

José Flávio Ribeiro Torezan

Cirurgião Dentista

Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio. Análise histológica e biomecânica em tibia de coelhos.

*Este exemplar foi
devidamente corrigido, por favor
resolução CCPG/036/83
Piracicaba, 03/04/98
[Assinatura]*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção de grau de Mestre em Clínica Odontológica- Área de Concentração em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.

Piracicaba - Estado de São Paulo
1998

José Flávio Ribeiro Torezan

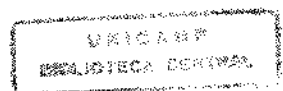
Cirurgião Dentista

Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio. Análise histológica e biomecânica em tibia de coelhos.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção de grau de Mestre em Clínica Odontológica- Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.

**Orientador : Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa
Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp**

**Piracicaba - Estado de São Paulo
1998**



9812843

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
V.	
PREÇO	34102
DATA	305/98
N.º CPD	

CM-00112446-1

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA CENTRAL DA UNICAMP**

T631e Torezan, José Flávio Ribeiro

Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio. Análise histológica e biomecânica em tibia de coelhos. / José Flávio Ribeiro Torezan. Piracicaba, SP: [s.n.], 1998.

Orientador: José Ricardo de Albergaria Barbosa.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantações dentárias. 2. Titânio. 3. Ossos-Regeneração. 4. Coelho como animal de laboratório.
I. Albergaria Barbosa, José Ricardo de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 20/03/98, considerou o candidato aprovado.

1. José Ricardo de Albergaria Barbosa

Handwritten signature of José Ricardo de Albergaria Barbosa in cursive script.

2. Luis Augusto Passeri

Handwritten signature of Luis Augusto Passeri in cursive script.

3. Renato Mazzonetto

Handwritten signature of Renato Mazzonetto in cursive script.

DEDICATÓRIA

Dedicatória

A Deus, fonte de toda a sabedoria,
meu criador e maior orientador da
minha vida.

A meus pais, Mário Antônio e
Maria Cecília pelo esforço e amor
sem medidas que sempre tiveram
na minha formação pessoal e
profissional.

A meus irmãos Mário Antônio e
Luís Antônio.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA, professor assistente doutor da área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp, pela orientação e compreensão das minhas dificuldades no decorrer do trabalho e pela amizade.

Ao Professor Doutor LUÍS AUGUSTO PASSERI, professor responsável pela área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pela sua grande capacidade de transmissão de conhecimentos científicos, que me proporcionou uma orientação precisa e eficiente em minha formação intelectual.

Aos demais professores da área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp, Professor Doutor RENATO MAZZONETTO, Professor MÁRCIO DE MORAES e Professor ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA, pela imensa colaboração e sobretudo pela amizade.

Ao Professor Doutor RONALDO CÉLIO MARIANO, Professor Titular da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas, pelo seu estímulo e empenho, que foram decisivos para o meu ingresso nesse curso de pós-graduação.

Ao Professor Doutor WILKENS AURÉLIO BUARQUE E SILVA, professor assistente doutor da área de Prótese dentária, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp, pelo inestimável apoio e auxílio na elaboração desse trabalho.

Aos amigos CARLOS EDUARDO GOMES DO COUTO FILHO e MARIA CÂNDIDA DE ALMEIDA LOPES e demais colegas de pós-graduação, pela amizade e companheirismo que tivemos durante este período de formação.

Ao INP - Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio Ltda, em nome do Cirurgião-Dentista JOSÉ TADEU TESSEROLI DE SIQUEIRA, que não poupou sacrifícios para compartilhar seus conhecimentos científicos na área de implantes dentários; pelos implantes cedidos para esse estudo e pelo processamento histológico de algumas peças na Universidade de San Antonio, no Texas (EUA).

Ao Professor Doutor PEDRO DUARTE NOVAES, professor assistente doutor da área de histologia do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pela valorosa colaboração durante a interpretação e fotografia das lâminas histológicas desse trabalho.

À Professora Doutora GLAUCIA M. BOVI AMBROSANO, professora assistente doutora da área de bioestatística do Departamento de Odontologia Social da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pelo auxílio na análise estatística dos resultados dos esforços de torção.

Ao amigo MARCOS CANAL BORGES, que sempre esteve disposto a me auxiliar com os recursos de informática na confecção desse trabalho.

Às funcionárias do centro cirúrgico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba- Unicamp, T.H.D. SUELI CRISTINA SCARASSATTI TEIXEIRA DA CRUZ e Enfermeira ALDA MARIA ROSA TRIGO, que sempre prestaram valiosa colaboração a mim e a todos os demais alunos de pós-graduação da área de Cirurgia-Buco-Maxilo-Facial.

Às bibliotecárias SUELI DUARTE DE OLIVEIRA SOLIANI e LUZIA DE FÁTIMA DA SILVA e à auxiliar de bibliotecária HELOÍSA CECCOTTI, funcionárias da biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pelo valioso auxílio na elaboração desse trabalho.

Às Sras. IVANI ODAS DEMÉTRIO e MARIA APARECIDA SANTIAGO VARELLA, técnicas do laboratório de histologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pelo grande auxílio no preparo e processamento de algumas peças histológicas utilizadas nesse trabalho.

Ao Sr. LUÍS GUEDES, zelador do canil da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pelo cuidado e carinho com que manteve os animais usados nesse trabalho.

Ao CAPES, pelo auxílio financeiro indispensável à realização das atividades científicas.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE CAMPINAS, pelas condições oferecidas para a realização desse curso
de pós-graduação.

Aos membros da comissão de pós-graduação em Clínicas Odontológicas e a todos
aqueles que de uma forma ou de outra colaboraram para a finalização desse trabalho.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1. LISTAS.....	3
2. RESUMO.....	10
3. INTRODUÇÃO.....	12
4. REVISÃO DA LITERATURA.....	17
4.1. Osseointegração.....	17
4.2. Fatores que interferem na osseointegração.....	23
4.2.1. A influência da técnica cirúrgica.....	24
4.2.2. Estado do leito receptor.....	25
4.2.3. Biocompatibilidade dos materiais de implante.....	26
4.2.4. O titânio como material de implante.....	31
4.2.5. O desenho dos implantes osseointegrados.....	34
4.2.6. A superfície dos implantes.....	38
4.3. A interface entre o osso e o implante	47
4.4. Estudos histológicos, histomorfométricos e biomecânicos.....	57
5. PROPOSIÇÃO.....	64
6. MATERIAIS E MÉTODOS.....	65
6.1. Animais e anestesia.....	65
6.2. O implante utilizado.....	66
6.3. Cirurgia experimental.....	67
6.4. Análise de torque e sacrifício dos animais.....	69

6.5. O torquímetro utilizado.....	70
6.6. Estudo histológico com implante removido.....	71
6.7. Estudo histológico sem a remoção do implante.....	72
6.8. A análise estatística.....	73
7. RESULTADOS.....	80
7.1. Análise estatística.....	80
7.2. Análise histológica.....	83
7.2.1. Período de 21 dias.....	83
7.2.1.1. Grupo de implantes de superfície rugosa por jateamento.....	83
7.2.1.2. Grupo de implantes de superfície usinada.....	90
7.2.2. Período de 42 dias.....	97
7.2.2.1. Grupo de implantes de superfície rugosa por jateamento.....	97
7.2.2.2. Grupo de implantes de superfície usinada.....	104
8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	110
9. CONCLUSÕES.....	124
ANEXOS	125
SUMMARY	127
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	129

LISTAS

1. LISTAS

1.1. Lista de palavras e abreviaturas em latim

ad libitum = à vontade

Apud = em

et al. = e outros (abreviatura de “et alii”)

etc. = e as demais coisas (abreviatura de “et cetera”)

In = em

in vitro = em laboratório

in vivo = em tecido vivo

id = o mesmo autor (abreviatura de “idem”)

Op.cit. = na obra citada (abreviatura de “Opus citatum”)

1.2. Lista de palavras e abreviaturas em inglês

ASTM = Associação Americana de Teste de Materiais

ADA = Associação Dentária Americana

Baskets = Câmaras de crescimento ósseo (no corpo do implante)

FDA = Food and Drug Administration (órgão oficial norte americano de controle de medicamentos).

ITI = Sistema de Implantes Straumann

1.3. Lista de palavras e abreviaturas em português

A = adipócito

Å = Ângstron

AL = alumínio

Al₂O₃ = trióxido de alumínio

C = osso cortical

CJ = tecido conjuntivo

CO = centro de ossificação

CV = coeficiente de variação

°C = graus Celsius

E = endóstio

EI = espaço ocupado pelo implante

F = teste F

Fig. = figura

g = grama

g/cm = gramas por centímetro

GL = grau de liberdade

H = área hemorrágica

H.E. = hematoxilina e eosina

IM = implante

INP = Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio Ltda.

kg = Kilograma

LC = linha cimentante

M = medular
 Mg = Magnésio
 $MgCl_2$ = cloreto de magnésio
 MEV = microscopia eletrônica de varredura
 Mpa = Megapascal
 mm = milímetro
 mg = miligrama
 ml = mililitro
 μm = micrômetro
 Ncm = Newtons x centímetro
 nm = nanômetro
 OA = osso cortical antigo
 OH⁻ = radical hidroxila
 OI = osso imaturo
 ON = osso novo
 P = periósteo
 p = probabilidade
 pH = concentração hidrogênio-iônica
 % = por cento
 QM = quadrado médio
 rpm = rotação por minuto
 rad = dose de radiação absorvida
 SQ = soma de quadrados
 Ti = titânio
 $TiCl_4$ = tetracloreto de titânio
 Ti - 6AL - 4V = liga composta de 90% de titânio, 6% de alumínio e 4% de vanádio.
 V = vasos sanguíneos
 X = Versus
 x = vezes (aumento)

1.4. Lista de Tabelas

	Pág.
Tabela 1 : Ciclo de remodelagem do osso cortical em diferentes espécies (tempo em semanas) (de Roberts et al. , 1987).	54
Tabela 2 : Tempo de desenvolvimento da interface para os implantes endósseos no osso cortical (de Roberts et al. , 1987).	55
Tabela 3 : Quadro de análise de variância para os resultados de torque.	80
Tabela 4 : Médias de torque e número de repetições nos diferentes tipos de superfície e tempos de remoção dos implantes	81
Tabela 5 : Valores originais dos resultados dos testes de torque (em Ncm)	125
Tabela 6 : Médias para o fator tempo dos implantes jateados	125
Tabela 7 : Médias para o fator tempo dos implantes usinados	125
Tabela 8 : Médias dos grupos para o período de 21 dias	125
Tabela 9 : Médias dos grupos para o período de 42 dias	126
Tabela 10 : Teste de Tukey para as médias do fator tempo	126
Tabela 11 : Teste de Tukey para as médias de grupos de implantes usinados e jateados	126

1.5. Lista de figuras

	Pág.
Fig. 1. Implantes cilíndricos de pressão com sulcos transversais regulares em forma de V. A - superfície rugosa por jateamento, B - superfície usinada (10 x).	74
Fig. 2. Pele e tecido subcutâneo da face medial da tibia sendo incisados com lâmina de bisturi nº 15.	74
Fig. 3. Tecido muscular afastado e o periósteo removido das áreas a serem perfuradas.	75
Fig. 4. Motor elétrico com mostrador digital de torque, velocidade e quantidade de irrigação. O contra-ângulo redutor 16:1 está acoplado ao micro-motor.	75
Fig. 5. Perfuração com broca de lança de 1,8 mm de diâmetro.	76
Fig. 6. Perfuração com broca de 2,6 mm de diâmetro.	76
Fig. 7. Orifícios ósseos preparados para inserção dos implantes.	77
Fig. 8. Inserção do implante no orifício produzido. Notar a presença do dispositivo plástico que permite a manipulação do cilindro sem contato manual.	77
Fig. 9. Após a remoção do dispositivo plástico, é feito o ajuste do bate implante na cabeça do cilindro.	78
Fig. 10. Implantes inseridos com o auxílio do bate implante e martelo cirúrgico. Aproximadamente 0,5 mm do colar do implante fica para fora do orifício.	78
Fig. 11. Pele suturada com pontos interrompidos de mononylon 3-0, sendo a área operada submetida à nova limpeza e anti-sepsia com solução tópica de polividona iodo 10%.	79
Fig. 12. Torquímetro tipo “chave de fenda”. Notar conectores para a adaptação do torquímetro ao implante.	79
Fig. 13. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 262x. Atividade osteogênica do periósteo (P) está bastante desenvolvida; pode-se notar tecido ósseo imaturo (OI) próximo ao pescoço do implante (IM). Osso cortical antigo (C).	86

Fig. 14.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 65x. Observa-se o periósteo (P), osso cortical antigo (C) e endósteo (E) margeando a superfície do implante (IM). O crescimento ósseo endosteal é evidente nos sulcos.	86
Fig. 15.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, H.E. 65x. O osso cortical espesso (C) apresenta próximo à interface, representada pelo espaço ocupado pelo implante (EI), estreita faixa basofílica necrótica. Na medula (M) há presença de fragmentos ósseos não vitais (seta).	87
Fig. 16.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, H.E. 262x. Detalhe em maior aumento, da figura anterior, dos fragmentos ósseos não vitais (setas) observados na medula (M).	87
Fig. 17.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 262x. Trabéculas ósseas imaturas (OI) coalescentes invadindo a área dos sulcos do implante (IM). Na medula (M) próximo à interface observam-se vasos (setas).	88
Fig. 18.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 65x. Porção apical do implante (IM). Na medula (M) notam-se centros de ossificação (CO) próximos à interface e no ápice do implante existe crescimento ósseo endosteal sendo, aparentemente, conduzido pela superfície rugosa do implante (*).	88
Fig. 19.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 262x. O crescimento ósseo endosteal apresenta trabéculas ósseas imaturas (OI) migrando em direção aos sulcos do implante (IM). No terceiro sulco observa-se tecido conjuntivo (CJ) com potencial osteogênico, circundando um centro de ossificação (CO). A medula (M) apresenta adipócitos com algumas áreas de inflamação (*).	89
Fig. 20.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x. O periósteo (P) adjacente ao pescoço do implante (IM) apresenta-se bastante estimulado a partir de sua camada osteogênica. Pode-se notar tecido ósseo imaturo (OI) com vasos (V) e trabéculas coalescentes. Nota-se ainda uma linha nítida separando a camada periosteal do osso cortical (C) (setas).	93
Fig. 21.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x. A camada periosteal (P) mostra grande atividade osteogênica com formação de osso imaturo (OI). Próximo ao pescoço do implante (IM) nota-se pequena área hemorrágica (H). Na seta podemos observar abaixo do pescoço do implante um fragmento de osso não vital.	93

Fig. 22.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 65x. O osso cortical (C) apresenta padrão compacto característico. É nítido o crescimento ósseo endosteal (E) em direção aos sulcos do implante (IM). (OI) osso imaturo.	94
Fig. 23.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x. Detalhe da figura anterior mostrando o crescimento ósseo no interior do segundo sulco. Esse osso imaturo (OI) apresenta-se envolvido por tecido conjuntivo (CJ) que parece percorrer toda interface. (M) medula óssea.	94
Fig. 24.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, H.E. 65x. O perióstio (P) aparece bastante estimulado. No osso cortical (C) de padrão compacto é possível observar linha basofílica necrótica. A porção endosteal (E) apresenta grande estímulo osteogênico, com formação de ondulações ósseas no espaço ocupado pelo implante (EI). A medula (M) apresenta-se com grande quantidade de células inflamatórias, próxima à interface.	95
Fig. 25.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x. Nota-se osso cortical antigo (C) de padrão compacto característico. É bastante nítida a linha cimentante (LC) entre o osso novo imaturo (OI) e o osso cortical (C).	95
Fig. 26.	Cilindro de superfície usinada, 21 dias, H.E. 262x. Detalhe de uma das ondulações ósseas vista na fig.24. Observa-se linha cimentante (LC) nítida (setas) e a característica imatura (OI) do osso proveniente do endóstio (E). (EI) espaço ocupado pelo implante; (C) osso cortical antigo.	96
Fig. 27.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 262x. Próximo ao pescoço do implante (IM) o perióstio (P) aparece descontínuo com área hemorrágica (H). O padrão ósseo periostal é imaturo, sendo a sua coloração menos homogênea que o osso cortical antigo (C). Notar mais abaixo a formação de osso imaturo (OI) próximo à interface.	100
Fig. 28.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 65x. Notar crescimento ósseo a partir do endóstio (E) preenchendo o interior dos sulcos do implante (IM). Algumas áreas no interior dos sulcos ainda apresentam tecido conjuntivo (CJ). No interior do terceiro sulco existem centros de ossificação (CO). (M) medula; (C) osso cortical; (P) perióstio.	100
Fig. 29.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 262x. Detalhe do segundo sulco da fig.28. Observar tecido conjuntivo (CJ) envolvendo a interface com o implante (IM). O osso preenchendo o sulco (OI) tem padrão imaturo.	101

Fig. 30.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 65x. Algumas áreas na interface da medula (M) com o implante (IM) apresentam centros de ossificação (CO). A medula não apresenta sinais de reação inflamatória.	101
Fig. 31.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, H.E. 65x. No ápice do implante nota-se cordão de tecido conjuntivo frouxo (CJ) e abaixo existe formação de osso imaturo (OI) a partir do endóstio inferior. (EI) espaço ocupado pelo implante.	102
Fig. 32.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, H.E. 262x. Detalhe em maior aumento da fig.31. Nota-se que, durante o preparo histológico, esse cordão de tecido conjuntivo (CJ) pode ter se destacado do tecido ósseo.	102
Fig. 33.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 65x. A medula (M) próxima ao segundo e terceiro sulcos apresenta sinais de inflamação (*).	103
Fig. 34.	Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 262x. Detalhe em maior aumento do primeiro sulco do implante (IM) da fig.33. Notar diferença de padrão ósseo do osso cortical antigo (OA) e do osso imaturo novo (ON). Entre eles existe linha cimentante nítida (LC) (setas).	103
Fig. 35.	Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 262x. A camada periosteal (P) apresenta diferente coloração do osso cortical (C). A porção próxima ao pescoço do implante (IM) parece migrar em direção à interface.	106
Fig. 36.	Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 65x. Notar crescimento ósseo preenchendo apenas o primeiro sulco de ambos os lados do implante (IM). O segundo e terceiro sulcos apresentam tecido conjuntivo no seu interior. (P) perióstio; (C) osso cortical.	106
Fig. 37.	Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 65x. Grande parte da porção apical do implante (IM) apresenta focos de crescimento ósseo proveniente do endóstio (E). Algumas áreas mais distantes apresentam centros de ossificação na medula (M) adjacente ao implante.	107
Fig. 38.	Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 262x. Detalhe em maior aumento da fig.37. Notar centro de ossificação (CO) próximo à interface. Na própria superfície do implante (IM) pode-se observar formação de trabéculas ósseas que parecem migrar em direção aos sulcos.	107

- Fig. 39. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, H.E. 65x. Notar endósteo (E) bastante estimulado formando ondulações ósseas salientes no espaço ocupado pelo implante (EI). A medula (M) apresenta centros de ossificação (CO). 108
- Fig. 40. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, H.E. 262x. Detalhe em maior aumento da fig.39, onde pode-se observar com maior nitidez os centros de ossificação (CO) na medula (M). Existe em toda a extensão da interface (na região da medula) uma delgada camada de tecido conjuntivo frouxo (CJ). (A) adipócito. 108
- Fig. 41. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 262x. É nítido o crescimento ósseo para o interior dos sulcos do implante (IM). O osso cortical antigo (OA) apresenta coloração e características morfológicas diferentes do osso neoformado (ON) nos sulcos. A linha cimentante (LC) é bastante visível. Notar, na parte inferior da figura, uma trabécula óssea neoformada envolta por tecido conjuntivo (CJ). 109

RESUMO

2. RESUMO

Esse trabalho teve como objetivo a comparação histológica e biomecânica de dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio comercialmente puros. Para esse estudo foram implantados cilindros de titânio com 6 mm de comprimento e com 3 sulcos regulares em forma de V, na metáfise tibial de 8 coelhos da raça Nova Zelândia. A tibia esquerda de cada animal recebeu dois implantes com superfície usinada e a tibia direita recebeu dois implantes com superfície rugosa induzida por jateamento. A estabilidade inicial foi conseguida através do travamento do pescoço do implante na cortical óssea, uma vez que o diâmetro dos orifícios ósseos preparados era cerca de 20 a 40 μm maior que o diâmetro externo dos cilindros. Os animais foram analisados e sacrificados nos períodos de 21 e 42 dias. Os testes de torque foram realizados em 6 animais e após o sacrifício foram retirados os fragmentos ósseos contendo os implantes, para que as peças fossem descalcificadas e analisadas por microscopia ótica. Os outros 2 animais não foram submetidos ao teste de torque com a finalidade de manter a interface intacta, pois essas peças foram preparadas para obter cortes não descalcificados. Os resultados mostraram que não houve diferenças histológicas e biomecânicas significantes entre os dois tipos de superfícies estudadas. Os implantes, nos dois tipos de superfícies analisadas e nos dois períodos estudados, mostraram sinais de terem áreas osseointegradas. Concluiu-se também, que o torque necessário para os desrosqueamento dos implantes aumentou em função do tempo.

Título em português : “Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio. Análise histológica e biomecânica em tibia de coelhos”.

Palavras chave : Implantes de titânio, Superfície, Osseointegração.

INTRODUÇÃO

3. INTRODUÇÃO

A reabilitação de partes mutiladas do organismo humano é, desde os tempos mais remotos, uma preocupação para o homem. A perda dos dentes causada por doenças ou traumas, tem um dos maiores percentuais de relatos de reabilitação, mesmo nas civilizações mais antigas, onde eram feitas tentativas de substituir dentes perdidos através de amarrações de dentes artificiais em dentes remanescentes. Através dos tempos foram criados materiais para a substituição dentária com várias formas de encaixe e fixação.

Os problemas dentários que historicamente eram de difícil resolução, hoje podem ser solucionados com a utilização de implantes osseointegrados. A partir do início desse século, surgiram alguns tipos de implantes denominados convencionais, com índices de sucesso variáveis. Até essa época pouca pesquisa científica havia sido feita para avaliar o nível de sucesso.

Alguns tipos de implantes funcionavam bem durante anos e outros fracassavam em determinadas etapas, ocasionando um descrédito na implantodontia. Dentre os vários tipos de implantes que surgiram, os intraósseos de titânio vêm sendo utilizados com sucesso há mais de 30 anos. O seu êxito se deve a um contato direto entre osso vital e o titânio em nível de microscopia ótica. Esse fenômeno foi denominado osseointegração (**BRÅNEMARK et al.**¹⁸, 1969, **BRÅNEMARK et al.**¹⁹, 1977).

O implante chamado osseointegrado é aquele em que há uma conexão direta entre o osso vivo e o titânio. Essa fixação pode e deve suportar condições de carga. Não há, em nível de microscopia ótica, camada de tecido fibroso envolvendo o implante, pois ele

está mais próximo de uma raiz dentária anquilosada do que uma raiz normal (**WORTHINGTON**¹⁰¹, 1994).

CARLSSON et al.²⁸ (1986), disseram que várias são as regiões do corpo humano onde podem ser colocados os implantes osseointegrados sendo as mais favorecidas a região craniofacial e os membros.

Todos os fatores relacionados ao sucesso da osseointegração e sua manutenção são regidos pelo tecido hospedeiro, pelas condições físico-químicas do metal e pela técnica empregada para a inserção dos implantes (**SISK et al.**⁸⁸, 1992).

JAFFIN & BERMAN⁵⁰ (1991), analisaram os índices de sucesso de implantes Brånemark e atribuíram ao tipo de tecido ósseo, as falhas ocorridas. Segundo os autores um tecido ósseo com porção cortical muito delgada e trabeculado medular de baixa densidade e pouca firmeza parece ser um determinante de insucesso.

