimento fez-se seleção, adaptação, aquisição e teste dos materiais e equipamentos necessários para a realização da usinagem e análise quantitativa da rugosidade de superfície dos implantes.

Várias amostras de implantes de TiCp usinados alterando as variáveis de processo foram desenvolvidas conforme metodologia estabelecida pela Engenharia

Mecânica, resultando em superfícies e rugosidades diferentes. Os dados obtidos foram analisados e verificou-se que a rugosidade da superfície variava mais amplamente quando se alteravam alguns parâmetros de corte como velocidade de corte e o avanço da ferramenta.

Através de minuciosa verificação das informações obtidas pelas tentativas prévias e das informações provenientes de pesquisa de natureza biológica presentes na literatura internacional (WENNERBERG et al., 1996; BUSER et al., 1998; ELLINGSEN, 1998; ORSINI et al., 2000) selecionaram-se e determinaram-se os grupos experimentais. As amostras enquadraram-se nos resultados de textura da superfície semelhantes às condições encontradas nas pesquisas biológicas (BOWERS et al., 1992; MARTIN et al., 1995; GOTLANDER et al., 1997; DALTON et al., 2001; SCHMIDT; IGNATIUS; CLAES, 2001) que se referem à proliferação e diferenciação celular para a consolidação de implantes osseointegrados.

4.8 Fabricação dos implantes – usinagem

Depois de se fazer o desenho do implante, partiu-se para a elaboração do processo de fabricação que iniciou-se com a programação do torno, levando em consideração o perfil do implante.

A partir da preparação da matéria-prima para usinagem, progrediu-se com a montagem do torno, em seguida com a usinagem e a qualificação do processo de corte. A barra de titânio foi fixada no torno com a ajuda de dispositivos de fixação criado no USICON. A barra de titânio foi usinada camada a camada até atingir as dimensões exigidas para cada implante. O primeiro passo para produzir o implante consiste na utilização de uma ferramenta de corte de metal duro, VBMT 160404 – UM, iniciando-se a usinagem com 0,5 mm de profundidade e continuando com a retirada de camadas posteriores com profundidade de corte menores e uma de acabamento de aproximadamente de 0.05 mm de profundidade de corte.

As ferramentas selecionadas e o regime de uso foi ajustado para obtenção de acabamento de acordo com os manuais de ferramentas comerciais e na prática da usinagem de metais.

Uma vez preparadas as ferramentas, as condições de usinagem e o programa CNC, é realizada a usinagem.

Ferramentas de corte com indicações para usinagem de ligas de titânio são as de metais duros de classe H13A que combina boa resistência ao desgaste por abrasão e tenacidade, para usinagem de ligas de aço resistente ao calor e ligas de titânio. Conseguiu-se, então, diferentes texturas sobre a superfície dos implantes, sendo estas, influenciadas também, pelo desgaste das ferramentas, vibrações do sistema de usinagem e do acúmulo de calor gerado durante a operação.

Tabela 2 – Condições de Usinagem utilizadas no torneamento dos grupos experimentais.

GRUPOS	Avanço (f) (mm)	Velocidade de corte (Vc) (m/min)	Profundidade de corte (ap) (mm)	Raio de quina (re) (mm)	Tipo de material	Material da ferramenta - Classe	Tipo de fluido de corte
Grupo 1	0.05	40	0.1	0.2	Ticp	H13A	Óleo solúvel
Grupo 2	0.10	40	0.1	0.2	Ticp	H13A	Óleo solúvel
Grupo 3	0.13	40	0.1	0.2	Ticp	H13A	Óleo solúvel
Grupo 4	0.15	40	0.1	0.2	Ticp	H13A	Óleo solúvel

4.9 Parâmetros de corte – Velocidade de corte e avanço

Um dos passos metodológicos para a confecção de implantes de Ti aplicados à odontologia foi a proposição e realização de uma série de experimentos a fim de se observar as variáveis físico-mecânicas associadas à usinagem de modo geral.

Temperatura (T), avanço (f), velocidade de corte (V_c), energia por unidade de volume (Q_{sp}), Coeficiente de Condutividade Térmica (K), calor específico (c) e as limitações relacionadas com a forma de manusear o material podem ser consideradas variáveis do processo de usinagem.

A variável considerada neste estudo foi o avanço da ferramenta e a rugosidade resultante na superfície do implante foi medida com um rugosímetro e interpretada estatisticamente. Esta variável foi selecionada neste estudo dado sua relação e relevância em obter os padrões de rugosidade pré-estabelecidos na engenharia e na literatura quanto à resposta biológica celular (MARTIN et al., 1995; GOTLANDER et al., 1997; ELLINGSEN, 1998; ORSINI et al., 2000).

4.10 Parâmetros de rugosidade – R_a , R_z e R_t

A rugosidade da superfície dos implantes de TiCP fabricados foi avaliada através de parâmetros verticais conhecidos: R_a , R_z e R_t ,

Os parâmetros que tradicionalmente têm produzido informações relevantes na área de superfícies para implantes odontológicos são:

R_a é a média aritmética das alturas das rugosidades.

R_z (R_{tm}) é a média de 5 valores consecutivos nas alturas dos pico-vale

R_t é a distância entre o maior pico e o vale mais profundo detectados na amostra.

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

Utilizaram-se os parâmetros estabelecidos na literatura como ponto de referência para as texturas dos implantes de Ti odontológicos que foram produzidos por usinagem e se constituíram nos grupos do experimento.

4.11 Análise quantitativa da rugosidade de superfície – Rugosímetro

Um rugosímetro funciona de maneira semelhante ao toca discos. Um cone de diamante de dimensões conhecidas e muito pequenas se desloca sobre uma superfície fornecendo uma visão bidimensional do perfil da superfície. O movimento do diamante, nas direções vertical e horizontal, é convertido em sinal eletrônico através de um transdutor. O rugosímetro é capaz de detectar amplitudes menores que 0,001mm. Este sinal é amplificado e convertido em informação digital e, então, processado por um computador.

A rugosidade da superfície dos implantes de TiCp fabricados foi estudada através de 3 parâmetros conhecidos anteriormente citados. A rugosidade de cada amostra foi determinada pela medida realizada longitudinalmente sobre as amostras, isto é, perpendicular ao avanço nos processos de torneamento cilíndrico, sendo executado 1 medida de cada amostra.

O valor numérico das medições e gráfico do perfil de rugosidade foi registrado no banco de dados pelo computador do equipamento.

O “cut-off” é o selecionador do comprimento da amostragem da superfície. A norma DIN 4777 especifica 5 diferentes comprimentos de “cut-off” (λ): 0,08; 0,25; 0,8; 2,5 e 8 mm. A seleção adequada do “cut-off” é importante para a avaliação da rugosidade. A seleção do “cut-off” da superfície da peça, do tipo de perfil poderá ser periódico (torneamento, como é o caso, fresamento, aplainamento) ou ser aperiódico (retificação, lapidação, lixamento). A norma DIN 4768 e ISO 4288 estabelece o “cut-off” de acordo com o tipo de peça. Os perfis da amostra se enquadram nos perfis periódicos > 0,13 até 0,4mm sendo o comprimento medido da amostra determinado através do “cut-off” 0.8mm. O filtro matemático utilizado em todas as medições foi o digital do tipo gaussiano.

Antes da medição, cada implante foi limpo com um solvente alifático, benzina (Quimitrol – Com. Ind. Importação Ltda – ONU. 1255, densidade 20°C: 0.680–0.700, faixa de destilação: 60–125°C), a fim de que os resíduos e gordura aderidos à

superfície fossem removidos, evitando, desta forma, maiores interferências na medida da rugosidade.

4.12 Análise estatística

Para análise estatística foram utilizados o Teste de Scheffé ($p < 0,01$) para comparações individuais e Análise de Variância ANOVA para comparação de rugosidade entre os 4 grupos experimentais das medidas R_a , R_z e R_t .

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Para obtenção de parâmetros quantitativos de rugosidade da superfície do implante utilizou-se a metrologia através de um rugosímetro. Os resultados da rugosidade foram dados em três parâmetros: R_a , R_z e R_t .

Tabela 3 – Medidas da rugosidade de superfície nos grupos experimentais (valores R_a , R_z e R_t).

AMOSTRA	GRUPO 1			GRUPO 2			GRUPO 3			GRUPO 4		
	Parâmetro de Rugosidade (μm)											
	R_a	R_z	R_t	R_a	R_z	R_t	R_a	R_z	R_t	R_a	R_z	R_t
1	0.5	2.7	3.5	1.5	7.5	9.8	2.2	10.1	11.4	3.5	15.5	17.7
2	0.5	2.9	3.5	1.4	6.3	6.6	2.3	10.1	12.1	3.3	14.7	19.0
3	0.5	3.1	3.4	1.4	6.9	7.7	2.2	9.8	10.6	3.4	14.5	16.1
4	1.1	6.1	8.8	1.5	7.3	8.4	2.4	10.8	12.9	3.1	14.0	17.5
5	0.8	4.3	6.5	1.4	6.8	7.5	2.3	9.7	10.8	3.1	13.1	14.3
6	0.6	3.5	4.0	1.4	6.3	6.9	2.3	10.5	11.3	3.2	14.0	15.1
7	0.4	2.4	2.7	1.5	7.0	7.7	2.4	10.9	11.8	3.2	14.3	15.5
8	0.4	2.6	4.0	1.1	5.8	7.6	2.2	10.0	10.8	3.3	15.3	18.7

Grupo 1 – $V_c=40\text{m/min}$ e $f=0.05\text{ mm}$; Grupo 2 – $V_c=40\text{m/min}$ e $f=0.10\text{mm}$; Grupo 3 – $V_c=40\text{m/min}$ e $f=0.13\text{mm}$ e Grupo 4 – $V_c=40\text{m/min}$ e $f=0.15\text{mm}$

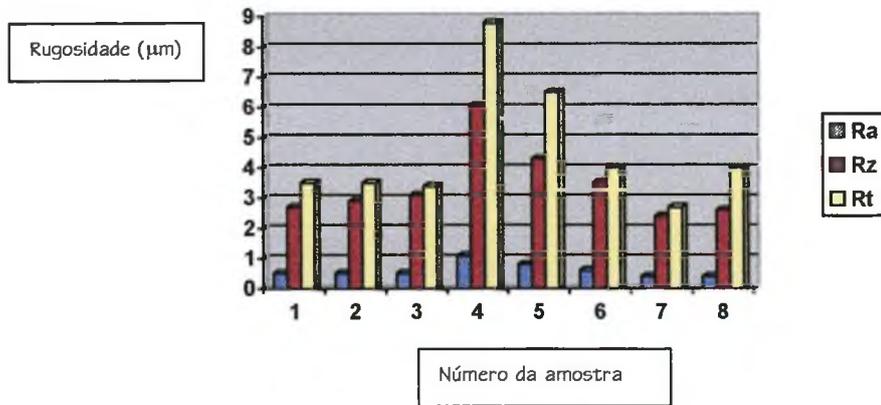


Gráfico 1 – Correlação entre parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 1.

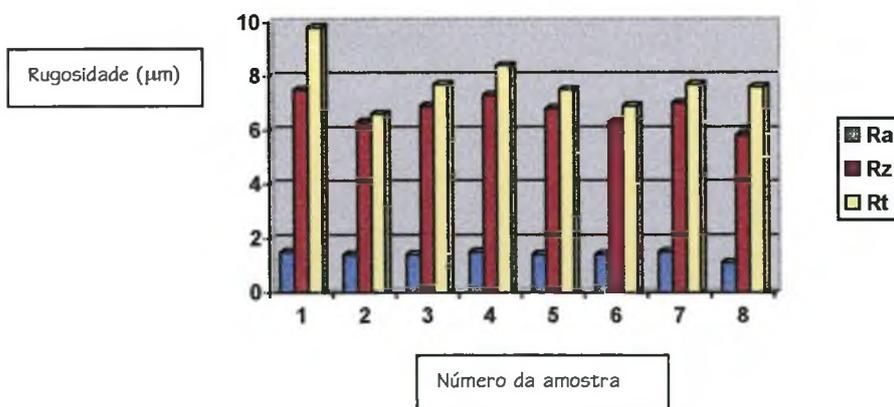


Gráfico 2 – Correlação entre os parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 2.

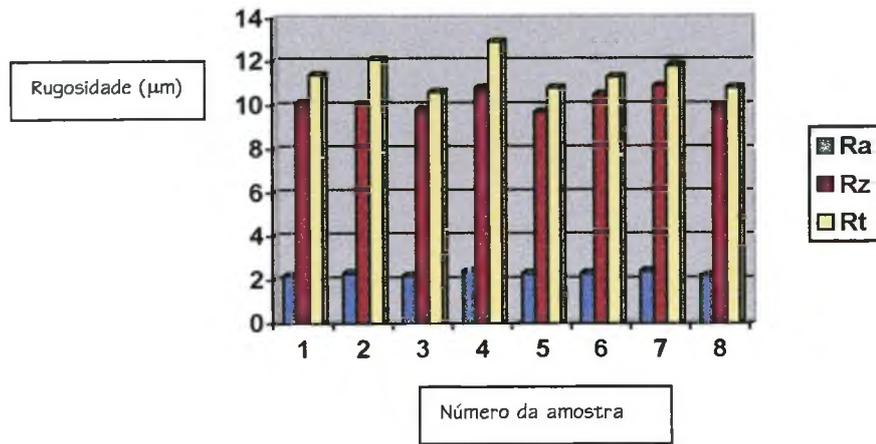


Gráfico 3 – Correlação entre os parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 3.

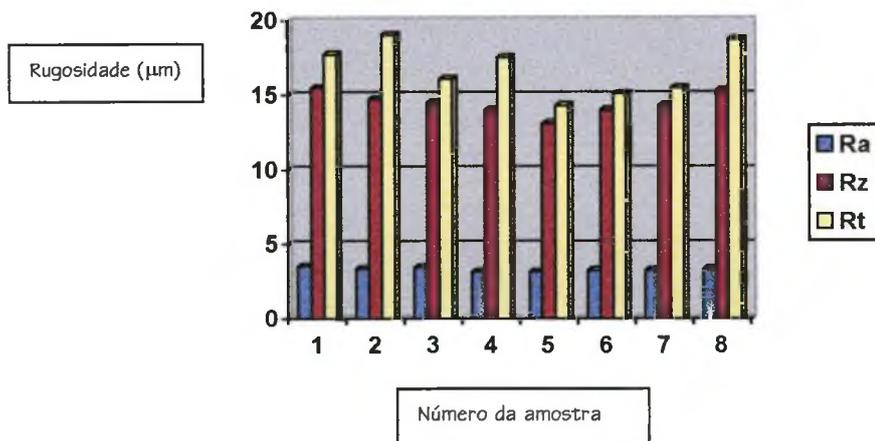


Gráfico 4 – Correlação entre os parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t do grupo 4.

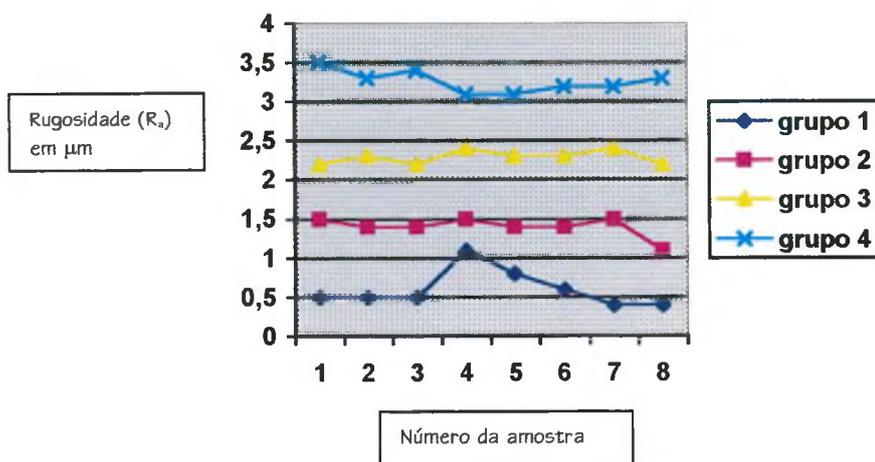


Gráfico 5 – Comparação da rugosidade da superfície (R_a) entre os grupos experimentais.

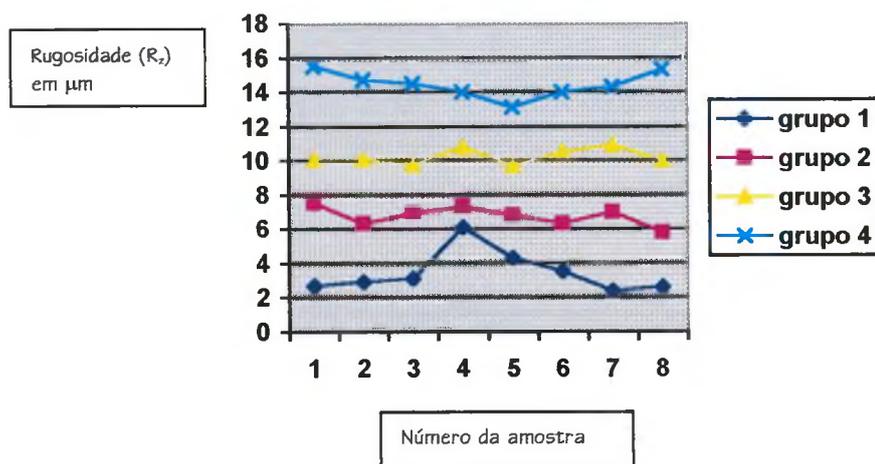


Gráfico 6 – Comparação da rugosidade da superfície (R_z) entre os grupos experimentais.

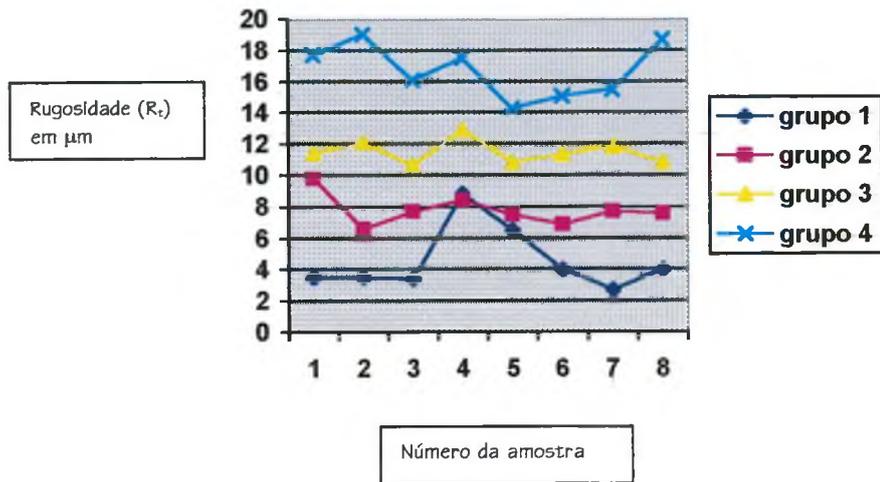


Gráfico 7 – Comparação da rugosidade da superfície (R_z) entre os grupos experimentais.

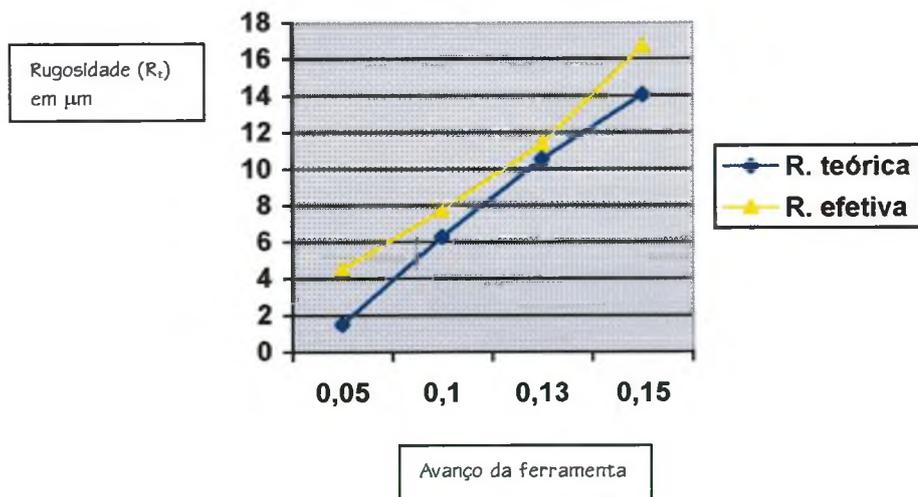


Gráfico 8 – Relação entre rugosidade teórica e efetiva para diversos avanços.

A análise estatística apresentou os seguintes resultados:

Tabela 4 – Comparações individuais nos 4 grupos experimentais para os valores R_a – Teste de Scheffé ($p < 0,01$)

GRUPOS	MÉDIA (desvio padrão)	Significância
GRUPO 1	0.588 (0.210)	*
GRUPO 2	1.400 (0.131)	*
GRUPO 3	2.288 (0.008)	*
GRUPO 4	3.263 (0.141)	*

Obs.: A ausência de barras verticais indica que não há equivalência estatística entre os grupos.

Tabela 5 – Avaliação de variabilidade intra-grupos, a partir do Coeficiente de Variação para os valores R_a .

GRUPOS	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (C.V.)
GRUPO 1	35.71%
GRUPO 2	9.36%
GRUPO 3	0.35%
GRUPO 4	4.32%

Obs.: Valor de referência – C.V. até 10%: excelente, com pouca variabilidade; mais de 30%: péssimo, com muita variabilidade.

Tabela 6 – Análise de Variância (ANOVA) para comparação da rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_a .

ANÁLISE DE VARIÂNCIA					
FONTE DE VARIÂÇÃO	SOMA DOS QUADRADOS	GRAU DE LIBERDADE	QUADRADO MÉDIO	F	P
Entre grupos	31.82594	3	10.60865		
Intra grupos	0.6162501	28	2.200893		
Total	32.44219	31		482.02	P< 0.0001

Tabela 7 – Comparações individuais nos 4 grupos experimentais para os valores R_z – Teste de Schefé (p<0,01)

GRUPOS	MÉDIA (desvio padrão)	Significância
GRUPO 1	3.350 (0.991)	*
GRUPO 2	6.737 (0.568)	*
GRUPO 3	10.237 (0.447)	*
GRUPO 4	14.425 (0.769)	*

Obs.: A ausência de barras verticais indica que não há equivalência estatística entre os grupos.

Tabela 8 – Avaliação de variabilidade intra-grupos, a partir do Coeficiente de Variação para os valores R_z .

GRUPOS	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (C.V.)
GRUPO 1	29.58%
GRUPO 2	8.43%
GRUPO 3	4.36%
GRUPO 4	5.33%

Obs.: Valor de referência – C.V. até 10%: excelente, com pouca variabilidade; mais de 30%: péssimo, com muita variabilidade.

Tabela 9 – Análise de Variância (ANOVA) para comparação da rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_z .

ANÁLISE DE VARIÂNCIA					
FONTE DE VARIAÇÃO	SOMA DOS QUADRADOS	GRAU DE LIBERDADE	QUADRADO MÉDIO	F	P
Entre grupos	540.9025	3	180.3008		
Intra grupos	14.6725	28	0.5240178		
Total	555.575	31		344.0739	P < 0.0001

Tabela 10 – Comparações individuais nos 4 grupos experimentais para os valores R_t – Teste de Scheffé ($p < 0,01$)

GRUPOS	MÉDIA (desvio padrão)	Significância
GRUPO 1	4.55 (2.049)	*
GRUPO 2	7.78 (0.980)	*
GRUPO 3	11.46 (0.776)	*
GRUPO 4	17.74 (1.837)	*

Obs.: A ausência de barras verticais indica que não há equivalência estatística entre os grupos.

Tabela 11 – Avaliação de variabilidade intra-grupos, a partir do Coeficiente de Variação para os valores R_t .

GRUPOS	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (C.V.)
GRUPO 1	45.05%
GRUPO 2	12.60%
GRUPO 3	6.78%
GRUPO 4	10.36%

Obs.: Valor de referência – C.V. até 10%: excelente, com pouca variabilidade; mais de 30%: péssimo, com muita variabilidade.

Tabela 12 – Análise de Variância (ANOVA) para comparação da rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_t .

ANÁLISE DE VARIÂNCIA					
FONTE DE VARIÂÇÃO	SOMA DOS QUADRADOS	GRAU DE LIBERDADE	QUADRADO MÉDIO	F	P
Entre grupos	656.9363	3	218.9788		
Intra grupos	61.4525	28	2.194732		
Total	718.3888	31		99.7747	P< 0.0001