Outro fator que parece ter extrema importância no processo de cicatrização óssea e estabelecimento da osseointegração é a temperatura durante a perfuração para a colocação dos implantes (**SISK et al.**⁸⁸, 1992). Deve ser lembrado que uma perfuração feita por um tempo mais prolongado, ou com maior pressão ou com aumento na profundidade de penetração pode criar calor excessivo (**ERIKSSON & ADELL**³⁷, 1986).

Um dano permanente na zona da interface nunca permitirá que ocorra a osseointegração, pois segundo **ERIKSSON & ALBREKTSSON**³⁸ (1983), a reparação óssea começa a ter sinais de prejuízo quando as perfurações são feitas a uma temperatura de 47°C, por um período de 1 minuto.

Um estudo experimental de **LINDER**⁶⁴ (1989), utilizando alguns tipos de metais diferentes do titânio, comprovou através de microscopia ótica que havia contato direto

entre o osso e o implante em todos os tipos de metais utilizados. O autor supôs que a osseointegração não era uma reação exclusiva a um determinado material de implante e sim um potencial reparador ósseo básico e inespecífico, que depende principalmente de um procedimento cirúrgico atraumático.

Outro estudo experimental comparativo foi elaborado por **SISK et al.**⁸⁸ (1992), onde 6 marcas comerciais de implantes foram analisadas por microscopia ótica e eletrônica. Havia implantes do tipo cilíndricos e de lâminas. Foi demonstrado que o processo inicial de osseointegração era semelhante em todos os tipos de implantes estudados, além disso esses implantes estavam clínica, radiográfica e histologicamente osseointegrados.

Respeitadas as condições de técnica cirúrgica e aspectos sadios do tecido hospedeiro, fica claro que existem condições específicas do material de implante que determinam o seu sucesso ou insucesso. Entre elas estão a fabricação do implante, a composição química da superfície, as interações químicas na interface entre o tecido e o implante e rugosidade superficial (**KASEMO**⁵³, 1983).

KASEMO & LAUSMAA⁵⁴ (1988a), disseram que a especificidade do material, nas interações do implante com os tecidos, deriva primariamente das propriedades da superfície do implante (composição química, microtextura, grau de contaminação, energia de superfície e resistência à corrosão).

Constitui um pré-requisito para a osseointegração a fixação rígida desse implante no tecido ósseo. Isso pode ser obtido mais rapidamente quando a topografia superficial do implante agir como guia na formação óssea, num processo denominado osteocondução (**DZIEDZIC & DAVIES**³⁴, 1994).

Vários autores, como **KASEMO**⁵³ (1983), **VIDIGAL Jr. et al.**⁹⁴ (1993), **LINDER**⁶⁴ (1989), **BUSER et al.**²⁴ (1991), **CARVALHO et al.**³⁰ (1994b), têm direcionado as pesquisas implantológicas para a área de superfície. Implantes de titânio recobertos por diferentes superfícies como plasma spray de titânio, jateados, hidroxiapatita, ou ainda com superfície lisa, têm merecido as atenções desses autores na busca de obter melhor eficácia nas fixações. Outras pesquisas relativas à superfície envolvem a limpeza e esterilização dos implantes, visando elaborar o melhor processo de remoção de contaminantes superficiais (**SIQUEIRA et al.**⁸⁷, 1996).

Um dos métodos eficazes para avaliar o grau de integração do tecido ósseo com o implante é o teste biomecânico, através do uso de um aparelho denominado torquímetro. **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), estudaram os implantes de titânio em tíbias de coelhos e após períodos determinados de cicatrização, foram feitos testes de torque, notando-se que com o aumento do período de reparação havia aumento do torque para a remoção dos implantes.

Também através de teste de torque **SENNERBY et al.**⁸⁴ (1992), compararam implantes em forma de parafuso colocados na tíbia e na parte femural do joelho de coelhos, a fim de analisar a resistência ao torque dos implantes em diferentes tipos ósseos. Constataram que nos períodos iniciais de cicatrização o torque era significativamente mais elevado para os implantes da tíbia.

Em 1992, **GOTFREDSSEN et al.**⁴³ utilizando novamente o teste biomecânico compararam cilindros e parafusos de titânio usinados convencionalmente, com os mesmos cilindros e parafusos recobertos com dióxido de titânio. O teste de torque revelou que era necessária uma força significativamente maior para soltar os implantes recobertos com dióxido de titânio, quando comparados com os implantes usinados.

Alguns dos novos sistemas de implantes têm mostrado altos índices de sucesso clínico, compatíveis até com os implantes do sistema Brånemark, embora nenhum deles tenha o mesmo período de acompanhamento clínico e a mesma quantidade de pesquisas.

REVISÃO DA LITERATURA

4. REVISÃO DA LITERATURA

4.1. Osseointegração

O processo de cicatrização óssea segue uma série de eventos similares de reparação independente do agente causador da injúria. Por exemplo, no caso de uma fratura, ou a inserção de um enxerto ósseo ou ainda a perfuração de um orifício para a colocação de um implante endósseo teremos uma resposta comum dos tecidos, embora o reparo ósseo peri-implantar seja mais complexo (HOBKIRK & WATSON⁴⁷, 1996).

Em 1969, **BRÅNEMARK et al.**¹⁸ foram os primeiros autores a sugerirem a possibilidade de uma ancoragem direta do osso ao metal e esse fenômeno foi denominado, pelos autores, de osseointegração. Neste estudo experimental, realizado em mandíbulas de cães, os autores observaram que o crescimento ósseo adjacente ao implante não possuía tecido mole interposto, obtendo-se assim, uma conexão rígida entre o osso e o implante.

Entre os conceitos para designar o fenômeno da osseointegração está o de **BRÅNEMARK et al.**¹⁹ (1977), que definiram esse processo como “contato direto entre o osso vivo e a superfície de um implante, à luz da microscopia ótica.” Já em 1985, **BRÅNEMARK**¹⁷ redefiniu, esse conceito como sendo “uma conexão estrutural e funcional entre osso vivo e a superfície de um implante sob a ação de carga funcional.”

De acordo com **SCHNITMAN & SHULMAN**⁸² (1979), os critérios para se considerar o sucesso dos implantes são: mobilidade menor que 1 mm em qualquer direção; perda óssea não superior a um terço da altura vertical do implante; a inflamação gengival, quando existente, pode ser solucionada por tratamento adequado; não deve haver sintomas de anesias, parestesias ou infecção; os dentes adjacentes não devem ter qualquer tipo de dano decorrente do implante; não deve haver violação do canal mandibular, seio maxilar ou assoalho da fossa nasal e o implante deve ser funcionalmente útil por, pelo menos, cinco anos.

ALBREKTSSON et al.⁸ (1981), removeram 38 parafusos integrados e estáveis de 18 pacientes e analisaram a zona de interface entre o osso e o implante usando microscopia eletrônica de varredura, microscopia eletrônica de transmissão e microscopia ótica. A microscopia eletrônica de varredura mostrou íntima relação entre o osso e o implante, sendo que os padrões de ancoragem das fibras colágenas no titânio eram semelhantes às fibras de Sharpey no osso. A interface entre o osso e o implante também foi analisada por microscopia eletrônica de transmissão, que revelou um contato direto entre as superfícies do osso e metal, sugerindo a possibilidade de uma união química direta. Os autores concluíram que a osseointegração existe em nível de microscopia eletrônica e que para obtê-la recomendam o uso de implantes rosqueáveis de titânio puro com geometria e superfície polidas, ressaltando ainda, a necessidade de uma técnica cirúrgica atraumática e a ausência de cargas sobre o implante durante um período de pelo menos 3 a 4 meses.

Um outro estudo de avaliação clínica de implantes foi realizado por **ADELL et al.**¹ (1981), com a observação de um grupo de pacientes, envolvendo a análise de 130 arcos maxilares, que continham um total de 895 implantes. Desse total, 81% dos implantes da

maxila e 91% da mandíbula permaneceram estáveis, suportando próteses. A perda óssea marginal média após o primeiro ano foi de 1,5mm e anualmente de 0,1mm. O período de observação variou de 5 a 9 anos. O pequeno número de insucessos e os baixos valores de perda óssea marginal anual, indicaram que os implantes podem ter um prognóstico mais confiável após o primeiro ano. Os autores também concordaram com **ALBREKTSSON et al.**⁸ (1981), a respeito da técnica cirúrgica atraumática e períodos de cicatrização sem carga de 3 a 4 meses para a mandíbula e de 5 a 6 meses para a maxila, a fim de obter a osseointegração.

ALBREKTSSON et al.⁹ (1986b), em artigo de revisão de literatura, elaboraram um critério de sucesso para os implantes dentários, modificando os critérios de **SCHNITMAN & SHULMAN**⁸² (1979). Segundo os autores o implante deve estar imóvel quando testado clinicamente; o exame radiográfico não deve mostrar evidências de radiolucidez peri-implantar; a perda óssea vertical deve ser menor que 0,2mm anualmente, após o primeiro ano; devem estar ausentes sinais e sintomas persistentes e ou irreversíveis como dor, infecção, neuropatias, ou violação do canal mandibular e o índice de sucesso deve ser de 85%, ao final de cinco anos, e 80% ao final de dez anos de observação.

CARLSSON et al.²⁸ (1986), fizeram um estudo onde implantaram 48 parafusos, 6 cilindros duplos de superfície irregular e 6 placas em forma de T, todos de titânio, na tibia ou fêmur de 6 cães. Além disso, um estudo paralelo foi feito colocando-se dois parafusos de titânio na tibia proximal de 5 pacientes, para posterior transplante para o ouvido médio. Os implantes foram removidos em bloco com o osso adjacente após um período que variou de 3 a 14 meses. A análise histológica confirmou que havia osseointegração, isto é, o contato direto entre osso e implante sem a interposição de

tecidos moles, em todos os implantes de parafuso, enquanto que os cilindros duplos e as placas em forma de T tiveram apenas contato ósseo parcial com algumas áreas de tecido fibroso interpostas.

Embora a extensa literatura específica exalte o sucesso dos implantes osseointegrados, existem autores que defendem os chamados implantes fibro-osseointegrados. Um desses é **WEISS**⁹⁸ (1986), que afirmou que em um significativo número de implantes osseointegrados ocorre a formação de um pseudo-ligamento com a superfície do metal, quando este for colocado em função, devido a grande remodelagem dos sistemas lamelares e harversianos. O conceito de fibro-osseointegração é a interposição de tecido colágeno denso saudável entre o implante e o osso. Esse fenômeno acontece apenas nos sistemas que permitem esse potencial fibro-osteogênico, como por exemplo nos implantes em forma de espiral e em forma de lâmina. Ainda de acordo com a teoria desse autor, o desenho em forma de parafuso do sistema Brånemark é pobre e resulta no aparecimento de fibras não osteogênicas de longo comprimento, formando assim um pseudo-ligamento e não um ligamento osteogênico como nos sistemas fibro-osseointegrados.

MEFERT et al.⁷³ (1987), em um estudo experimental em cães, compararam a integração dos tecidos moles e duros com implantes cilíndricos sem roscas externas. Usaram para esse estudo, implantes de titânio comercialmente puro com 3 tipos de superfícies distintas: usinada, jateada e com cobertura de hidroxiapatita. Os resultados histológicos mostraram que os implantes usinados tinham uma espessa camada de fibras paralelas ao longo eixo do implante. Os jateados apresentaram uma camada mais fina de encapsulamento fibroso que foi se afinando do primeiro ao décimo mês de observação, chegando quase a se tornar imperceptível. Já os implantes cobertos com hidroxiapatita

estavam revestidos com uma fina e densa camada de osso lamelar na maior parte das superfícies examinadas, sem evidências de reabsorção da hidroxiapatita. Os autores então redefiniram o termo osseointegração e o subdividiram em “osseointegração por adaptação”, na qual o tecido ósseo se aproxima da superfície do implante sem qualquer tecido mole interposto, em nível de microscopia ótica; e “biointegração” onde há um contato bioquímico direto entre o osso e a superfície do implante, confirmado na observação em nível de microscopia eletrônica.

Afirmar clinicamente que um implante está com certeza osseointegrado é quase impossível, disseram **ALBREKTSSON & ALBREKTSSON**³ (1987), mas um implante não integrado pode ser algumas vezes claramente identificado por radiografias que mostram áreas radiolúcidas ao redor da fixação. Além disso, testes manuais e sonoros com instrumentos metálicos podem indicar o insucesso da osseointegração, porém não há publicações que mostrem a correlação entre ondas sonoras e a osseointegração dos implantes.

LINDER⁶⁴ em 1989, publicou um estudo experimental utilizando 38 coelhos. Cada animal recebeu um implante de titânio puro em uma tíbia e um implante de outro metal na outra tíbia. Os outros metais em teste eram uma liga titânio-alumínio-vanádio, liga de cromo-cobalto e aço inox com superfície lisa e rugosa. Dos 76 implantes analisados em nível de microscopia ótica, 73 mostraram contato direto entre o osso e o metal. Três implantes tiveram insucesso provavelmente por instabilidade mecânica ou insuficiência do contato primário entre o osso e o implante. Baseado nos resultados, o autor supôs que a osseointegração ocorre não como uma reação óssea exclusiva ao metal titânio, mas como um potencial de reparação ósseo básico e inespecífico.

Outro estudo semelhante, só que analisando a interface entre o implante e o osso em nível de microscopia eletrônica foi elaborado por **LINDER et al.**⁶⁶ (1989). Utilizando os mesmos metais da pesquisa anterior, os implantes foram colocados na porção superior da tíbia de coelhos adultos e o período de observação foi de 11 meses. O propósito dos autores era de observar se as reações do tecido ósseo poderiam ser detectadas por microscopia eletrônica de transmissão. O principal achado desse experimento, foi observado nos casos em que havia osseointegração, onde o tecido ósseo estava numa faixa de 500 a 1000nm distante da superfície do implante, independente do metal estudado. Os autores consideraram pouco confiável analisar quantitativamente esses tecidos por microscopia eletrônica de transmissão.

Estudos clínicos têm demonstrado a grande confiabilidade dos implantes osseointegrados e em 1990, **ADELL et al.**² avaliaram, anualmente, através de exame clínico e radiográfico, 700 pacientes com 759 arcos maxilares edêntulos, totalizando 4.636 implantes. O período de avaliação foi superior a 15 anos. Dentre as amostras 95% das maxilas tiveram estabilidade das próteses aos 5 e 10 anos de observação e 92% aos 15 anos. Na mandíbula a estabilidade das próteses foi de 99% em todos os tempos observados. O índice de estabilidade dos implantes, individualmente, na maxila variou de 84 a 92% aos 5 anos, de 81 a 82% aos 10 anos e 78% aos 15 anos. Na mandíbula esse índice foi de 91 a 99% aos 5 anos, 89 a 98% aos 10 anos e 86% aos 15 anos. Baseados nos resultados e em outras publicações os autores acreditam que o tratamento do edentulismo através da reabilitação por próteses fixas suportadas por implantes osseointegrados é um método altamente eficiente.

A curiosidade científica dos pesquisadores na área de osseointegração, tem sido estimulada com o intuito de permitir que os implantes sejam funcionalmente mais

próximos do órgão dentário. É o caso do estudo de **WARRER et al.**⁹⁵ (1993), que fizeram uma pesquisa experimental, em macacos, para determinar se o ligamento periodontal pode se formar ao redor de implantes de titânio em forma de parafuso colocados em contato com raízes residuais na mandíbula dos animais.. Os resultados histológicos mostraram cemento neoformado depositado na superfície do implante em contato com a raiz residual e nas demais superfícies foi observada osseointegração.

4.2. Fatores que interferem na osseointegração.

O processo de osseointegração depende de vários fatores para alcançar êxito. Baseado nisso, muitos pesquisadores tem se empenhado em analisar os casos de insucessos e suas causas, com intuito de tornar o processo mais eficiente.

ALBREKTSSON et al.⁸ (1981), disseram que as reações existentes na interface entre o implante e o tecido ósseo são influenciadas pela técnica cirúrgica, pelo estado de saúde do leito ósseo receptor, pela biocompatibilidade do metal, pelo desenho do implante ,pelas condições de carga transmitidas ao implante e pelo tipo de superfície. Além disso, **BRÅNEMARK et al.**¹⁷ (1985), **SATOMI et al.**⁸¹ (1988) e **KOHN**⁵⁹ (1992), disseram que a estabilidade inicial do implante e um período de cicatrização livre de cargas são fundamentais no processo de osseointegração.

4.2.1. A influência da técnica cirúrgica

O calor gerado pelas brocas durante a perfuração para a colocação dos implantes é um fator crítico para o estabelecimento da osseointegração. **ERIKSSON et al.**³⁹ (1982), usaram uma câmara de microscopia vital que foi inserida na tíbia de coelhos para observar as alterações vasculares após a aplicação de calor sobre o osso. Calor de 53°C por 1 minuto foi aplicado. Durante o aquecimento a velocidade do fluxo sanguíneo aumentou, inicialmente, e aos 53°C o fluxo cessou em alguns vasos e tornou-se vagaroso em outros. Dois dias após a aplicação de calor o fluxo nos vasos pré-existentes cessou. Gradualmente esses vasos desenvolveram circulação colateral. Células adiposas reabsorveram após o aquecimento e o remodelamento ósseo iniciou-se após 3 a 5 semanas.

Outro estudo experimental de **ERIKSSON & ALBREKTSSON**³⁸ (1983), utilizando as câmaras de microscopia vital avaliou as respostas do tecido ósseo da tíbia de coelhos, frente aos traumas térmicos. Os animais foram divididos em 3 grupos. No primeiro grupo foi aplicada uma temperatura de 50°C por 1 minuto, no segundo grupo foi aplicada uma temperatura de 47°C por 5 minutos e no terceiro grupo 47°C por 1 minuto. No primeiro e segundo grupos houve reabsorção óssea e substituição por células adiposas. Já o aquecimento a 47°C por 1 minuto causou dano às células adiposas, mas pouco dano ao tecido ósseo. A temperatura de 47°C pareceu ser limítrofe para a ocorrência de danos morfológicos evidentes no tecido ósseo. Numa situação clínica de colocação de implantes, os autores afirmaram que temperaturas elevadas irão promover a formação de tecido conjuntivo ao redor do implante, não se estabelecendo portando a osseointegração do mesmo.

ERIKSSON & ADELL³⁷ (1986), mediram as temperaturas, no ato de perfuração do osso, para a colocação de implantes em 5 mandíbulas humanas edêntulas *in vivo*. A média máxima de temperatura encontrada durante as perfurações foi de 30,3°C , sendo que a temperatura mais elevada foi de 33,8°C. Nesse estudo todas as medições indicaram que as temperaturas encontradas estavam abaixo daquela capaz de causar dano ao processo de reparo ósseo, isto é, 47°C. Os autores concluíram que as perfurações preconizadas para a técnica de osseointegração não prejudicam a reparação óssea, mas deve ser lembrado que uma perfuração por tempo prolongado, com maior pressão ou um aumento na profundidade de penetração pode criar calor excessivo no osso cortical, que é pouco vascularizado.

Outro fator importante para o estabelecimento de um reparo ósseo que propicie a osseointegração é a irrigação das brocas. Baseado nisso **CARVALHO et al.**²⁹ (1994a), estudaram a ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa. Os autores analisaram as alterações histológicas ocorridas logo após as perfurações com e sem irrigação externa. Os resultados mostraram que o reparo de cavidades cirúrgicas sem irrigação externa, levaram a um quadro sugestivo de osteonecrose superficial com presença de esquirolas ósseas. Já os preparos com irrigação externa removem as esquirolas ósseas além de propiciar um corte mais regular e homogêneo. Portanto essa superfície óssea é mais saudável e adequada às necessidades da implantologia.

4.2.2. Estado do leito receptor

JAFFIN & BERMAN⁵⁰ (1991), analisaram a predictibilidade dos implantes Brånemark e afirmaram que a qualidade do tecido ósseo parece ser o principal

determinante de insucessos. Segundo os autores a anatomia do tecido ósseo pode ser dividida em 4 grupos:

- osso tipo I - osso cortical homogêneo
- osso tipo II - osso cortical espesso com cavidade medular
- osso tipo III - osso cortical fino com trabeculado denso e firme
- osso tipo IV- osso com cortical fina e com trabeculado frouxo

Segundo esse estudo, os implantes colocados nos tipos ósseos I, II e III que oferecem boa firmeza, tiveram apenas 3% de insucessos, enquanto que aqueles colocados no osso tipo IV tiveram 35% de insucesso. Os autores afirmaram que a determinação pré-cirúrgica da qualidade do tecido ósseo pode ser um método eficaz para prevenir os insucessos dos implantes.

4.2.3. Biocompatibilidade dos materiais de implante.

Sabemos que materiais estranhos ao organismo podem causar reações teciduais de diferentes graus de intensidade. A biocompatibilidade dos implantes é um dos principais fatores que pode influenciar no processo de osseointegração (ALBREKTSSON et al.⁸, 1981).

Estudos feitos na década de 60 mostraram a preocupação dos pesquisadores com as reações teciduais geradas por implantes metálicos. LAING et al.⁶¹ (1967), avaliaram as reações teciduais adjacentes aos implantes metálicos colocados na musculatura para-espinal de coelhos. Os metais empregados nesse estudo foram diferentes tipos de aço, ligas de níquel, ligas de cobalto, ligas de titânio, titânio puro, ligas de zircônio, zircônio puro e alumínio. Os implantes tinham formato de cilindros ou bolas. Após 6 meses os

animais foram sacrificados e as amostras analisadas histologicamente. Os resultados mostraram reações teciduais que variaram de uma violenta reação inflamatória, como no caso do níquel e cobalto, até uma discreta reação por parte de outros metais. Os metais que já eram utilizados como implantes cirúrgicos, entre eles o titânio comercialmente puro, apresentaram uma boa resposta tecidual e formaram uma pseudo-membrana ao redor do implante. Segundo os autores o titânio e algumas ligas apresentaram evidências de serem materiais confiáveis para produção de implantes cirúrgicos.

WILLIAMS¹⁰⁰ (1973), afirmou que um dos principais fatores para a biocompatibilidade das ligas metálicas é a resistência à corrosão. A reação mais importante dos metais é aquela que envolve a presença do oxigênio. Alguns metais reagem com oxigênio formando uma fina camada de óxidos na superfície. Quando a superfície de um metal está revestida com essa camada de óxidos, o metal torna-se menos reagente sendo chamado metal passivo, o qual é resistente à corrosão. A camada de óxidos deve estar aderida a superfície do metal.

O processo de oxidação deve ser auto-limitante até formar uma camada que proteja o metal e evite a continuação do processo de oxidação. Quando há manipulação do implante pode ocorrer uma remoção dessa camada de óxidos, deixando o metal mais reagente (**WILLIAMS¹⁰⁰**, 1973).

Existem 2 processos pelos quais um implante pode ser quimicamente irritante aos tecidos. O primeiro é a corrosão metálica, que pode ser observada na superfície do metal. O titânio não apresenta esse problema, embora ele não seja inerte aos tecidos. O segundo processo é a lenta passagem de íons metálicos de um metal, no estado pouco reagente, para os tecidos. Os dois processos descritos são eletrolíticos, mas o processo de corrosão remove a camada de óxidos do metal. Quando há sinais de desgaste, erosão

visível no material implantado e presença de íons metálicos nos tecidos adjacentes, pode-se dizer que os produtos da corrosão estão dissolvidos e depositados no meio extracelular (WILLIAMS¹⁰⁰, 1973).