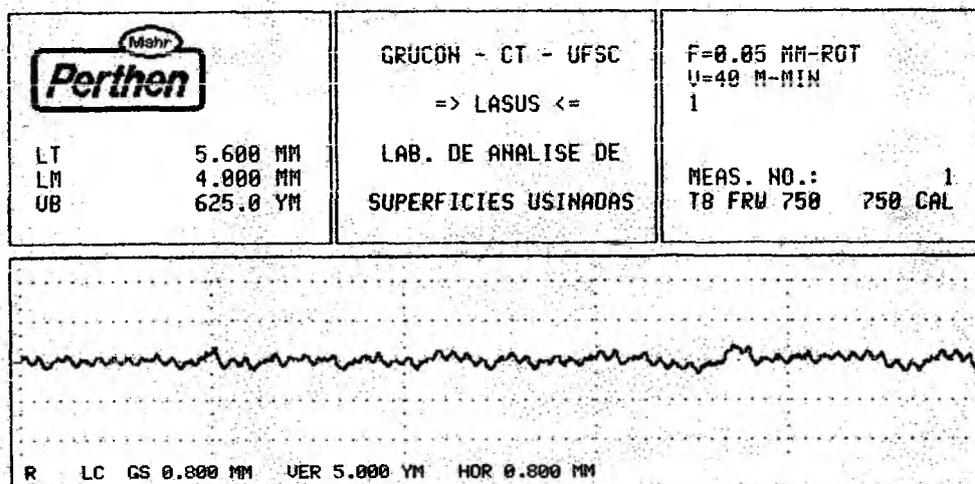


Figura 9 – Perfil da Rugosidade no Grupo 1 – amostra 1

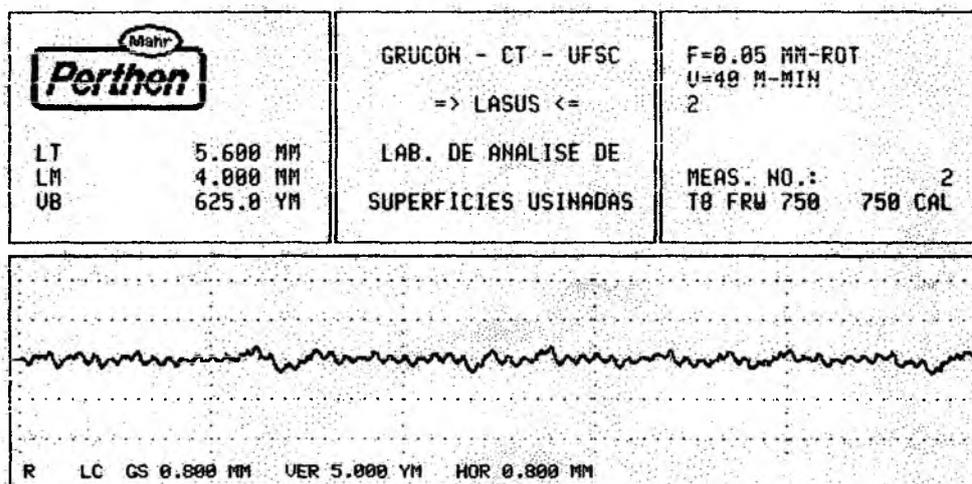


Figura 10 – Perfil da Rugosidade no Grupo 1 – amostra 2

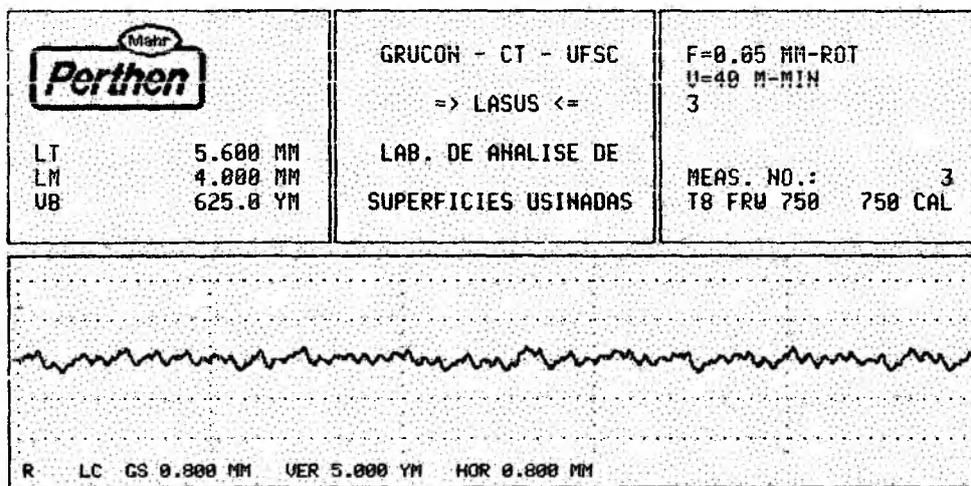


Figura 11 – Perfil da Rugosidade no Grupo 1 – amostra 3

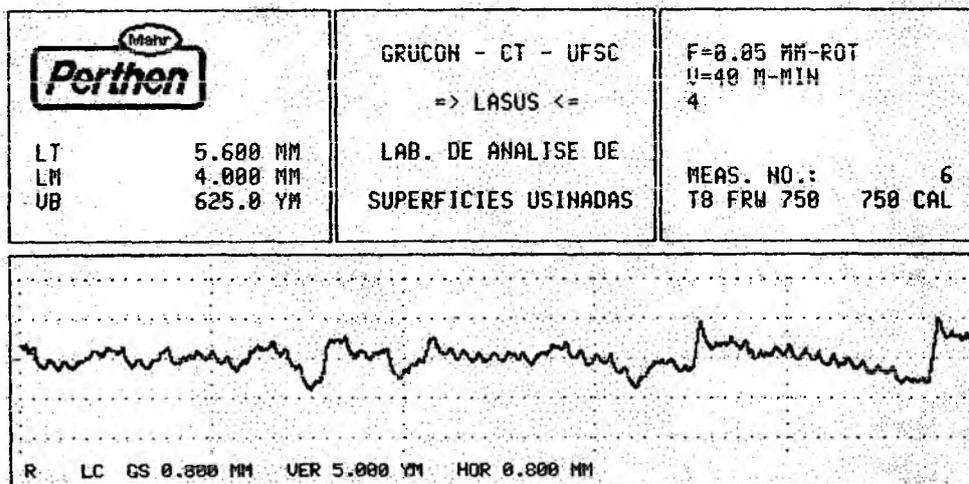


Figura 12 – Perfil da Rugosidade no Grupo 1 – amostra 4

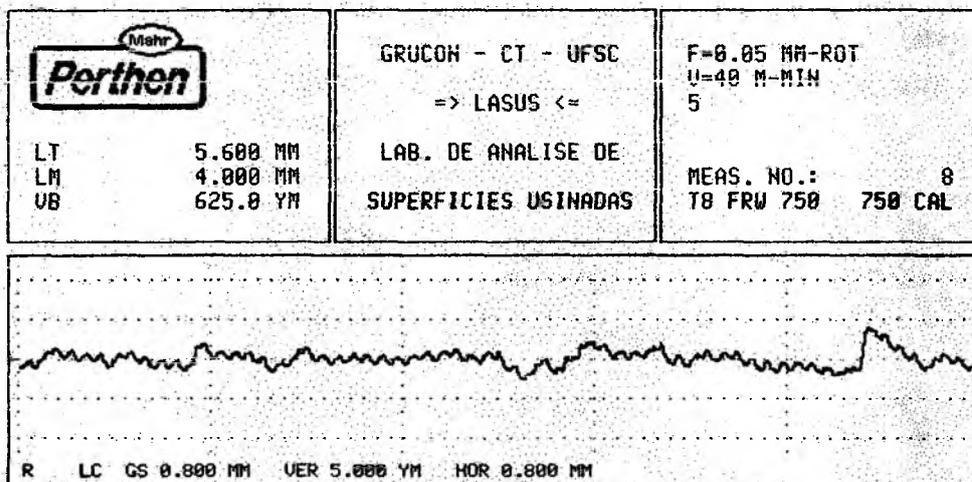


Figura 13 – Perfil da Rugosidade no Grupo 1 – amostra 5

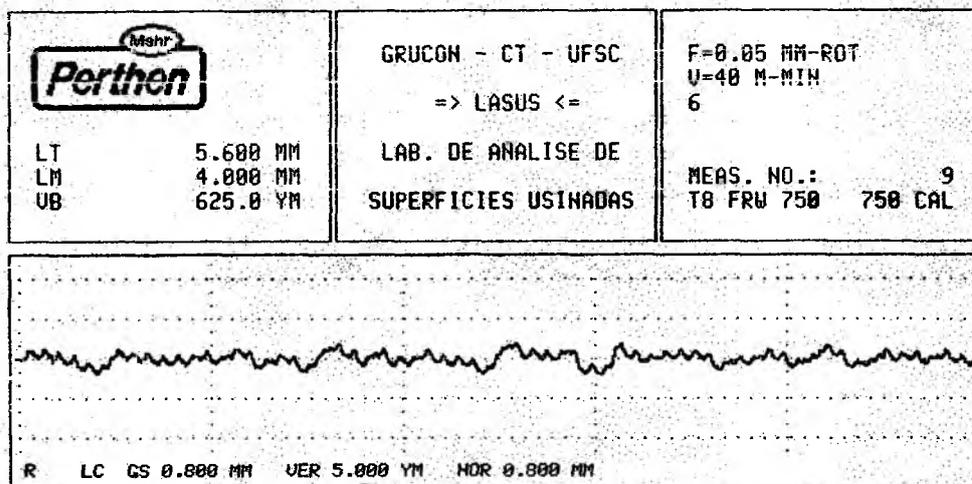


Figura 14 – Perfil da Rugosidade no Grupo 1 – amostra 6

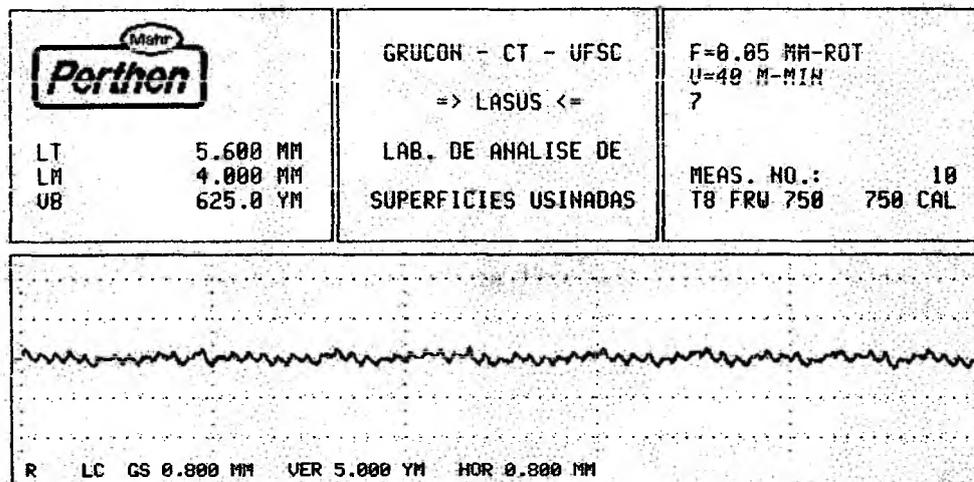


Figura 15 - Perfil da Rugosidade no Grupo 1 - amostra 7

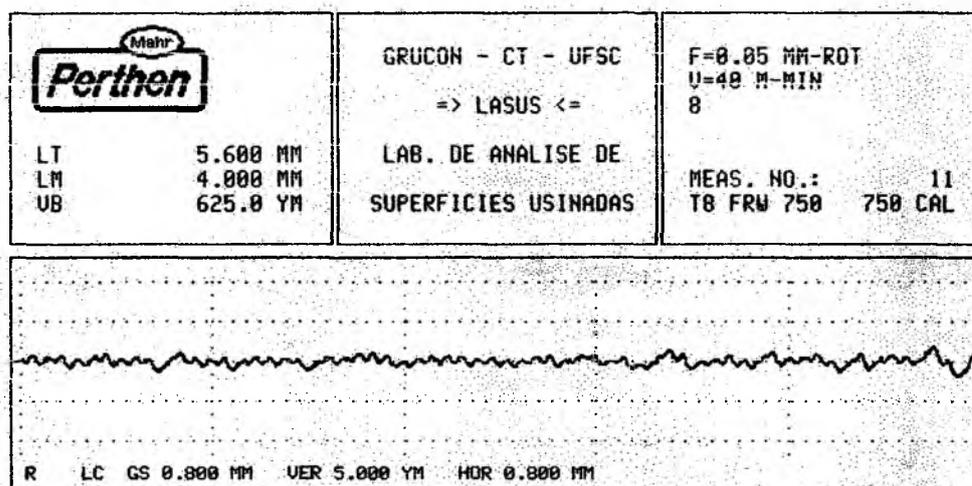


Figura 16 - Perfil da Rugosidade no Grupo 1 - amostra 8

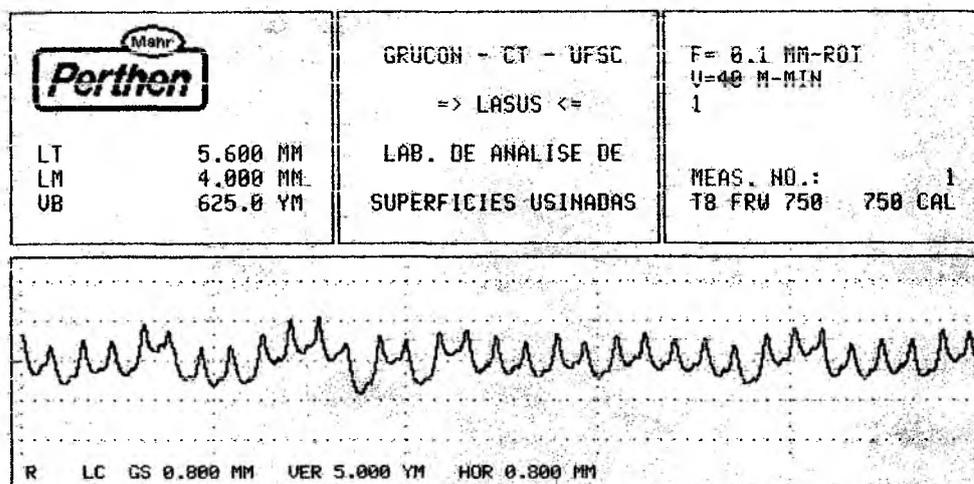


Figura 17 – Perfil da Rugosidade no Grupo 2 – amostra 1

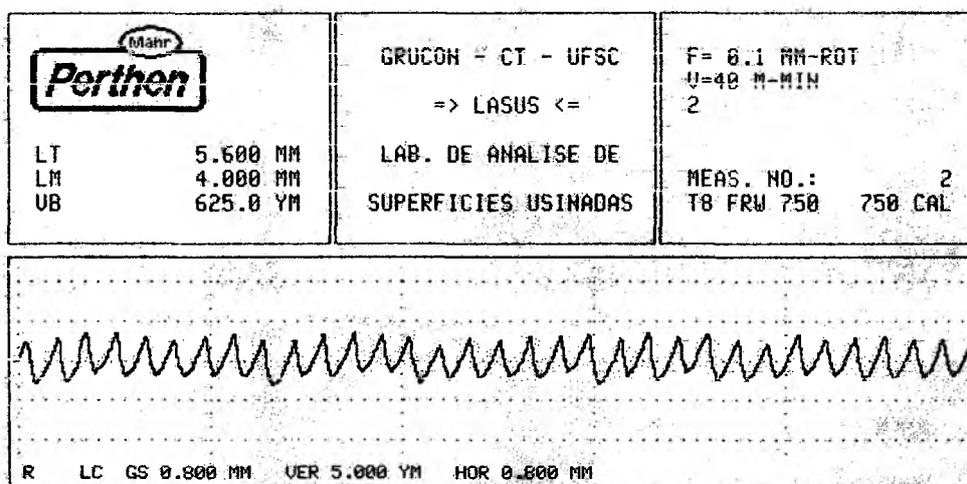


Figura 18 – Perfil da Rugosidade no Grupo 2 – amostra 2

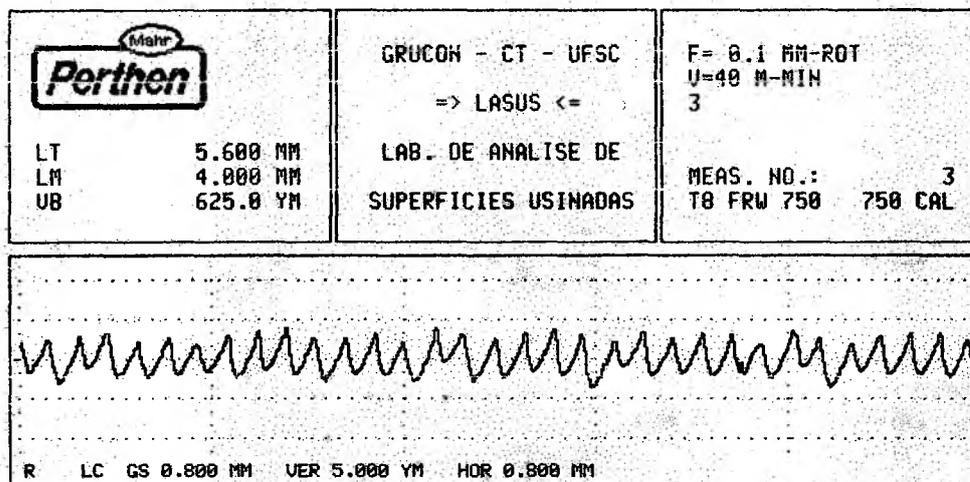


Figura 19 - Perfil da Rugosidade no Grupo 2 - amostra 3

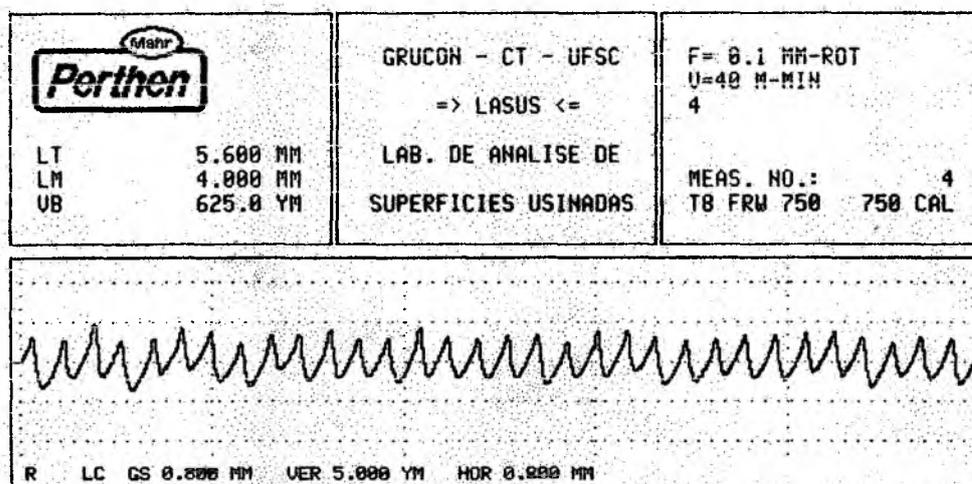


Figura 20 - Perfil da Rugosidade no Grupo 2 - amostra 4

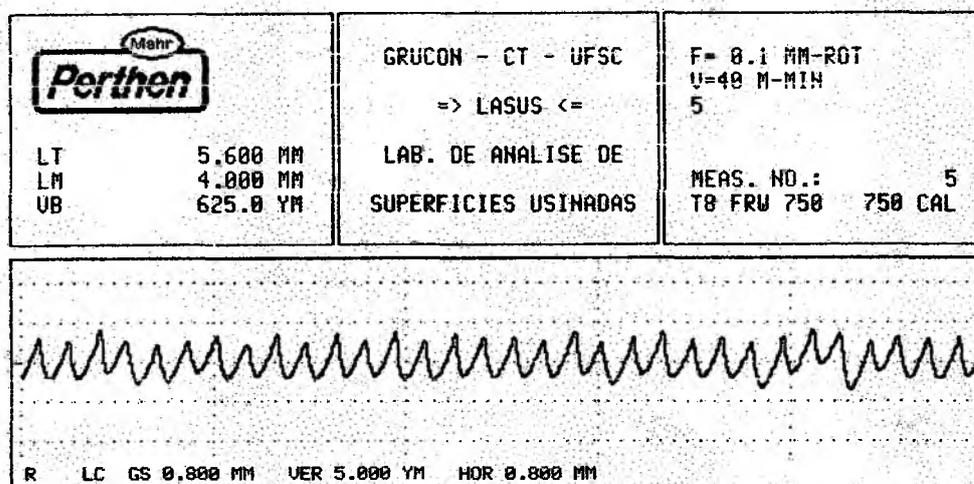


Figura 21 – Perfil da Rugosidade no Grupo 2 – amostra 5

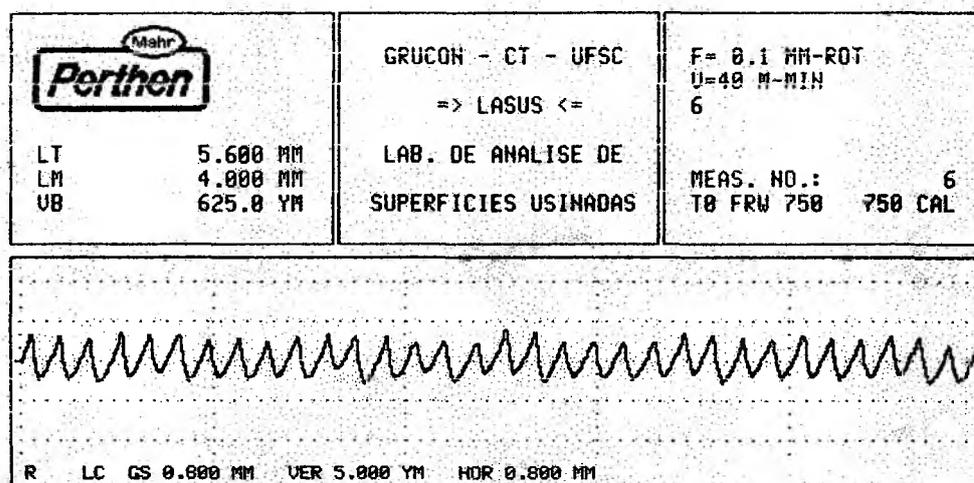


Figura 22 – Perfil da Rugosidade no Grupo 2 – amostra 6

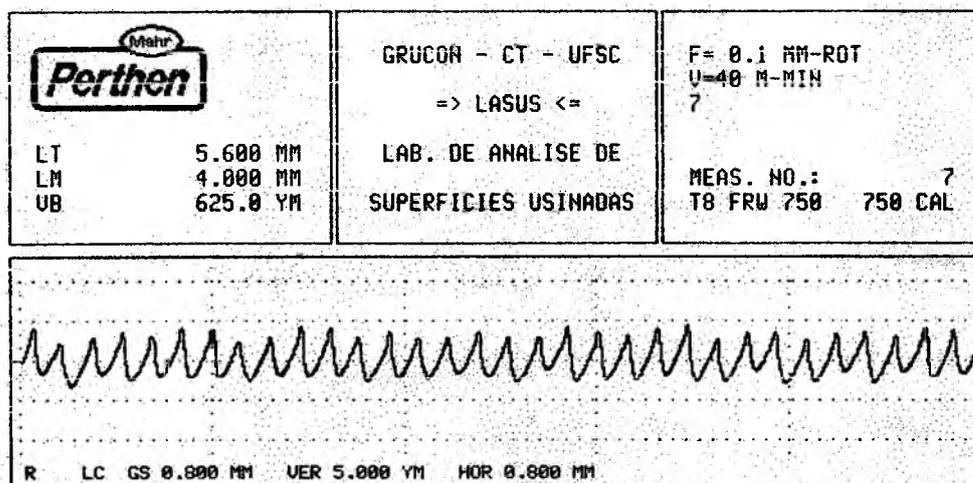


Figura 23 – Perfil da Rugosidade no Grupo 2 – amostra 7

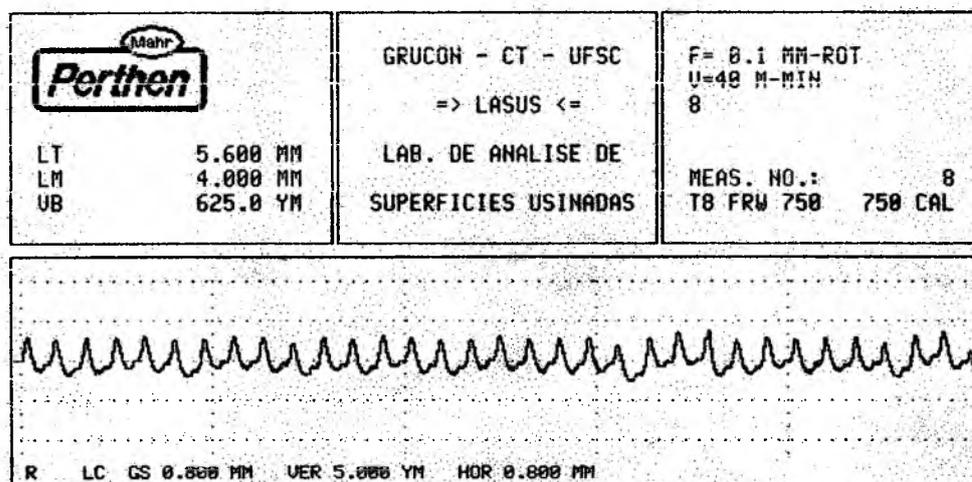


Figura 24 – Perfil da Rugosidade no Grupo 2 – amostra 8

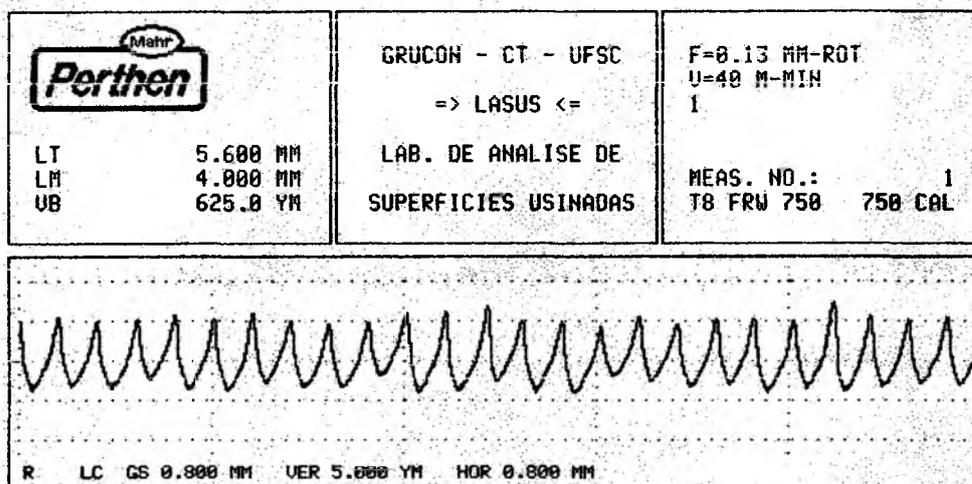


Figura 25 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 1

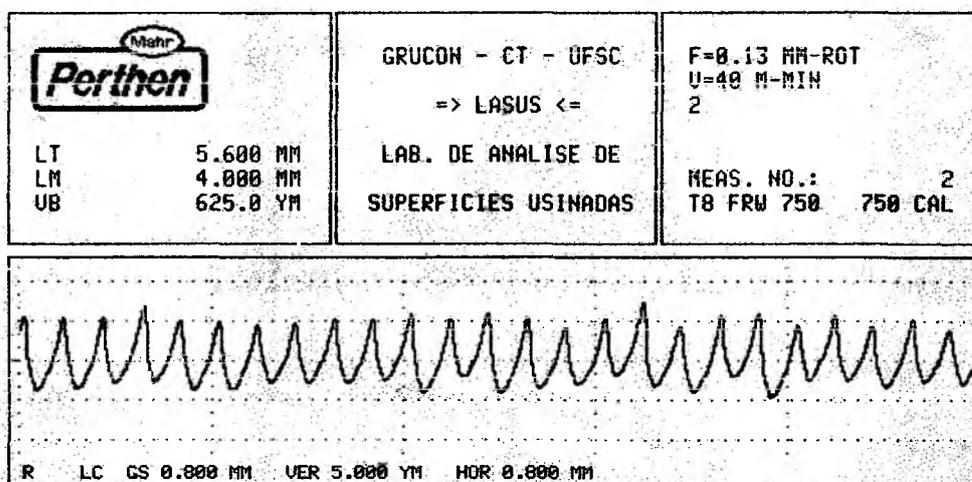


Figura 26 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 2

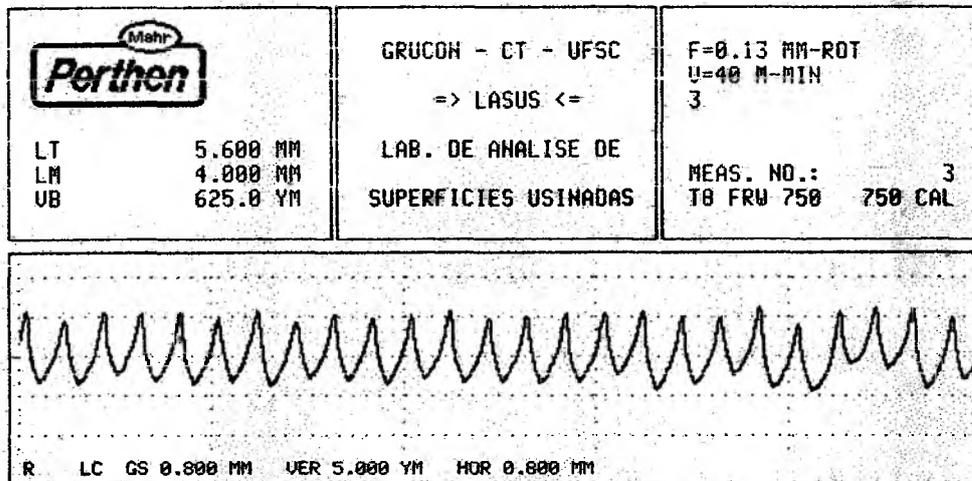


Figura 27 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 3

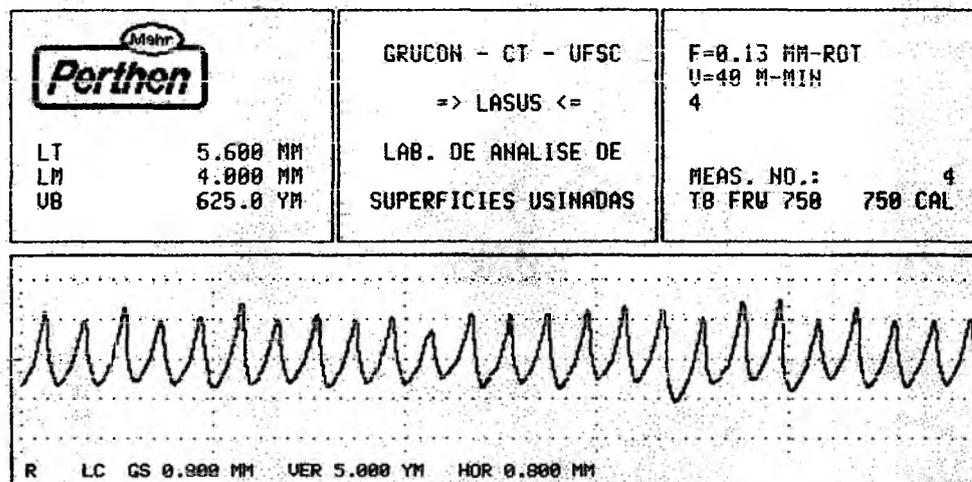


Figura 28 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 4

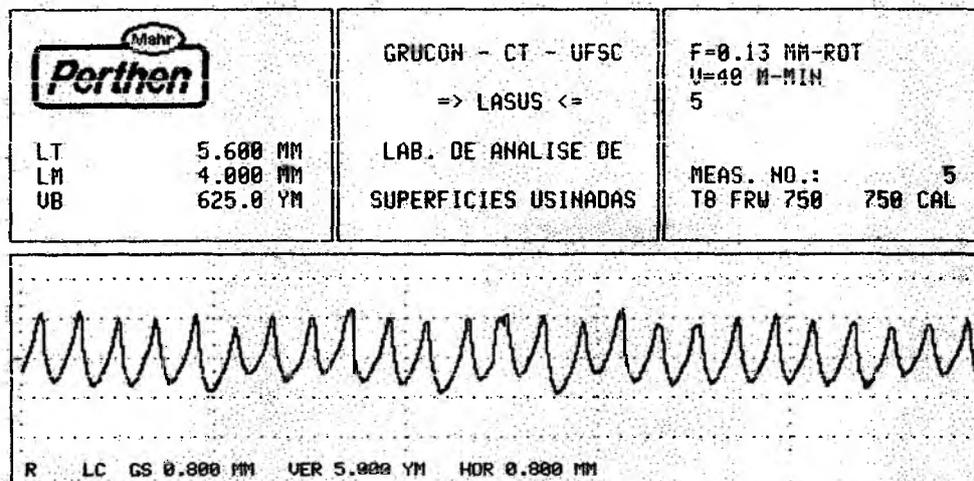


Figura 29 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 5

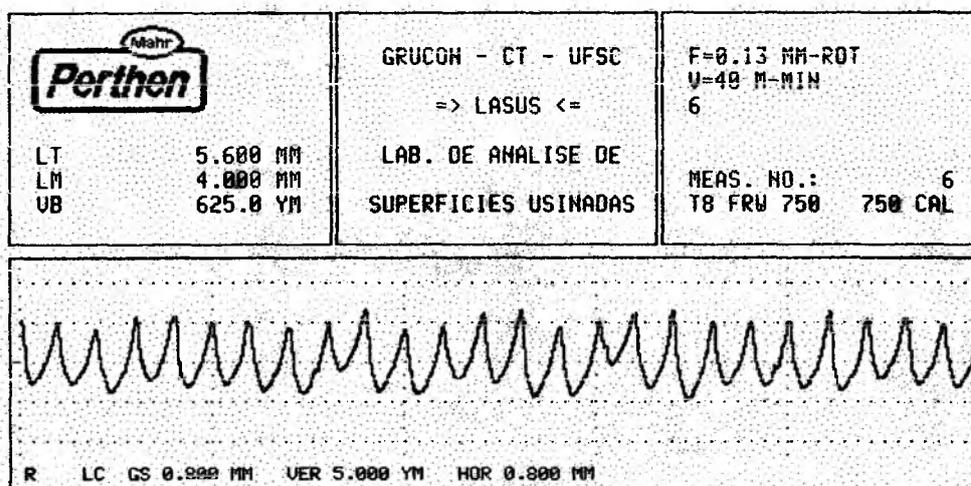


Figura 30 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 6

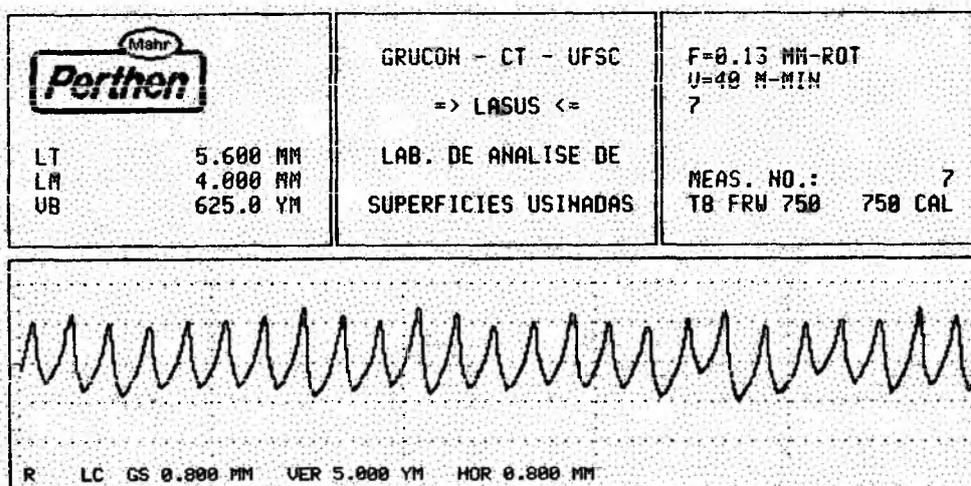


Figura 31 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 7

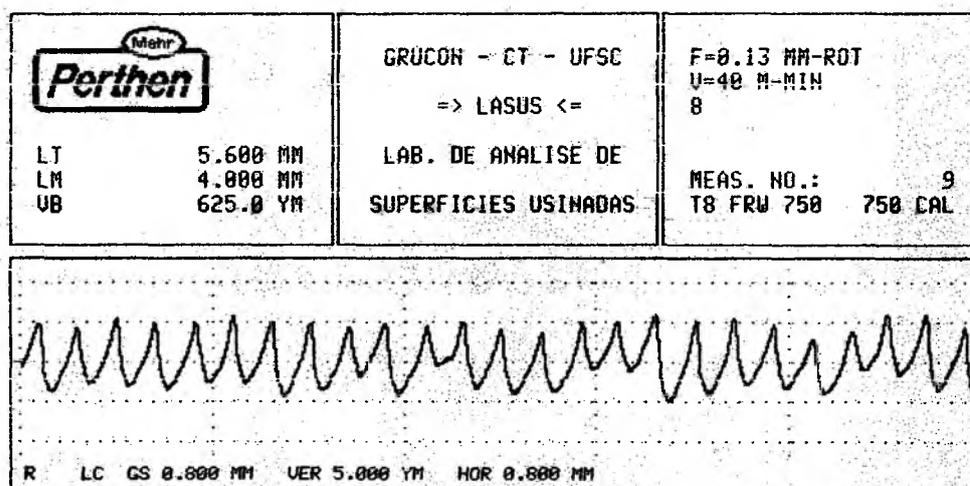


Figura 32 - Perfil da Rugosidade no Grupo 3 - amostra 8

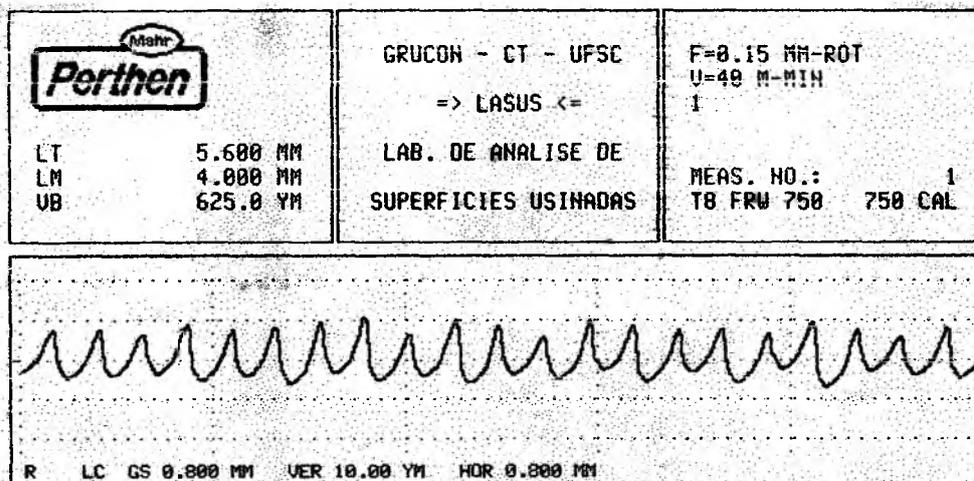


Figura 33 - Perfil da Rugosidade no Grupo 4 - amostra 1

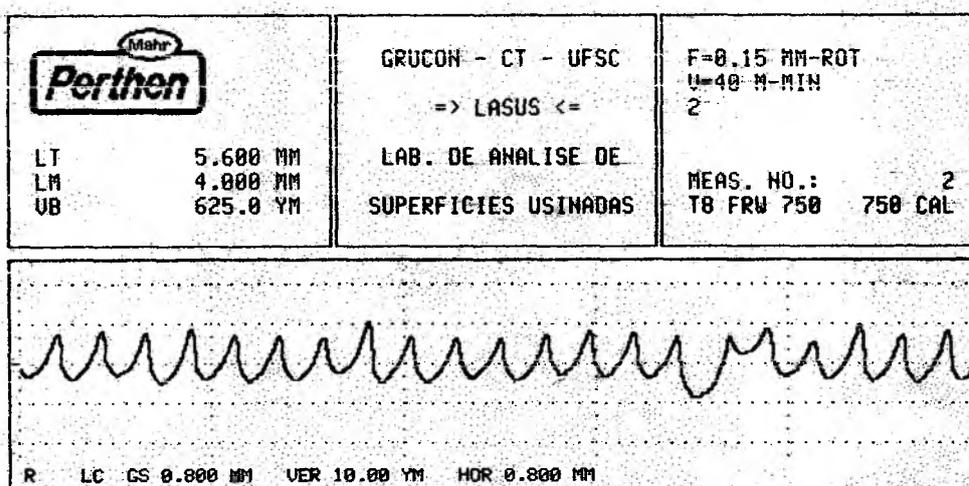


Figura 34 - Perfil da Rugosidade no Grupo 4 - amostra 2

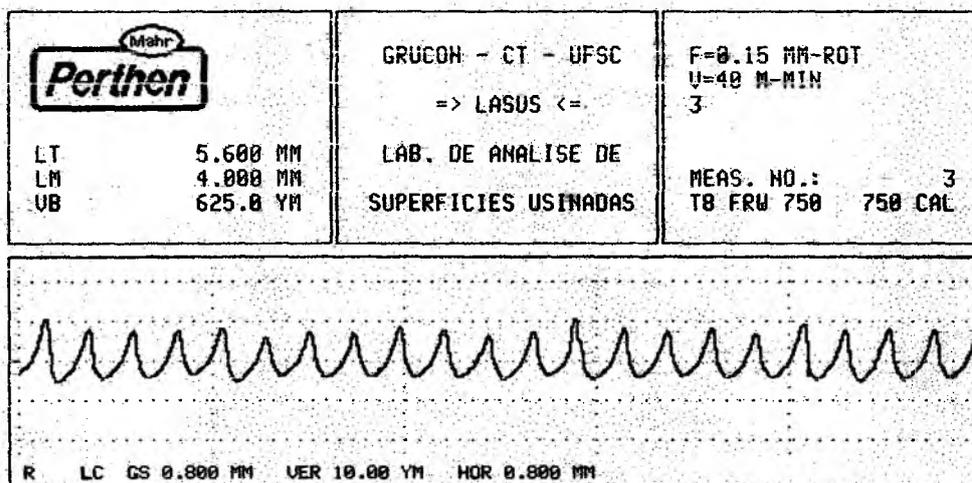


Figura 35 - Perfil da Rugosidade no Grupo 4 - amostra 3

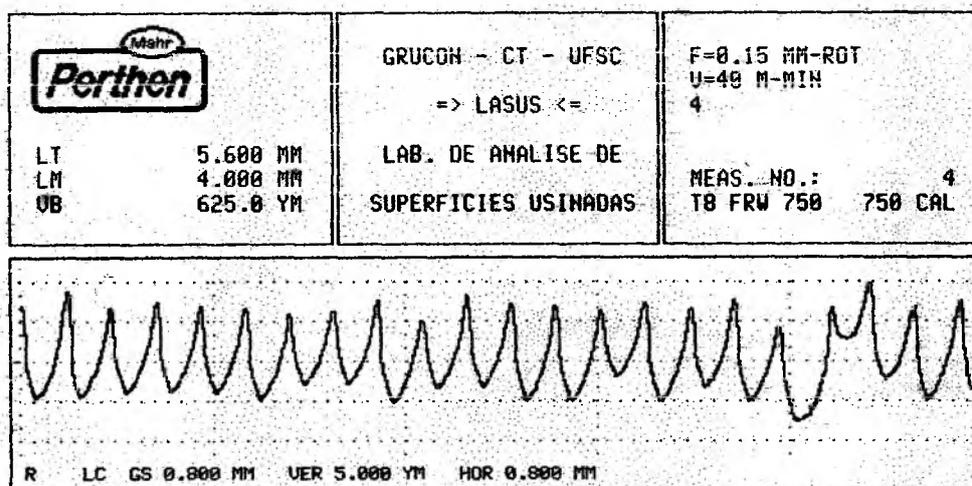


Figura 36 - Perfil da Rugosidade no Grupo 4 - amostra 4

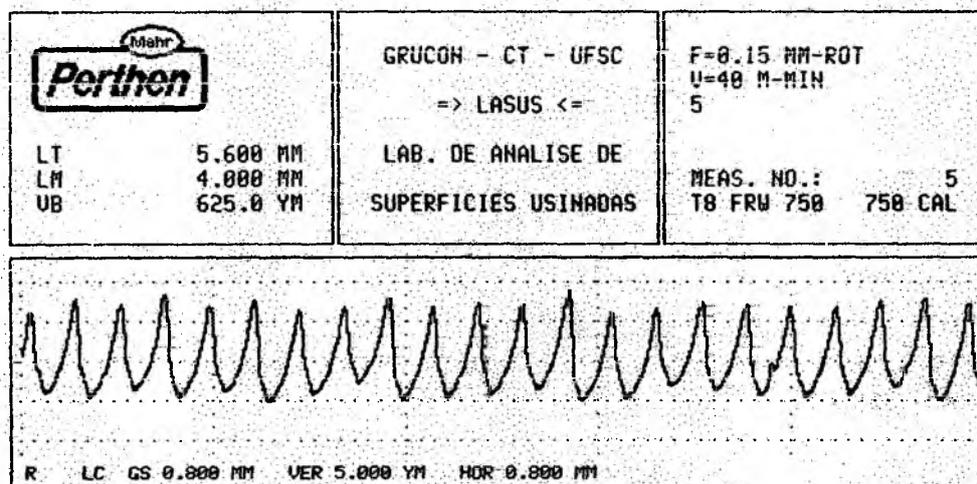


Figura 37 - Perfil da Rugosidade no Grupo 4 - amostra 5

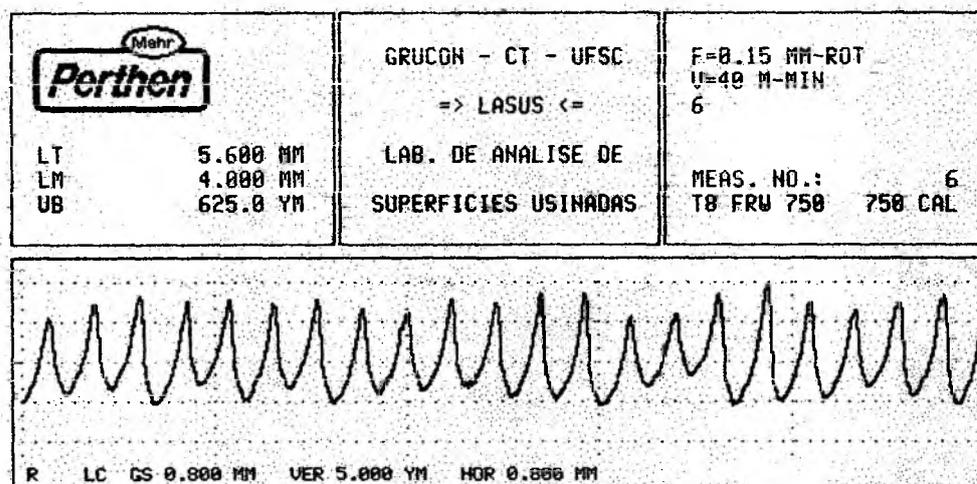


Figura 38 - Perfil da Rugosidade no Grupo 4 - amostra 6

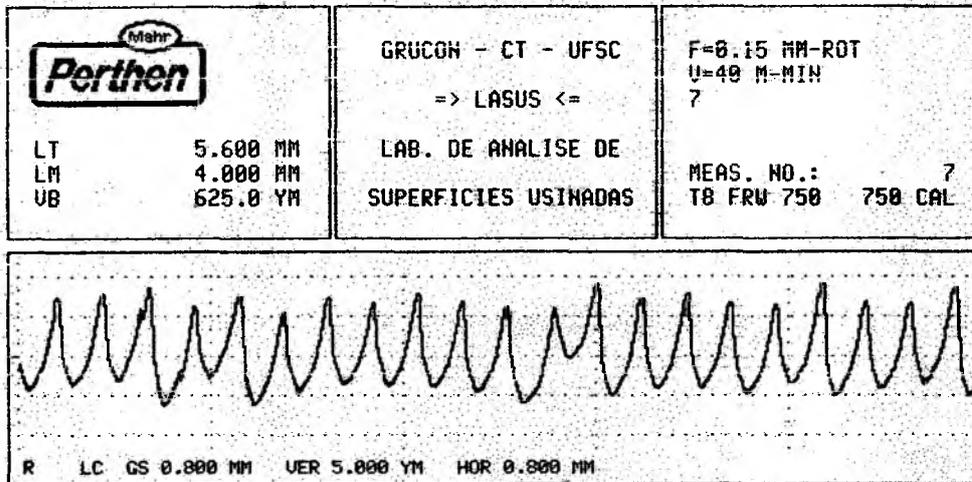


Figura 39 – Perfil da Rugosidade no Grupo 4 – amostra 7

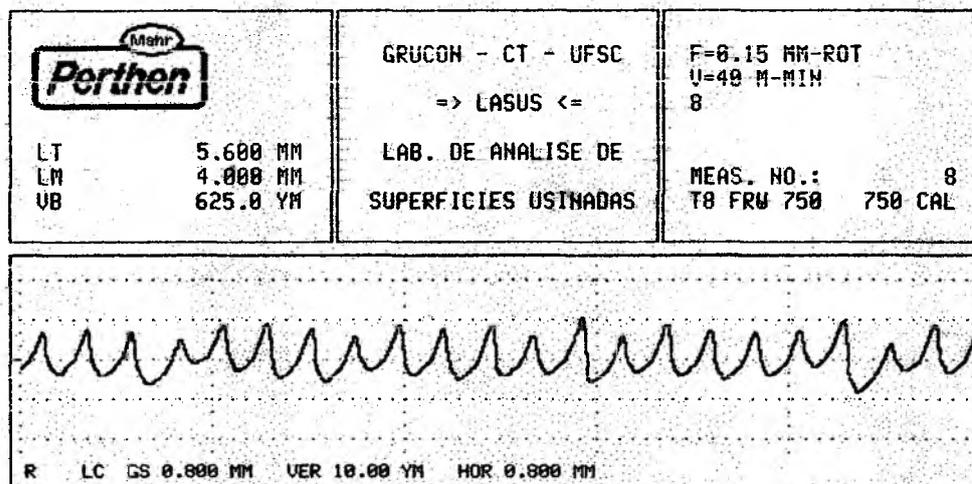


Figura 40 – Perfil da Rugosidade no Grupo 4 – amostra 8

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Devido ao fato das características da superfície do implante influenciarem o fenômeno da osseointegração é que se pensou em projetar um implante com topografia capaz de obter resposta biológica positiva. A escolha do metal neste processo é de fundamental importância já que ele compõe um dos fatores importantes para o sucesso dos implantes osseointegrados. Levando-se em conta a importância do Ti, rugosidade de superfície e resposta biológica para a elaboração de um projeto de implante, a discussão será dividida nos seguintes tópicos:

6.1 Titânio

A maioria dos metais usados para aplicações biomédicas exibe uma superfície policristalina que consiste de um mosaico de microcristais orientados aleatoriamente. Na superfície da região cristalina é possível encontrar defeitos associados com os cristais. Estes defeitos podem ser altamente reativos induzindo alteração proteica e reação celular. Elementos traço do metal que se acumulam na superfície podem influenciar a reação celular. Rugosidade da superfície resultante dos defeitos cristalinos pode beneficiar a biocompatibilidade, dependendo do sítio de implantação. Se o material é implantado em tecido duro, como o osso, a distribuição do estresse ocorrerá sobre uma área mais ampla proporcionada pela rugosidade do implante. A valência do metal influencia a interação do material com o elemento orgânico e biológico (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

Apesar do titânio ter sido utilizado extensivamente como um material de implante com diferentes aplicações por mais de 30 anos, os fatores e mecanismo da resposta biológica ao titânio ainda não são totalmente bem entendidos. As

propriedades do óxido de superfície representam o fator mais importante do titânio e merecem destaque. A cicatrização óssea ao redor dos implantes de titânio usinados acontece por um processo de mineralização gradual que é guiada, mas não começa na superfície do implante. A superfície de titânio usinada pode ser considerada como uma superfície permissiva para a mineralização óssea gradual, mas não como uma superfície indutora de formação óssea. Durante a fase de cicatrização (dias a semanas) e fase de remodelação (semanas a anos), processos biológicos na interface podem afetar as propriedades do óxido da superfície. Estudos de implantes metálicos removidos, incluindo titânio têm indicado que a espessura da camada de óxido aumenta com o tempo e que íons Ca, P e S do ambiente fisiológico são incorporados ao óxido (LARSSON et al., 1996).

Vários metais e ligas metálicas usados para a fabricação de implantes dentais têm produzido reações teciduais adversas e sua baixa taxa de sucesso diminui sua aplicabilidade clínica a longo prazo. Muitos dos metais e ligas metálicas, tais como ouro, aço inoxidável, cromo-cobalto são considerados obsoletos na indústria de implantes bucais (SYKARAS et al., 2000).

Atualmente o *Ticp* é o material de escolha para a fabricação de implantes endósseos porque sua biologia é aceita pelo tecido ósseo, possui alta resistência à corrosão, peso comparado ao aço, fácil manipulação e preparação em diversas formas e não induz hipersensibilidade, reações alérgicas ou imunológicas. Implantes de *Ticp* apresentam-se cobertos com uma camada de óxido de 20-50 Å de espessura. Este óxido é responsável em parte pela alta resistência à corrosão e biocompatibilidade do *Ticp* (MARTIN et al., 1995).

A biocompatibilidade de um metal pode ser afetada pela corrosão. Superfícies de implantes estão sujeitas à corrosão como resultado do contato com fluidos corporais eletrolíticos e a corrosão aumenta se o implante encontra-se em função oclusal. A corrosão muda não somente a natureza da superfície, mas, também, a resistência e outras propriedades mecânicas do material. Corrosão do produto pode

afetar tecidos circunvizinhos induzindo reação sistêmica (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

No organismo, camada de óxido sobre superfícies metálicas pode influenciar reações proteicas e celulares. Com a possível exceção do ouro, todos os metais adquirem filmes de óxido tipo cerâmico em suas superfícies quando expostos ao ar. Estas camadas de óxido podem influenciar proteínas e reações celulares ao redor do material. Óxidos com constante dielétrica alta têm mostrado retardar o movimento das células em torno da superfície em ambiente aquoso e causar menos desnaturação da proteína que superfície com baixa constante dielétrica. O titânio forma um óxido estável com alta constante dielétrica e exibe íntima ligação ao osso (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

Sabe-se que os tipos de ligações existentes sobre a interface osseointegrada consistem numa interação física e química. De qualquer forma, o tecido ósseo ao redor do implante osseointegrado não interage com metal, mas com seu óxido. A camada de óxido de titânio é autopassiva e há aumento da espessura ao longo do tempo. Estas observações indicam que a interface osseointegrada pode não ser estática e que os óxidos de interação tecidual crescem em períodos de 6 a 7 anos ou mais (ALBREKTSSON e JACOBSSON, 1987).

As propriedades químicas da interface são determinadas pela camada de óxido do metal e não pelo próprio metal. Esta é uma afirmação geral que se aplica aos metais, com exceção do ouro e platina. O Ti pode ser visto como um material que apresenta propriedade mecânica do metal combinada com as propriedades químicas do óxido do metal. De um ponto de vista bioquímico implantes de titânio poderiam ser considerados como óxidos cerâmicos (KASEMO, 1983).

O titânio forma vários óxidos estáveis tais como TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 e Ti_3O_4 com TiO_2 sendo o mais comum. Todos os óxidos têm alta constante dielétrica no limite entre 50 a 120. Forças de adesão na ordem de 1 a 10 kcal/mol são tão pequenas que a união química permanente não consegue se estabelecer na temperatura corpórea. Se este tipo de ligação é dominante, existe uma contínua e rápida mudança das

biomoléculas que aderem à superfície. Moléculas de água modificam e estabelecem a força de ligação. Para a ligação de Van der Waals, a constante dielétrica da superfície do implante e a polaridade da molécula ou grupo radical que liga a superfície são parâmetros físicos que determinam esta ligação (KASEMO, 1983).

Durante o procedimento de fabricação, o metal titânio é exposto à atmosfera, a lubrificantes e irrigantes. A exposição ao ar da superfície fabricada resulta em rápida formação de óxido. Assim, em menos de milisegundos, uma camada de óxido maior que 10Å pode ser formada e dentro de 1 minuto a espessura do óxido pode atingir 50 a 100Å . A espessura, composição e microestrutura do óxido dependerá de vários fatores, incluindo a pressão e a velocidade de fabricação que determina a temperatura da superfície. Variações consideráveis nas propriedades da superfície, como a camada de óxido, podem ser esperadas com diferentes condições de fabricação (KASEMO, 1983).

A natureza do óxido de superfície sobre o T1cp e liga de Ti parecem semelhantes, mas com algumas diferenças que podem ter implicações biológicas. Avaliação da natureza da camada de óxido sobre o T1cp e liga de Ti seguindo o tratamento de preparo da superfície foi realizado por KASEMO (1983). Relatou-se que nos dois materiais, o óxido predominante foi TiO_2 com a presença dos contaminantes oxigênio, carbono e nitrogênio. Contaminantes inorgânicos como sódio, cloro, cálcio, fósforo, enxofre foram observados ocasionalmente sobre alguns espécimes. Observou-se Al no óxido da liga de Ti e sua presença foi relacionada às diferenças microestruturais entre T1cp (fase α e β) e liga de Ti (somente α). Em geral, vanádio não foi visto na camada de óxido da superfície da liga de Ti (KELLER et al., 1994).

Ultraestruturalmente, uma camada de proteoglicana livre de colágeno com espessura menor que 500Å foi encontrada sobre o óxido do T1cp. A mesma camada na interface da liga metálica foi de aproximadamente 500 – 1000Å de espessura ou duas a três vezes a espessura observada com T1cp em 3 meses após o posicionamento (KELLER et al., 1994).

Autores como WONG et al. (1995) acreditam que a composição do metal do implante tenha pouco efeito na osseointegração. Implantes jateados rugosos de TiCp, Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb não mostraram diferença na força de torque à remoção e porcentagem de contato ósseo à superfície do metal, ou seja, não mostraram nenhuma diferença quando avaliados morfometricamente e mecanicamente. Qualquer diferença na biocompatibilidade entre estes materiais não foi suficiente para resultar em mudanças mensuráveis na osseointegração.

Os fatores importantes para que uma liga seja selecionada consistem em: biocompatibilidade, resistência à corrosão, resistência mecânica, resistência à fadiga e ao desgaste, módulo de elasticidade, densidade, ser não magnético, conformabilidade, usinabilidade e condição superficial (ROJAS, 2000).

Concentrações metálicas foram medidas no pulmão, rim, baço, fígado, músculo e no linfonodo adjacente ao implante em animais, e os valores foram comparados com os de animais sem a inserção dos implantes. WOODMAN et al. (1984) observaram nível de titânio equilibrado no pulmão, sem evidências de toxicidade bioquímica e hematológica, entretanto, notaram que a possibilidade de efeitos tóxicos ao longo do tempo não poderia ser excluída. Concentrações de alumínio no pulmão por outro lado apresentaram um leve aumento. No entanto, não foi observado o potencial de toxicidade neurológica do alumínio. O vanádio, conhecido como um material altamente tóxico apresentou níveis de elevação transitório no pulmão.

O uso de materiais de implante à base de titânio se tornou uma modalidade de tratamento popular frente ao sucesso do sistema de implante cilíndrico idealizado pelo grupo de Gotemburgo. A capacidade do tecido ósseo hospedeiro em interagir intimamente com a superfície de TiCp é um aspecto importante do fenômeno da osseointegração. Nos últimos anos, o uso da liga de Ti-6Al-4V se tornou popular devido ao fato de apresentar propriedades mecânicas superiores comparada ao TiCp. Entretanto, um entendimento das respostas biológicas do osso à liga de Ti ainda merece maiores esclarecimentos (KASEMO, 1983).

A composição do Ticp consiste de 99,75% de titânio. Os outros constituintes além do titânio no material de alta purificação podem parecer somente de interesse acadêmico. Entretanto, deve-se observar a proporção de Fe de 0,05%. Se o conteúdo de Fe for 0,5%, a resistência do implante seria dobrada, com riscos de aumentar a corrosão. Se ao contrário, o conteúdo de Fe for 0,005%, a resistência seria diminuída. No continente americano há grande tendência no uso de ligas de Ti, tal como o Ti-6Al-4V devido a ocorrência de fraturas de implante. ALBREKTSSON e JACOBSSON (1987) encontraram uma camada de 5000Å de prostaglandina sem filamento colágeno ao redor da liga enquanto que ao redor do Ticp havia uma zona de 200 a 400Å de largura de proteoglicanas livres de colágeno margeando o implante. Assim, grande parte dos pesquisadores preconizam o uso de Ticp em pesquisas básicas e na aplicação clínica de implantes odontológicos.

Cada material apresenta propriedades físico-químicas e mecânicas diferentes. A estrutura e composição adequada de um metal são critérios de seleção para fabricação de implantes. O mesmo tipo de titânio, no caso, comercialmente puro, apresentando a mesma classificação e procedência foi utilizado para a usinagem neste estudo, desta forma, suas características são as mesmas, não representando influência qualitativa e quantitativa sobre o comportamento superficial perante a usinagem.

6.2 Rugosidade de Superfície

Atualmente tem-se no mercado maior variedade de formas, tamanhos, material, textura de superfície de implante e amplas indicações clínicas que em qualquer momento da história da implantodontia.

Frente a isso, a análise da superfície do implante é de fundamental importância pois as propriedades da superfície tais como topografia e rugosidade, espessura de óxido, microestrutura, composição do óxido, nível de impureza dos

implantes de Ti variam consideravelmente dependendo do tipo de preparação de superfície usada. Deve-se enfatizar que uma mudança intencional na microestrutura da superfície geralmente induz a mudanças na composição e espessura do óxido. As propriedades da superfície do titânio podem variar sobre um amplo limite de uma maneira sistemática mais ou menos controlada, quando a preparação adequada e procedimentos de caracterização são usados (LARSSON et al., 1996).

Há uma normatização na engenharia que define 6 ordens de desvio de forma: 1) desvio de forma; 2) ondulações; 3) rugosidade; 4) rugosidade, sulcos e estrias; 5) textura e 6) estrutura molecular (KÖNIG, 1981).

Convencionou-se classificar as superfícies dos implantes em 3 grupos: 1) lisa - superfície de implante resultante da usinagem de um bloco metálico, 2) rugosa e 3) porosa - superfície que além de corte ou usinagem do metal recebem texturização geralmente por jateamento. O processo de texturização da superfície metálica mais aplicados atualmente em metalurgia são eletroquímico, químico e mecânico, os dois últimos mais utilizados em implantodontia (TEIXEIRA, 2001).

A rugosidade pode ser considerada de diversas maneiras. A escolha do filtro ajudará a definir o perfil da rugosidade, separando os componentes irregulares, assim, deve ser decidido antes da avaliação. Embora seja uma decisão subjetiva, poderá influenciar os valores parâmetros. O tipo de filtro deve ser selecionado com relação à rugosidade para a aplicação em moléculas, células e tecidos. Parâmetros de ondulação são usados em avaliações de perfil. Estes parâmetros são os mesmos que os parâmetros de rugosidade e incluem comprimento de onda mais longo enquanto exclui os mais curtos. Valores de rugosidade e ondulação podem ser mais importantes que a rugosidade sozinha quando relacionar microestrutura e resposta biológica (MARTIN et al. 1995). Especulações têm sido feitas quanto à influência da rugosidade e topografia da superfície na resposta celular e osseointegração apropriada. Superfícies rugosas mostraram grande diferenciação e, se ligaram melhor ao osso que à superfície (ALBREKTSSON e JACOBSSON, 1987). Além de que implantes de Ti cp polidos

ancoravam-se em tecido fibroso, enquanto que implantes com superfície rugosa ancoravam-se em osso (THOMAS e COOK, 1985).

Implantes odontológicos constituem-se num problema complexo porque eles interagem com 3 tecidos: tecido epitelial, conjuntivo e ósseo (BRUNETTE, 1988).

Um aspecto desejável da superfície de implante seria a capacidade de impedir o crescimento epitelial. Sulcos microssalinados, horizontalmente orientados sobre a superfície do implante percutâneo podem impedir o crescimento epitelial. Entretanto, pouco é conhecido do efeito de vários parâmetros de sulcos tais como, profundidade, espaçamento e orientação sobre o crescimento epitelial, inserção de células epiteliais, fibroblastos e células ósseas (CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE, 1990).