O trauma cirúrgico, a instabilidade do implante e o processo de corrosão são fatores etiológicos do desenvolvimento de uma cápsula de tecido fibroso ao redor do implante. Para avaliar o efeito da corrosão metálica isoladamente, LINDER & LUNDSKOG⁶⁵ (1975), fizeram um estudo experimental em coelhos, onde o trauma cirúrgico foi mínimo e não havia movimentação dos implantes. Os metais usados foram o aço inox, titânio, vitálio e cobre. Os implantes foram colocados na tíbia de coelhos e os períodos de observação variaram de 3 semanas a 10 meses. Todos os implantes estavam firmemente aderidos ao osso, com exceção dos implantes de cobre. Após a remoção dos implantes do osso, nenhum tecido mole foi visto aderido aos implantes os quais tinham a mesma aparência de superfície de quando foram implantados. Já os implantes de cobre estavam instáveis, revestidos por tecido fibroso e materiais necróticos. Os resultados histológicos mostraram que o aço inox, o titânio e o vitálio não apresentaram cápsulas de tecido conjuntivo, mas o implante de cobre provocou uma reação tecidual intensa, como os autores já esperavam. Concluíram, então, que a técnica cirúrgica atraumática e a imobilidade do implante são mais efetivos para a integração óssea dos implantes do que a natureza dos materiais.

Uma grande parte das pesquisas sobre implantes em humanos têm sido realizadas com observações clínicas e através da avaliação da biocompatibilidade dos materiais. Uma análise minuciosa deve ser feita a partir da investigação da interface entre o implante e os tecidos, a nível molecular. Segundo KASEMO⁵³ (1983), quase todas as interações entre o implante e o tecido originam-se de forças físico-químicas de

dimensões atômicas. Uma das condições mais importantes que irá determinar o sucesso ou a falência de um implante, está relacionada com as propriedades de superfície desse metal. O autor enfatizou que as interações químicas dos implantes metálicos com os tecidos são determinadas pelas propriedades do óxido superficial e não pelas propriedades químicas do metal.

LEMONS E NATIELLA⁶² (1986), afirmaram que devido aos fenômenos eletroquímicos, as ligas metálicas não devem ser interconectadas eletricamente através de uma ponte de metal, especialmente se diferentes ligas são usadas no mesmo arco dentário de um paciente. O potencial da corrente galvânica do aço inox é completamente diferente das ligas de titânio ou cobalto. Já as ligas de cobalto-cromo-molibdênio, titânio-alumínio-vanádio e titânio puro não possuem grandes diferenças eletroquímicas, isto é, diferença de potencial galvânico.

Em estudo de revisão bibliográfica **COOK & DALTON**³² (1992), descreveram a biocompatibilidade e biofuncionalidade dos materiais de implante, incluindo ligas de titânio e titânio puro. Segundo os autores, um material implantado pode ter suas propriedades alteradas pelos fluidos orgânicos. Os mecanismos de degradação como a corrosão, por exemplo, podem ser acelerados pelas mudanças nas concentrações de íons e pH nos fluidos orgânicos.

A resposta do organismo a um determinado material de implante pode variar de uma leve reação inflamatória até uma inflamação crônica, sendo que o grau de resposta biológica depende quase exclusivamente desse material implantado (**COOK & DALTON**³², 1992).

Para conseguir uma boa resposta tecidual os implantes devem ter apropriada resistência mecânica, biocompatibilidade e bioestabilidade no ambiente fisiológico. E

baseado na classificação biológica dos implantes **COOK & DALTON**³² (1992), descreveram 3 classes de biomateriais: os materiais biotolerantes, os bioinertes e os bioativos. Os materiais biotolerantes produzem uma resposta tecidual, onde uma fina camada de tecido fibroso se desenvolve na interface entre o implante e o tecido. Entre esses materiais está o polimetil-metacrilato. Os materiais bioinertes possuem o tecido ósseo em contato direto com a superfície do implante, num processo de osseointegração, e como exemplo temos o titânio e o óxido de alumínio. A osseointegração ocorre porque a superfície do metal é quimicamente não reativa aos tecidos adjacentes e aos fluidos orgânicos. Finalmente os materiais bioativos produzem uma resposta dos tecidos onde existe união química direta, na interface entre o implante e o osso. Podemos citar como materiais bioativos o fosfato tricálcico e as biocerâmicas.

HOBKIRK & WATSON⁴⁷ (1996), disseram que a razão do titânio comercialmente puro e alguns outros tipos de metais serem bem aceitos pelo osso, está relacionada com a camada de óxido superficial auto-formador e muito aderente, que confere uma excelente resistência à corrosão. Quando comparadas ligas de titânio com o titânio comercialmente puro, observa-se uma formação óssea interfacial menos satisfatória nas ligas. Uma grande preocupação com essas ligas é a possibilidade de um de seus componentes se desintegrar em grande quantidade, provocando efeitos colaterais locais e sistêmicos.

Os materiais que têm se mostrado mais tolerantes ao tecido ósseo são o titânio comercialmente puro, o nióbio e a hidroxiapatita. O aço inoxidável, ligas de cromo-cobalto-molibdênio, ligas de titânio-alumínio-vanádio e ligas de óxido de alumínio são de questionável aceitação integral pelo osso. Já os metais definitivamente não apropriados para implantes são o cobre e a prata (**HOBKIRK & WATSON**⁴⁷, 1996).

4.2.4. O titânio como material de implante.

HILLE⁴⁶ (1966), afirmou que o titânio mostra resistência adequada às forças de corrosão existentes no organismo, induz pouca reação nos tecidos adjacentes e possui propriedades mecânicas adequadas como resistência, ductibilidade e dureza.

A obtenção comercial do titânio pode ser feita pela redução do tetracloreto de titânio (obtido pelo aquecimento do rutilo - TiO_2 numa atmosfera de cloro) com magnésio : $\text{TiCl}_4 + 2\text{Mg} \rightarrow 2\text{MgCl}_2 + \text{Ti}$. Pode também ser obtido por eletrólise, com a adição de cloreto de sódio ou cloreto de potássio para abaixar o ponto de fusão. O processo de purificação do titânio se dá durante a fundição, pelas diferenças de ponto de fusão dos componentes. O titânio apresenta ponto de fusão 1688°C , ponto de ebulição 3260°C e densidade de $4,51 \text{ g/cm}^3$ (**ENCYCLOPEDIA BRITANNICA DO BRASIL**³⁶, 1977).

O titânio comercialmente puro é o único metal que tem mostrado estabelecer contato direto com o osso e manter essa relação no homem, por períodos de mais de dez anos. Deve ser lembrado que embora o titânio puro seja um ótimo material para implante, ele possui certas desvantagens quando usado para superfícies deslizantes em implantes articulares, devido à alta fricção entre as superfícies metálicas em contato (**ALBREKTSSON et al.**⁸, 1981).

Segundo **COOK & DALTON**³² (1992), o titânio comercialmente puro e as ligas de titânio possuem baixa densidade e propriedades químicas que os tornam apropriados para a confecção de implantes cirúrgicos. A alta resistência à corrosão, atribuída à camada de óxido superficial, confere uma superfície quimicamente não reativa. O módulo de elasticidade do titânio é aproximadamente 110 Mpa .

Comparativamente esse valor é a metade do valor das ligas de cobalto, mas é pelo menos 5 vezes maior do que o tecido ósseo. As ligas de titânio e o titânio puro têm resistência superior a todos os outros metais, levando em consideração a relação resistência/densidade, embora possua pouca resistência ao cisalhamento e ao desgaste.

KOHN⁵⁹ (1992), afirmou que as várias seqüências de processamento do material de implante têm uma forte influência nas propriedades e no funcionamento do implante. O processo de fundição, forjamento ou usinagem para dar o formato final do implante pode alterar o volume da microestrutura, a superfície química e consequentemente as propriedades biológicas.

O titânio tem sido chamado de “o material de escolha” em odontologia por causa de sua grande resistência e mínima resposta biológica. A resistência desse metal se deve à orientação cristalográfica, ou seja, a estrutura cristalina hexagonal, enquanto que a resistência à corrosão é determinada pela superfície de óxido (**KOHN**⁵⁹, 1992).

Segundo **SMITH**⁸⁹ (1993), o titânio comercialmente puro, a liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6AL-4V) e a hidroxiapatita são atualmente os materiais mais usados em implantes endósseos nos Estados Unidos. O aço inoxidável e ligas de cobalto continuam a ser usados em ortopedia e as ligas de cromo-cobalto para implantes subperiósteos. A associação do processo de osseointegração exclusivamente com o titânio comercialmente puro, fez com que esses outros metais ficassem em desuso para a confecção de implantes dentários.

O grande desenvolvimento das ligas para implantes ocorreram com o intuito de melhorar a fadiga, o desgaste, a resistência, além de minimizar o processo de corrosão e liberação de íons. O titânio e suas ligas têm sido usados devido à resistência à corrosão e à biocompatibilidade. Contudo todos os materiais que se degradam ,

liberam seus constituintes no organismo, ao longo do tempo. Esse processo de degradação pode envolver dissolução, decomposição hidrolítica, corrosão e geração de partículas através de desgaste por micromovimentações ou estresse termomecânico na interface do implante com o tecido. A corrosão dos metais e ligas pode ser afetada pela resposta inflamatória após a colocação do implante. Pouco é sabido sobre os índices de acúmulo de produtos de corrosão nos tecidos peri-implantares e seus efeitos nos mecanismos celulares (SMITH⁸⁹, 1993).

WORTHINGTON¹⁰¹ (1994), disse que o titânio é o nono metal mais abundante na terra e em seu estado natural encontra-se como dióxido de titânio, que é mole, maleável, porém resistente. As ligas de titânio foram criadas com o objetivo de obter um material mais forte e biocompatível. O titânio comercialmente puro tem uma composição de aproximadamente, 99,75% de titânio, 0,05% de ferro, 0,1% de oxigênio, 0,03% de nitrogênio, 0,05% de carbono e 0,012% de hidrogênio. Tanto o titânio puro como a liga Ti-6Al-4V têm excelente resistência à corrosão.

Atualmente o titânio comercialmente puro é considerado o melhor material para a confecção de implantes do ponto de vista de resposta tecidual, embora não se deva esquecer que essa resposta é influenciada por muitos outros fatores como o desenho do implante, a sua camada de óxidos etc.. Devido às suas propriedades físicas, ele não é o material ideal para a fabricação de pequenos componentes dentários para suportar cargas. Outras ligas de titânio possuem propriedades físicas mais adequadas como a liga Ti-6Al-4V, mas dados histológicos confirmam que elas podem desencadear uma resposta menos favorável quando implantadas no osso (HOBKIRK & WATSON⁴⁷, 1996).

Ligas de aço inoxidável e cromo-cobalto-molibdênio foram usadas em tempos remotos para a construção de implantes, mas caíram em desuso devido ao fato de não se

integrarem imediatamente com o osso e também sofrerem corrosão. Outros materiais como o tântalo, o zircônio e o nióbio possuem excelentes propriedades mecânicas e são bioinertes, mas não foram até o momento colocadas no mercado (**HOBKIRK & WATSON**⁴⁷, 1996).

4.2.5. O desenho dos implantes osseointegrados

A maioria dos implantes endósseos se parece com a forma de uma raiz dentária, tendo um formato em geral cilíndrico ou cilíndrico ligeiramente cônico. Alguns desses implantes possuem rosca na superfície externa enquanto que outros possuem apenas encaixes externos. Existem ainda cilindros ocos com aberturas denominadas “baskets” e placas planas em forma de lâminas. Grande parte desses implantes é feito de titânio comercialmente puro ou liga de titânio, podendo ser revestidos por diferentes tipos de superfícies. A aparência da morfologia superficial não serve como única base para avaliar a qualidade do implante. A composição do material, sua pureza, as características da superfície e seu preparo são de extrema importância (**WORTHINGTON**¹⁰¹, 1994).

Segundo **ALBREKTSSON et al.**¹⁰ (1983), a osseointegração é mais facilmente conseguida com implantes cilíndricos com rosca externa, devido à criação de uma grande área de contato entre osso e implante. O desenho em forma de parafuso minimiza os movimentos durante a cicatrização inicial, devido ao aumento da superfície de contato do implante. Isso é de fundamental importância para o estabelecimento da osseointegração, pois segundo **BRUNSKI**²⁰ (1992), os micromovimentos na fase inicial de cicatrização óssea destruiria o arcabouço celular peri-implantar que seria responsável pela formação do osso, acarretando então a formação de tecido fibroso na interface.

Em estudo experimental, **MANIATOPOULOS et al.**⁷⁰ (1986), afirmaram que implantes precocemente submetidos à carga, os cilíndricos ligeiramente cônicos e porosos se tornaram mais rapidamente invadidos por osso do que os implantes em forma de parafuso.

A análise histológica de **CARLSSON et al.**²⁸ (1986), mostrou que implantes em forma de placas em T e implantes cilíndricos duplos têm menor ancoragem óssea, quando comparados aos implantes de parafuso.

BRUNSKI²¹ (1988), afirmou que os princípios biomecânicos são relevantes no desenho do implante, porque todos os implantes compartilham de um mesmo propósito, que é a restauração da função mastigatória. Os implantes dentários são desenhados através de tentativas para conseguir o sucesso clínico. Isso é devido à falta de conhecimento científico sobre a distribuição de cargas nos implantes *in vivo*, a transferência do estresse aos tecidos da interface e respostas desses tecidos ao estresse. Para que se consiga um protótipo ideal de um implante, deverá haver respostas para essas dúvidas. Estudos devem ser direcionados para medições de força mastigatórias em humanos e animais com próteses implanto-suportadas; além disso a performance desses implantes deve ser examinada a nível histológico para entender os mecanismos biomecânicos.

MEFERT et al.⁷⁴ (1992), afirmaram que não há pesquisas comprovando que um determinado desenho de implante é melhor para certas regiões específicas dos ossos maxilares, mas existe uma única “recomendação” do **FDA**, até o momento, que indica que os implantes em forma de parafuso podem ser utilizados na região anterior da mandíbula, com elevado índice de sucesso.

O desenho dos implantes é baseado em alguns fatores que se interrelacionam, incluindo a geometria do implante, que afeta as propriedades mecânicas e a estabilidade tanto no início como ao longo do tempo, da interface do implante com o tecido. Não há critérios para o desenho, mas os implantes podem ser desenhados para aumentar resistência, a estabilidade da interface ou a transferência de cargas. Todo desenho de implante deve promover um aumento da estabilidade inicial e minimizar o fracasso, mantendo a osseointegração por longo tempo (KOHN⁵⁹, 1992).

De acordo com KOHN⁵⁹ (1992), a fadiga dos materiais de implante é importante por várias razões, no que diz respeito ao desenho dos implantes. A distribuição do estresse entre o implante e o tecido ósseo é dependente do tamanho da secção do implante, bem como do seu módulo de elasticidade. Com isso a diminuição do tamanho da secção ou mudança no formato do implante a fim de aumentar a transferência do estresse será possível apenas se as forças de fadiga forem melhoradas.

O problema do desenho segundo BRUNSKI & SKALAT²² (1992), é atender a função de suportar forças mastigatórias e dissipá-las segura e eficazmente aos tecidos da interface, por longo período. A chave do problema do desenho dos implantes dentários é a fixação desse implante e a maneira como ela ocorre no osso. Vários tipos de desenho surgiram para tentar solucionar o primeiro implante dito “moderno”.

Alguns implantes tem fase cirúrgica única, isto é, são colocados no interior do osso permitindo que uma porção do implante cicatrize através do tecido gengival. Esses implantes podem ou não ser colocados em função imediatamente após a implantação. Entre exemplos pode-se citar a maioria das lâminas, o implante de safira sintética e o implante ITI. Existem também os implantes de duas fases cirúrgicas, nos quais uma porção do implante é colocada no interior do osso e cicatriza-se por um período de

aproximadamente 6 meses. Após esse período um segundo procedimento cirúrgico é executado para conectar o componente transmucoso à porção implantada. Entre esses implantes incluem-se os cilindros e parafusos de Brånemark (**BRUNSKI & SKALAT**²², 1992).

Ainda segundo **BRUNSKI & SKALAT**²² (1992), com o passar dos tempos muitos implantes apresentaram diferentes formatos : pinos, parafusos, cônicos, espirais únicas e duplas, parafusos com furos, lâminas geométricas, parafusos recobertos com alumina e grampos transmandibulares.

Uma das formas para tentar solucionar o problema da fixação do implante foi tentar mudar a forma e a textura da superfície para promover fixação por travamento em macro e microescala. Alguns implantes possuem geometria de espirais, cristas, buracos, esferas ou entalhes no corpo do metal, o que aumentaria a retenção por macrotravamento. O microtravamento, por sua vez, seria dado através do recobrimento do metal com plasma spray, cerâmicas ou superfícies rugosas. A idéia é permitir o crescimento ósseo no interior dessas microrrugosidades (**BRUNSKI & SKALAT**²², 1992).

Segundo **Mc GLUMPHY & LARSEN**⁷² (1993), os implantes osseointegrados de dois estágios geralmente possuem muitas vantagens em relação aos implantes de um único estágio. Entre essas vantagens podem-se destacar o elevado índice de sucesso relatado na literatura, a adaptação desses implantes em diversas áreas da cavidade bucal, um preciso sítio de implantação e a facilidade de remoção, em caso de insucesso. Os autores têm predileção para o uso clínico de implantes endósseos de dois estágios, podendo ser cilindros com ou sem rosca.

Os implantes dentários do tipo rosqueado demonstraram funcionar bem por décadas sem problemas clínicos, comprovados pela vasta documentação existente. Já os implantes sem rosca podem funcionar bem, tendo um excelente resultado clínico a longo prazo, embora não haja documentação científica suficiente até o momento. Não existe dúvida de que vários tipos diferentes de cilindros sem rosca, conseguem ancoragem no osso, mas deve haver documentação a longo prazo para saber se os relatos de reabsorção de tecido ósseo ao redor desses implantes representam as exceções ou a regra (HOBKIRK & WATSON⁴⁷, 1996).

4.2.6. A superfície dos implantes

A adesão celular, teoricamente, pode depender da superfície do implante. A preferência de se utilizar implantes com superfícies rugosas ao invés de polidas, são evidentes, mas o suporte científico para esse fato, até o início da década de 1980, não era convincente, sendo portanto uma decisão empírica. Os mecanismos básicos explicando a verdadeira razão da adesão do titânio ao osso estavam ainda pouco conhecidos (ALBREKTSSON et al.⁸, 1981).

KASEMO & LAUSMAA⁵⁴ (1988a), afirmaram que a especificidade do material nas interações entre o implante e o tecido era devida primariamente às propriedades de superfície desse implante, como por exemplo, a composição química, microarquitetura, grau de contaminação, energia de superfície e resistência à corrosão.

BOWER et al.¹⁶ (1992), num estudo *in vitro*, utilizando cultura de células semelhantes a osteoblastos, mostraram que havia maior tendência dessas células para se aderirem à superfícies rugosas do que superfícies lisas de titânio comercialmente puro.

Para **BAIER et al.**¹³ (1988), as microirregularidades da superfície devem obedecer parâmetros já estudados. Os autores afirmam que a aspereza superficial ao nível de 1 μm ou menos não tem influência significativa na interação entre o implante e os tecidos hospedeiros.

As propriedades físicas da superfície do implante influenciam a força de retenção desse implante integrado. Uma superfície que foi submetida ao jateamento com grãos, terá um nível de contato ósseo significativamente maior do que superfícies de titânio lisas ou polidas (respectivamente 50% e 20% de contato), proporcionando maior força retentiva (**BUSER et al.**²⁴, 1991).

Implantes de titânio com superfície recoberta por plasma spray de titânio foram analisados macroscopicamente e histologicamente, após a implantação em cães. Esse estudo de **CARVALHO et al.**³⁰ (1994b), mostrou que após 180 dias, na análise macroscópica, foram observados fragmentos de tecido ósseo incorporados ao parafuso. Histologicamente o tecido ósseo no interior das roscas era rico em osteoblastos e osteócitos, o que permitiu a conclusão que essa superfície possibilita o desenvolvimento de uma interface osseointegrada.

O preparo do implante começa pela usinagem do metal bruto através de tornos, num processo controlado. O titânio é então descoberto e exposto à atmosfera e lubrificantes. Essa exposição resulta numa formação extremamente rápida de uma camada de óxido na superfície do metal. Em menos de um milisegundo, uma camada de óxido maior que 10Å se forma e no prazo de um minuto a espessura dessa camada será de 50 a 100Å. A espessura, composição e microestrutura da camada de óxido depende da pressão e velocidade da usinagem, as quais determinam a temperatura da superfície. O passo seguinte seria a limpeza ultrassônica e a esterilização por autoclave, sendo que

esse ultimo processo, implica um crescimento adicional da camada de óxido superficial, além de provável incorporação de radicais hidroxila (OH⁻). Após essas etapas o implante estará pronto para a instalação cirúrgica (**KASEMO**⁵³, 1983).

BRÄNEMARK et al.¹⁹ (1977), destacaram que um dos fatores preponderantes para a obtenção do contato direto entre o implante e o osso é o grau de limpeza da superfície, a qual deve ser tratada mecânica e quimicamente.

Um estudo histológico e biomecânico de alguns materiais biocompatíveis com diferentes desenhos e superfícies foi elaborado por **THOMAS & COOK**⁹² (1985), com a finalidade de avaliarem algumas variáveis que influenciam a fixação dos implantes. Entre os materiais avaliados estava o titânio comercialmente puro com superfícies polidas e rugosas. Os resultados mostraram que os implantes com superfície rugosa tiveram maior resistência à remoção, quando comparados com os de superfície polida. A avaliação histológica mostrou aposição óssea direta nos implantes com superfície rugosa enquanto os implantes de superfície polida apresentavam vários graus de encapsulamento fibroso.

Embora implantes com superfície porosa devam conseguir a fixação através de crescimento ósseo para o interior de seus poros, existem evidências clínicas que nem sempre isso ocorre. A movimentação do implante nas fases iniciais de cicatrização pode resultar na formação de uma camada de tecido fibroso na interface. Foi baseado nessa evidência que **PILLIAR et al.**⁷⁶ (1986), fizeram um estudo em cães, para avaliar o grau de movimentação que pode resultar em fixação óssea ou por tecido conjuntivo fibroso. Para isso utilizaram implantes colocados através do canal radicular desses cães, de modo transapical. Os resultados mostraram que devido às cargas aplicadas, ocorreu o crescimento ósseo para o interior dos poros mesmo na presença de pequenos

movimentos. Os movimentos menores que 28 μm não inibiram o crescimento ósseo para o interior dos poros. Já os movimentos excessivos, de 150 μm ou mais foram suficientes para inibir o crescimento ósseo e estimular a formação de um tecido conjuntivo fibroso.

MANIATOPOULOS et al.⁷⁰ (1986), elaboraram um estudo comparativo de superfícies de implantes. Utilizaram um modelo de implante endodôntico para comparar o efeito do desenho desse implante na sua estabilização óssea. Implantes de superfície porosa foram comparados com rosqueados e polidos. Foram utilizados 83 implantes endodônticos afilados, que foram inseridos nos condutos radiculares dos terceiros e quartos pré-molares e primeiros molares bilateralmente, em 6 cães mongrel. Os animais foram sacrificados imediatamente após a implantação e após 3, 6 e 12 meses. Os implantes foram avaliados por exame clínico e radiográfico e após o sacrifício por testes biomecânicos, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microscopia ótica da interface entre o implante e o tecido. O teste mecânico de remoção mostrou aumento da resistência à remoção, com o passar do tempo, para os implantes com superfície porosa, ao passo que houve gradual perda de fixação para os implantes com rosca e baixa resistência à remoção, de maneira constante, para os implantes polidos. A análise histológica e a MEV mostraram que os implantes polidos tinham um encapsulamento fibroso desde os tempos iniciais de cicatrização. Os implantes rosqueados embora apresentassem um bom encaixe inicial com o osso, desenvolveram uma cápsula de tecido conjuntivo, que gradualmente aumentava sua espessura e após 6 meses, pouco encaixe mecânico existia entre o implante e o tecido ósseo. O espessamento gradual de cápsula fibrosa foi atribuído ao movimento do implante. Os implantes com superfície porosa estavam, por sua vez, bem estabilizados e com formação óssea no interior de seus poros.