Pesquisas clínicas e experimentais têm mostrado que uma grande variedade de superfícies com diferentes geometrias e materiais são compatíveis com o crescimento ósseo. Implantes que possuem tamanho de poro menor que 85 μm apresentaram diminuição na resistência ao cisalhamento. As diferenças observadas na resistência ao cisalhamento interfacial com variáveis tamanhos de poros podem ser atribuídas à capacidade do osso circunjacente crescer dentro da estrutura porosa (CLEMOW et al., 1981).

O tecido ósseo tende a não se formar se o tamanho do poro é menor que 50 μm e parece existir um consenso geral que o crescimento ósseo mais rápido ocorre em estruturas com tamanhos de poro maior que 100 μm . Tamanhos de poros de 45 a 150 μm e 150 a 300 μm desenvolveram resistência maior e mais rápida que os poros mais largos ou menores. Isto pode ser considerado ótimo para a fixação biológica e estabilização do implante poroso pelo crescimento ósseo na superfície do poro (BRUNETTE, 1988).

Em discos e cilindros, a topografia da superfície assemelha-se em qualquer região como na forma parafusada. (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000) Geralmente, o topo da rosca é mais rugoso que os flancos e estas mais rugosas que os vales das roscas. Medidas da rugosidade da superfície de parafusos experimentais e comerciais suportam esta afirmação. Rugosidade de superfície pode variar em

diferentes locais de um mesmo implante. Entretanto, observou-se que superfície de implante Bonelit (Institute Straussman AG, Waldenburg, Suécia) tinha topografia similar em posições diferentes do implante, enquanto que em outros implantes testados, a rugosidade da superfície variou nas diferentes posições. Medidas devem ser feitas em pontos diferentes dos implantes, uma vez que o osso se forma ao redor de todas as partes do implante. A rugosidade de todas estas regiões deve ser considerada quando superfícies de implantes bucais são avaliadas. Isto reflete a importância da história da manufatura.

Atualmente, a maior diferença entre implantes comerciais é a topografia de superfície. A nível macroscópico, existem implantes odontológicos em forma de parafuso, cilíndrico, cônico e lâmina. A nível microscópico, os implantes podem ter superfície lisa, usinada, texturada ou porosa. Uma razão para estas diferenças são as diferentes áreas do implante que requerem funções variadas frente às propriedades da superfície. A porção que emerge através do epitélio gengival, geralmente é lisa na tentativa de produzir um selamento epitelial que resista à invasão bacteriana, enquanto que o corpo do implante pode ser poroso para promover crescimento do tecido e, assim, estabilização do implante (BRUNETTE, 1988).

Existe grande interesse nas propriedades de superfície dos biomateriais. Entretanto, muito pouco é conhecido sobre qual estrutura e química das propriedades da superfície, sozinhas ou sinérgicas, influenciam a resposta biológica e como estas propriedades são traduzidas no ambiente biológico. Existe uma contínua necessidade de pesquisar as correlações entre propriedades da superfície e resposta biológica nos diferentes níveis de resolução e sofisticação (LARSSON et al., 1996).

Com isso, a literatura enfoca não só a importância da macroestrutura dos implantes em estabelecer a retenção no osso, mas também, os efeitos biológicos da microestrutura e ultraestrutura da superfície. Acredita-se que o progresso neste campo de conhecimento possa proporcionar aos implantes melhor resposta tecidual e resultados clínicos no futuro.

Um fator importante na configuração da superfície é a microestrutura do implante. Esta pode variar consideravelmente, dependendo do tratamento recebido. Variação na microestrutura da superfície tem influenciado a distribuição do estresse, retenção do implante no osso e resposta celular à superfície do implante (ELLINGSEN, 1998).

Diante da vasta indústria e "marketing" sobre Implantodontia apresentando os mesmos padrões de implante, com vantagens e desvantagens, é importante estabelecer alguns critérios de seleção para avaliar os sistemas de implante. Os seguintes parâmetros podem ser listados: processo de fabricação, confiabilidade por mais de 5 anos, qualidade da instrumentação, qualidade da prótese, versatilidade, reputação da companhia fabricante, fácil uso, disponibilidade de treinamento, serviço de venda, custo para o paciente e custo dos materiais e instrumentos (WORTHINGTON, 1988).

Como resultado de toda evolução comercial, o desenvolvimento dos implantes osseointegrados tem superado a expectativa. Observa-se ao longo dos anos, multiplicação dos casos de implante com a queda nos custos. Implantes endósseos são os mais usados e o tratamento é realizado por especialistas. Parece acordo geral, que implante endósseo represente o principal tipo no campo da implantodontia. Limitações da aplicabilidade dos implantes estão relacionadas ao nível de informação obtida, segurança, credibilidade, custo financeiro, boa higiene oral e quantidade e qualidade de osso disponível (WORTHINGTON, 1988).

O sucesso dos implantes é garantido quando há boa qualidade óssea e existe ancoragem bicortical. Entretanto, em muitos casos, principalmente a região posterior da maxila há um trabeculado esponjoso pobre e fina lâmina cortical. Para estas situações torna-se essencial melhorar as características do implante, a fim de se obter resultado satisfatório. Uma outra alternativa é melhorar a qualidade óssea da área de implantação por introdução de substâncias indutoras da formação óssea (ELLINGSEN, 1998).

A revisão de literatura deste estudo demonstrou a importância da topografia da superfície em conseguir boa fixação mecânica dos materiais de implante no osso trabecular.

A textura da superfície representa papel importante na osseointegração dos implantes odontológicos, bem como sua integridade, como nos casos com recobrimento de hidroxiapatita, depósitos de plasmas e outros. A integridade superficial relacionada à interação biológica refere-se ao grau de contaminação superficial que o implante possa ter quando inserido no organismo receptor. O grau de controle exercido sobre a superfície durante o processo de usinagem (textura e integridade) é importante na hora de reproduzir implantes com efeitos biológicos que favoreçam a osseointegração. Estudos em animais podem definir a natureza mais adequada da superfície para maximizar a textura e integridade do implante, portanto, convém descobrir a combinação de parâmetros que, durante a usinagem, produzam superfície pretendida com reprodutibilidade (ELLINGSEN, 1998).

Frente à importância da integridade da superfície, ou seja, a não contaminação da superfície, o processo de usinagem dos implantes metálicos é considerado o de melhor resultado. Processos de texturização de superfície podem causar contaminação dos implantes caso a neutralização dos agentes ácidos utilizados nos processos de texturização química seja insuficiente, ou a eliminação de elementos abrasivos aplicados nas técnicas de abrasão mecânica não seja realizada de maneira eficiente. Testes apontam para taxas menores de contaminação superficial em implantes de superfície lisa, se comparados aos de superfície texturizada obtidas por processos abrasivos (TEIXEIRA, 2001).

O trabalho de ORSINI et al. (2000) utilizou implantes jateados de areia e não eliminaram partículas de alumina depois do processo de limpeza ultrasônico. MEV e ESCA revelaram que a descontaminação de implante jateado de TiCp aparentemente poderia ser obtida com condicionamento ácido.

Assim, correlação entre rugosidade e parâmetros de usinagem sugerem importante pesquisa na implantodontia no que se refere ao desenvolvimento de

tecnologias que possam precisamente controlar a topografia e característica química do implante.

Na pesquisa de implante o termo superfície usinada é geralmente usada como uma descrição do torneamento e, algumas vezes, superfície polida. A comparação entre tais superfícies e superfícies mais rugosas pode ser relevante para implantes orais a serem disponibilizados comercialmente. Estudos clínicos de implantes com uma superfície ideal ainda não foram definidos na literatura. O único estudo controlado comparando os resultados de 3 anos de implantes jateados com TiO_2 e implantes torneados não encontraram diferenças com respeito as taxas de sucesso ou nível de altura óssea ao redor dos 2 tipos de implantes (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

O torneamento é um processo de usinagem que consiste de uma série de processos físicos, químicos e tecnológicos de natureza muito complexa onde a experimentação representa uma das ferramentas de aquisição de conhecimento e de compreensão dos fenômenos associados e que auxiliarão a obtenção de uma superfície desejada. Para a usinagem de materiais há uma série de fatores, tais como estrutura do material, ferramentas, equipamentos, parâmetros de corte, integridade da superfície e uma série de limitações referentes à forma de manipulação do material.

Um dos fatores relaciona os ângulos de incidência com os valores de rugosidade, ou seja, o aumento nos ângulos de incidência favorece o acabamento da superfície uma vez que diminui o atrito entre o flanco da ferramenta e a superfície usinada (STEMER, 1995).

Mesmo devido à grande quantidade de fatores não controláveis na análise de usinagem, os valores da rugosidade têm um bom comportamento perante os fatores mais influentes, demonstrando, portanto, que seguem um comportamento físico razoável, compreensível e típico de variáveis físicas rotineiramente encontrados na engenharia. Isto significa que a rugosidade da superfície do titânio torneado cilíndricamente pode ser calculada através de modelos empíricos existentes na engenharia mecânica.

Revisão de literatura relacionando microestrutura de implantes odontológicos com resposta biológica permitiu comparar os experimentos, observar e aplicar os aspectos quantitativos existentes na literatura aos obtidos por usinagem neste estudo.

Sabe-se que as células tendem a ser guiadas em direção a superfícies com marcas ou irregularidades de tal forma que possam reconhecer espaços próprios para suas funções metabólicas e de remodelamento ósseo (DE SANTIS et al., 1996). Marcas podem ser deixadas pelas ferramentas durante a usinagem criando irregularidades, espaços estes facilmente utilizados pelas células do organismo receptor.

Deve-se lembrar que a função da usinagem, neste estudo, não foi somente prover a manufatura dos implantes, mas também produzir textura da superfície adequada tanto para função mecânica do implante quanto biológica. É válido questionar quais os parâmetros mais influentes para gerar perfis ou irregularidades tridimensionais sobre as superfícies usinadas que potencializem os efeitos da osseointegração do implante. Este estudo busca colocar em discussão estes questionamentos, uma vez que dentre os implantes fabricados não há nenhum com rugosidade obtida por torneamento.

Devido ao fato da superfície ser considerada a mais importante, as ferramentas selecionadas e o regime de usinagem devem ser ajustados afim de se obter a superfície mais adequada, ou seja, boa integridade geométrica e de superfície descrita nos manuais de ferramentas comerciais e na prática comum da usinagem. Sob condições de usinagem, as peças devem apresentar apropriadas grandezas, tanto em avanço, profundidade e velocidade de corte como na seleção da geometria das ferramentas.

O comportamento das amostras usinadas frente às ferramentas utilizadas neste estudo pode ser considerado desprezível, uma vez que as ferramentas são novas, fabricadas por processos padronizados automáticos e foram utilizadas

sistematicamente dentro das condições de corte estabelecidas e utilizando a mesma geometria de corte.

Sabe-se que a ferramenta, o avanço e a velocidade de corte representam forte influência sobre os parâmetros de rugosidade, produzindo médias significativamente diferentes. A influência da ferramenta é maior quando se faz afiação ou quando ocorre o desgaste pelo uso demasiado ou reutilização excessiva.

Independente dos poucos estudos clínicos sobre superfícies rugosas, qualquer mudança na topografia e infraestrutura do implante que resulte numa rápida resposta óssea mesmo que teoricamente, é de interesse para a comunidade científica. Avaliações laboratoriais confiáveis e metrologia da rugosidade de superfície associada à resposta óssea são importantes antes que qualquer aplicação clínica possa ser realizada. Padrões industriais para avaliações da superfície existem, mas, até recentemente, eram pouco aplicáveis na implantodontia. Relatos científicos da avaliação da superfície do implante têm se preocupado em incluir avaliações quantitativas de superfície, o que vem permitindo melhor entendimento dos conceitos de rugosidade. O que se vê mais na literatura é a documentação da superfície através da Microscopia Eletrônica de Varredura. Embora MEV dê imagens de alta qualidade, o método é mais útil para descrição morfológica que topográfica. Para caracterização topográfica, o MEV é quase exclusivamente usado como um método comparativo e é propenso a interpretações subjetivas. Algumas informações de altura podem ser conseguidas com um par de estéreo de imagens MEV, mas esta técnica pode resultar em perda da alta resolução que é por outro lado a maior desvantagem deste método (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Topografia de superfície consiste de forma, ondulação e rugosidade. Equipamentos de medição diferentes podem proporcionar diferentes resultados para os parâmetros de rugosidade, mas estes parâmetros são influenciados mais por como a medida da rugosidade é separada dos erros de forma e ondulação. Rugosidade é o que é deixado quando erros de forma e ondulação são filtrados no processo de medição. Isto é feito com tipos de filtros diferentes. Para parâmetros bidimensionais,

avaliações são descritas com padrões diferentes. Os padrões tridimensionais têm ganhado aceitação internacional na metrologia da superfície. Utilizou-se, neste trabalho, um filtro gaussiano, uma vez que a rugosidade da superfície era o foco central da pesquisa (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

A textura da superfície das peças usinadas que é medida pela técnica de análise de superfície influencia a extensão e natureza das reações biológicas. Instrumentos de análise de superfície podem ser considerados elementos indiretos qualificadores das texturas de superfícies, uma vez conhecido estes valores desejados. A introdução da bioética nas pesquisas tem como objetivo controlar o número de animais de laboratórios usados em avaliação de biomateriais e com isso, eleva-se o significado dos métodos físicos de avaliação do material e topografia (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

Definir a natureza da superfície do biomaterial é crucial para entender as interações com o sistema biológico. Análise de superfície requer técnicas especiais. Técnica de análise de superfície são escolhidas para solucionar os problemas analíticos. Muitos artigos têm sido escritos e compilados especialmente para rever os métodos de caracterização da superfície (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

O projeto de muitos implantes usados em odontologia incorpora uma superfície rugosa ou texturada e porosa. Acredita-se que o aumento da área de superfície de tais topografias promovam maior inserção celular e crescimento tecidual no implante e, conseqüentemente, estabilização mecânica do implante (BRUNETTE, 1988).

Um dos grandes problemas atuais, consiste na avaliação apropriada da rugosidade da superfície de implantes bucais. Primeiro, muitos investigadores continuam a usar instrumentos inadequados capazes de medir somente a superfície plana ou cilíndrica que não é totalmente relevante para a maioria das formas de implante odontológico, como é, por exemplo, o tipo parafuso. Segundo, não existe consenso sobre quais parâmetros de rugosidade deveriam ser avaliados, se feito avaliações bi ou tridimensionais ou qual o nível de resolução para avaliações de superfície. Terceiro, o conceito de forma, ondulação e rugosidade não tem sido

entendido por muitos autores. Amplos limites de rugosidade são relatados para muitas superfícies semelhantes (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Muitas afirmações confusas são encontradas na literatura quando a topografia da superfície é descrita. Instrumentos e técnicas de medida diferentes influenciam os resultados de uma caracterização topográfica. A medida da rugosidade dos materiais em forma de parafuso representa a maior dificuldade do processo. Sem um procedimento padrão é impossível comparar valores entre estudos. Medidas tridimensionais deveriam ser realizadas sobre um implante tipo parafuso para avaliar topos, vales e flancos. No mínimo 3 amostras num grupo deveriam ser avaliados, tamanho do filtro deveria ser especificado e no mínimo um parâmetro de altura e espaço deveria estar presente (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Ao comparar os parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t , neste estudo, observa-se uma grande variação entre eles, o que dificulta comparações. Isto evidencia a importância de se comparar nos trabalhos científicos os mesmos parâmetros de rugosidade. O R_a apresentou-se mais uniforme entre os grupos que R_z e R_t (Gráfico 5, 6 e 7). Isto justifica, talvez, ser a unidade parâmetro e seu uso nos trabalhos odontológicos.

O mecanismo de contato mecânico do rugosímetro com a superfície do objeto a ser medido ocorre através de um apalpador tipo estilete que desliza sobre a superfície do objeto numa velocidade constante. A maioria dos rugosímetros de contato mecânico usam uma ponta de diamante como modelo. A ponta inserida em uma extremidade de uma haste é desenhada através da superfície numa certa direção. Movimentos verticais e horizontais do apalpador são registrados em um sinal analógico ou digital e um perfil da superfície é gravado. Apalpadores mecânicos são geralmente produzidas com um raio de 2, 3,5 ou 10 μ m e ângulo de 60 ou 90°. Naturalmente, isto determinará o tamanho das irregularidades da superfície em que a ponta pode penetrar e as inclinações mais espaçadas podem ser medidas. A ponta está geralmente em contato com a amostra e é exposta ao manuseio e contaminação. Nas pesquisas de implante, rugosímetros de contato foram usados quase exclusivamente para

investigações de amostra cilíndrica relacionado a pesquisa dental (WONG et al., 1995; KIPALDI e LEMONS, 1994; VERCAIGNE et al., 1998a; LINCKS et al., 1998) e para avaliações de rugosidade de implantes ortopédicos experimentais e implantes removidos (McKELLOP et al., 1981; ISSAC et al., 1987; SYCHTEZ et al., 1999). UNGERSBÖCK, POHLER, PERREN (1994) sugeriram que o melhor método para investigar implantes metálicos é usar o rugosímetro de contato mecânico associado ao MEV e recomendaram o uso do microscópio. A forma do implante pode determinar quais instrumentos podem ser usados e onde as medições podem ser realizadas. Discos e cilindros podem ser medidos com rugosímetro de contato mecânico, enquanto, somente partes selecionadas da forma de parafuso podem ser medidas com este método. Os relatos de implante dental tipo parafuso avaliados com rugosímetro de contato não dão informação sobre quais regiões do parafuso foram na verdade medidas. As medidas devem referir a alguma área sem rosca, já que um rugosímetro de contato mecânico não pode avaliar regiões rosqueadas que é uma das desvantagens deste método na avaliação de implantes, além da sua limitada capacidade de penetração nas microirregularidades do perfil, área de contato apalpador/peça muito pequena, pressão de contato elevada com possíveis danos no caso de superfícies de materiais macios e desgaste progressivo na ponta do estilete em materiais extremamente duros e abrasivos e, como a ponta não atinge as partes rosqueadas, a medição da rugosidade de superfície pode diferir significativamente em posições diferentes de um implante. Dentro das vantagens podem ser citadas o domínio da tecnologia de fabricação e aplicação, simplicidade de operação, procedimentos de calibração com estilete são simples e confiáveis, largo limite de medida horizontal (típico 100 X 100mm) e um limite vertical superior a 8mm, servem para avaliar áreas amplas e rugosas e para medidas de desvio na forma em relação ao uso (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

O equipamento de medição e padrões para avaliações topográficas foram originalmente desenvolvidos para aplicações na engenharia, especificamente engenharia mecânica. Eles não estão especificamente adaptados para pequenas amostras tais

como implantes bucais. Vários padrões nacionais e internacionais existem mas eles são todos escritos para medidas bidimensionais e a maioria ainda é para rugosímetro de contato mecânico. Rugosímetro de contato mecânico foi usado extensivamente na indústria, enquanto instrumentos ópticos e técnicas 3D são, atualmente, relatados devido ao desenvolvimento da informática. Técnicas de medição óptica e medições tridimensionais têm atraído grande interesse e melhores padrões são esperados (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Dureza do material de implante é outro fator que precisa ser considerado. Se o material é mole, a superfície será danificada pela carga aplicada pela ponta do apalpador. Geralmente, cargas aplicadas pelo instrumento de contato mecânico está num limite de miligramas, enquanto para microscopia de força atômica, a carga típica está no limite de micrograma. Considerando os tamanhos de pontas diferentes destes 2 sistemas, a pressão atual sobre a superfície da amostra será similar (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Para se obter a caracterização da superfície segura com medidas de perfil 2D, a distância entre os exploradores não deve exceder 20 μ m. Leituras devem ser realizadas o mais próximas possível. É mais provável que pequenas mudanças na direção horizontal sejam detectadas. Superfícies isotrópicas são superfícies que têm a mesma topografia independente da direção da medição, enquanto superfície anisotrópica difere consideravelmente em rugosidade se uma medição bidimensional é realizada ao longo ou através da direção dominante. Superfícies anisotrópicas deveriam ser sempre medidas através da posição contrária ao torneamento, onde as irregularidades da superfície são mais pronunciadas. A textura apresenta variação em suas características no sentido axial e não no sentido circunferencial pois o torneamento é feito no sentido circunferencial. Na maioria das publicações, o parâmetro de valor se refere às medidas de perfil bidimensional (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Nesta pesquisa, a rugosidade foi estudada através de 3 parâmetros conhecidos: R_a , R_z e R_t . Para a quantificação da rugosidade foi utilizado um rugosímetro

(Perthometer S8P 4.51) com um apalpador mecânico. A rugosidade de cada amostra foi determinada como a média de uma série de medições realizadas longitudinalmente sobre as amostras, isto é, perpendicular a direção do 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 normatizados, utilizando um "cut-off" de 0,08mm, segundo norma DIN 4768. A visualização macroscópica da superfície permitiu observar alguns detalhes da superfície. A metodologia se baseou na literatura presente como foi apresentado.

A rugosidade da superfície medida pelo rugosímetro mostra perfil bastante irregular quando se utiliza avanço de 0,05mm, podendo ser justificado pela relação rugosidade teórica "versus" efetiva e pelo processo de torneamento em avanços de ferramenta muito pequenos, inferiores a 0,1mm (Figura 4-11). Nos avanços superiores a 0,1mm, o perfil mostra-se uniforme assemelhando-se a forma de microsulcos formados pelo torneamento cilíndrico (Figura 12-35).

Outro aspecto que deve ser lembrado para que a medida da superfície seja a mais fiel possível é a limpeza da superfície com um material capaz de remover os resíduos e gordura aderidos à superfície da amostra, de forma a evitar interferências indesejáveis na medida da rugosidade, uma vez que o rugosímetro de contato pode detectar alterações micrométricas.

As amostras do estudo de LARSSON et al. (1996) foram limpas delicadamente com uma escova úmida de algodão embebida em metanol e utilizando ultra-som por 30 segundos antes da avaliação da imagem no AFM. Isto reduziu o artefato de imagem, o qual em amostra não limpa ocorre alteração da formação da imagem. Estes artefatos são provavelmente devido a mudanças eletrostáticas e ou partículas de poeira.