ALBREKTSSON & ALBREKTSSON⁵ (1987), afirmaram que a superfície do implante é importante para a osseointegração por vários aspectos, como por exemplo, implantes com algumas irregularidades de superfície têm se tornado melhor ancorado ao osso do que implantes com superfície polida. Outro fator é a energia de superfície, no que diz respeito à adesão celular. Segundo os autores um implante com baixa energia de superfície terá uma duvidosa adesão celular.

Existem pesquisadores que possuem uma linha de pesquisa voltada à superfície dos implantes. **BAIER & MEYER**¹² (1988), que publicaram um artigo acerca do preparo da superfície dos implantes, abordando o processo de eliminação dos contaminantes.

Provavelmente a fonte mais comum de depósitos de contaminantes superficiais, orgânicos e inorgânicos é proveniente dos processos de esterilização. Os processos de autoclavagem, esterilização por gás de óxido de etileno, imersão em soluções esterilizantes a frio, deixam resíduos na superfície dos implantes. Já o uso de descarga incandescente como processo de esterilização é muito eficaz, pois além de esterilizar, limpa e ativa a superfície, deixando-a altamente energizada (**BAIER et al.**¹⁴, 1982; **BAIER & MEYER**¹², 1988).

KASEMO & LAUSMAA⁵⁵ (1988b), disseram que uma superfície que parece perfeitamente limpa a olho nu, pode estar extremamente suja do ponto de vista químico, coberta por inúmeras camadas de moléculas de corpos estranhos e contaminantes. Uma superfície limpa significa que o volume do material está presente em toda a sua extensão, sem mudar a composição química e sem ter corpos estranhos aderidos a ela. Porém qualquer material de implante terá pelo menos algumas moléculas contaminantes aderidas à superfície, devido às ligações químicas insaturadas que sempre existem nas superfícies limpas. Essas ligações são, então, saturadas pela adesão e ou reação com

moléculas do meio ambiente, como por exemplo, as impurezas do ar. Além dos contaminantes moleculares, existem os contaminantes grosseiros que são multicamadas de partículas como o pó, impressões digitais *etc.*

Poucos segundos são necessários para uma superfície perfeitamente limpa ser contaminada por uma alta porcentagem de camada monomolecular de hidrocarbonetos e outras moléculas. Após um minuto de exposição ao ar, a maioria das ligações insaturadas tornam-se saturadas. Nesse ponto há uma camada de moléculas aderidas à superfície. Com o tempo e dependendo da natureza química da camada inicial, moléculas adicionais podem se aderir à superfície e construir multicamadas de moléculas contaminantes. Então as propriedades químicas e o comportamento biológico dessa superfície serão determinados pelo tipo e concentração dos contaminantes aderidos (**KASEMO & LAUSMAA**⁵⁵, 1988b).

Dependendo do pré-tratamento da superfície do implante de titânio, a densidade e a natureza da nova camada de contaminantes aderida pode variar. A superfície perfeitamente limpa, com suas ligações químicas insaturadas, representa um estado de alta energia, ao passo que a superfície contaminada representa um estado de baixa energia (**BAIER & MEYER**¹², 1988; **KASEMO & LASUMAA**⁵⁵, 1988b).

GLANZ⁴⁰ (1985), também afirmou que os procedimentos de limpeza de superfície são extremamente importantes para o processo de integração dos tecidos ao implante. As forças de adesão nos implantes osseointegrados são de nível atômico. Isso sustenta a teoria que a presença de contaminantes na superfície dos implantes, irá influenciar negativamente as interações biofísicas da adesão celular.

CARLSSON et al.²⁵ (1989), elaboraram um estudo experimental comparando o método de esterilização por descarga incandescente com a autoclavagem, em implantes

que foram colocados na tíbia e fêmur de coelhos. O teste de remoção dos implantes e a análise histológica, feitos após 6 meses, mostraram que não havia diferenças qualitativas entre os implantes avaliados. Segundo os autores esses resultados mostram que o tratamento convencional de esterilização por autoclavagem é suficiente para proporcionar condições de superfície que desencadeiam respostas teciduais semelhantes àquelas observadas com tratamento por descarga incandescente.

Porém **BAIER et al.**¹⁵ (1984), já haviam demonstrado que implantes tratados por descarga incandescente de esterilização tinham melhor adesão e estruturação de células de tecido conjuntivo ao redor do implante, quando comparados com implantes submetidos ao método de autoclavagem.

Estudos de microanálise de superfície para detectar contaminantes após o processo de limpeza foram elaborados por **KELLER et al.**⁵⁷ (1990), **EDWARDS & GOLD**³⁵ (1992). Vários elementos contaminantes foram encontrados, como carbono, cálcio, potássio, sódio e silício.

Esses contaminantes de superfície podem originar-se durante o processo de fabricação, manuseio e embalagem do implante e bem como podem resultar do processo de limpeza e esterilização (**SMITH et al.**⁹⁰ 1991).

SIQUEIRA et al.⁸⁷ (1996), avaliaram implantes cilíndricos de titânio jateados submetidos a diversos processos de limpeza e constataram através de análises por microscopia eletrônica de varredura e microanálise por energia de dispersão que só o processo de limpeza com detergente não é suficiente para remover todos os contaminantes provenientes do jateamento, sendo necessário um banho ácido específico para esse fim.

Utilizando espectroscopia por dispersão de energia para a análise de contaminantes de superfície, de 3 marcas comerciais de implante, **VIDIGAL Jr et al.**⁹⁴ (1993), concluíram que duas marcas apresentavam contaminantes. Estes puderam ser identificadas como partículas de alumínio e partículas de ferro, provavelmente derivadas do processo de limpeza e usinagem respectivamente.

A camada de óxido da superfície do titânio apresenta uma determinada espessura. O crescimento dessa camada irá cessar quando atingir a espessura de 1 a 10 nm ou seja 5 a 50 camadas atômicas (**KASEMO**⁵³, 1983; **KASEMO & LAUSMAA**⁵⁶, 1986; **KASEMO & LAUSMAA**⁵⁴, 1988a).

A espessura da camada de óxido pode variar de 3 a 5nm quando diversas técnicas de limpeza e esterilização são utilizadas, embora espessuras de 3 a 25nm já foram encontradas (**KLAUBER et al.**⁵⁸, 1990; **MACCHNEE et al.**⁶⁹, 1993).

KASEMO⁵³ (1983), afirmou que a composição da camada de óxido superficial é de dióxido de titânio, por ser mais estável, porém outros óxidos podem se formar, como por exemplo o monóxido de titânio e trióxido de titânio.

Com temperaturas abaixo de 370°C a espessura da camada de óxido se mantém constante. Acima dessa temperatura a espessura tende a aumentar. A estrutura e as propriedades do titânio comercialmente puro permanecem estáveis até 545°C, e a partir daí, com a absorção de oxigênio, o metal se torna frágil. Como a esterilização por autoclave, estufa, radiação ultravioleta e descarga incandescente não ultrapassam os 370°C, a camada de óxido deve se manter com espessura constante (**MACHNEE et al.**⁶⁹, 1993).

MACHNEE et al.⁶⁹ (1993), afirmaram que a espessura ideal da camada de óxido ainda não foi encontrada, mas que parece conveniente utilizar um método de tratamento de superfície que produza uma camada consistente de óxido.

Os efeitos degradativos do processo de esterilização convencional, utilizando autoclave, foram mostrados por **BAIER et al.**¹⁴ (1982), através do decréscimo da energia de superfície do implante. Já o processo de esterilização por descarga incandescente por radiofrequência, durante 3 a 5 minutos, mostrou-se eficaz, pois gerou uma superfície com alta energia e com poucos contaminantes, nas amostras de implantes de superfície plana (**BAIER & MEYER**¹², 1988).

HOBBO et al.⁴⁸ (1989), descreveram a técnica de limpeza de implantes preconizada no sistema Brånemark. Primeiramente o implante era escovado com detergente livre de resíduos e enxaguado em água destilada. As amostras eram então colocadas em tubos de ensaio contendo butanol, passando por ultrassom por 10 minutos. Após, eram limpas em 3 banhos de 99% de etanol com ultrassom no último banho. Os implantes de titânio comercialmente puro eram manuseados com pinças de titânio e colocados em "placas de petri" para secar a vácuo.

MACHNEE et al.⁶⁹ (1993), estudaram o efeito de 4 técnicas de tratamento de superfície na composição e na espessura da camada de óxido superficial do titânio comercialmente puro. As 4 técnicas foram : limpeza com o protocolo de Brånemark; limpeza com o protocolo de Brånemark mais autoclavagem; limpeza com o protocolo de Brånemark e tratamento por descarga incandescente de radiofrequência por 5 minutos; limpeza com o protocolo de Brånemark e tratamento por descarga incandescente de radiofrequência por 5 minutos seguida de armazenagem em água tridestilada por 30

dias. As superfícies foram analisadas por espectroscopia eletrônica de análise química, que é uma técnica superfície-sensível usada para determinar a composição dos materiais. Para determinar a espessura da superfície de óxido foi utilizada a técnica de aspersão de íons argônio. Os resultados mostraram que não houve diferenças significantes na espessura da camada de óxido nas quatro técnicas estudadas e o óxido mais encontrado na superfície foi o dióxido de titânio.

A alta energia de superfície é considerada benéfica para o sucesso do implante, devido a um suposto aumento na adesão celular. Porém segundo **HOBKIRK & WATSON**⁴⁷ (1996), a energia de superfície irá diminuir imediatamente, assim que o implante entrar em contato com os tecidos do hospedeiro.

A remoção dos elementos contaminantes e a obtenção de uma superfície perfeitamente limpa são os objetivos das técnicas de limpeza e esterilização. Vários métodos foram estudados e apresentaram resultados variados. O preparo incorreto da superfície pode aumentar o nível de contaminantes e afetar de modo indesejável a osseointegração (**JAARDA**⁴⁹, 1994).

4.3. A interface entre o osso e implante

Há ainda pouco consenso sobre qual é o melhor tecido para a transmissão de forças durante a função do implante. Embora certos tipos de interfaces tenham sido descritas para determinados tipos de implantes, os efeitos de função a longo prazo e o efeito das mudanças no estado dos tecidos moles circundantes, em relação aos tecidos da interface, são ainda desconhecidos. O conceito de osseointegração tem sido muito pesquisado por Brånemark e seu grupo de pesquisadores, que têm apresentado as

principais contribuições para elucidar as respostas dos maxilares aos implantes dentários (LEMONS & NATIELLA⁶², 1986).

BRÅNEMARK et al.¹⁹ (1977) e ALBREKTSSON et al.⁸ (1981), comprovaram em suas análises que o contato direto entre osso vivo e o titânio pode ser visualizado em nível de microscopia eletrônica.

Utilizando cilindros de titânio intra-ósseos com superfície irregular, implantados em macacos, SCHROEDER et al.⁸³ (1981), acompanharam a resposta do tecido ósseo em períodos distintos. Eles descreveram a interface como uma articulação entre o osso e o implante, através da observação de finas pontes de tecido fibroso. Com o passar do tempo, cerca de 21 meses suportando cargas, houve aumento na densidade óssea da interface com desenvolvimento de uma estrutura lamelar e formação de osteons.

CLEMOW et al.³¹ (1981), estudaram as propriedades de superfícies porosas de implantes de liga de titânio (Ti-6AL-4V) no crescimento ósseo. Três tamanhos diferentes de poros foram avaliados em cães, que foram sacrificados após 6 meses. Os testes de torque revelaram que implantes ancorados em osso cortical exibiram maior resistência à remoção em comparação com aqueles ancorados em osso medular. A resistência da interface diminuía com o aumento do diâmetro dos poros. O estudo histológico mostrou que quanto maior o diâmetro dos poros menor era a presença de crescimento ósseo para o interior destes.

A maioria das pesquisas sobre implantes em humanos tem sido sobre observações clínicas e avaliação de biocompatibilidade de diferentes materiais. As propriedades físico-químicas e biológicas da zona de interface entre o implante e o tecido constituem uma larga e inexplorada área de pesquisa. Uma análise minuciosa dessa zona necessita investigação com resolução a nível molecular. Quase todas as interações na interface,

exceto as mecânicas, originam-se de forças físico-químicas de dimensões atômicas. O conhecimento da interface a nível molecular é um pré-requisito para o entendimento detalhado da estrutura e dinâmica das interações existentes entre um material inorgânico e um sistema biológico (KASEMO⁵³, 1983).

LINDER et al.⁶⁷ (1983), analisaram, em coelhos, a interface entre o osso e o titânio, em nível de microscopia eletrônica e verificaram que, após 12 semanas, o titânio estava separado do colágeno vizinho por um espaço de 20-50nm (200-500Å). A largura dessa zona variava ao longo da interface; frequentemente 20nm, mas não menos. Técnicas histoquímicas indicaram presença de proteoglicanas nessa zona. Essa camada de substância fundamental estava rodeada por uma camada de filamentos de colágeno aleatoriamente distribuída e com espessura de 100 a 500nm. Em volta dessa camada havia colágeno distribuído em feixes ordenados e alinhados em ângulo agudo com a camada de filamentos. Depósitos de calcificação estavam presentes em cada uma das três camadas, porém em menor quantidade a medida que se aproximava da interface. Na camada de colágeno ordenado a densidade era aproximadamente a mesma do osso tibial original; na camada de filamentos de colágeno, aleatoriamente distribuída, havia uma queda gradual de densidade e na camada de substância fundamental havia apenas depósitos calcificados espalhados, sendo que alguns desses pareciam estar em contato direto com a superfície do titânio. Algumas vezes osteoblastos rodeavam a superfície do titânio, mas a camada de proteoglicanas estava sempre presente. Na porção medular havia ocasionalmente macrófagos na interface, mas essas células tinham a aparência de macrófagos de tecido mole normal, sem sinais de atividade reabsortiva. As células sanguíneas na vizinhança do titânio tinham aparência normal. Ainda, no mesmo estudo, a análise de microscopia eletrônica de varredura mostrou que em diminutas áreas havia

defeitos na cobertura de titânio, com filamentos de colágeno distribuídos aleatoriamente. Contornos de osteoblastos e seus processos puderam ser identificados rodeando diretamente o titânio, mas com a camada de proteoglicanas interposta. Esses processos celulares estendiam-se para a matriz óssea.

Um estudo elaborado por **HANSSON et al.**⁴⁵ (1983), analisou os aspectos estruturais da interface entre o osso e o titânio em implantes que estavam em função por um período de 6 meses a 7 anos, com sucesso clínico, mas foram removidos por razões psiquiátricas e por fraturas do metal. Para a análise utilizaram espécimes descalcificadas e não descalcificadas. A matriz óssea desmineralizada foi analisada por microscopia ótica e eletrônica. Na análise por microscopia ótica dos cortes não descalcificados, observaram um íntimo contato entre o titânio e o tecido adjacente. Sistemas de Harvers foram regularmente achados nos dois terços superficiais dos processos ósseos que cresceram para o interior das roscas dos parafusos. Várias lamelas ósseas concêntricas e com linhas de formação paralelas foram observadas. Vasos sanguíneos ocasionalmente foram observados em íntimo contato com a superfície do metal. Não houve evidência de formação de cápsula de tecido conjuntivo e nem mesmo de fibroblastos, macrófagos ou células inflamatórias interpostas entre osso e metal. Os autores interpretaram esses achados como sendo vital o osso ao redor do implante e por isso ativamente remodelado de acordo com as forças de estresse aplicadas. Na análise por microscopia eletrônica de varredura do tecido não descalcificado puderam observar sistemas de Harvers circundando as bainhas lamelares de fibras colágenas. Osteócitos estavam às vezes próximos à superfície do metal. Em maior aumento, a interface mostrou organização regular com feixes de colágeno dispostos a uma distância de 1 a 3 μm da superfície do metal e filamentos de colágeno perpendiculares à interface. Esses filamentos não

alcançavam a superfície de óxidos, mas apenas se aproximavam dela, pois havia uma camada de 20 nm de espessura de substância fundamental interposta. A forte adesão do tecido ósseo ao titânio foi confirmada pela observação de que as fraturas na região da interface, usualmente aconteciam no tecido ósseo e raramente na interface. Já nas partes mais profundas, onde o implante estava em contato com osso medular, havia a mesma interconexão entre metal e tecido ósseo, embora grandes áreas do metal estavam cobertas por fibroblastos, macrófagos e células da medula óssea. Células inflamatórias, com raras exceções, não foram encontradas no tecido ósseo compacto e medular.

Os padrões microscópicos dos fenômenos biológicos envolvidos na interface entre o implante e os tecidos, foram descritos por **ALBREKTSSON et al.**¹⁰ (1983). Segundo esses autores, em nível de tecido gengival existem estruturas semelhantes a hemidesmossomos que ancoram as células epiteliais à superfície do implante. A nível subgengival, o tecido conjuntivo contém fibroblastos que emitem seus processos citoplasmáticos para a superfície de óxidos de titânio, mas na realidade esses prolongamentos são separados da superfície por uma fina camada de proteoglicanas. A interface analisada em nível de osso cortical contém osteócitos com numerosos prolongamentos alcançando a superfície de óxidos, sendo que essas células ósseas estão envolvidas por uma malha de colágeno. Existe íntimo contato entre a substância fundamental do tecido e a camada de óxidos de titânio. A interface em nível de osso medular contém fibroblastos e osteoblastos emitindo seus prolongamentos até a superfície de óxidos. Trabéculas ósseas podem ser observadas em íntimo contato com a superfície do implante. Além disso existem vasos sanguíneos nas proximidades da interface.

LINDER⁶³ (1985), descreveu um método que permitia o estudo da interface entre os tecidos e o implante em nível de microscopia ótica e eletrônica. Essa técnica era baseada na embebição do implante e tecido circunjacente, em um material resinoso (epoxy), com subsequente separação do implante e plástico, sem contudo, causar danos às células e a matriz.

Outro estudo de análise da interface de implantes foi elaborado por **ALBREKTSSON et al.**⁶ (1985), que analisaram implantes de titânio e zircônio, implantados em tíbias de coelhos. Após 6 meses, os implantes de titânio apresentaram na interface uma camada de 200 a 400 Å de proteoglicanas e glicosaminoglicanas adjacentes à superfície de óxidos, porém não havia células nessa interface. Os feixes de colágeno estavam numa distância mínima de 1000 a 2000 Å da superfície do metal. Depósitos de cálcio foram vistos em contato direto com a camada de óxidos de titânio, num nível de resolução de 30-50 Å. O zircônio também demonstrou osseointegração, mas a zona livre de colágeno era mais espessa do que a do titânio, mostrando segundo os autores, ser um metal menos biocompatível que o titânio.

Resultados semelhantes foram encontrados por **ALBREKTSSON & HANSSON**⁴ (1986), que observaram as mesmas características na interface entre o titânio e o osso, porém no caso dos implantes de aço inoxidável, os autores observaram que esses não se tornavam propriamente osseointegrados, mas estavam separados do tecido ósseo por uma fina camada de células.

O exame histológico proporciona a melhor visualização da interface, respondendo as questões mais importantes da arquitetura dessa região, como também mostra se existe contato ósseo direto. A microscopia eletrônica dos tecidos da interface transmite informações importantes, porém os cortes ultraestruturais são desnecessários para

identificar o tipo de tecido ao redor do implante. O nível de resolução da microscopia ótica é suficiente para observar, por exemplo, se há presença de células produtoras de fibras na interface e a magnificação da imagem mostra a resposta tecidual por todos os lados. Os exames ultraestruturais são desnecessários para mostrar a resposta tecidual do osso ao implante, pois essa observação é em nível de microns e não de ângstrons (ALBREKTSSON et al.⁷ 1986).

Outro aspecto interessante e bastante relevante no processamento das amostras de tecido contendo implante é que quando esse implante é removido do tecido ósseo antes de serem feitos cortes, haverá apenas uma evidência indireta de osseointegração. Quando os tecidos da interface são acidentalmente removidos, tecidos moles que podem estar presentes nessa interface desaparecem, estabelecendo então uma falsa constatação de osseointegração (ALBREKTSSON et al.⁷ 1986).

Os estudos de ROBERTS et al.⁸⁰ (1984), são de extrema importância para o entendimento da fisiologia óssea. Segundo os autores, o osso embrionário é um tecido altamente celular e de formação rápida (30 a 50 $\mu\text{m}/\text{dia}$ ou mais). Quando comparado ao osso maduro, ele é relativamente pouco mineralizado, com fibras orientadas ao acaso e pouca resistência. É rapidamente substituído por osso maduro ou lamelar, que é o principal suporte de cargas do esqueleto adulto, e tem formação relativamente lenta (0,6 $\mu\text{m}/\text{dia}$). A maturação completa do osso lamelar requer 6 a 12 meses.

Ainda segundo ROBERTS et al.⁸⁰ (1984) e ROBERTS et al.⁷⁹ (1987), o osso é formado nas superfícies corticais durante o reparo da ferida, crescimento e adaptação biomecânica. Inicialmente uma grade porosa de osso embrionário captura vasos sanguíneos ao longo do periósteo e endósteo. Essa grade é então, preenchida com osso lamelar, capaz agora, de suportar cargas. O remodelamento do osso compacto adjacente

aos implantes resulta na formação de osteons secundários, os quais são estruturas lamelares concêntricas com uma margem periférica de reabsorção ou deposição de substância cementante. Quando o osso se remodela adjacente ao implante, a substância cementante pode proporcionar adesão mecânica do osso à superfície do implante. A sequência de remodelagem começa com uma fase de ativação, seguida por uma fase de reabsorção, fase de quiescência e fase de formação óssea. A média de duração desse ciclo aumenta proporcionalmente com o tamanho do animal. Isso é um bom parâmetro para comparar a fisiologia óssea entre espécies. Na tabela 1 temos o ciclo de remodelagem do osso cortical em diferentes espécies.

	Coelho	Cachorro	Homem
Ativação	menos que 0,5	0,5	menos que 1,0
Reabsorção	1,0	1,5	2,0
Quiescência	0,5	1,0	1,5
Formação	4,5	10,0	13,0
Tempo total	6,0	12,0	17,0

Tabela 1 Ciclo de Remodelagem do osso cortical em diferentes espécies (tempo em semanas) (ROBERTS et al.⁷⁹, 1987)

Para estudar a cicatrização peri-implantar e o desenvolvimento da interface ROBERTS et al.⁷⁹ (1987), utilizaram implantes cobertos com fosfato tricálcico, em coelhos. Classificaram os períodos de transformação óssea em 4 estágios :

- estágio 1 (0 a 2 semanas) forma-se uma camada óssea embrionária
- estágio 2 (2 a 6 semanas) acontece a compactação lamelar, quando o osso embrionário torna-se maturo e alcança resistência suficiente para suportar cargas.

• estágio 3 (2 a 6 semanas) começa ao mesmo tempo que o osso embrionário completar a compactação lamelar (estágio 2), mas há uma série de eventos morfológicamente distinto onde, por exemplo, o osso embrionário pré-existente começa a ser reabsorvido e ocorre o remodelamento da interface desvitalizada.

• estágio 4 (6 a 18 semanas) a superfície de osso compacto irá maturar-se por uma série de modelagens da interface, osso adjacente e reabsorção completa do osso embrionário.

Na tabela 2 podem-se observar os tempos de desenvolvimentos da interface para os implantes endósseos no osso cortical em coelhos e no homem :

	Coelho	Homem
Modelagem de superfície		
estágio 1 - osso embrionário (trabecular)	2 semanas	6 semanas
estágio 2 - compactação lamelar	6 semanas	18 semanas
Remodelagem (maturação)		
estágio 3 - remodelagem da interface	6 semanas	18 semanas
estágio 4 - maturação do osso compacto	18 semanas	54 semanas

Tabela 2Tempo de desenvolvimento da interface para os implantes endósseos no osso cortical (de **ROBERTS et al.**⁷⁹, 1987).

O processo de osseointegração foi estudado por **ROBERTS**⁷⁸ (1988), que constatou através de microrradiografia de alta resolução que implantes com sucesso clínico apresentavam menos da metade da interface intraóssea em contato direto com o osso. Nesse trabalho o autor também sugere através da extrapolação de dados de

pesquisa experimental que implantes endósseos podem receber cargas provisoriamente após 18 semanas, mas a completa maturação da interface ocorrerá após 1 ano.

De LANGE & De PUTTER³³ (1993), observaram a arquitetura da interface entre o tecido ósseo e a superfície dos implantes, *in vivo*, implantando cilindros cobertos com hidroxiapatita, em mandíbulas de cães. O período de observação variou de 6 meses a 5 anos. Os resultados, em nível de microscopia ótica, mostraram grande aposição óssea em implantes suportando cargas. A presença de carga funcional não alterou a fisiologia óssea normal. A nível ultraestrutural, havia uma zona amorfa livre de colágeno de cerca de 200nm, que era separada da matriz extracelular adjacente por uma fina e eletrodensa camada de 20 a 100 Å.

STEFLIK et al.⁹¹ (1993), em estudo experimental em cães, analisaram ultraestruturalmente a interface de implantes em forma de raiz dentária e em forma de lâminas, os quais estavam clínica e radiograficamente osseointegrados. O tecido da interface foi analisado por microscopia eletrônica de transmissão e microscopia eletrônica de alta voltagem. Foi observado que osso mineralizado estava intimamente aposicionado sobre o implante, separado deste somente por uma camada eletrodensa, de aproximadamente 20nm. Osteoblastos estavam adjacentes aos implantes, assim como osteócitos emitiam seus processos celulares até a superfície do implante, aos outros osteócitos e aos canais vasculares. O padrão de mineralização do osso de suporte dos implantes era o padrão normal de maturação do osso mandibular.

4.4. Estudos histológicos, histomorfométricos e biomecânicos

Em casos de pacientes com baixo potencial de reparação tecidual ou quando uma sobrecarga funcional é esperada em determinado implante, o período de espera para que o implante entre em função deverá ser maior do que os rotineiramente preconizados. Essa afirmação é uma conclusão da pesquisa de **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), que colocaram implantes de titânio comercialmente puro na tíbia de coelhos e submeteram esses implantes ao teste de remoção por torque. Constataram que após 3 semanas era necessário um esforço de 10 Ncm para remover esses implantes; após 1 mês 16,8 Ncm; após 3 meses 68 Ncm; após 6 meses 77,6 Ncm e após 12 meses 88 Ncm. Esse estudo mostrou ainda que, histologicamente, o contato direto entre o osso e a superfície do implante aumentava gradualmente a medida que o tempo de observação era maior.

ARVIDSON et al.¹¹ (1990), analisaram 24 implantes de titânio que foram colocados em mandíbulas de cães. Após 6 meses os cães foram sacrificados e foi feito o processamento histológico sem o implante. Os resultados, em nível de microscopia ótica, mostraram que tanto o osso compacto e como o osso esponjoso tinham vascularização normal, com espaços lacunares uniformes e canaliculos tubulares ramificados. Todos os implantes estavam estáveis e radiograficamente apresentavam completa cicatrização óssea. A análise histomorfométrica mostrou que, em média, havia 61,3% de contato ósseo com a superfície do implante.

Um estudo experimental, utilizando cachorros, foi feito para comparar a resposta clínica e histológica de implantes de titânio comercialmente puro e implantes de titânio cobertos com hidroxiapatita. Para isso **KOHRI et al.**⁶⁰ (1990), analisaram implantes

com e sem carga funcional. Clinicamente nenhum implante demonstrou movimento e não houve diferenças entre eles quanto ao grau de inflamação gengival e profundidade de sulco. Histologicamente os dois tipos de implantes mostraram crescimento ósseo para o interior de suas superfícies, independente de suportar carga funcional ou não. A análise, em nível de microscopia eletrônica, mostrou que a interface dos implantes cobertos com hidroxiapatita e o osso não apresentava espaços, enquanto que lacunas foram observadas em todas as interfaces entre implantes de titânio e osso. Clinicamente os dois tipos de superfície tiveram comportamento semelhante, e a análise histomorfométrica mostrou que não houve diferença significativa na quantidade de contato ósseo entre elas.

GOTFREDSEN et al.⁴⁴ (1991), avaliaram histológica e histomorfometricamente as reações teciduais na interface de implantes endósseos. Utilizaram nesse estudo, 24 implantes de titânio comercialmente puro cobertos com plasma de titânio. Esses implantes foram colocados em mandíbulas de macacos e após 22 semanas os animais foram sacrificados. Havia grupos de implantes submersos e não submersos, ambos sem carga. A análise histomorfométrica não mostrou diferenças significativas em tecido ósseo mineralizado em contato com implantes de ambos os grupos. Segundo os autores, a osseointegração pode ser conseguida com implantes de um único estágio da mesma maneira que os sistemas de implantes de dois estágios.

A rugosidade da superfície de um implante pode influir muito no processo de osseointegração, segundo **BUSER et al.**²⁴ (1991). Os autores avaliaram implantes cilíndricos com 6 tipos de superfícies diferentes, implantados na tíbia e fêmur de mini porcos. Após período de 3 a 6 semanas os cortes contendo os tecidos e implante foram analisados histologicamente, onde ficou constatado que todos os cilindros tinham contato direto com o osso. A análise histomorfométrica demonstrou diferença

significativa na porcentagem do contato entre osso e implante quando medida no osso medular. Dentre as superfícies analisadas, as eletropolidas e as jateadas conservadas em ácido (granulação média) tiveram a menor porcentagem de contato ósseo, com médias variando entre 20 e 25%. Superfícies jateadas de granulação grossa e superfícies cobertas com plasma spray de titânio tiveram 30 a 40% de contato ósseo. O maior contato ósseo ocorreu com o implante de superfície jateada e atacada por ácido (granulação grossa) que foi de 50 a 60% e implantes cobertos com hidroxiapatita que foi de 60 a 70%, embora essa última superfície revelou sinais de reabsorção. Baseado nesses resultados os autores concluíram que a quantidade de contato ósseo com o implante tem correlação positiva com o aumento da rugosidade da superfície do implante.

Estudos biomecânicos são úteis também para avaliar a inserção de um implante sem danificar o osso hospedeiro. Com esse propósito **UEDA⁹³ et al.** (1991), elaboraram um estudo para verificar o torque máximo para inserir um implante sem quebrar as roscas produzidas no osso. Utilizaram, para o experimento, osso temporal de cadáver humano e osso humano vital. O torque máximo de inserção sem causar fratura das roscas foi 70 Ncm em osso bicortical e 50 Ncm em osso monocortical. O torque no qual ocorreram as fraturas das roscas foi de 77 Ncm em osso bicortical e 57,7 Ncm em osso monocortical. Não estabeleceram o nível de torque ideal para a inserção de um implante, a fim de obter o sucesso na osseointegração, porém sugeriram que um baixo torque de inserção é preferível a um alto torque, especialmente em osso monocortical.

Outro estudo analisando torque de remoção e histomorfometria foi realizado por **JOHANSSON et al.⁵²** (1991). Esse estudo comparava implantes em forma de parafuso de titânio comercialmente puro e Vitallium[®]. Após um período de 3 meses da implantação em tíbias de coelhos, foi necessário um torque mais elevado para remover o

implante de titânio que alcançou uma média de 24,9 Ncm, enquanto que o implante de Vitallium[®] alcançou média de 11,7 Ncm. A análise histomorfométrica mostrou também maior contato ósseo com o implante de titânio do que com o de Vitallium[®], sendo os valores de 34,7% e 21,7% respectivamente. Os autores acreditaram que essas diferenças significativas podem ser explicadas pelas diferentes topografias de superfície ou pela biocompatibilidade dos metais, ou ainda na combinação desses dois fatores.

Cilindros e parafusos de titânio com diferentes superfícies podem mostrar diferentes resistências ao teste de remoção, como mostraram **GOTFREDSSEN et al.**⁴³ (1992). Esses autores utilizaram cilindros e parafusos de titânio de superfície coberta com partículas de dióxido de titânio e com superfícies usinadas convencionalmente. Os implantes foram colocados em alvéolos pós extração imediata de prés-molares de cães. Após 12 semanas foi realizado o teste de remoção por torque, que mostrou ser necessária uma força maior para remoção dos implantes cobertos com partículas de dióxido de titânio em comparação com os usinados. As médias de torque foram: 150 Ncm para parafusos cobertos com dióxido de titânio; 60 Ncm para parafusos usinados convencionalmente; 105 Ncm para cilindros cobertos com dióxido de titânio e 35 Ncm para cilindros usinados convencionalmente. Os autores, baseados nos resultados encontrados, sugeriram que o implante de parafuso coberto com partículas de dióxido de titânio seria o tipo mais adequado para a colocação em alvéolos de dentes recém extraídos.

A resistência ao desrosqueamento depende da quantidade de osso compacto ao redor do implante. Essa afirmação vem do estudo histomorfométrico e biomecânico elaborado por **SENNERBY et al.**⁸⁴ (1992), que compararam implantes de titânio em forma de parafuso colocados em osso cortical e osso medular de coelhos. As áreas

escolhidas para a implantação foram a tibia e a parte femural do joelho dos animais. Após um período de 6 semanas foi necessário menor torque para remover os implantes intra- articulares, que tiveram média de 20 Ncm, enquanto que os implantes colocados na tibia necessitaram em média 35 Ncm. Nesse período a análise histológica mostrou haver maior formação de osso nas roscas dos implantes intra- articulares. Aos 3 meses os valores foram de 30 Ncm para os implantes intra- articulares e 36 Ncm para os implantes da tibia e aos 6 meses esses valores foram de aproximadamente, 36 Ncm para ambas as regiões avaliadas. O osso ao redor dos implantes intra-articulares era mais medular enquanto que na tibia o osso era mais compacto. O torque de remoção dos implantes intra-articulares aumentou com o tempo de observação enquanto que os implantes da tibia não sofreram aumento de torque com o passar do tempo. A análise histomorfométrica mostrou maior quantidade de osso nas roscas dos implantes da tibia, os quais necessitaram os torques mais elevados para a remoção. Esses dados permitiram os autores concluir que existe correlação positiva entre a quantidade de osso compacto ao redor do implante e a resistência ao desrosqueamento.

Com a finalidade de quantificar o tecido ósseo em contato com três tipos de implantes de diferentes marcas comerciais, dois dos quais com superfície de titânio e um com superfície coberta com hidroxiapatita, **WEINLAENDER et al.**⁹⁷ (1992), realizaram um estudo histomorfométrico utilizando mandíbulas edêntulas de cães para a colocação dos implantes. Após 12 semanas foram obtidos cortes não descalcificados e analisados em microscopia ótica. Os resultados mostraram uma porcentagem significativamente maior e mais densa de tecido ósseo ao redor dos implantes cobertos com hidroxiapatita, em comparação com os implantes de superfície de titânio.

SISK et al.⁸⁸ (1992), afirmaram que a osseointegração inicial parece não depender tanto do desenho e do fato do implante estar submerso, mas depende mais da biocompatibilidade desse material e da técnica cirúrgica atraumática. Para isso avaliaram em cães, seis marcas comerciais de implantes que foram colocados em mandíbulas de cachorros. Num total de 24 implantes, 12 foram examinados por microscopia ótica e a outra metade por microscopia eletrônica, após 5 meses da implantação. Com exceção de 1 implante, todos os outros apresentaram aposição de osso neoformado. Esses implantes estavam clínica, radiográfica e histologicamente osseointegrados. As análises em nível de microscopia ótica e eletrônica indicaram que o processo de osseointegração inicial é semelhante em todos os tipos estudados. Alguns dos modelos estudados nessa pesquisa apresentavam extensão transmucosa, porém sem contato com os dentes maxilares, embora houvesse estresse funcional devido às forças da língua, pressão do lábio e contato do bolo alimentar durante a mastigação do animal.

Para avaliar a resposta óssea em relação a 3 tipos de topografia de superfície de implantes, num período de reparo de 12 semanas, **WENNERBERG et al.**⁹⁹ (1995), elaboraram um estudo experimental em coelhos. Utilizaram implantes em forma de parafuso com os seguintes tipos de topografia de superfície: implantes usinados (com 0,4 μm de rugosidade); implantes com partículas de 25 μm de dióxido de titânio (com 0,9 μm de rugosidade); implantes com partículas de 75 μm de trióxido de alumínio (com 1,3 μm de rugosidade). Após 12 semanas, constatou-se nos testes biomecânicos, que era necessário um torque de remoção mais elevado para os implantes cobertos com partículas de 25 μm de TiO_2 e implantes cobertos com partículas de 75 μm de Al_2O_3 em comparação com o grupo dos implantes usinados. A análise histomorfométrica demonstrou uma maior porcentagem de osso em contato com o metal para os implantes

cobertos com partículas de dióxido de titânio em comparação com os usinados. Esses últimos, por sua vez, demonstraram maior quantidade de tecido ósseo em suas roscas em comparação com os implantes cobertos com partículas de dióxido de titânio. Os resultados mostraram melhor fixação dos implantes com maior rugosidade de superfície.

GONÇALVES⁴² (1995), avaliou o efeito do ultrassom no processo de reparo ósseo após a implantação de parafusos de titânio em tíbias de coelhos. Os animais foram sacrificados e analisados nos períodos de 21 e 42 dias. Foram realizados testes de torque em todas as amostras e após os implantes foram removidos para que os fragmentos ósseos fossem processados para a análise em microscopia ótica. Os resultados mostraram que não houve interferência negativa ou positiva da ação do ultra-som no processo de reparo ósseo após implantação, tanto nas análises biomecânicas quanto as histológicas. Nos dois períodos estudados os implantes apresentaram áreas osseointegradas. O autor concluiu que o torque necessário para o desrosqueamento dos implantes aumentou em função do tempo.

PROPOSIÇÃO

5. PROPOSIÇÃO

O propósito desse estudo foi comparar através de análise histológica e biomecânica, dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio comercialmente puro do sistema INP (Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio Ltda.), implantados em tíbias de coelhos.

MATERIAIS E MÉTODOS

6. MATERIAIS E MÉTODOS

6.1. Animais e Anestesia

Para esse estudo foram utilizados 8 coelhos albinos da raça Nova Zelândia, fêmeas, com idade variando de 6 a 8 meses e peso médio de 3,5 Kg. Os animais foram mantidos durante o período experimental com dieta sólida¹ e água *ad libitum*.

Utilizamos como meio de indução anestésica a via intra muscular profunda para a injeção de 0,1 ml a cada 200g de peso vivo, da mistura de quetamina² e xilazina³ em partes iguais MASSONE⁷¹ (1994).

Aproximadamente quinze minutos antes do emprego da associação anestésica foi injetada atropina⁴ 0,50 mg na dose de 0,08 mg/Kg, via subcutânea, com a finalidade de prevenir a bradicardia causada pela xilazina³. O período de latência do anestésico variou de 5 a 10 minutos e o período anestésico hábil obtido por aplicação única da associação anestésica perdurou em média 35 minutos. Quando eram necessárias doses adicionais, essas eram feitas com metade da primeira dose, permitindo a continuidade do ato cirúrgico. Quando o animal, durante o ato cirúrgico, apresentava contrações ou sensações nítidas de dor nas patas, administrou-se localmente, cerca de 1,8 ml de lidocaína⁵ a 2% sem vaso constritor.

¹ Ração Sítios e Quintais - Purina Nutrimentos

² Francotar - Virbac do Brasil Indústria e Comércio Ltda.

³ Rompum - Bayer S.A. - Saúde Animal

⁴ Sulfato de Atropina - Ariston

⁵ Xylocaína 2% - Astra Química Farmacêutica Ltda..

6.2. O implante utilizado

Foram utilizados implantes do tipo cilíndrico de pressão⁶, com 6 mm de comprimento, apresentando 3 sulcos regulares transversais em forma de V, semelhantes as roscas de um parafuso (fig.1). As superfícies utilizadas para esse estudo foram de dois tipos:

- a) rugosa, por tratamento químico e mecânico (jateamento), tendo o cilindro 2,56 mm de diâmetro
- b) usinadas, de maneira homogênea, tendo o cilindro 2,58 mm de diâmetro

Segundo dados do fabricante esses implantes são feitos de titânio comercialmente puro, tendo portanto grau de pureza acima de 99,65%. Esse material é fornecido pela empresa Titânio do Brasil e classificado pela “American Society of Test Materials” como grau II (ASTMF67-89). O grau de rugosidade de ambas as superfícies, bem como detalhes da técnica de jateamento não foram mencionados pelo fabricante do sistema.

⁶ INP - Sistemas de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio Ltda..

6.3. Cirurgia experimental

As cirurgias experimentais foram realizadas em lugar e condições apropriados, visando a manutenção da cadeia asséptica.

O procedimento cirúrgico foi baseado em protocolo semelhante ao descrito por **JOHANSSON et al.**⁵² (1991). No dia anterior à cirurgia todos os animais foram submetidos à tricotomia de ambos os membros inferiores, na área compreendida entre a articulação tibio-femural ao pé do animal.. Após foi feita uma anti-sepsia da área com solução tópica de polividona iodo 10%⁷.

Algumas horas antes da cirurgia os animais foram pesados para que fosse feito o cálculo das doses de anestésico e da solução de atropina que iriam receber.

Após a anestesia foi feita a anti-sepsia por lavagem da área tricotomizada com solução tópica de polividona iodo 10%⁷ e a assepsia foi mantida por campos estéreis descartáveis.

Com uma lâmina de bisturi⁸ número 15, foi feita uma incisão na pele e subcutâneo de aproximadamente 4cm, na região correspondente à face medial da tíbia em seu terço proximal (fig.2). O tecido muscular subjacente foi separado por divulsão roma e afastado, expondo-se o periósteo que também foi incisado com lâmina de bisturi⁸ número 15, com a finalidade de dar início às perfurações (fig.3). A hemostasia das pequenas áreas hemorrágicas se deu apenas por compressão através de compressas de gaze esteril⁹. Utilizou-se para as perfurações um motor elétrico¹⁰ com mostrador digital

⁷ Hi - Odin - Halex e Istar Laboratórios-Indust. Brasileira

⁸ Feather Safety Razor C.D., Ltd Medical Division - Japan.

⁹ Krygal - Krymed Ind. e Com. de produtos hospitalares Ltda.

¹⁰ BLM 500 - VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda.

de torque, velocidade e quantidade de irrigação, além de um contra-ângulo redutor 16:1¹¹ acoplado a esse motor (fig.4). A velocidade de trabalho foi de aproximadamente 1000 rotações por minuto (rpm), com um torque de 36Ncm e abundante irrigação externa com solução salina de cloreto de sódio a 0,9%¹², controlada pela bomba peristáltica. Todas as perfurações seguiram o mesmo padrão descrito acima.

A tibia esquerda de cada animal recebeu 2 implantes com superfície do tipo usinada e a tibia direita recebeu 2 implantes com superfície do tipo rugosa por tratamento químico e mecânico (jateamento). A primeira perfuração óssea foi feita cerca de 10 a 15mm abaixo da articulação tibio-femural e a segunda perfuração foi feita 10mm abaixo da primeira, ou seja, a distância entre as perfurações era de 10mm.

O preparo dos leitos para a introdução dos implantes foi feito através de brocas seriadas na seguinte sequência: broca de lança com 1,8mm de diâmetro, que tem a função de guia para as perfurações subseqüentes; broca de 2,6mm de diâmetro, com formato de espada e alívio para a saída de esquirolas ósseas (fig. 5 e 6).

Após o término do preparo das perfurações, o orifício ósseo preparado foi irrigado com o objetivo de remoção de esquirolas ósseas que pudessem interferir na adaptação do implante e no processo de osseointegração como preconizam **CARVALHO et al.**²⁹ (1994a) (fig. 7). O implante foi então removido de seu invólucro e manualmente colocado no orifício preparado através de um dispositivo plástico desse sistema, que permitia o início da colocação sem o contato manual com o implante (fig. 8). Após cerca de 50% do corpo do implante estar assentado no orifício ósseo, o dispositivo plástico era retirado e um instrumento do tipo “bate implante” foi conectado na cabeça do cilindro. Com um

¹¹ NSK E 16R Nakanishi Dental MFG. C.O., Ltd - Japan.

¹² Frasenius Laboratórios Ltda..

martelo cirúrgico, o implante foi inserido até que sobrasse aproximadamente 0,5mm do colar para fora do orifício (GOLEC⁴¹, 1990 ; SIQUEIRA & DIAS⁸⁵, 1996) (fig.9 e 10).

A ferida cirúrgica foi novamente irrigada e inspecionada para evitar acúmulo de restos ósseos oriundos das perfurações. O periósteo foi aproximado e o tecido muscular suturado através de pontos interrompidos com fio de sutura mononylon¹³ 3-0.

A pele também foi suturada com o mesmo fio e com pontos interrompidos, sem que essa sutura fosse removida no período pós-operatório.

Ao final do procedimento, após as suturas realizadas em ambas as patas do animal, a área operada foi novamente submetida à limpeza e anti-sepsia com solução tópica de polvidona iodo 10%⁷ (fig.11).

Frequente observação clínica dos animais foi feita durante o período pós-operatório até o sacrifício. Não houve evidência de deiscência de sutura porém um animal apresentou após o 13º dia pós-operatório, a tíbia direita fraturada e com processo infeccioso, sendo descartada da pesquisa.

6.4. Análise de torque e sacrifício dos animais

Para que fosse feita a análise de torque, os animais foram anestesiados com quetamina² e xilazina³, sem contudo utilizar atropina pré-anestésica. Os animais foram divididos em dois grupos de análise de torque e posterior sacrifício, em períodos distintos: grupo 1 com 21 dias pós-operatório e grupo 2 com 42 dias pós-operatório (ROBERTS et al.⁸⁰ 1984; ROBERTS et al.⁷⁹ 1987). Em ambos os grupos havia 4 animais, sendo que 3 deles foram submetidos à análise de torque e estudo

¹³ Cirumédica - Indústria Brasileira

histológico com a remoção do implante do tecido ósseo. O quarto animal de cada grupo foi utilizado apenas para a análise histológica com o implante intacto, ou seja, sem o rompimento da interface entre o osso e o implante.

Após os animais anestesiados, o procedimento cirúrgico, para a exposição dos implantes foi o mesmo usado para a colocação, seguindo os passos de incisão de pele e tecido subcutâneo, divulsão romba da musculatura e exposição óssea. Alguns animais apresentaram crescimento ósseo sobre as cabeças dos implantes, chegando até a encobri-los. Esse osso foi removido com o auxílio de um pequeno cinzel a fim de adaptar um conector para a análise do torque.

6.5. O torquímetro utilizado

Utilizamos para esse estudo biomecânico um torquímetro¹⁴ tipo “chave de fenda” adaptado à cabeça do implante através de um conector feito especialmente para essa finalidade, pelo fabricante do sistema de implantes (fig.12). Esse conector era rosqueado no sentido horário no orifício da cabeça do implante, até que se conseguisse seu travamento. Após alcançado o travamento, a porção em forma de chave de fenda do torquímetro era inserida em uma fenda existente na extremidade livre desse conector e o conjunto girado no sentido horário. O valor de interesse utilizado no presente estudo foi o torque máximo que se dá instantaneamente antes do rompimento da união entre implante e a tibia do animal. A análise foi feita aumentando-se gradativamente cada unidade de força aplicada pelo torquímetro, até que determinada força conseguisse o rompimento da interface entre o implante e o tecido ósseo.

¹⁴ Dremometer Rahsol - Gedore - Germany

Depois de feitas as análises de torque de cada implante, as porções ósseas da tibia contendo os implantes foram removidas por seccionamento transversal do osso através de instrumento rotatório (broca tronco-cônica 702) sob abundante irrigação com solução salina. A peça osteotomizada continha dois implantes e aproximadamente uma margem de 2 a 5 mm de osso distando dos implantes, para diminuir a possibilidade de trauma térmico ao osso, próximo à zona de interface (THOMAS & COOK⁹², 1985).

Foram submetidos à análise de torque 6 animais, sendo a que a tibia direita de um animal foi desprezada por motivo de fratura e infecção, num total de 22 implantes analisados.