A rugosidade da superfície tem mostrado influenciar as reações biológicas. Entretanto, quantificar o grau de rugosidade ou descrever a qualidade da rugosidade pode ser muito complexo. Uma descrição quantitativa da rugosidade do material é crítica, quando se deseja avaliar os efeitos da rugosidade sobre interações biológicas,

e reproduzir espécimes para uso em experimentos. Um rugosímetro é comumente usado para avaliar quantitativamente a rugosidade. O método de medição da rugosidade foi aplicado extensivamente em componentes microeletrônicos e indústria metalúrgica e, ocasionalmente, é usado em pesquisa de biomateriais. O método tem o potencial de varrer superfícies quantificando-as. Novos métodos têm sido investigados para medir superfície rugosa. Há grande promessa e desenvolvimentos futuros podem permitir aplicação rotineira destas técnicas aos biomateriais (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

A correlação biológica da análise de superfície acompanhada da possibilidade de análise quantitativa da superfície capaz de detectar uniformidades e irregularidades da superfície sugere que o estudo das superfícies dos biomateriais é um complemento valioso para qualquer biointeração ou estudo clínico do biomaterial. Controvérsias existem sobre quais propriedades de superfície são mais relevantes para a biocompatibilidade ou compatibilidade sanguínea ao material. Pesquisas em busca de definição e medição dos parâmetros biológicos aumentarão a importância e significado da análise da superfície. Melhorias na instrumentação e interpretação de dados continuam a melhor integrar os métodos analíticos da superfície (RATNER, JOHNSTON, LENK, 1987).

Assim, pretende-se realizar numa segunda etapa, análise histomorfológica dos implantes utilizados nesta pesquisa.

Um dos pontos mais importantes do estudo foi analisar a influência dos parâmetros de corte sobre a textura e rugosidade da superfície dos implantes. Neste estudo procurou-se variar a textura dos implantes de Ticp. Após variações nos parâmetros de corte (velocidade de corte e avanço da ferramenta) pôde-se observar que variações na velocidade não produziram alterações na rugosidade da superfície, enquanto variações no avanço foram mais significantes. As medições seguiram as normas da engenharia mecânica deste trabalho (DIN4766). Dentro dos limites da tecnologia presente e parâmetros de estudo, encontrou-se correlação entre rugosidade da superfície e parâmetros de corte.

O gráfico 1 mostra claramente maior variabilidade nos valores da rugosidade no grupo 1, enquanto avanços maiores (grupo 2, 3 e 4) apresentaram um perfil gráfico mais homogêneo (Gráfico 2, 3 e 4).

Utilizando o Teste de Schefé ($p < 0.01$) e Análise de Variância (ANOVA) encontrou-se que os parâmetros de corte, especificamente o avanço é fortemente influente e possui uma relação direta com a rugosidade, ou seja, há um aumento nos valores da rugosidade com o aumento no parâmetro de corte utilizados com valores estatisticamente representativos. A causa deste comportamento é evidente e explicado pela Engenharia Mecânica, uma vez que avanços pequenos podem constituir mecanismo de alisamento da superfície. Porém, a quantificação é relevante pois as células respondem diferentemente a diferentes valores de textura de superfície.

A maioria das pesquisas sobre topografia apresenta somente parâmetro descritivo de altura (R_a , R_q ou R_{max}) (HAYASHI et al., 1994; LIMA et al., 1996b; BARO et al., 1986). R_a é a média aritmética das seções do perfil de rugosidade da linha média e definido para um perfil bidimensional. R_q é o parâmetro de raiz quadrada média correspondente a R_a e R_{max} é a máxima altura pico vale no comprimento amostrado. Poucos estudos de rugosidade de superfície foram publicados com parâmetros de altura e espaço (UNGERSBÖCK, POHLER, PERREN, 1994; VERGAIGNE et al., 1998b; MARTIN et al., 1995).

A observação de que a rugosidade de superfície, R_a em torno de 1,0 a 1,5 μm proporciona melhor resposta óssea está de acordo com as observações de VON RECUM e VON KOOTEN (1995), que relataram excelente inserção tecidual sem sinais de inflamação ao implantar filtro de membrana com tamanho de poro de 1-3 μm . Baseado neste resultado parece que os benefícios do aumento da rugosidade encontram-se entre 1,0 e 1,5 μm . Acima deste valor, nenhuma resposta positiva do osso pode ser esperada. Descobertas em experimentos de células ósseas *in vitro* com aumento da rugosidade, resposta óssea e deposição de matriz e mineralização são também verdadeiras *in vivo*. Isto porque rugosidade da superfície dentro de certo limite estimula o tecido ósseo que responde com maior crescimento ósseo. Uma outra

interpretação poderia ser que a rugosidade das células ósseas reconhece a superfície preparada pelo contorno da partícula, no caso, jateamento da superfície com grãos, que representam grande parte das técnicas de aumento da rugosidade, assim, superfícies rugosas podem ser identificadas pelos osteoblastos.

O trabalho de ORSINI et al. (2000), estabeleceu medidas de rugosidade R_a controle $0.75\mu\text{m}$ e $2.15\mu\text{m}$ para implante teste. O procedimento de jateamento produz vales microporosos, sobre os quais o processo de condicionamento superpõe microrugosidades. A medida de rugosidade em implantes teste mostrou um R_a de aproximadamente $2,15\mu\text{m}$, muito superior ao encontrado por VON RECUM e VON ROOTEM (1995).

Os parâmetros usados para descrever numericamente a aparência da topografia da superfície são parâmetros de verticais, horizontais e híbridos. Parâmetro vertical representa o desvio descritivo de altura. Espacial ou parâmetro de textura descreve a distância horizontal entre as irregularidades. Parâmetro híbrido inclui informação espacial e altura; exemplos são parâmetros que descrevem a área desenvolvida ou a inclinação e curvatura das irregularidades. Muitos dos parâmetros pertencentes a este grupo têm compartimento bidimensional, mas alguns parâmetros que caracterizam a propriedade direcional estão disponíveis somente para medidas tridimensionais. Um problema é que existe muita diferença nos parâmetros de rugosidade da superfície (mais de 150 podem ser encontrados na literatura) e alguns foram inventados para aplicação de medidas específicas e não são úteis de modo geral. Topografia de superfície não pode ser caracterizada somente com um parâmetro, já que uma superfície pode ter o mesmo desvio de altura, mas diferir na distribuição espacial quando comparado a outro. Assim, parâmetros bem conhecidos que descrevem as propriedades diferentes inerentes à topografia deveriam ser incluídas quando se avaliam implantes dentais. Existem ainda incertezas sobre quais parâmetros são mais adequadas para avaliações de implante. Existem cerca de 13 parâmetros determinados. Sua aplicação foi, principalmente, na engenharia mecânica,

mas o trabalho pode orientar outras áreas da metrologia de superfície (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Para descrever a topografia de superfície de um implante dental, alguns parâmetros de altura, espaço e híbrido deveriam ser incluídos. Na descrição espacial, a média do parâmetro de comprimento de onda, um parâmetro de direção de textura (S_{TR}) deveria ser adicionado. A razão para isto é que a orientação das irregularidades da superfície têm sido mostradas afetar diferentes células no tecido mole. Pouco se sabe como as irregularidades da superfície afetam a orientação das células ósseas, talvez os parâmetros de direção da textura possam fornecer maiores informações. Para caracterização dos implantes ortopédicos, parâmetros funcionais tais como índice do comportamento da superfície e índice de retenção do fluido do vale são exemplos de parâmetros úteis. Parâmetros descritos na pesquisa de implantes endósseos têm sido exclusivamente altura descritiva, representado mais comumente pelo R_a . R_a é o parâmetro mais usado por ser bastante estável e insensitivo para picos altos ocasionais ou vales mais profundos. Na literatura, valores muito diferentes são relatados mesmo quando superfícies aparentemente semelhantes têm sido avaliadas por uma visão macroscópica. Trabalhos na literatura mostram superfícies usinadas com valores de rugosidade R_a variando de $0,08\mu\text{m}$ (COOPER et al., 1999), $0,15\mu\text{m}$ (BUSER et al., 1999), $0,35$ (VERCAIGNE et al., 1998a), $0,7$ (SUZUKI, AOKI, OHYA, 1997), $1,3\mu\text{m}$ (KIPALDI e LEMONS, 1994) e $4,7\mu\text{m}$ (VERCAIGNE et al., 1998b). Para superfícies plasma spray de titânio, um amplo limite de valores de rugosidade tem sido relatado desde $0,5\mu\text{m}$ (COOPER et al., 1999), a um valor intermediário de $2,4\mu\text{m}$ (VERCAIGNE et al., 1998a), $3,1\mu\text{m}$ (BUSER et al., 1999) ou $4,0\mu\text{m}$ (SUZUKI, AOKI, OHYA, 1997) para valores extremamente alto de $18,9\mu\text{m}$ (DAVID et al., 1995) ou $37,9$ (VERCAIGNE et al., 1998b). Os valores diferentes são resultado do uso de equipamentos de medida diferentes, comprimentos de medida diferentes e o uso de avaliações bi e tridimensionais. Diferentes tamanhos de filtro podem ter sido usados para obter rugosidade, ondulação e forma. Informações sobre quais comprimentos de onda são considerados ondulações são quase inexistentes. Todos os fatores acima refletem claramente as dificuldades na

interpretação dos dados de diferentes estudos sem padrões adequados para implantes bucais. (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000)

Embora a topografia da superfície possa influenciar as propriedades da osseointegração do implante, não está claro quais dos múltiplos parâmetros que existem para quantificar a topografia são os mais adequados. A média da rugosidade e altura pico-vale são os mais comumente relatados, mas parâmetros de espaçamento e híbrido podem ser relevantes. É importante lembrar que o aumento da rugosidade não está diretamente relacionado com melhor resultado de osseointegração. Implante jateado rugoso e condicionado tem menor altura pico-vale comparado à superfície plasma "spray" de titânio, mas tem melhor desempenho em termos de teste mecânico e avaliação histológica. Análise detalhada da superfície tem sido realizada na tentativa de identificar os parâmetros mais apropriados para o uso no projeto da superfície de implante (WONG et al., 1995).

A rugosidade de superfície adequada de implantes endósseos, provavelmente, depende da distribuição do osso cortical e esponjoso e da carga ao implante WENNEBERG et al. (1995). WENNEBERG et al. (1996) investigaram o efeito da rugosidade da superfície dos implantes em coelhos. Implantes de titânio com 4 superfícies diferentes foram criadas por jatos com Al_2O_3 e TiO_2 sobre a superfície usinada. As superfícies foram jateadas com partículas de TiO_2 de $25\mu\text{m}$ e partículas Al_2O_3 de $25\mu\text{m}$, $75\mu\text{m}$ e $250\mu\text{m}$. Os autores concluíram que implantes com superfície rugosa apresentando R_a de 1 a $1,5\mu\text{m}$ parecem ter uma ótima rugosidade com relação à retenção no osso e o contato osso-implante medido pela histomorfometria. Implantes jateados com partículas de $25\mu\text{m}$ resultaram numa rugosidade R_a igual a $0,83\mu\text{m}$ e os com partículas de $75\mu\text{m}$, um R_a igual a $1,29\mu\text{m}$. A superfície mais rugosa criada com partículas de $250\mu\text{m}$ induziram rugosidade R_a igual a $2,11\mu\text{m}$ e este valor não melhorou a resposta óssea. Implantes tratados com partículas de $25\mu\text{m}$ apresentaram maior contato osso-implante que implantes tratados com partícula de $250\mu\text{m}$ quando as 3 melhores roscas foram consideradas. Jateamento de implantes de titânio com partículas de $250\mu\text{m}$ não melhorou a retenção dos implantes no osso.

Valores de torque a remoção foram quase idênticos quando implantes jateados com partículas de 25 μ m e 250 μ m foram removidos.

Topografia do implante dental tem se tornado um assunto de destaque. Isto porque inúmeros relatos de estudo animal têm demonstrado resposta óssea mais rápida frente à superfície rugosa que a superfície polida, lisa ou torneada (HAYASHI et al., 1994; WONG et al., 1995; CHEHROUDI, McDONNELL, BRUNETTE, 1997; WENNERBERG et al., 1998; PIATTELLI et al., 1998). Estudos experimentais têm demonstrado uma ótima rugosidade da superfície para implantes rugosos intermediários, uma rugosidade com desvio de altura de 1 a 1,5 μ m. Comparações entre superfícies usinadas e superfícies rugosas têm sido realizadas sem mencionar que a superfície usinada pode apresentar um amplo limite de textura de superfície, por isso o presente trabalho investigou a possibilidade de se obter rugosidade através de usinagem dentro dos valores considerados ideais para a resposta biológica do tecido ósseo.

BUSER et al. (1991), investigaram a resposta óssea de implantes eletropolidos, jateados com areia e plasma "spray" de Ti. Nenhuma diferença significativa no contato osso-implante foi observada entre superfície lisa eletropolida e jateada (rugosidade média 6 μ m). Embora diferenças na rugosidade de superfície sobre a escala de 1 μ m e acima possam influenciar a formação óssea ao redor dos implantes de titânio, os resultados deste estudo dão uma forte indicação que a topografia da superfície sobre a escala submicrométrica é importante. No estudo de LARSSON et al. (1996), utilizou-se o método AFM para medir a topografia da superfície que leva em conta a quantidade de rugosidade sobre uma área de 1x1 μ m² numa resolução em nm. Valor R_a convencional de uma superfície de titânio usinada tem sido 0.1-0.2 μ m com apalpador mecânico e 0.5 μ m medido com o óptico. Um valor R_a de 0.5 μ m tem sido medido em superfícies de titânio usinadas de acordo com o mesmo procedimento deste estudo. (LARSSON et al. 1996).

No estudo desenvolvido, quando se alterou o avanço para produzir rugosidade, os valores médios R_a para o grupo 1 foi 0.588 (s= 0.210), para o grupo 2 foi 1,400 (

$s=0.131$), para o grupo 3 foi 2.288 ($s=0.008$) e grupo 4 foi 3.263 ($s=0.141$), conforme visto na tabela 4. O grupo 1 apresentou maior desvio padrão que os outros grupos.

O valor médio R_z para os grupos foi: grupo 1=3.350 ($s=0.991$), grupo 2= 6.737 ($s=0.568$), grupo 3 =10.237 ($s=0.447$) e grupo 4= 14.425 ($s=0.769$). Estes dados são mostrados na tabela 7. O desvio padrão entre os grupos se mostrou equidistante.

O valor médio R_t para os grupos foi: grupo 1= 4.55 (2.049), grupo 2= 7.78 (0.980), grupo 3= 11.46 (0.776) e grupo 4 = 17.74 (1.837) e não mostraram equidistância estatística. Valores mostrados na tabela 10.

Quando os valores R_a , R_z e R_t são comparados entre os grupos 1, 2, 3 e 4 e, dentro dos grupos verifica-se, de um modo geral, a existência de correlações lineares entre eles. Entretanto, no grupo 1 onde a superfície foi estabelecida com uma V_c de 40m/min e f de 0,05 mm, a correlação entre os parâmetros de rugosidade R_a , R_z e R_t foram desproporcionais, não havendo uma homogeneidade entre os valores. Pode-se perceber que os valores R_a , R_z e R_t variaram muito embora tenham sido produzidos pelo mesmo processo. O que mostra a não reprodutibilidade neste grupo.

Isto pode ser justificado pela relação entre rugosidade teórica, estabelecida através do uso de uma equação da literatura especializada para estimar a rugosidade e , efetiva, fornecida pelo uso do rugosímetro, para os diversos avanços, observando que em avanços baixos, em torno de 0.05mm, o valor efetivo se afasta mais do teórico, pois acredita-se que há um amassamento nas pequenas irregularidades que se formam muito próximas entre si.

Rugosidade cinemática é decorrente da forma da quina da ferramenta e do movimento relativo entre peça e ferramenta e representa um dos fatores influentes sobre a qualidade da superfície na usinagem de metais. No torneamento cilíndrico, a rugosidade cinemática é intensamente influenciada pela forma do gume e pelo avanço. Realizou-se comparação entre os valores medidos e a rugosidade calculada para uma velocidade de corte constante e sem perturbação no processo. O desvio entre rugosidade efetiva e rugosidade teórica está correlacionada com a espessura mínima da usinagem, que aumenta com o aumento do raio do gume. E ao observar a rugosidade

teórica e efetiva em relação a diversos avanços e raio de quina de ferramentas observa-se uma discrepância maior entre as duas rugosidades em avanços inferiores a 0.1mm (KÖNIG, 1981)

ROJAS (2000) analisou possíveis correlações entre raio de quina (r_s) e rugosidade. A rugosidade diminui com aumento no r_s .

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 . O uso de ferramentas com pontas agudas, sem raio mesmo de concordância entre os gumes da quina apresentam rugosidades aceitáveis. Para os raios de quina maiores que zero, a comparação mostra resultado discordante.

Equação citada por ARMAREGO apud BOEHS, FRIEDRICH, STEIDEL (2001) para ferramentas com raio de concordância entre os gumes da quina, onde: f = avanço (mm); r_s = raio de quina (mm) e supondo que os avanços são pequenos e a profundidade de corte é maior que a rugosidade R_t .

$$R_t = \frac{1f^2}{8r_s}$$

Os valores R_t teórico foram obtidos através desta equação por ser a mais difundida na literatura para estimar os parâmetros de rugosidade avaliados.

O valor R_a é um importante parâmetro de rugosidade e serve de referência para se fazer a estimativa do valor de outro parâmetro, por isso, também, foi utilizado neste trabalho.

No presente estudo, os grupos 2,3 e 4 apresentaram valores R_a , R_z e R_t mais equidistantes, sendo que o mais uniforme foi o grupo 3, com pouca variabilidade entre as amostras. É interessante notar que os grupos 2 e 3 obtiveram o valor médio de R_a considerado adequado na literatura, entre 1 e 2 μ m garantindo a possibilidade de reprodutibilidade do processo de usinagem.

Os valores R_t foram os que mais variaram em cada grupo dentro dos parâmetros de rugosidade avaliados, enquanto os valores R_a se mantiveram mais

uniformes em todos os grupos, exceto no grupo 1, onde o avanço utilizado foi muito pequeno.

Através de minuciosa verificação das informações obtidas pelas tentativas prévias e das informações provenientes de pesquisa de natureza biológica presentes na literatura internacional selecionaram-se e determinaram-se os grupos experimentais. A amostra enquadra-se nos resultados de textura de superfície semelhantes às condições encontradas nas pesquisas biológicas que se referem à proliferação e diferenciação celular para a consolidação de implantes osseointegrados. É importante lembrar que uma das hipóteses na Implantodontia postula que a superfície do implante é determinante na sua capacidade de ser aceito pelo organismo receptor.

A análise estatística foi aplicada com o intuito de observar e verificar através de uma visão geral o comportamento dos parâmetros de rugosidade no torneamento cilíndrico dos implantes de T1cp em diferentes condições de usinagem tentando assegurar sua reprodutibilidade. Testou-se a influência de um dos parâmetros de corte (f) sobre os valores de rugosidade. Foi possível visualizar os valores dos parâmetros de rugosidade do implante e quais os grupos mais influentes.

O avanço exerceu forte influência sobre a rugosidade com estatística altamente significativa ($p < 0,0001$) em todos os grupos.

A estatística, comparando os 4 grupos experimentais individualmente para os valores R_a indica que não há equivalência estatística entre os grupos.

Há grande variabilidade intra-grupos, principalmente no grupo 1 que apresenta coeficiente de variação péssimo, e com muita variedade, ou seja o grupo 1 tem $CV=35,71\%$, enquanto os outros grupos apresentam coeficiente de variação excelente, sendo o grupo que menos apresentou variação foi o grupo 3 com $CV=0,35\%$. (Tabela 5)

A análise de variância (ANOVA) para a comparação de rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_a foi altamente significativa ($p < 0,0001$). (Tabela 6)

O coeficiente de variação R_z também foi ruim no grupo 1 com $CV=29,58\%$, enquanto os outros grupos tiveram um valor de referência excelente, destacando o

grupo 3 com $CV=4,36\%$. (Tabela 8) Quanto aos valores R_t as mesmas observações podem ser vistas na Tabela 11.

A análise de variância comparando a rugosidade entre os 4 grupos experimentais da medida R_z e R_t foi estatisticamente significativa com $p < 0.0001$ (Tabela 9 e 12).

6.3 Resposta celular

O uso e desenvolvimento de implantes para restaurar perdas dentárias unitárias ou múltiplas tem passado por várias fases com o objetivo de alcançar ancoragem permanente das próteses maxilares e mandibulares. Durante este período desenvolveram-se diferentes materiais de implante, formas e técnicas de tratamento. Para o sucesso dos implantes é necessário conhecer mais profundamente a interação entre o material artificial e os tecidos. É importante que se saiba qual o material que proporciona melhor resposta tecidual e que tipo de superfície é preferida pelas células ósseas, epiteliais e conjuntivo a fim de se prever a resposta tecidual.

Quando um implante é instalado no tecido ósseo, uma série de reações ocorrem sobre a superfície do implante. O implante é exposto a uma série de íons diferentes, polissacarídeos, carboidratos e proteínas e células como condroblastos, fibroblastos e osteoblastos, que reagem com a superfície. As reações iniciais entre constituintes teciduais e a superfície do implante governam reações adicionais e determinam a atividade biológica da superfície e resposta celular à superfície. Esta resposta celular depende da natureza da superfície e suas propriedades químicas que influenciam a natureza da composição subsequente do filme proteico que se adsorve sobre o material. A maioria das superfícies de implante apresenta reação não específica com vários processos simultâneos ocorrendo na superfície, resultando numa competição complexa entre reações e um resultado imprevisível. O objetivo de projetar um implante é ter controle da estrutura da superfície, adsorção da proteína e adesão, crescimento

e ativação celular. As reações deveriam ser rápidas e específicas. Implantes dentais deveriam ter superfícies capazes de induzir resposta específica dos tecidos, estimulando o crescimento ósseo ao redor dos implantes. Estas melhoras permitiriam a instalação de implantes em áreas de prognóstico desfavorável, como região posterior da maxila. (ELLINGSEN, 1998)

Projetos do implante e sua superfície podem ser descritos com respeito a forma, ondulação e rugosidade. Forma do implante medido em microns pode influenciar a resposta óssea, como no caso do pobre nível ósseo, a longo prazo, ao redor de implantes cilíndricos em contraste aos parafusados. No passado, muitos pesquisadores concentraram seus estudos sobre ondulações dos implantes, já que acreditavam que o osso não poderia invadir poros menores que aproximadamente $100\mu\text{m}$. Isto de fato ocorre se há no meio ósseo canais haversianos típicos circundados por osteócitos arranjados circunferencialmente. Sem o sistema haversiano completo, o tecido ósseo pode invadir poros menores que $1\mu\text{m}$. (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000)

Não se pode excluir a possibilidade de que quando superfície rugosa é alterada a nível de micrômetro, existe uma mudança simultânea na rugosidade da superfície a nível de nanômetro que, de acordo com a teoria, é realmente um fator decisivo na resposta biológica. Sem qualquer evidência sólida da importância da rugosidade da superfície na escala de nanômetro, sugere-se que implantes bucais são melhor avaliados na resolução de micrômetro e que ondulação e rugosidade deveriam ser relatadas como entidades separadas em todo estudo. A resposta biológica mais provavelmente depende do efeito combinado da ondulação e rugosidade de superfície (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000).