O sacrifício dos animais foi feito após o término das análises de torque e se deu através da fratura da coluna cervical, com os animais devidamente anestesiados.

6.6. Estudo histológico com o implante removido

Imediatamente após a remoção dos fragmentos ósseos contendo os implantes, os mesmos foram fixados em uma solução de paraformaldeído¹⁵ 4% em tampão fosfato¹⁶ durante um período de 24 horas, lavados em água corrente e descalcificados em solução de ácido tricloroacético¹⁷ 5 % durante 35 dias. Após a descalcificação, cada fragmento de tibia foi seccionado longitudinalmente com lâmina de barbear, passando o corte pelo meio da área do implante, quando então, este último era delicadamente removido. Os fragmentos foram novamente imersos na solução descalcificadora por mais 5 dias.

¹⁵ Polyciences, Inc. Warrington, P.A. 18976

¹⁶ Cetus - Ind. e Comércio de Produtos Químicos Ltda.

¹⁷ Merse Ind. Química S/A.

Com o final do processo de descalcificação, os fragmentos foram lavados em água corrente, desidratados em soluções de concentrações crescentes de álcool¹⁸ (50%, 60%, 70%, 80%, 90%, 100%), diafanizados em banhos sequenciais de xilol¹⁹, embebidos e incluídos em parafina²⁰ a 58° C. Após a inclusão os blocos contendo os tecidos foram cortados em micrótomo²¹ com navalha de aço inox. Esses cortes foram feitos paralelos ao longo eixo dos cilindros com a finalidade de observar uma larga margem da interface entre o osso e o metal. Os cortes tinham a espessura de 6 micrometros e eram semi-seriados. Foram então coletados em lâminas previamente albuminizadas, que após a secagem em estufa a 60° C, foram corados pela hematoxilina de Carazzi²² e eosina de Lison²³, para a observação em microscópio ótico comum²⁴.

6.7. Estudo histológico sem a remoção do implante

Com a finalidade de analisar a interface intacta, entre o osso e o implante, utilizamos 2 animais que não foram submetidos à análise de torque.

Os blocos de osso contendo os implantes foram imersos em solução fixadora de paraformaldeído¹⁵ 4% em tampão fosfato¹⁶. Devidamente acondicionadas, as amostras foram enviadas à Universidade de San Antonio, Texas - EUA, para o processamento das lâminas.

¹⁸ Comercial de Alcool Santa Cruz Ltda.

¹⁹ Chenco Indústria e Comércio Ltda.

²⁰ Reogen Quimibrás Ind. Químicas S/A.

²¹ E. Leitz Wetzlar.

²² E. Merck Ag. Darmstadt - Germany

²³ E. Merck Ag. Darmstadt - Germany

²⁴ Reichert - Austria

As amostras foram processadas convencionalmente, porém sem serem descalcificadas e a inclusão foi feita em resina²⁵. Os cortes foram feitos em micrótomo²⁶ com disco de diamante sem a remoção do implante, no sentido transversal da tibia do animal e com espessura de 15 micrometros. A técnica completa de processamento dos cortes histológicos não foi fornecida. A coloração utilizada foi Paragon e a análise em microscópio ótico comum²⁴.

6.8. A análise estatística

Para verificar a influência do tipo de superfície e o tempo de reparo ósseo nos testes de remoção dos implantes, utilizou-se um delineamento inteiramente ao acaso, sendo os tratamentos distribuídos em um fatorial 2 x 2 (tempo x tipo de superfície). Através da análise de variância, os tratamentos foram comparados pelo teste F, ao nível de 5%.

²⁵Osteobed

²⁶Leica 1600



Fig. 1. Implantes cilíndricos de pressão com sulcos transversais regulares em forma de V. A - superfície rugosa por jateamento, B - superfície usinada (10 x).



Fig. 2. Pele e tecido subcutâneo da face medial da tíbia sendo incisados com lâmina de bisturi nº 15.

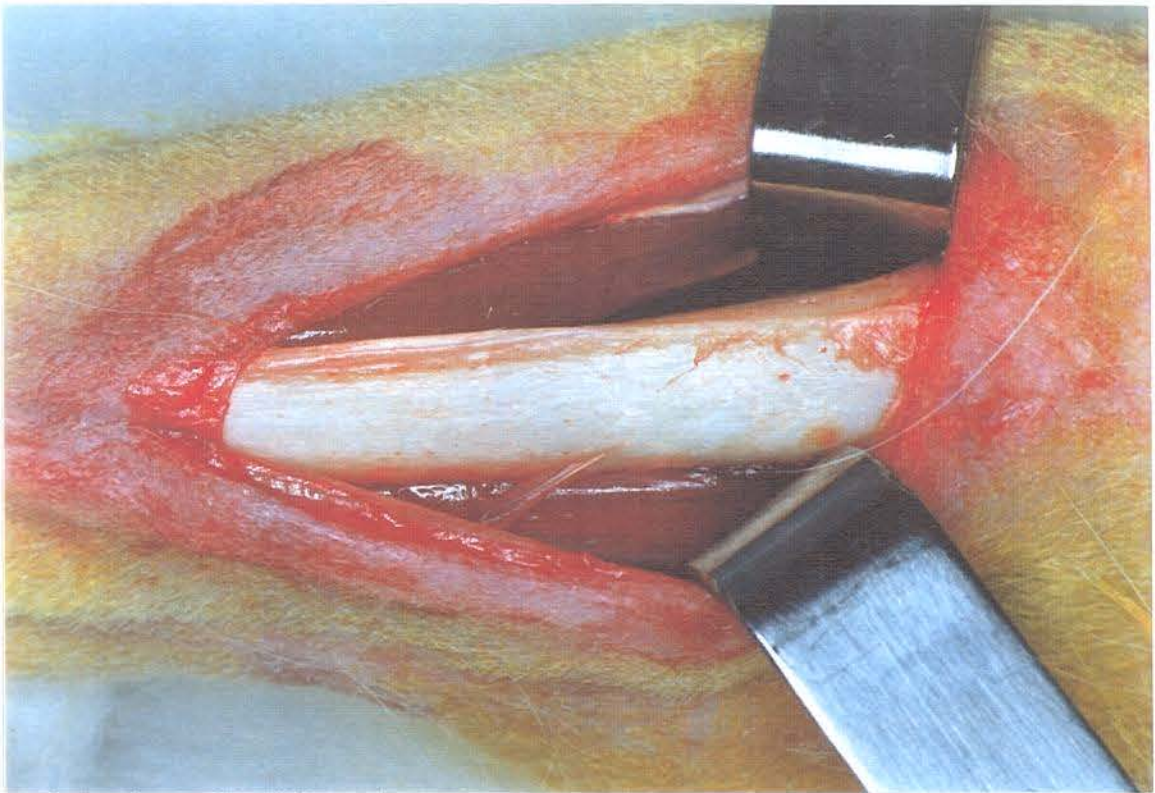


Fig. 3. Tecido muscular afastado e o periósteo removido das áreas a serem perfuradas.

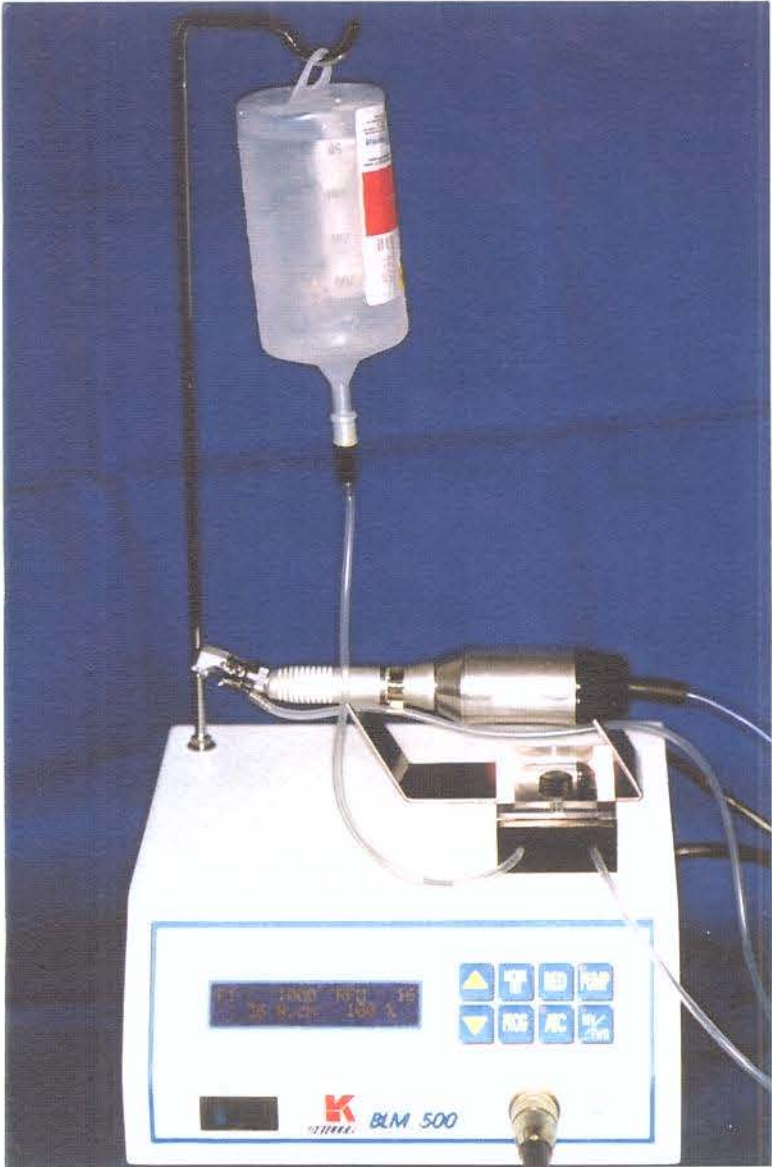


Fig. 4. (ao lado) Motor elétrico com mostrador digital de torque, velocidade e quantidade de irrigação. O contra-ângulo redutor 16:1 está acoplado ao micro-motor.

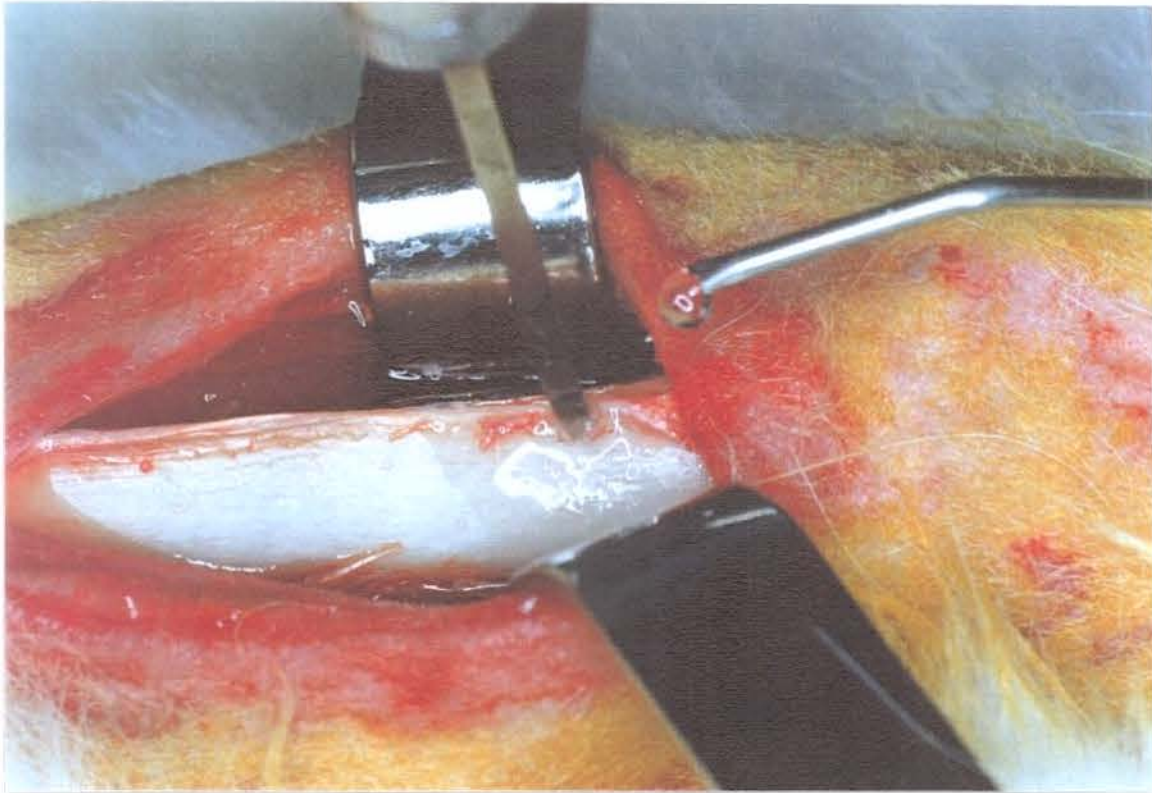


Fig. 5. Perfuração com broca de lança, de 1,8 mm de diâmetro.

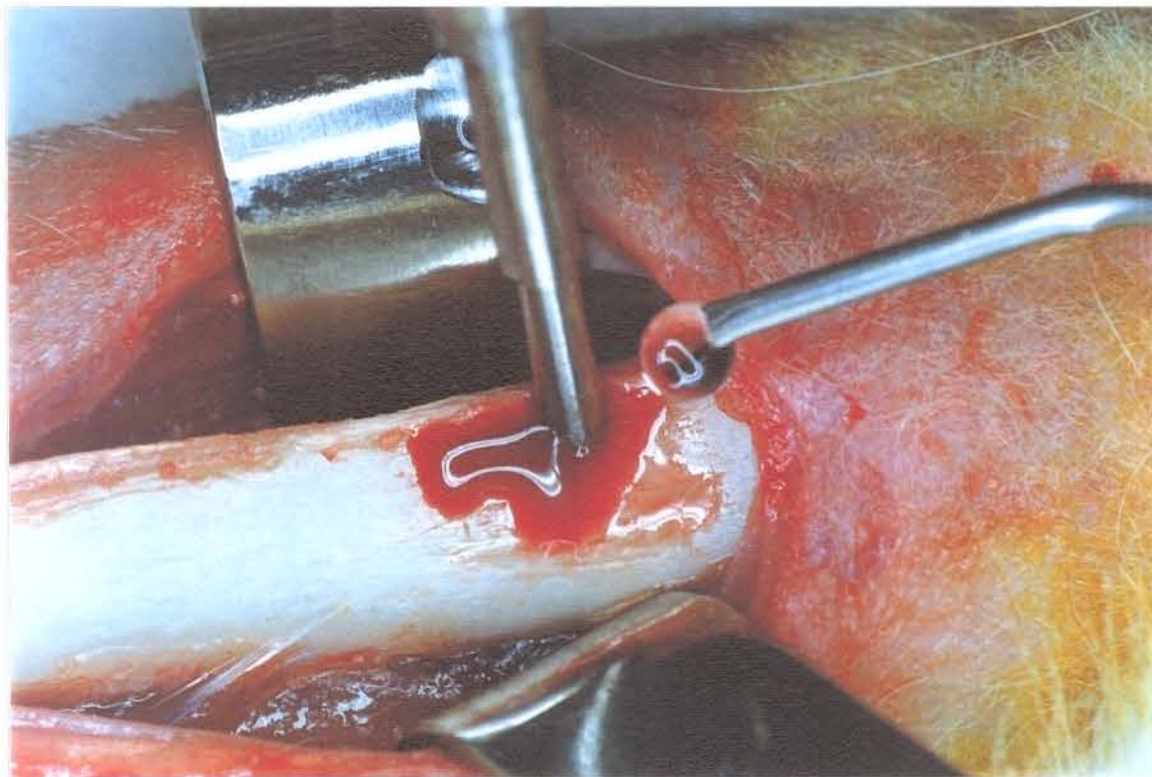


Fig. 6. Perfuração com broca de 2,6 mm de diâmetro.

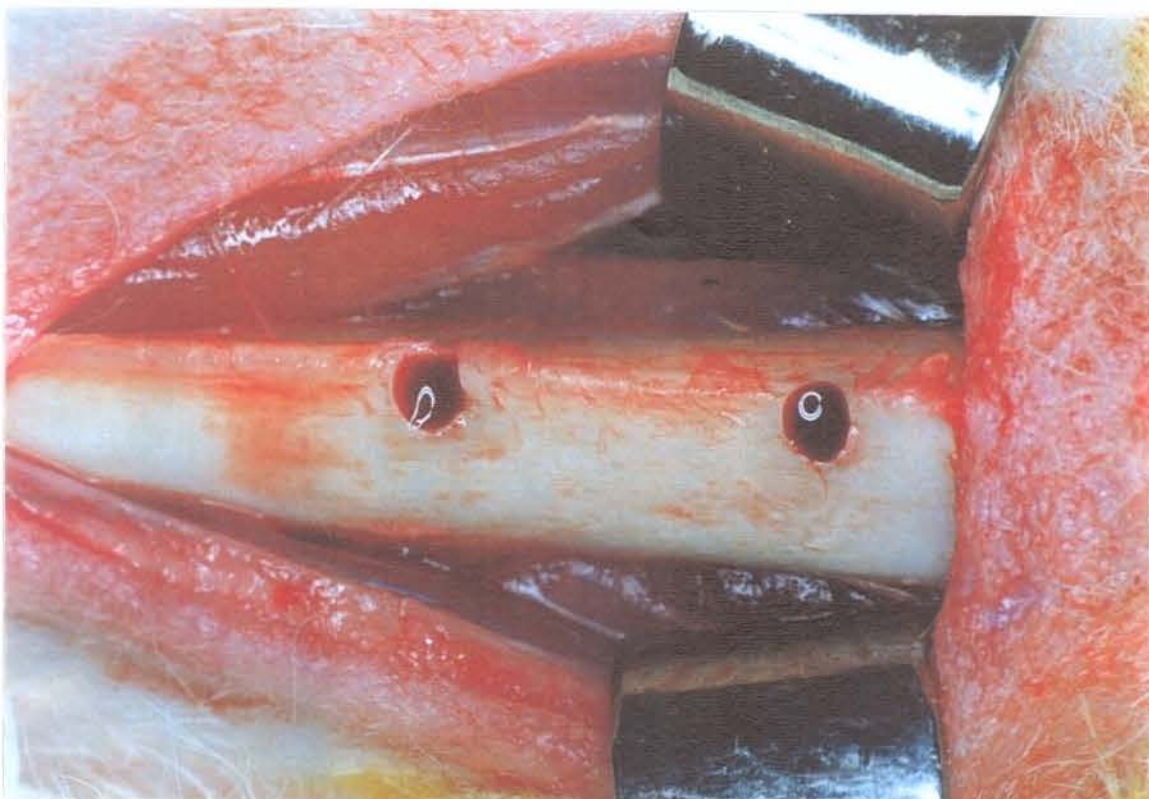


Fig. 7. Orifícios ósseos preparados para inserção dos implantes.

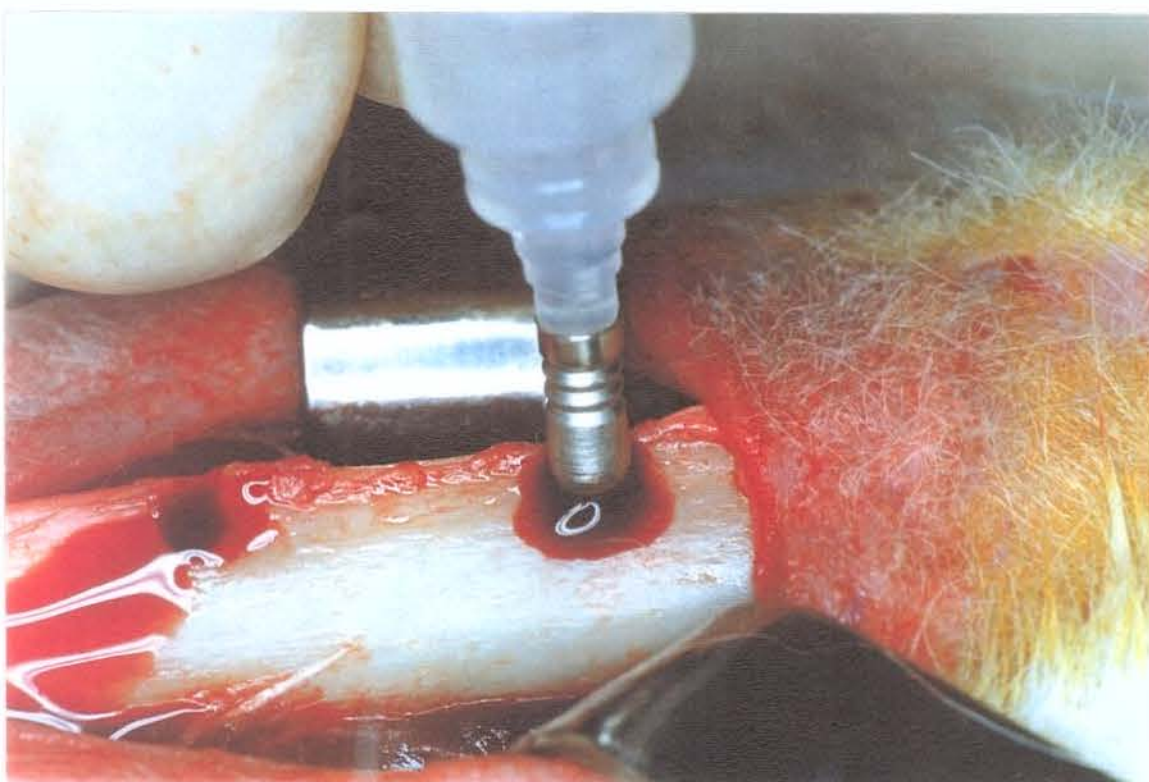


Fig. 8. Inserção do implante no orifício produzido. Notar a presença do dispositivo plástico que permite a manipulação do cilindro sem contato manual.

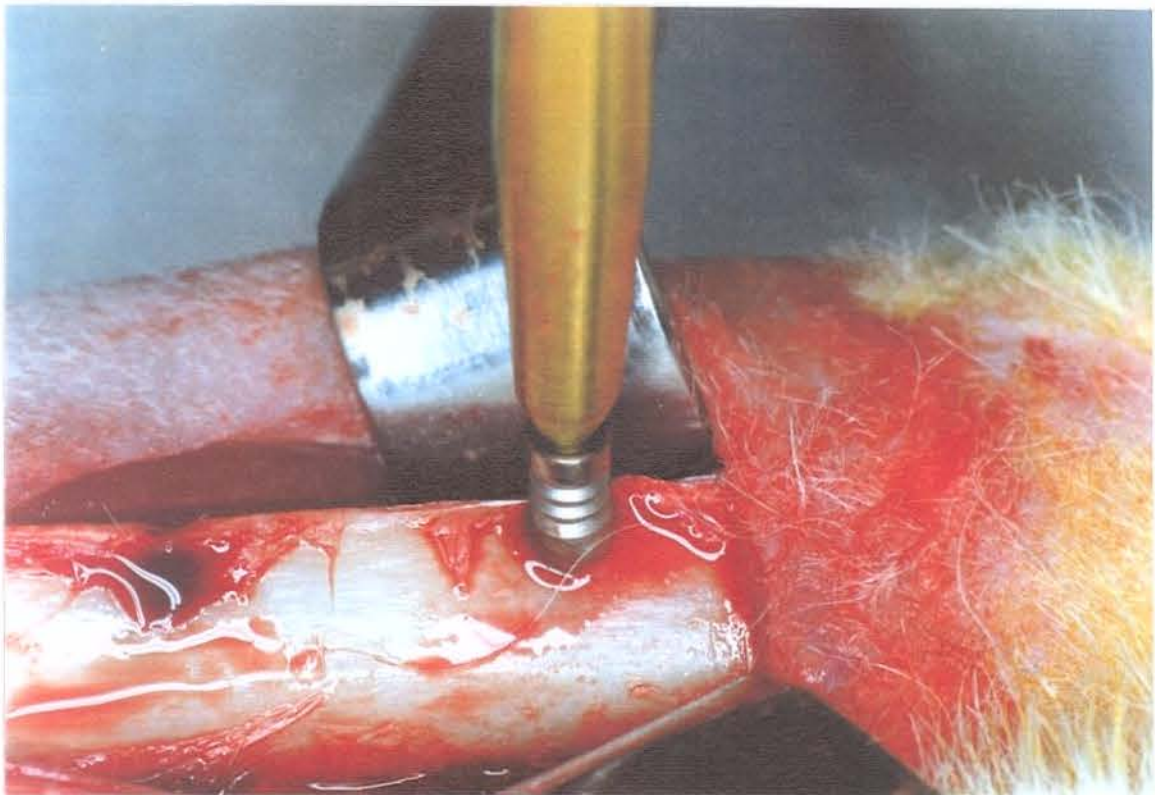


Fig. 9. Após a remoção do dispositivo plástico, é feito o ajuste do bate implante na cabeça do cilindro.