Um dos pontos a se considerar no projeto do implante seria produzir superfícies que promovam respostas desejáveis na célula e tecido adjacente ao implante. Considerações da superfície são importantes pois o comportamento celular ao redor dos implantes é modificado pela topografia da superfície. Parece que as superfícies usadas nos implantes têm sido realizadas dentro da tecnologia dos materiais disponíveis. No estudo da ciência dos materiais destacam-se as propriedades

mecânicas, proporção da superfície em relação ao volume, resistência à corrosão e caracterização da superfície. Embora estas propriedades sejam fundamentais em determinar o sucesso de um implante, das interações implante-tecido, os princípios do comportamento celular, muitas vezes, são ignorados (BRUNETTE, 1988).

Há relativamente pouco trabalho sendo feito para delinear o efeito das superfícies sobre a inserção celular. RICH e HARRIS (1981) avaliaram a resposta celular *in vitro* frente a uma superfície rugosa. Fibroblastos afastaram-se de tais superfícies rugosas e acumularam sobre porções lisas da cultura celular. Em contraste, macrófagos preferiram a superfície rugosa à lisa, isto configura o comportamento descrito por RICH e HARRIS como rugofilia (rugo = rugoso e filia = afinidade).

A tendência da superfície rugosa de atrair células da série monocítica levanta algumas questões interessantes, como por exemplo, se é desejável para os implantes em contato com osso ter superfícies que atraem células da série monocítica quando é conhecido que osteoclastos se formam de células derivadas da linhagem de monócito. As superfícies propícias para a inserção celular podem afetar diretamente a forma da célula e função celular. Cultura de célula sobre o substrato sulcado é mais circular que célula sobre o substrato plano e liso. Propriedades celulares, tais como crescimento, secreção de proteinases e expressão genética são afetadas pela forma da célula. A textura da superfície sobre um implante tem o potencial de selecionar certas populações de células e alterar suas funções (BRUNETTE, 1988).

Vários autores têm discutido a dimensão da rugosidade adequada que promoveria aumento na retenção e melhor resposta óssea. Como já foi discutido, a rugosidade pode ser considerada sob diferentes níveis: macrotextura e microtextura. A rugosidade sobre diferentes níveis, provavelmente tem efeito diferente sobre os tecidos vivos. Tem sido estabelecido na literatura, baseado em vários estudos que para ganhar completo crescimento ósseo dentro das irregularidades do material, estes necessitam ter no mínimo poros de tamanho de 100µm. Crescimento ósseo dentro de cavidades ou poros deste tamanho proporcionará um entrelaçamento mecânico do material com o osso. Crescimento ósseo foi observado por CLEMOW et al. (1981);

quando este grupo estudou cobertura porosa de implante femural de Ti-6Al-4V com tamanho de poro limitando de 175-235 μ m. O tamanho de poro ótimo para obter crescimento ósseo pode depender do material. ELLINGSEN (1998), afirmaram que a liga de titânio tinha um ótimo tamanho de poro de 100 μ m. Valores de torque à remoção maiores foram encontrados quando usado parafuso coberto com poros de titânio de aço inoxidável com tamanho de poro de 10-40 μ m. Estes pequenos poros não permitiram um crescimento ósseo máximo, mas puderam dar retenção aumentada baseado no entrelaçamento mecânico. Isto tem sido observado em estudos de crescimento ósseo aos implantes de titânio e alumínio com canais de diâmetro de 95-1000 μ m. Relatou-se crescimento ósseo mais rápido dentro de canais com diâmetro de 500-1000 μ m e nenhum crescimento em canais de 95 μ m. Estas descobertas indicam que outros mecanismos determinam as reações entre tecido ósseo e biomateriais. Embora a superfície rugosa em escala micrométrica melhore a retenção, *in vitro*, estudos de células indicam que esta propriedade da superfície influencia a função celular, a deposição da matriz e a mineralização (BOYAN et al., 1999; MARTIN et al., 1995; SCHWARTZ et al., 1996). THOMAS e COOK (1985), relataram que os implantes de superfície rugosa exibiram resistência maior que os correspondentes de superfície lisa. Células parecem ser sensíveis à microtopografia e parecem ser capazes de usar a morfologia do material para orientação e migração (BRUNETTE, 1988; CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE, 1989; CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE, 1990). Haptotaxia é o termo usado por CARTER (1965), para descrever o movimento celular direcional que ocorre como um resultado do gradiente de adesão sobre o substrato. Maturação celular afeta a resposta à rugosidade da superfície. Condrócitos são afetados diferentemente por fatores locais, tais como vitamina D e fator de crescimento transformador β dependendo do estágio de maturação das células (SCHWARTZ et al., 1993).

Microtopografia pode influenciar a diferenciação de células mesenquimais em fibroblastos, condrócitos ou osteoblastos. Baseado neste estudo, postula-se que a osteogênese pode ser favorecida pelo crescimento vascular enquanto o crescimento

vascular limitado pode induzir a condrogênese. Implantes exibindo microrugosidade de superfície têm sido testados em animais e humanos. BUSER et al. (1991) investigaram a correlação entre estruturas diferentes e a resposta óssea medida pelo contato osso-implante. As superfícies investigadas no estudo foram Ti com plasma "spray" de Ti, Ti condicionado com ácido e jato de areia e Ti coberto com HA. Os autores relataram forte relação entre o aumento da rugosidade e o contato ósseo medido histologicamente. Superfície de Ti pode ser jateada com partículas de TiO_2 proporcionando microrugosidade. Os valores de torque à remoção são maiores para os implantes jateados que os simplesmente usinados.

Muito pouco estudo tem sido realizado para investigar o papel da propriedade da superfície como a camada de óxido de titânio na resposta biológica, embora recentes estudos *in vitro* e *in vivo* dão fortes indicações que a resposta biológica ao Ti são influenciados pela estrutura da superfície (rugosidade) e composição química. O tipo de preparação de superfície e método de caracterização usado não permite qualquer conclusão e não estabelece quais propriedades de superfície representam o fator determinante para diferenças observadas na resposta biológica. Entretanto, através do estudo da revisão de literatura pretendeu-se prever a melhor condição rugosidade-modulação tecidual e observar a possibilidade de sua reprodução.

O papel da rugosidade da superfície de Ti na inserção de osteoblastos *in vitro* e resposta óssea *in vivo* tem sido estudada por autores como BUSER et al. (1991). Osteoblastos inserem-se e espalham-se mais prontamente sobre superfície rugosa que sobre lisa, *in vitro*. Estas descobertas são corroboradas pelos estudos *in vivo*, que mostram tendência para aumento na formação óssea ao redor de superfícies de implante com maior rugosidade. BUSER et al. (1991), investigaram a resposta óssea a implantes eletropolidos, jateados com areia e plasma "spray" de Ti. Nenhuma diferença significativa no contato osso-implante foi observada entre superfície lisa eletropolida e jateada (rugosidade média $6\mu m$). Embora diferença na rugosidade de superfície numa escala igual ou superior a $1\mu m$ possa influenciar a formação óssea ao redor dos

implantes de titânio, os resultados deste estudo deram uma forte indicação que a topografia da superfície sobre a escala submicrométrica é importante.

O sucesso ou fracasso de um implante também depende da morfologia da superfície, incluindo microgeometria e rugosidade. THOMAS e COOK (1985), examinaram variáveis afetando o contato osso-implante e concluíram que a textura da superfície foi um parâmetro muito significativo na fixação do implante. Em vários estudos *in vivo*, superfícies rugosas produziram melhor fixação óssea que superfície-lisa (BUSER et al., 1991; THOMAS e COOK, 1985; CARLSSON et al., 1988). Superfície rugosa tem promovido melhor atração de macrófagos além da cicatrização da ferida (RICH e HARRIS, 1981; MURRAY, RAE, RUSHTON, 1989). O fato de que uma variedade de células pode orientar a si mesmas em superfícies sulcadas microssinadas suporta o conceito que células são sensitivas à microtopografia. Este parece ser o caso de osteoblastos, já que as células osteoblásticas exibem maior inserção inicial à superfície rugosa de Ti (MICHAELS et al., 1989; BOWERS et al., 1992). Na verdade pouco é conhecido sobre o efeito da rugosidade da superfície sobre o metabolismo dos osteoblastos ou diferenciação (MARTIN et al. 1995).

Superfície rugosa de Ti acentuou a atividade da fosfatase alcalina e mineralização dos osteoblastos embriogênicos. Síntese de RNA aumentou em cultura de células sobre superfície mais rugosa. *In vivo*, superfície rugosa de Ti induziu tecido ósseo, enquanto superfície lisa foi quase completamente coberta por tecido fibroso. A vantagem da superfície rugosa pode ser explicada pela melhor produção de matriz sobre sua superfície. Síntese de colágeno foi mais alta sobre a superfície rugosa e incorporação de sulfato, um marcador para a síntese de proteoglicana diminuiu sobre o Ti em comparação ao plástico (MARTIN et al. 1995).

Fosfatase alcalina na camada celular de células MG63 foi amplamente posicionada em vesículas da matriz, organelas que participam na calcificação, estas observações indicaram que a atividade específica da fosfatase alcalina da vesícula da matriz aumentou com a rugosidade da superfície e, possivelmente, a calcificação (MARTIN et al. 1995).

O efeito da rugosidade da superfície sobre células pode ser o resultado da própria superfície rugosa ou o resultado da reação que ocorre quando a superfície do material é condicionada ao meio e soro. Esta interação inicial produz uma camada de macromoléculas que modificam o comportamento das células. Fibronectina, uma proteína de adesão celular presente no soro tem mostrado mediar a inserção celular e espalhar sobre substrato artificial por interagir com glicosaminoglicanas e citoesqueleto. É possível que a superfície rugosa possa ter adsorvido mais fibronectina que outras superfícies, preservando a síntese de proteínas da matriz extracelular (MARTIN et al. 1995).

THOMAS e COOK (1985) investigaram a influência de diferentes materiais na fixação do implante por aposição óssea. Os materiais de implante testados foram polietilmetacrilato, carbono, titânio e óxido de alumínio. Exame histológico indicou que implantes rugosos por jatos de partículas exibiram aposição óssea direta, enquanto implantes lisos demonstraram vários graus de encapsulamento do tecido fibroso. ALBREKTSSON, et al. (1981) examinaram a resposta do epitélio, tecido conjuntivo mole e osso ao sistema de implante de Ti. Epitélio, tecido conjuntivo subjacente e osso foram fortemente aderidos aos implantes. O epitélio estava normal com respeito ao tamanho da célula, forma e densidade da população.

A resposta do material é governada pela reação de íons e por corrosão com a liberação de partículas. Estes processos são somente dependentes em solubilidade no caso de superfície de biomateriais reativos, tais como vidros, cerâmicas de vidro ou fosfato de cálcio cerâmico, mas também sobre a renovação do fluido intercelular, atividade celular (macrófago), bactéria, pH, desgaste, corrosão devido à situação biomecânica, processo eletroquímico na interface e outros fatores. Eles geralmente implicam numa mudança da composição química e propriedades físicas da interface (GROSS, 1988).

O trabalho de ORSINI et al. (2000), estabeleceu medidas de rugosidade R_a controle $0.75\mu\text{m}$ e $2.15\mu\text{m}$ para implante teste. O resultado não sugeriu citotoxicidade da superfície de titânio teste. O implante teste mostrou resposta celular não

citotóxica em quatro concentrações avaliadas em fibroblastos L929 de ratos Sprague Dawley durante um período de 24 horas. Microscopia de luz e avaliação SEM e teste MTT revelaram biocompatibilidade de implantes teste e controle, de fato, uma aguda diminuição na atividade enzimática SDH (0.101) estava presente no controle positivo, enquanto os valores do espécime teste estavam mais próximos daqueles vistos para controle negativo (0,344 X 0,340). Esta enzima é extremamente sensível para a presença de efeitos tóxicos. O processo de jateamento e condicionamento produziram superfícies de implantes livres de alumina que não tinham efeito negativo sobre a adesão de fibroblastos. Entretanto, não houve interferência no mecanismo de adesão celular nas superfícies jateadas, provavelmente porque houve controle na liberação dos íons alumina e esta foi transitória. Propriedades geométricas da superfície parecem afetar os componentes da célula do citoesqueleto que estão envolvidos na dispersão celular e locomoção. Rugosidade da superfície pode, também, aumentar a adesão de células tipo osteoblasto e parece ter um efeito sobre a configuração e conformação do pseudópode celular, que são importantes na adesão celular. Em adição, células sobre superfícies mais rugosas liberaram níveis mais altos de fatores envolvidos na regulação da formação óssea. COCHRAN et al. (1998), observaram menos perda óssea coronal ao redor de implantes jateados e condicionados. Isto pode significar o resultado das propriedades osteocondutivas da superfície jateada e condicionada. BOWERS et al. (1992) observaram que a maior quantidade de células inseridas foi encontrada em superfície rugosa, irregular e jateada. Adequada rugosidade de superfície e o entendimento do relacionamento entre o arranjo citoesquelético das células e a micromorfologia da superfície pode ter um significativo impacto sobre a ancoragem dos implantes dentais no osso. O fato de que algumas células podem se orientar em sulcos de superfície usinada suporta o conceito de que células são sensíveis a microtopografia (MARTIN et al., 1995). BOWERS et al. (1992) concluíram que implantes jateados proporcionam um ambiente único e promovem a inserção celular inicial. Análise morfométrica mostrou a relação entre o contato osso-implante e rugosidade da superfície aumentada. WENNERBERG et al. (1996); WENNERBERG, ALBREKTSSON,

LAUSMAA (1996); WENNERBERG, ALBREKTSSON, ANDERSSON, (1996) não observaram qualquer efeito dos íons alumínio sobre a superfície do implante jateados. No jateamento e condicionamento usado no estudo toda partícula de alumina residual foi eliminada pelo processo de condicionamento.

As categorias que caracterizam a qualidade da superfície do implante são textura (ou rugosidade), carga (ou potencial elétrico) e química (valores da energia da superfície ou tensões da superfície). Propriedades elétricas da superfície, tais como carga da superfície e potencial zeta tem sido examinado como controle para acumulação e aderência da matéria sobre vários materiais de implante. Apesar do apelo físico da carga ou potencial controlado de bioadesão em situações iônico-fisiológicas, a segurança da superfície elétrica, controle das interações material-biologia ainda está dispondando e provavelmente merece atenção adicional. A razão para esta previsão pessimista é que quando materiais controlados para ser eletricamente positivo, negativo ou neutro são primeiro expostos à saliva ou a restos alimentares contendo proteína, todas as qualidades da superfície elétrica tornam-se idênticas quando medida pelo potencial da corrente e métodos potencial zeta. Assim os eventos da adesão biológica estão além da influência prática das propriedades elétricas da superfície do implante, mesmo quando controlado continuamente pelo circuito elétrico externo. Em relação à textura da superfície deveria existir inter-relação em todos os níveis mecânicos, área de superfície e aumento geométrico associado com aspecto estrutural que pudessem melhorar a adesão biológica. É necessário estabelecer os limites quantitativos da rugosidade da superfície desejável para os materiais. Crescimento celular em estruturas porosas ocorre em poros inter-conectados de 150-250µm, mas poucos critérios claros foram identificados. Contato direto dos instrumentos tipo estilete do perfilômetro determinam certos parâmetros de rotina da textura da superfície. Técnicas de microscopia eletrônica de varredura não necessitam contato de superfície em tudo e podem examinar superfícies em ampliação muito alta. Heterogeneidade das superfícies de 1 µm ou menos em largura ou profundidade não são praticamente significante nas interações destes materiais com fase biológica.

Deposição espontânea de macromoléculas da fase biológica nivelam e transformam as propriedades da textura da superfície destes materiais de implante a uma condição bastante similar. Controle da energia da superfície pode ser necessária, entretanto, as fases biológicas podem umedecer o espécime para eliminar ar preso na ranhura ou outras irregularidades. Inserção celular, remodelação e outros eventos bioadesivos desempenham fortes funções no estado químico da superfície inicial. Materiais de implante dental inorgânico são caracterizados pela tensão superficial crítica de 40 dynes/cm ou mais; materiais intermediários tais como polímero acrílico dental e metal preparado convencionalmente e espécime cerâmica tem tensões de superfície crítica entre 30 e 40 dynes/cm e materiais de baixa energia, tais como silicone e ceras têm tensão de superfície crítica entre 20 e 30 dynes/cm. Materiais com a mesma macro e microestrutura nos três tipos citados acima trouxeram diferentes estados energéticos de superfície por controlar sua composição química interfacial, e, conseqüentemente, induzem respostas diferentes no tecido conjuntivo hospedeiro. Baixa energia de superfície, com aspecto hidrofóbico para metais e materiais cerâmicos manipulados sem atenção cuidadosa e alterando sua liberação de filmes orgânicos subjacente acabam por induzir resposta de corpo estranho: uma cápsula de tecido conjuntivo fibroso recobrando o implante. Metais limpos moderadamente, ligas, cerâmicas e alguns polímeros de alta energia de superfície induzem eventos mais agressivos à célula com adesão parcial à superfície do implante. Cápsulas mais finas e atividade celular aumentada próxima à interface são observadas. Estas interações implante tecido podem resultar em bioadesão suficiente para servir às necessidades clínicas. Futuros métodos de preparação da superfície deverão produzir e manter alta energia de superfície do implante, para induzir justa aposição das células do tecido conjuntivo através do filme de glicoproteína. O resultado será abundante espalhamento celular e indução da atividade mitótica, crescimento e exportação dos materiais da construção da matriz como fios colágenos. Estes melhoram as superfícies preparadas dos materiais que deverão ser osseointegrados ao tecido. No osso, remodelação contínua da interface, contato tecido ósseo-implante favorecerão a aposição direta do osso à

superfície do implante. Espera-se melhorar com o aumento da rugosidade as condições da osseointegração (BAIER e MEYER, 1988).

CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE (1990) mostraram a capacidade do substrato ranhurado usinado em produzir orientação celular e migração direcionada. Além de que sulcos horizontais em forma de V, usinados com 10 μ m de profundidade e 39 μ m de espaçamento inibiram a migração apical do epitélio. Os sulcos horizontais inibiram a migração epitelial enquanto sulcos verticais encorajaram o crescimento epitelial e as células epiteliais e fibroblastos responderam de forma diferente às dimensões dos sulcos.

As topografias usadas em implantes odontológicos podem ser sulcada, rugosa, porosa, sinterizada e condicionada. A intenção de se produzir estas formas é otimizar a adaptação tecidual ao implante. Diferentes formas de implante oferecem diferentes respostas do tecido ósseo e mole. Superfície ótima para o epitélio pode não ser ótima para o tecido conjuntivo e vice-versa. Tem-se idealizado um implante que possa incorporar a topografia de superfície específica para cada população celular (CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE, 1990).

Guia de contato se refere à tendência da locomoção celular ser guiada ou direcionada pela topografia de superfície do substrato para as quais as células são inseridas. Hoje reconhecem-se os efeitos dos sulcos sobre o comportamento celular. Um dos materiais mais extensivamente usado com sucesso é o titânio e variadas topografias de superfície têm sido desenvolvidas para otimizar as superfícies de titânio quanto à integração tecidual. As superfícies de titânio sulcadas têm demonstrado afetar o comportamento e orientação celular *in vitro* e inibem o crescimento epitelial sobre a superfície *in vivo* (CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE, 1989).

Implantes dentais atuais podem variar em tamanho, forma e composição. O grande problema destes implantes é que estão em contato com dois ambientes. O implante dental deve se manter em meio interno, no tecido ósseo da maxila e mandíbula associado ao tecido conjuntivo e epitelial no ambiente externo da cavidade bucal, onde há basicamente biofilme e microrganismos que podem ser antagonistas à

sobrevivência da estrutura do implante. A conexão nos dois ambientes se dá por um intermediário transmucoso que atravessa do ambiente interno ao externo. Este aspecto faz o implante dental único e diferente de outros implantes médicos, como os ortopédicos (McKINNEY et al., 1988).

Uma vez o implante exposto à oclusão funcional ocorrerá transferência de forças à interface implante-tecido. Este é um assunto complexo, mas também serve como princípio básico para a elaboração da forma do implante. Implante em função transfere forças ao tecido interfacial, a natureza destas forças pode ser conceitualmente descrita: 1. Força de contato interfacial, cisalhamento ou compressão pode variar ponto a ponto da superfície e depender da ligação entre implante e tecido.; 2. O estado de estresse interno no tecido depende da interface tecido-implante, geometria do implante e propriedade mecânica demonstrados pela análises de elemento finito; 3. As propriedades mecânicas do tecido interfacial podem ser anisotrópicas, viscoelásticas, não homogêneas e tempo dependente devido a atividade biológica mediada mecanicamente. Até que existam dados adequados sobre a atividade biológica e mecânica dos implantes, decisões como tamanho, forma, material, textura de superfície ou cobertura do implante continuarão a ser feitos numa atmosfera de empirismo (BRUNSKI 1988).

Pretende-se com as técnicas de preparo da superfície conseguir modulação tecidual mais rápida, confiável e ancoragem mecanicamente estável dos implantes no osso e tecido conjuntivo. A meta é desenvolver e controlar os tipos de ligação exigida ao ambiente agredido, hemorrágico e não estéril da mandíbula e maxila humana. Esta meta não é frequentemente encontrada em projetos de engenharia e equipes de seleção de materiais. Embora amplamente usado atualmente, alguns implantes não desempenham de fato a função pretendida, devendo ser melhor elaborados. Preparação apropriada da superfície, como parte do critério de projetos de implante deveria estabelecer melhor relacionamento com os materiais, melhorando os aspectos adesivos da implantodontia dental (BAIER e MEYER 1988).