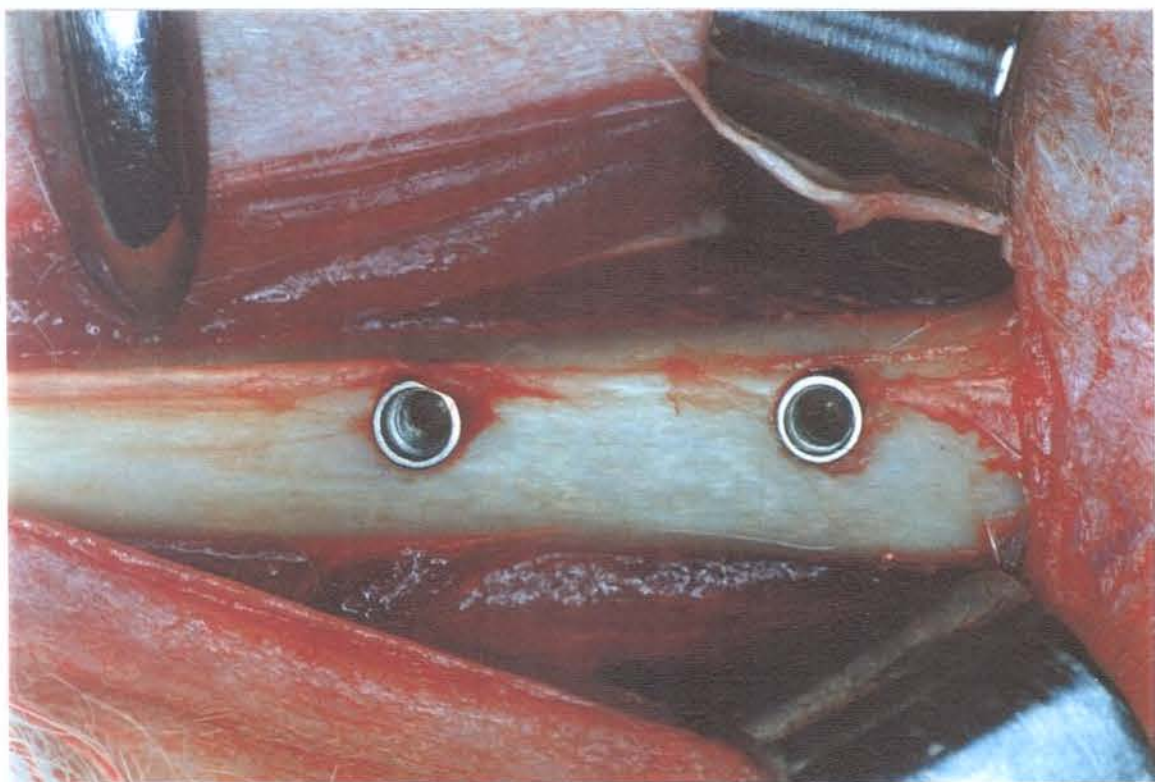


Fig. 10. Implantes inseridos com o auxílio do bate implante e martelo cirúrgico. Aproximadamente 0,5 mm do colar do implante fica para fora do orifício.



Fig. 11. Pele suturada com pontos interrompidos de mononylon 3-0, sendo a área operada submetida à nova limpeza e anti-sepsia com solução tópica de polividona iodo 10%.

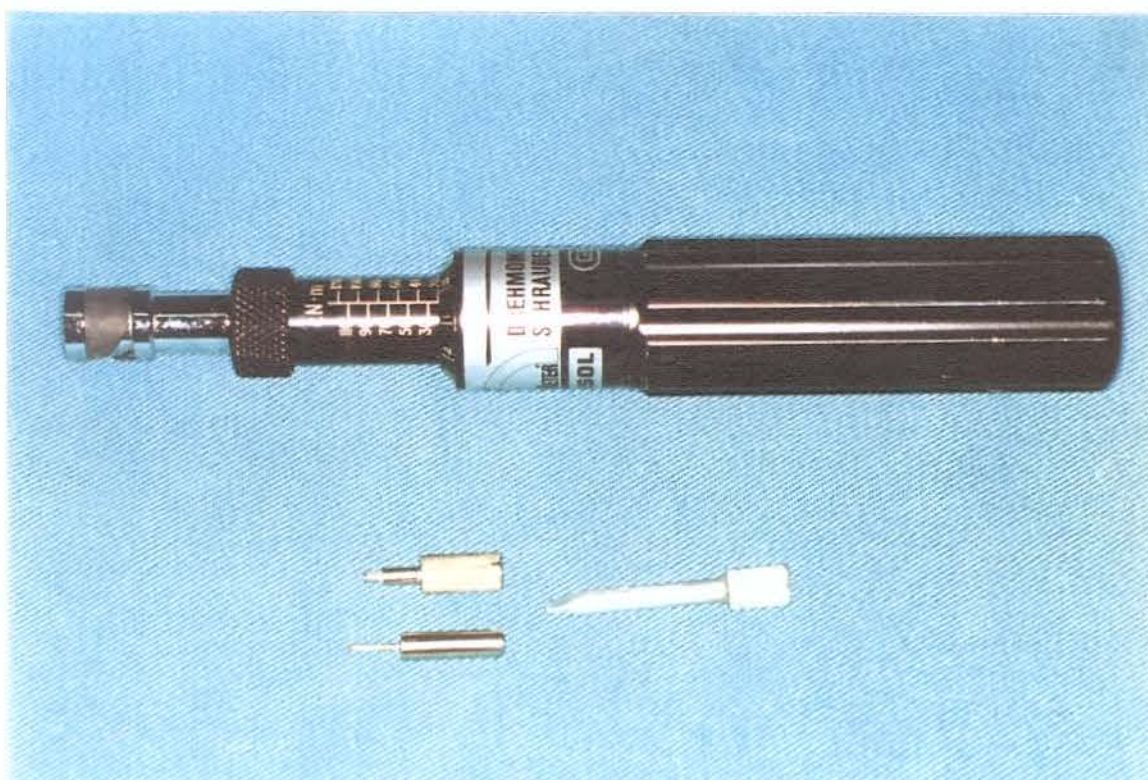


Fig. 12. Torquímetro tipo "chave de fenda". Notar conectores para a adaptação do torquímetro ao implante.

RESULTADOS

7. RESULTADOS

7.1 Análise estatística

Na tabela 3 está apresentado o quadro da análise de variância para os resultados de torque. Observamos que a interação tempo x tipo de superfície não foi significativa ($p>0,05$), isto é, o efeito do tempo nos resultados de torque não depende do tipo de superfície e a influência do tipo de superfície nos resultados de torque não depende do tempo.

Tabela 3 Quadro da análise de varância para os resultados de torque

CV	GL	SQ	QM	F
Tempo	1	76,676	76,676	4,85*
Tipo de Superfície	1	0,083	0,08	0,01 (ns)
Tempo x Tipo de Superfície	1	5,787	5,787	0,37 (ns)
Resíduo	18	284,417	15,80	
Total	21	372,773		

CV=coeficiente de variação; GL= grau de liberdade; SQ= soma de quadrados

QM= quadrado médio

* significativo ao nível de 5% ($p<0,05$)

ns = não significativo

Observa-se também que o torque não é influenciado pelo tipo de superfície ($p>0,05$), mas sim pelo tempo ($p<0,05$).

Na tabela 4 estão apresentadas as médias de torque obtidas com os diferentes tipos de superfície, nos dois períodos de tempo.

Tabela 4 Médias de torque e número de repetições nos diferentes tipos de superfície e tempos de remoção dos implantes(unidade de medida =Ncm).

Tipo de Superfície	Tempo de Remoção (dias).		Média
	21	42	
rugosa por jateamento	10,75 B a*(4)	13,50 A a (6)	12,25 a
usinada	9,83 B a (6)	14,67 A a (6)	12,40 a
Média	10,20 B	14,08 A	

$C_v = 32,27\%$

* Médias seguidas por letras (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) não diferem entre si pelo teste F ($p>0,05$)

Observou-se que para romper a interface entre o implante e o osso do grupo com superfície rugosa por jateamento foi necessário um esforço médio de 12,25 Ncm, não diferindo estatisticamente do esforço empregado no grupo com superfície usinada (12,40 Ncm).

Já o fator tempo influenciou significativamente, no teste de torque, sendo que para romper a interface no período de 42 dias o esforço foi maior (14,08 Ncm) que no período de 21 dias (10,20 Ncm). Os valores originais obtidos dos testes de torque, bem como as médias desses valores encontram-se nas tabelas 5, 6, 7, 8, 9, 10 e 11 (ANEXOS).

7.2 Análise histológica

As avaliações morfológicas nas áreas dos implantes foram realizadas nos materiais processados com e sem o implante e seguiram uma seqüência de regiões no sentido súpero-inferior : região periostal, região de osso cortical, região do endósteo e região da medula óssea.

7.2.1. Período de 21 dias

7.2.1.1. Grupo de implantes de superfície rugosa por jateamento

REGIÃO PERIOSTAL

As alterações histológicas, aos 21 dias, mostraram um espessamento da camada periostal com atividade osteogênica próxima ao pescoço do implante. Não houve definição nítida das camadas de tecido conjuntivo do periósteo, mas notou-se uma intensa atividade celular com formação óssea de característica imatura contendo espaços lacunares com vasos e tecido conjuntivo frouxo no seu interior. Observou-se, em algumas amostras, limite nítido entre o osso cortical e a camada periostal. O osso neoformado apresentou-se ricamente celularizado com osteócitos dispostos num padrão linear, sendo que próximo à interface com o implante havia, em algumas amostras analisadas, osso imaturo com presença de tecido conjuntivo fibroso. Observou-se ainda pequenas áreas hemorrágicas na superfície externa do periósteo (fig.13).

REGIÃO DE OSSO CORTICAL

A região do osso cortical apresentou em coloração com hematoxilina e eosina uma estreita faixa basofílica necrótica (fig.15). Notou-se a presença de uma superfície óssea ondulada em algumas amostras, devido à presença dos sulcos nos implantes. No interior desses sulcos observou-se um crescimento aposicional do tecido ósseo, com presença de tecido osteóide; havia trabéculas ósseas circundando os vasos sanguíneos e próximos à interface com o implante foram vistos vasos, células do tecido conjuntivo e células osteogênicas (figs.17 e 19). Existia um linha cimentante entre o osso neoformado e o osso remanescente. Esse último apresentava padrão compacto com poucos espaços lacunares, sistemas de Harvers com lamelas concêntricas e matriz óssea de coloração uniforme (fig.14).

REGIÃO DO ENDÓSTEO

Observou-se uma faixa espessa de neoformação óssea bastante trabecular com presença de inúmeros osteoblastos, tecido conjuntivo frouxo e vasos sanguíneos nos espaços lacunares. Esse tecido osteóide não possuía uma coloração uniforme e seu crescimento se processava no sentido apical do implante, principalmente até o segundo sulco (fig.17). Algumas regiões da interface apresentavam um cordão de tecido conjuntivo em contato com o metal e próximo a esse cordão existiam núcleos de formação óssea (figs.18 e 19). Em toda a extensão da interface havia vasos e centros de ossificação. Algumas amostras apresentaram fragmentos de osso não vital próximos à interface, porém sem a presença de processo inflamatório (figs.15 e 16).

REGIÃO DA MEDULA ÓSSEA

A região medular apresentou predominância de tecido adiposo ricamente celularizado e menor quantidade de células precursoras (figs. 15 a 19). Próximo da região endosteal, o espaço medular foi ocupado por trabéculas de osso imaturo (figs. 17 e 19). Havia presença de grande vascularização e em algumas amostras a região medular apresentava reação inflamatória variando de grau moderado a intenso, observando-se leucócitos polimorfonucleares e monócitos (fig.19). Próximo à interface notou-se a presença de poucos núcleos de formação de sistemas de Harvers em torno dos vasos medulares e em algumas amostras havia presença de fragmentos ósseos não vitais (figs.15 e 16). A região apical dos implantes apresentou formação óssea advinda do endóstio subapical em relação ao implante. Esse crescimento ósseo parecia estar sendo conduzido da região apical para o corpo do implante (fig.18).

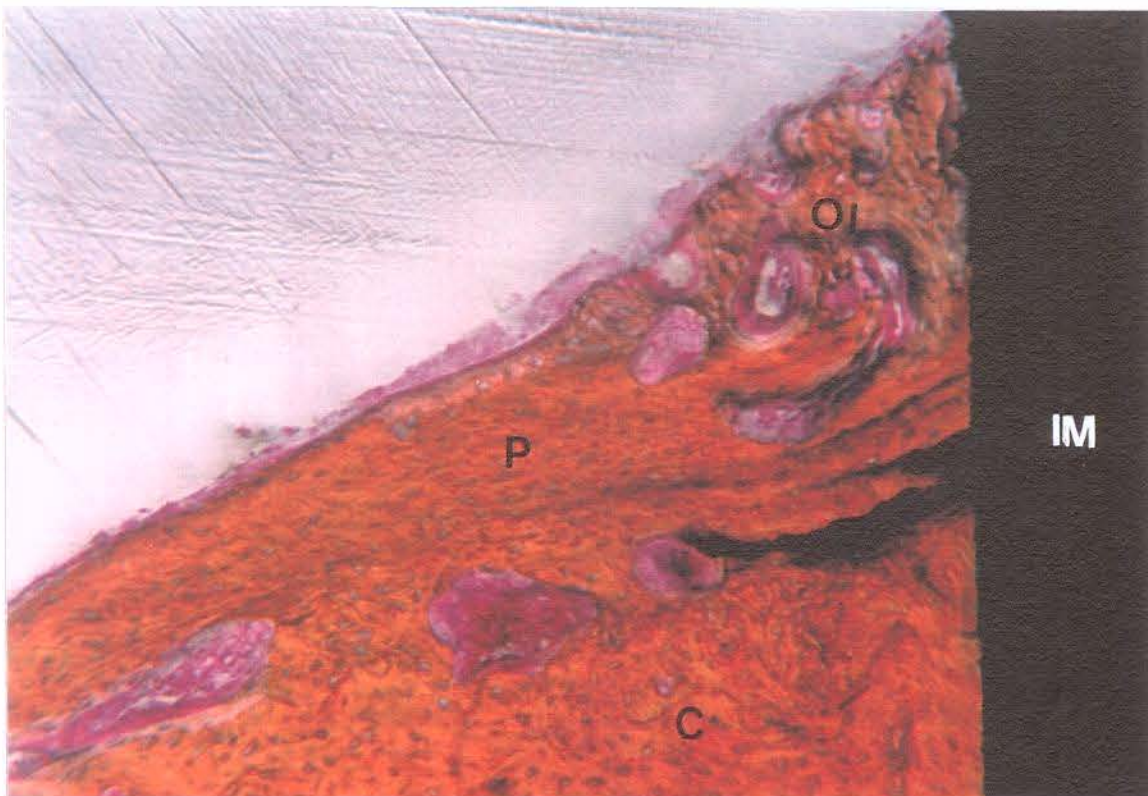


Fig. 13. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 262x. Atividade osteogênica do periósteo (P) está bastante desenvolvida; pode-se notar tecido ósseo imaturo (OI) próximo ao pescoço do implante (IM). Osso cortical antigo (C).

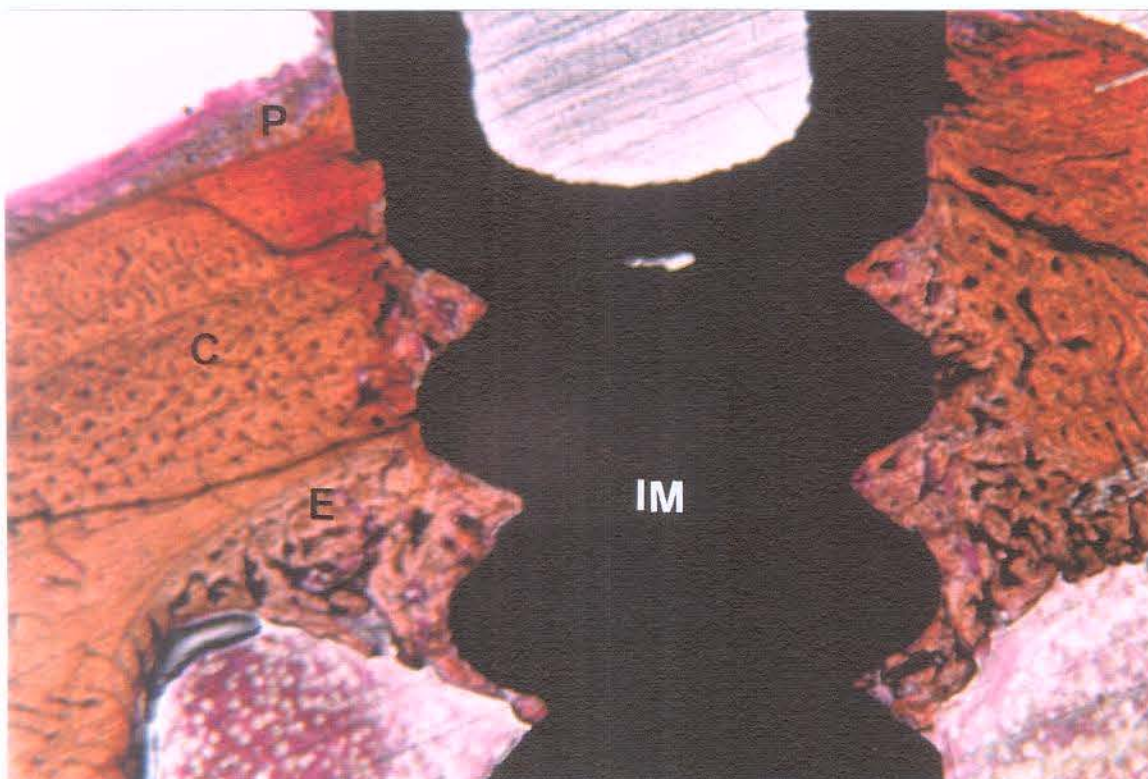


Fig. 14. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 65x. Observa-se o periósteo (P), osso cortical antigo (C) e endósteo (E) margeando a superfície do implante (IM). O crescimento ósseo endosteal é evidente nos sulcos.

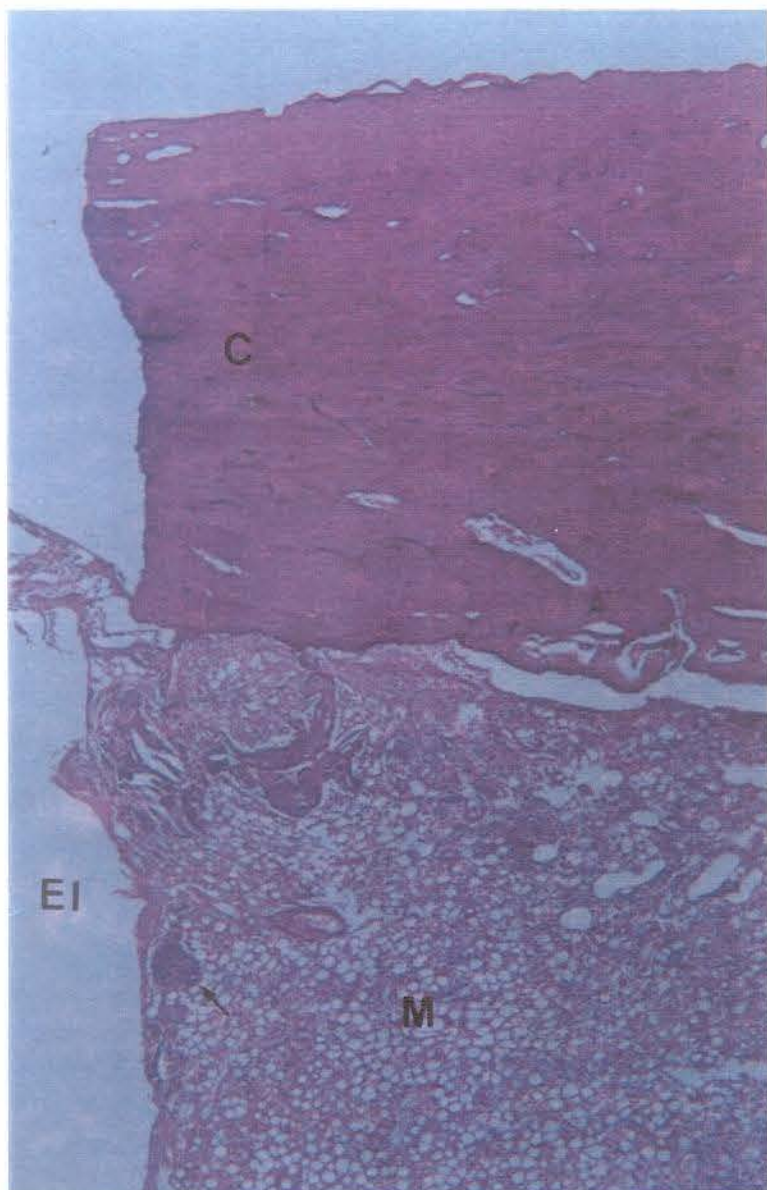


Fig. 15. (ao lado) Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, H.E. 65x.
O osso cortical espesso (C) apresenta próximo à interface, representada pelo espaço ocupado pelo implante (EI), estreita faixa basofílica necrótica. Na medula (M) há presença de fragmentos ósseos não vitais (seta).

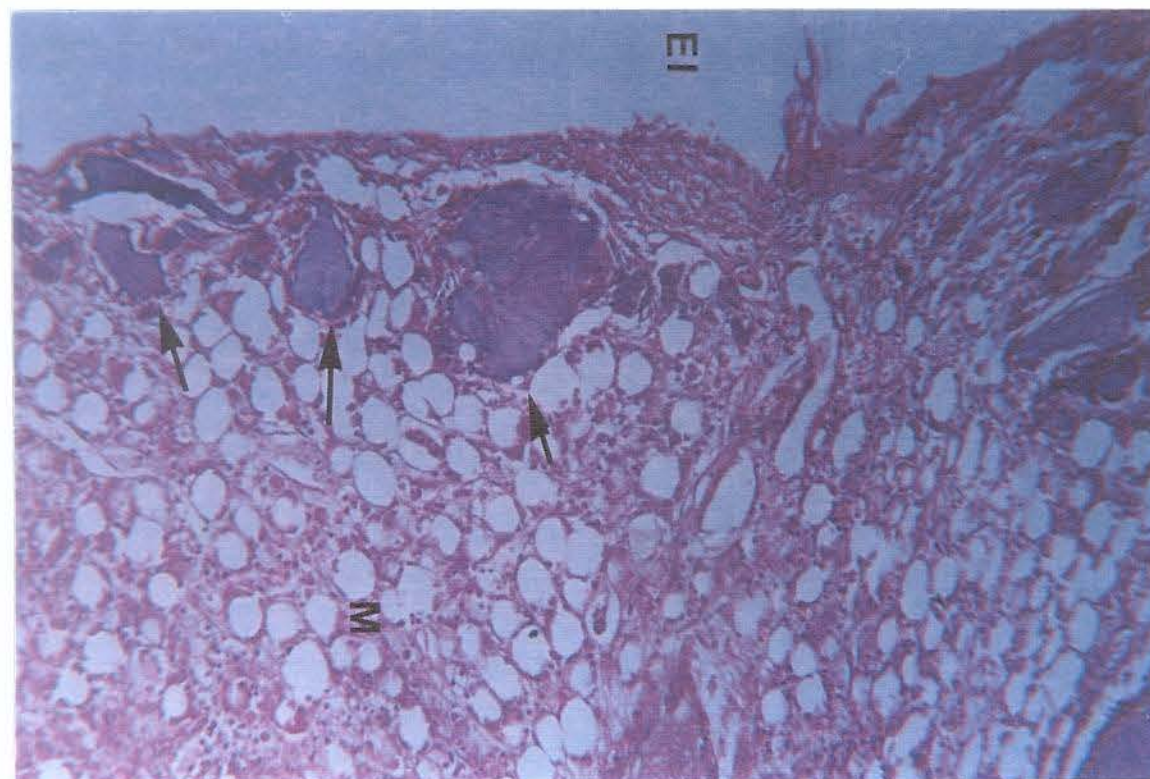


Fig. 16. (abaixo) Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, H.E. 262x.
Detalhe em maior aumento, da figura anterior, dos fragmentos ósseos não vitais (setas) observados na medula (M).