Existem centenas de publicações na literatura relatando o desempenho de implantes dentais metálicos e cerâmicos onde pouca ou nenhuma caracterização do material foi realizada. Nas décadas passadas, o nível de sofisticação da pesquisa era tal que muitos materiais não recebiam análise pós processamento da estrutura do implante. Pesquisas eram realizadas em torno das propriedades mecânicas, estudos de corrosão a nível macroscópico e a biocompatibilidade do material. O estado de conhecimento da biologia associado com implantes na época não permitia a criação de experimentos a nível celular ou molecular. Experimentos progrediram lentamente de observações clínicas a observações histológicas. A caracterização completa da superfície do implante era impossível devido à falta de instrumentação analítica e entendimento do processo físico e químico das superfícies. Por fim, os materiais eram selecionados por causa de seu aparente estado inerte, definido pelo estudo de corrosão e exame histológico do espécime do implante. Na década de 70, o foco era o aspecto da superfície a nível de microns. Porosidade, sulcos, textura foram avaliados microscopicamente. Houve multiplicação das formas dos implantes, muitas das quais eram baseadas mais em inspiração que experimentação e logo eram lançadas no mercado. Nesta época houve grande desenvolvimento de biomateriais de superfície ativa baseado em fosfato de cálcio, fosfato tricálcio, hidroxiapatita e superfície ativa de vidro. Infelizmente investigações não seguiram a mesma análise para materiais inertes. Na década de 90 tornou-se possível examinar a interação material-biosistema com precisão e sofisticação a nível molecular. A partir destes esforços houve o casamento da ciência do material com a biologia obtida através de experimentação precisa e árdua. As dificuldades de uma pesquisa científica são amplas sendo que um dos problemas maiores é que a experimentação é cara e fundos são limitados tornando o processo lento. As fontes disponíveis para investigação de materiais biomédicos não são compatíveis com a extensão do problema científico. Sabe-se que o progresso e sucesso das pesquisas sobre biomateriais dependem do esforço inovador de grupos dedicados com interesse de beneficiar a sociedade (YOUNG 1988).

Fazer previsões futuras de pesquisa em implantodontia é talvez o desejo de qualquer pesquisador por causa da vasta área científica inexplorada e a natureza desafiadora dos problemas. Nas próximas décadas deveremos ver o progresso da ciência fenomenológica para a mecanicista o que possibilitará visualizar a arte clínica em níveis mais sofisticados da ciência. Para a evolução da ciência em implantodontia algumas definições são importantes e devem ser bem entendidas: 1. Biologia, representa o limite de entidades biológicas com os quais materiais podem interagir, variando de componentes inorgânicos a organismos completos; 2. Composição, representa a principal variável sob nosso controle, dentro desta variável pode se ter o material puro a compósitos heterogêneos; 3. Estrutura, poderia ser denominado de "condição de superfície" e refere-se ao estado físico da superfície. Superfícies podem ser atômica e literalmente planas a literalmente porosas (YOUNG et al. 1988). Os métodos para analisar as estruturas podem ser através da observação macroscópica, microscopia eletrônica e análise quantitativa da superfície. A descrição física da superfície é menos precisa que a observação química. Por isso, deve-se proceder com grande cautela quando descrevemos e comparamos resultados de outros pesquisadores.

Aspectos da microestrutura e a tendência do mercado demonstram que as condições de rugosidade correspondem às mais promissoras tanto a curto prazo quanto a longo prazo para a osseointegração de implantes endósseos.

O grande desafio futuro é ganhar dados suficientes sobre o controle da preparação da superfície, tempo de integração e do processo de remodelação, afim de tornar o tratamento de implante mais rápido e confiável. Para alcançar esta meta é necessário que propriedades da superfície do implante sejam controladas e não haja ambiguidades com relação aos aspectos importantes da implantodontia. Propriedades de superfície, o grau de integração tecidual e grau de função mecânica uniforme possibilitarão tornar o tratamento do implante mais previsível (BAIER e MEYER, 1988).

Experimentos laboratoriais vêm sendo realizados em instituições acadêmicas, agências governamentais e empresas privadas em todas as partes do mundo. A

fabricação do implante deve se embasar em dados experimentais válidos e sólidos antes de serem submetidos ao uso clínico. Atualmente, diversas avaliações existentes na literatura fornecem dados qualitativos e quantitativos que auxiliam e determinam o sucesso e fracasso do implante, bem como sua longevidade. No mínimo estas informações deveriam incluir experimentos analíticos bem documentados, seguidos de experimentos animais e, posteriormente, em humanos. Estes experimentos deveriam utilizar índices de avaliação adequado e análise estatística dos resultados tornando-os confiáveis (McKINNEY et al. 1988). O desenvolvimento laboratorial deste trabalho seguiu os requisitos de produção e elaboração necessários para que os resultados obtidos pudessem fornecer informações corretas e pertinentes à engenharia, e que relacionado à biologia favoreçam a busca do implante odontológico mais adequado com possível aplicação clínica.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Ampla variedade e constante evolução de projetos de implantes dentais guiados por descoberta científica e estudos de pesquisa refletem as tentativas dos investigadores em incorporar com sucesso uma estrutura artificial dentro do sistema biológico. Para isso é necessário conhecer os eventos celulares e moleculares que conduzem a osseointegração, porque tal conhecimento é essencial para relacionar descobertas clínicas com mecanismos básicos. Qualidade e quantidade óssea, área de implantação, biomecânica do implante e tipo de restauração final são considerações importantes na avaliação das propriedades e aspectos superficiais do implante. Devido à grande diversidade de sistemas com vários métodos de fabricação e preparo dos implantes é difícil compará-los entre si. Acredita-se que a ciência dos biomateriais tem beneficiado os projetos de implantes atuais e com o entendimento da biologia molecular que regula as interações célula-implante será possível melhorar a topografia da superfície dos implantes futuros gerando implantes dentais com propriedades e aspectos que promoverão uma resposta biológica melhor.

Os resultados obtidos nesta pesquisa demonstraram que é possível obter rugosidade de superfície, que é comumente utilizada em vários tipos de implantes na odontologia e com potencial tecnológico. Concluiu-se, então, neste trabalho que:

- 1 Rugosidade da superfície de implantes odontológicos foi obtida por usinagem através da mudança apropriada das condições do processo de manufatura. Foi possível fabricar componentes por usinagem que reproduzissem os parâmetros de rugosidade encontrados na literatura discutida neste trabalho e com reconhecida capacidade para osseointegração.
- 2 Correlação entre parâmetros de rugosidade e entre estes parâmetros e as alterações nos parâmetros de corte, no caso, o avanço, mostrou haver interdependência entre eles e foi possível manipular a rugosidade da superfície

usinada numa ampla faixa. O uso do $f=0.1\text{mm}$ e $f=0.13\text{mm}$ produziram rugosidades consideradas adequadas quanto à resposta biológica.

3 Superfície de Ticp usinada mecanicamente obteve valores dos parâmetros de rugosidade (R_a , R_z e R_t) com comportamento calculável e reproduzível quando medido pelo rugosímetro. Os grupos mais representativos foram o 2 e 3 apresentando R_a médio igual à 1.4 e 2.2, respectivamente.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBREKTSSON, T. Direct bone anchorage of dental implants. *J. Prosthet Dent*, St. Louis, v.50, n.2, p.255-261, Aug, 1983.
- ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, Oslo, v.52, n.2, p.155-170, 1981.
- ALBREKTSSON, T.; HANSON, H.A. An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials*, Oxford, v.7, n.3, p.201-205, May 1986.
- ALBREKTSSON, T.; JACOBSSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. *J. Prosthet Dent*, St Louis, v.57, n.5, p.597-607, May 1987.
- BAIER, R.E. et al. Surface properties determine bioadhesive outcomes methods and results. *J. Biomed Mater Res*, New York, v.18, n.4, p.337-355, Apr. 1984.
- BAIER, R.E.; MEYER, A. E. Future directions in surface preparation of dental implants. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.788-791, Dec. 1988.
- BARO, A. M. et al. Characterization of surface roughness in titanium dental implants measured with scanning tunnelling microscopy at atmospheric pressure. *Biomaterials*, Oxford, v.7, n.6, p.463-466, Nov. 1986.
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n.1, p.76-94, Jan. 2000.
- BOEHS, L.; FRIEDRICH, D.; STEIDEL, P.S. Influência dos parâmetros de usinagem e da geometria da ferramenta sobre a rugosidade cinemática e de processo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA, 2001, Uberlândia. *Anais eletrônicos*. Uberlândia: UFU, 2001. Disponível em: <http://www.cobem.mecanica.ufu.br/anais/anais.htm>. Acesso em 6 ago 2001.
- BOWERS, K. T. et al. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.7, n.3, p.302-310, Mar. 1992.

BOYAN, B. D. et al. Effect of surface roughness and composition on costochondral chondrocytes is dependent on cell maturation state. *J Orthop Res*, New York, v.17, n.3, p.446-457, May 1999.

BRUNETTE, D. M. The effect of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.3, n.4, p.231-246, Apr. 1988.

BRUNSKI, J. B. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.775-787, Dec. 1988a.

BRUNSKI, J. B. Biomaterials and biomechanics. *Calif Dent Assoc J*, v.16, n.1, p.66-75, Jan. 1988b.

BRUNSKI, J. B. The new millennium in biomaterials and biomechanics. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n.3, p.327-328, Mar. 2000.

BUSER, D. et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: a histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, New York, v.25, n.7, p.889-902, July 1991.

BUSER, D. et al. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.13, n.5, p.611-619, May 1998.

BUSER, D. et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, New York, v.45, n.2, p.75-83, May 1999.

CARLSSON, L. et al. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.3, n.1, p.21-24, Spring-1988.

CARTER, S. B. Principles of cells motility: the direction of cell movement and cancer invasion. *Nature*, London, v.208, n.516, p.1183-1187, De.18 1965.

CHEHROUDI, B.; GOULD, T. R. L.; BRUNETTE, D. M. Effects of a grooved titanium-coated implant surface on epithelial cell behavior in vitro and in vivo. *J Biomed Mater Res*, New York, v.23, n.9, p.1067-1085, Sept. 1989.

CHEHROUDI, B.; GOULD, T. R. L.; BRUNETTE, D. M. Titanium-coated micromachined grooves of different dimensions affect epithelial and connective-tissue cells differently in vivo. *J Biomed Mater Res*, New York, v.24, n.9, p.1203-1219, Sept. 1990.

CHEHROUDI, B.; GOULD, T. R. L.; BRUNETTE, D. M. A light and electron microscopic study of the effects of surface topography on the behavior of cells attached to titanium-coated on the behavior of cells attached to titanium-coated percutaneous implants. *J Biomed Mater Res*, New York, v.25, n.3, p.387-405, Mar. 1991.

CHEHROUDI, B.; McDONNELL, D.; BRUNETTE, D. M. The effects of micromachined surfaces on formation of bone like tissue on subcutaneous implants as assessed by radiography and computer image processing. *J Biomed Mater Res*, New York, v.34, n.3, p.279-290, Mar. 5 1997.

CLEMOW, A. J. T. et al. Interface mechanics of porous titanium implants. *J Biomed Mater Res*, New York, v.15, n.1, p.73-82, Jan. 1981.

COCHRAN, D. L. et al. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res*, New York, v.40, n.1, p.1-11, Apr. 1998.

COOPER, L. et al. Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted, and plasma-sprayed titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.14, n.1, p.37-47, Jan./Feb. 1999.

DALTON, B.A. et al. Modulation of epithelial tissue and cell migration by microgrooves. *J Biomed Mater Res*, New York, v.56, n.2, p.195-207, Aug. 2001.

DAMEN, J. J. M.; TEN CATE, J. M.; ELLINGSEN, J. E. Induction of calcium phosphate precipitation by titanium dioxide. *J Dent Res*, Washington, v.70, n.10, p.1346-1349, May/Dec. 1991.

DAVID, A. et al. Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titanium-coated and grit-blasted surfaces under weight-bearing conditions. *Arch Orthop Trauma Surg*, Berlin, v.114, n.2, p.112-118, 1995.

De SANTIS, D. et al. Adult human bone cells from jaw bones cultured on plasma-sprayed or polished surfaces of titanium or hydroxylapatite discs, *Journal of material science: Material in Medicine*, v.7, p.21-28, 1996.

DEUTSCHE INDUSTRIE NORMEN - DIN 4768 "Technische Oberflächen". Teil 1. Oberflächen Bwschaffenheit (g. noppen und J. Sigalla) Teil 2. Oberflächenatlas (H.czichos, d. Petersohn und schwarz) Berlin: Beuth Verlag GMBH, 1985.

DOUNDOULAKIS, J.H. Surface analysis of titanium after sterilization: role in implant-tissue interface and bioadhesion. *J Prosthet Dent*, St Louis, v.58, n.4, p.471-478, Oct. 1987.

ELLINGSEN, J. E. Surface configurations of dental implants. *Periodontol 2000*, Copenhagen, v.17, p.36-46, June 1998.

GAMMAGE, D. D. et al. A histologic and scanning electron micrographic comparison of the osseous interface in loaded IMZ and integral implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Chicago, v.10, n.2, p.125-135, Mar./Apr. 1990.

GOTTLANDER, M. et al. Bone tissue reactions to an electrophoretically applied calcium phosphate coating. *Biomaterials*, Oxford, v.18, n.7, p.551-557, Apr. 1997.

GOULD, T. R.I.; BRUNETTE, D. M.; WESTBURY, L. The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *J. Periodontal Res*, Copenhagen, v.16, n.6, p.611-616, Nov./Dec. 1981.

GROSS, U. M. Biocompatibility: the interaction of biomaterials host-response. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.798-803, Dec. 1988.

HAYASHI, K. et al. Effect of surface roughness of hydroxyapatite-coated titanium on the bone implant interface shear strength. *Biomaterials*, Oxford, v.15, n.14, p.1187-1191, Nov. 1994.

INOUE, T. et al. Implant-bone tissue interface. *Bull Tokio Dent Coll*, Tokio, v.27, n.2, p.132-141, Sept. 1999.

ISAAC, G. H. et al. The causes of femoral head roughening in explanted charnley hip prostheses. *Eng Med*, v.16, n.3, p.167-173, July 1987.

JOHANSSON, C. B.; SENNERBY, L.; ALBREKTSSON, T. A. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.6, n.4, p.437-441, Winter 1991.

KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants surface science aspects. *J Prosthet Dent*, St Louis, v.49, n.6, p.832-837, June 1983.

KELLER, J. C. et al. A simplified model for studying bone ingrowth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.2, n.3, p.149-152, Summer 1987.

KELLER, J. C. et al. Characterization of titanium implant surface III. *J Biomed Mater Res*, New York, v.28, n.8, p.939-946, Aug. 1994.

KIPALDI, D.; LEMONS, J. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res*, New York, v.28, n.12, p.1419-1425, Dec. 1994.

KÖNIG, I. W. Tecnologia da fabricação. AACHEN, 1981. Tradução realizada pelo Prof. Dr. Walter I. Weingaertner.

LARSSON, C. et al. Bone response to surface modified titanium implants: studies on electropolished implants with different oxide thicknesses and morphology. *Biomaterials*, Oxford, v.15, n.13, p.1062-1074, Oct. 1994.

LARSSON, C. et al. Bone response to surface modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Biomaterials*, Oxford, v.17, n.6, p.605-616, Mar. 1996.

LIMA, J. H. C. et al. Análise da superfície de implantes osseointegrados. *RBO*, v.3, n.4, p.48-51, Jul./ago. 1996a.

LIMA, J. H. C. et al. Tratamentos e caracterização da superfície dos implantes osseointegrados. *Rev Bras Implant*, Niterói, v.2, n.1, p.21-25, jan./fev. 1996b.

LINCKS, J. et al. Response to MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.23, p.2219-2232, Dec. 1998.

LINDER, L. et al. Electron microscopic analysis of the bone titanium interface. *Acta Orthop Scand*, Oslo, v.54, n.1, p.45-52, Feb. 1983.

MARTIN, J. Y. et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation and protein synthesis of human osteoblast-like cells. (MG63). *J Biomed Mater Res*, New York, v.29, n.3, p.389-401, Mar. 1995.

McKELLOP, H. A. et al. Friction and wear properties of polymer, metal and ceramic prosthetic joint materials evaluated on a multichannels screening device. *J Biomed Mater Res*, New York, v.15, n.5, p.619-653, Sept. 1981.

McKINNEY, R. V. et al. The scientific basis for dental implant therapy. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.696-705, Dec. 1988.

MEYLE, J.; GÜLTIG, K.; NISH, W. Variation in contact guidance by human cells on a microstructured surface. *J Biomed Mater Res*, New York, v.29, n.1, p.81-88, Jan. 1995.

MICHAELS, C. M. et al. In vitro connective tissue cell attachment to cpTi. *J Dent Res*, Washington, v.68, n.759, p.276, 1989. Abstr.

MURRAY, D. W.; RAE, T.; RUSHTON, N. The influence of the surface energy and roughness of implants on bone resorption. *J Bone Joint Surg Br*, Boston, v.71, n.4, p.632-637, Aug. 1989.

ORSINI, G. et al. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n.6, p.779-784, June 2000.

PERALA, D.; CHAPMAN, R.; GELFAND, J. Complement activation by dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.6, n.2, p.136-142, Spring 1991.

PIATELLI, A.; TRISI, P.; EMANUELLI, M. Bone reactions to hydroxyapatite-coated dental implants in humans histologic study using SEM, Light microscopy and Laser Scanning Microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.8, n.1, p.69-74, Jan. 1993.

PIATELLI, A. et al. Histologic and histomorphometric analysis of bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.13, n.6, p.805-810, Nov./Dec. 1998.

PILLIAR, R. M. et al. Dental implant design-effect on bone remodelling. *J Biomed Mater Res*, New York, v.25, n.4, p.467-483, Apr. 1991.

PACKLO, H.E. et al. Surface characterization of titanium-based implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n.3, p.355-363, Mar. 2000.

PROUSSAEFS, P. T. et al. Histologic evaluation of hydroxyapatite-coated root-form implants retrieved after 7 years in function: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n.3, p.438-443, Mar. 2000.

RATNER, B. D.; JOHNSTON, A.B.; LENK, T. J. Biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res*, New York, v.21, n.A1, p.59-90, Apr. 1987.

RICH, A.; HARRIS, A. K. Anomalous preferences of cultured macrophages for hydrophobic and roughened substrata. *J Cell Sci*, Cambridge, v.50, p.501-507, Aug. 1981.

ROJAS, F. *Fabricação de implantes ortopédicos a partir de usinagem de osso humano*. 2000. 221f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2000.

RUANO, R., JORGE, A. G., JAEGER, M.M.M. Estudo in vitro da biocompatibilidade da hidroxiapatita utilizada em implantodontia. *RPG*, v.3, n.2, p.135-141, abr./maio/jun. 1996.

SCHMIDT, C.; IGNATIUS, A. A.; CLAES, L.E. Proliferation and differentiation parameters of human osteoblasts on titanium and steel surfaces. *J. Biomed Mater Res*, New York, v.54, n.2, p.209-215, Feb. 2001.

SCHWARTZ, Z. et al. Direct effects of transforming growth factor-beta on chondrocytes are modulated by vitamin D metabolites in a cell maturation-specific manner. *Endocrinology*, Baltimore, v.132, n.4, p.1544-1552, April 1993.

SCHWARTZ, Z. et al. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *J Biomed Mater Res*, New York, v.30, n.2, p.145-155, Feb. 1996.

SIQUEIRA, J. T. T.; DIAS, P. V. Implantes de titânio, cilíndricos com superfície rugosa por jateamento: considerações clínicas e histológicas. *Rev Bras Implant*, Niterói, v.2, n.05, p.7-11, set./out. 1996.

SMITH, D. C. Future directions for research on materials and design of dental implants. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.815-820, Dec. 1988.

SMITH, D. C.; PILLIAR, R. M.; CHERNECKY, R. Dental Implant materials I: some effects of preparative procedures on surface topography. *J Biomed Mater Res*, v.25, n.9, p.1045-1068, Sept. 1991.

STEMMER, C. E. *Ferramentas de corte I*. 4 ed. Florianópolis, SC: da UFSC, 1995.

SUTTER, F.; SCHROEDER, A.; BUSER, D. A. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.3, n.3, p.161-172, Mar. 1988.

SUZUKI, K.; AOKI, K.; OHYA, K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodeling activity of femur in rabbits. *Bone*, New York, v.21, n.6, p.507-514, Dec. 1997.

SYCHTERZ, C. J. et al. Analysis of prosthetic femoral heads retrieved at autopsy. *Clin Orthop*, Philadelphia, v.358, p.223-234, Jan. 1999.

SYKARAS, N. et al. Implant materials, design and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n. 5; p. 675-690, Sept./Oct. 2000.

TEIXEIRA, R. T. Superfícies dos implantes: o estágio atual. In: DINATO, J. C., POLIDO, V. D. *Implantes Osseointegrados: cirurgia e prótese*. Porto Alegre: Artes Médicas, 2001. 529p. p.63-80.

THOMA, K. A.; COOK, S. D. Na evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res*, New York, v. 19, n.3, p.875-901, Mar. 1985.

TRACY, B. M.; DOREMUS, R. H. Direct electron microscopy studies of the bone hydroxyapatite interface. *J Biomed Mater Res*, New York, v.18, n.7, p.719-726, Sept. 1984.

UNGERSBÖCK, A.; POHLER, O. E.; PERREN, S. M. The evaluation of soft tissue reactions at the interface of titanium limited contact dynamic compression plate implants with different surface treatment: an experimental sheep study. *Biomaterials*, Oxford, v.17, n.8, p.797-806. Apr. 1994.

VERCAIGNE, S. et al. Bone Healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Implants Res*, Copenhagen, v.9, n.4, p.261-271, Aug. 1998a.

VERCAIGNE, S. et al. The effect of titanium plasma-sprayed implants on trabecular bone healing in the goat. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.11, p. 1093-1099, June-1998b.

VON RECUM, A.F.; VON KOOTEN, T. G. The influence of microtopography on cellular response and the implications for silicone implants. *J Biomed Sci Polym Ed*, Utrecht, v.7, p.181-198. 1995.

WENNERBERG, A. et al. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res*, Copenhagen, v.6, n.1, p.24-30, Mar. 1995

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.1, p.38-45, Jan./Feb. 1996.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; LAUSMAA, J. Torque and histomorphometric evaluation of cp titanium screws blasted with 25- and 75 μm -size particles of Al_2O_3 . *J Biomed Mater Res*, New York, v.30, n.2, p.251-260, Feb. 1996.

WENNERBERG, A. et al. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*, Oxford, v.17, n.1, p.15-22, Jan. 1996.

WENNERBERG, A. et al. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res*, Copenhagen, v.9, n.1, p.11-19, Feb. 1998.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, n.3, p.331-344, Mar. 2000.

WONG, M. et al. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res*, New York, v.29, n.12, p.1567-1575, Dec. 1995.

WOODMAN, J. L. et al. Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons: a long-term study. *J Orthop Res*, New York, v.1, n.4, p.421-430, 1984.

WORTHINGTON, P. Current implant usage. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.692-695, Dec. 1988.

YOUNG, F. A. Future directions in dental implant materials research. *J Dent Educ*, Washington, v.52, n.12, p.770-774, Dec. 1988.