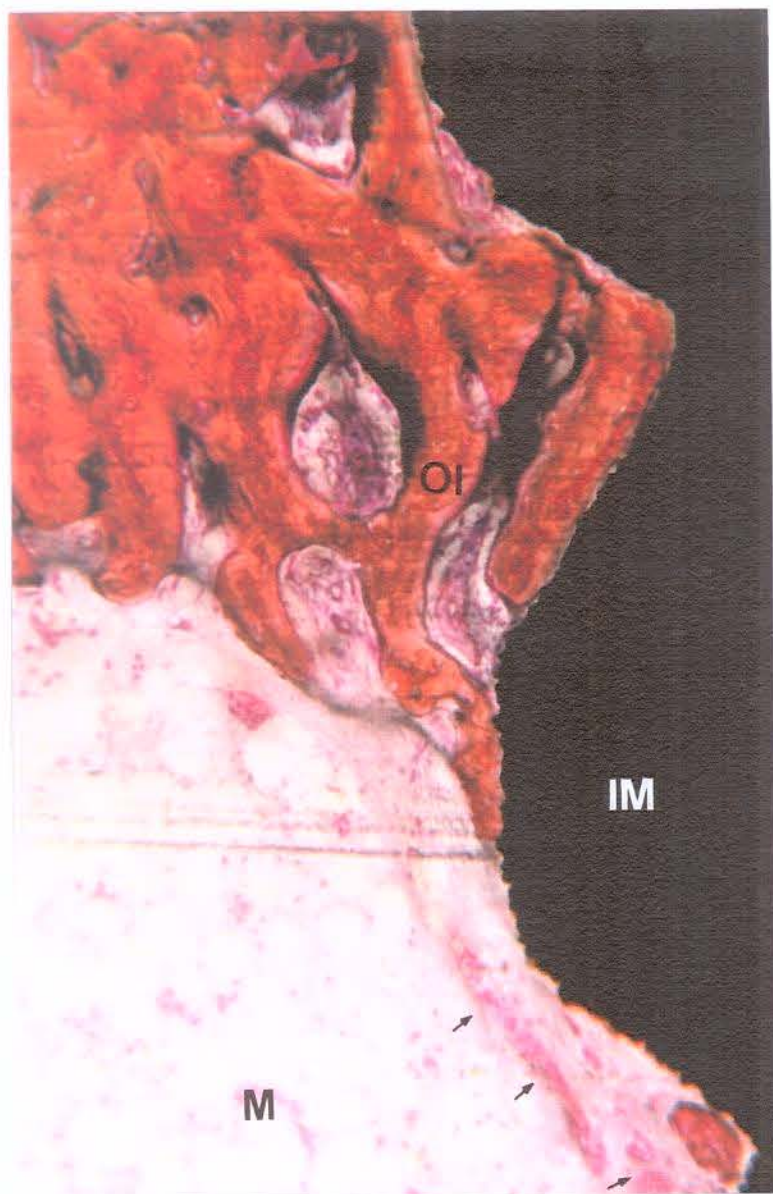
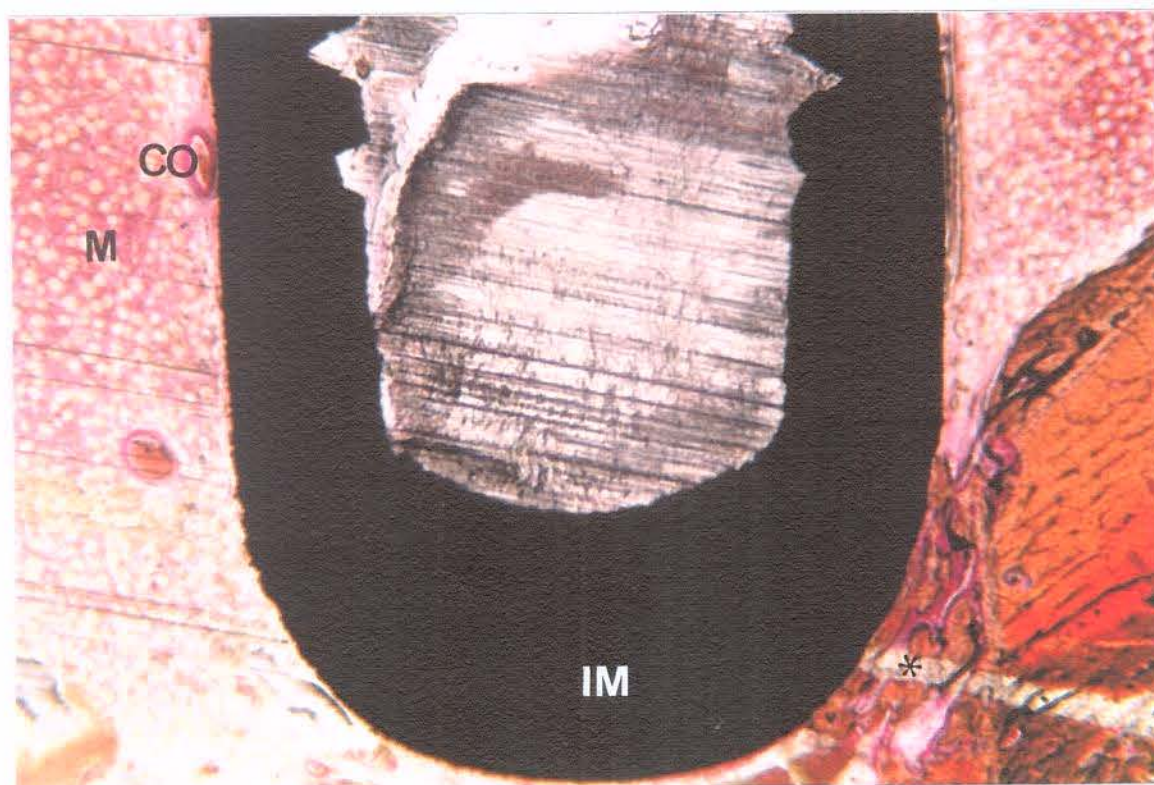


Fig. 17. (ao lado) Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 262x. Trabéculas ósseas imaturas (OI) coalescentes invadindo a área dos sulcos do implante (IM). Na medula (M) próxima à interface observam-se vasos (setas).

Fig. 18. (abaixo) Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 65x. Porção apical do implante (IM). Na medula (M) notam-se centros de ossificação (CO) próximos à interface e no ápice do implante existe crescimento ósseo endosteal sendo, aparentemente, conduzido pela superfície rugosa do implante (*).



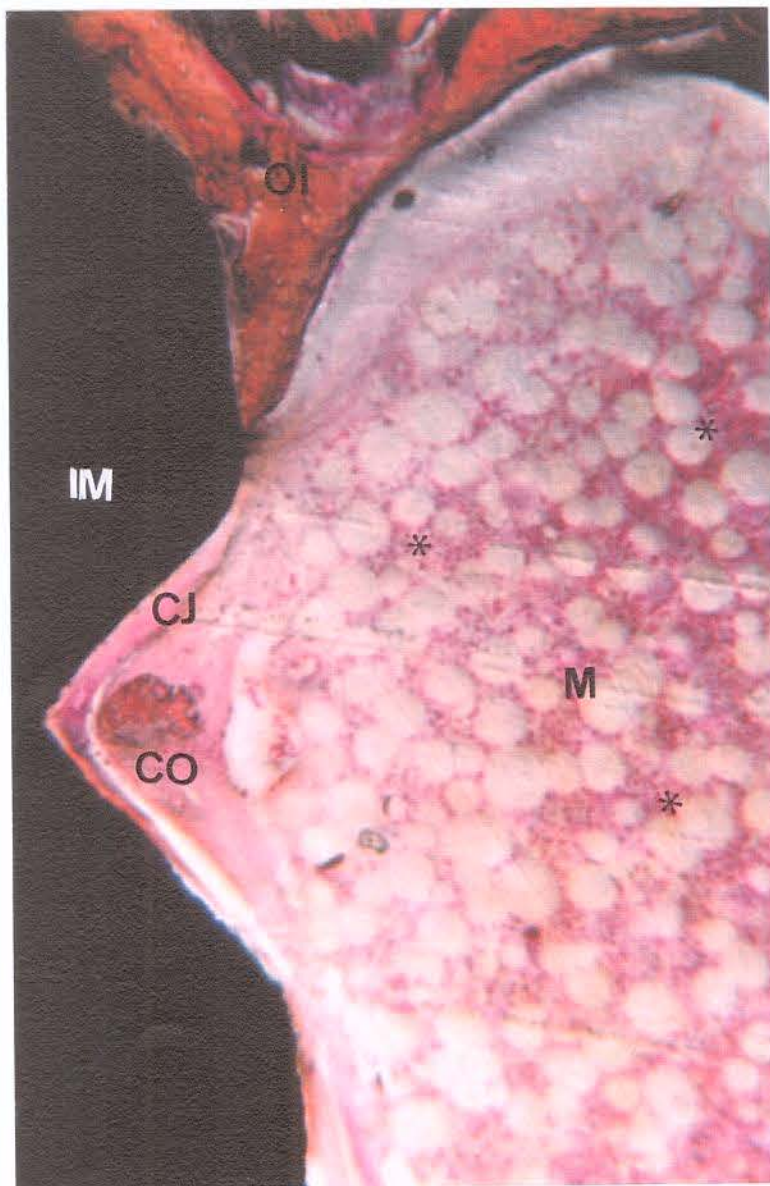


Fig. 19. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 21 dias, Paragon 262x.

O crescimento ósseo endosteal apresenta trabéculas ósseas imaturas (OI) migrando em direção aos sulcos do implante (IM). No terceiro sulco observa-se tecido conjuntivo (CJ) com potencial osteogênico, circundando um centro de ossificação (CO). A medula (M) apresenta adipócitos com algumas áreas de inflamação (*).

7.2.1.2. Grupo de implantes de superfície usinada

REGIÃO PERIOSTAL

O periosteio apresentou-se com uma camada fibrosa muito delgada. Havia um espessamento da camada osteogênica com formação de tecido ósseo imaturo nas proximidades do pescoço do implante, porém o grau de formação óssea se mostrou variável nos vários cortes analisados. Havia presença de feixes de células osteogênicas circundando vasos sanguíneos. Em alguns casos foi possível observar fibras e células conjuntivas, além de pequenas áreas hemorrágicas na interface com o implante. Era nítido o limite entre o osso cortical e o periosteio, que apresentava diferente coloração em sua matriz óssea (figs. 20 e 21).

REGIÃO DE OSSO CORTICAL

Havia em alguns cortes, presença de fragmentos de osso não vital na interface, logo abaixo do periosteio (fig. 21). Observou-se nessa região, uma neoformação óssea que caminhava em direção ao segundo sulco do implante. Esse tecido tinha características de osso imaturo, apresentando muitos vasos sanguíneos e tecido conjuntivo frouxo no interior dos espaços lacunares (figs. 22 e 23).

Em alguns casos o crescimento ósseo parecia atingir até o terceiro sulco. Existia uma linha cimentante nítida entre o osso cortical antigo e o osso neoformado, o qual apresentava as ondulações correspondentes ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos (fig. 25).

O osso cortical antigo apresentou coloração mais uniforme e poucos espaços lacunares em comparação com o osso neoformado. Foram observados no osso antigo, os sistemas de Harvers com lamelas concêntricas e vasos sanguíneos (fig. 25). Em relação aos cortes corados com H.E. notou-se estreita faixa basofílica necrótica (fig. 24).

REGIÃO DO ENDÓSTEO

Observou-se osso neoformado a partir do endóstio com crescimento alcançando até o segundo sulco. No terceiro sulco havia presença de tecido conjuntivo frouxo, vasos sanguíneos e pequenas áreas de ossificação (figs. 22 e 23). O osso neoformado apresentava inúmeros vasos sanguíneos em toda sua extensão, inclusive na interface com o implante. Era nítida a linha cimentante entre osso antigo e osso neoformado. A coloração deste último era pouco homogênea, e descrevia um padrão imaturo. Observou-se a superfície ondulada, correspondente ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos (figs. 24, 25 e 26).

Em algumas amostras, a porção apical do implante tocava o endóstio e era possível notar crescimento ósseo em direção ao ápice do implante.

REGIÃO MEDULAR

Apresentou tecido adiposo bastante celularizado. Existia uma camada espessa de tecido conjuntivo frouxo próximo à interface e a medida que se afastava desta, aumentava a proporção de células adiposas. Nesse tecido conjuntivo existia reação inflamatória de intensidade leve a moderada, variando entre as amostras analisadas. Havia aí também células precursoras da medula óssea e poucos vasos sanguíneos (figs.

23 e 24). A região inferior da medula óssea apresentou-se ocupada por trabéculas ósseas advindas do endósteo dessa região inferior.

Na maior extensão da interface entre o implante e a medula existia uma linha de tecido conjuntivo organizado, além de vasos sanguíneos e alguns núcleos de formação óssea de tamanhos variados.

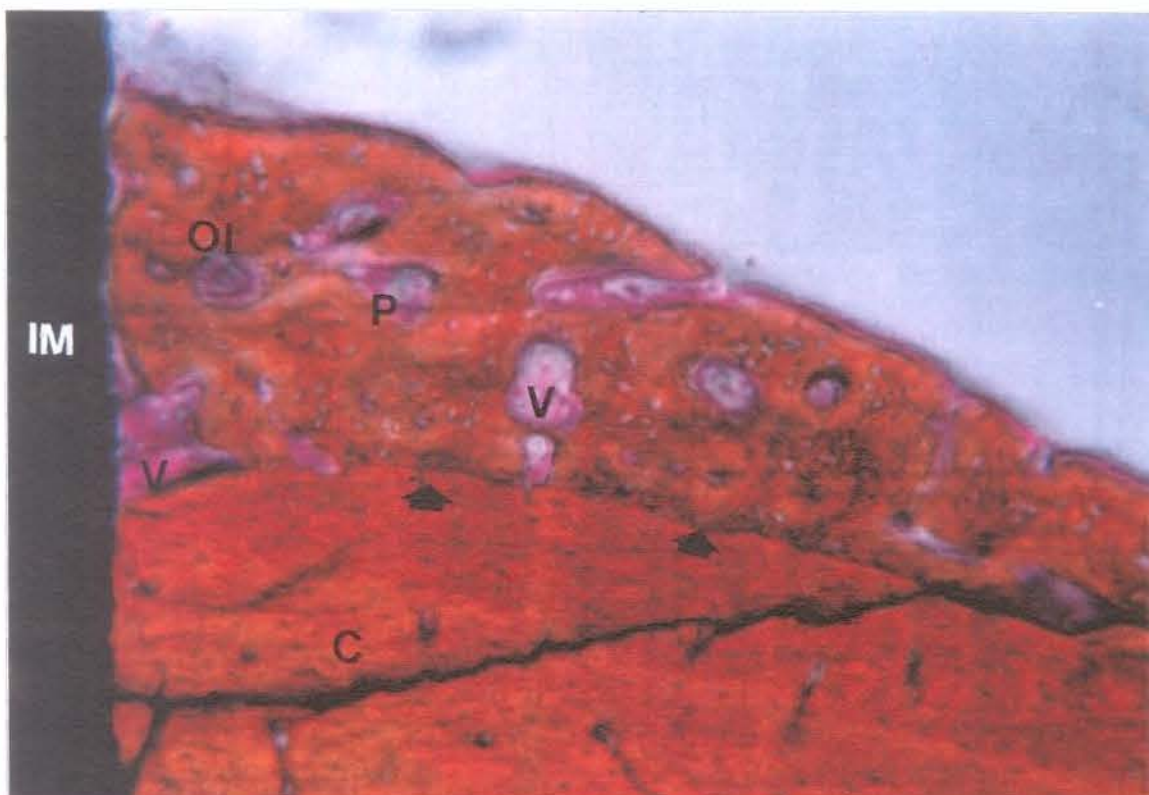


Fig. 20. Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x.

O periósteo (P) adjacente ao pescoço do implante (IM) apresenta-se bastante estimulado a partir de sua camada osteogênica. Pode-se notar tecido ósseo imaturo (OI) com vasos (V) e trabéculas coalescentes. Nota-se ainda uma linha nítida separando a camada periosteal do osso cortical (C) (setas).

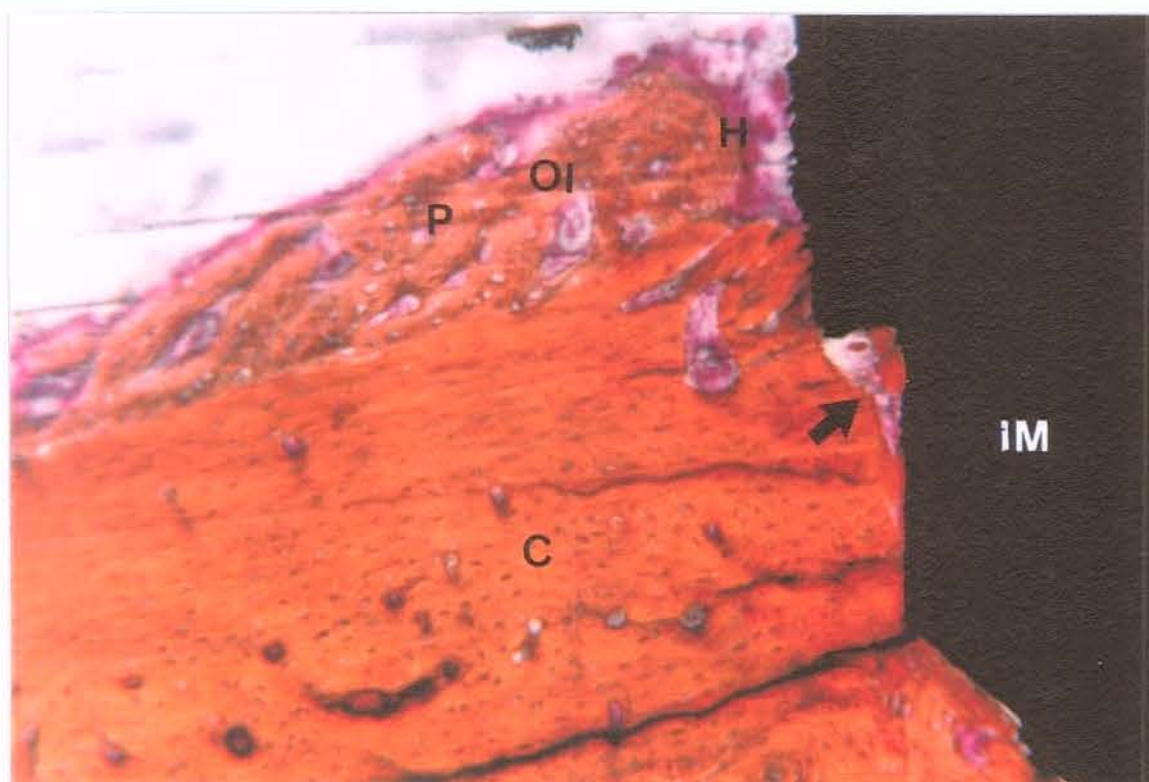


Fig. 21. Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x.

A camada periosteal (P) mostra grande atividade osteogênica com formação de osso imaturo (OI). Próximo ao pescoço do implante (IM) nota-se pequena área hemorrágica (H). Na seta podemos observar abaixo do pescoço do implante um fragmento de osso não vital.

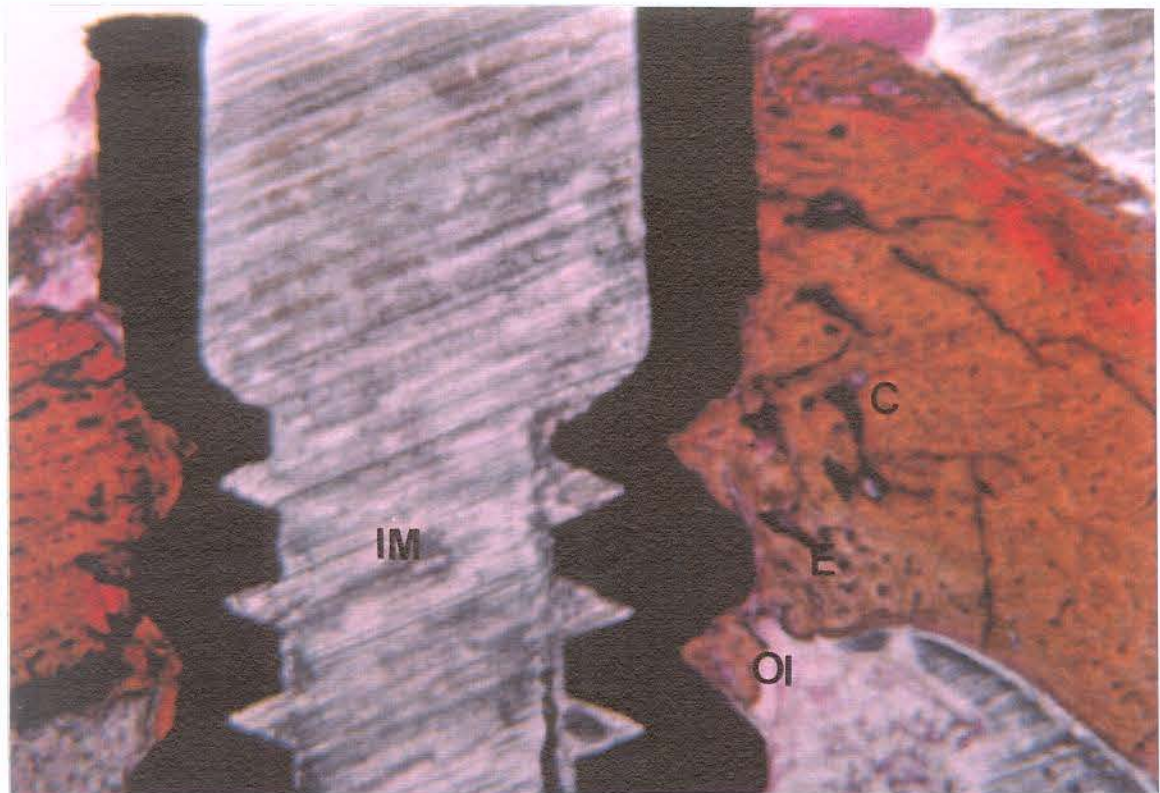


Fig. 22. (acima) Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 65x. O osso cortical (C) apresenta padrão compacto característico. É nítido o crescimento ósseo endosteal (E) em direção aos sulcos do implante (IM). (OI) osso imaturo.

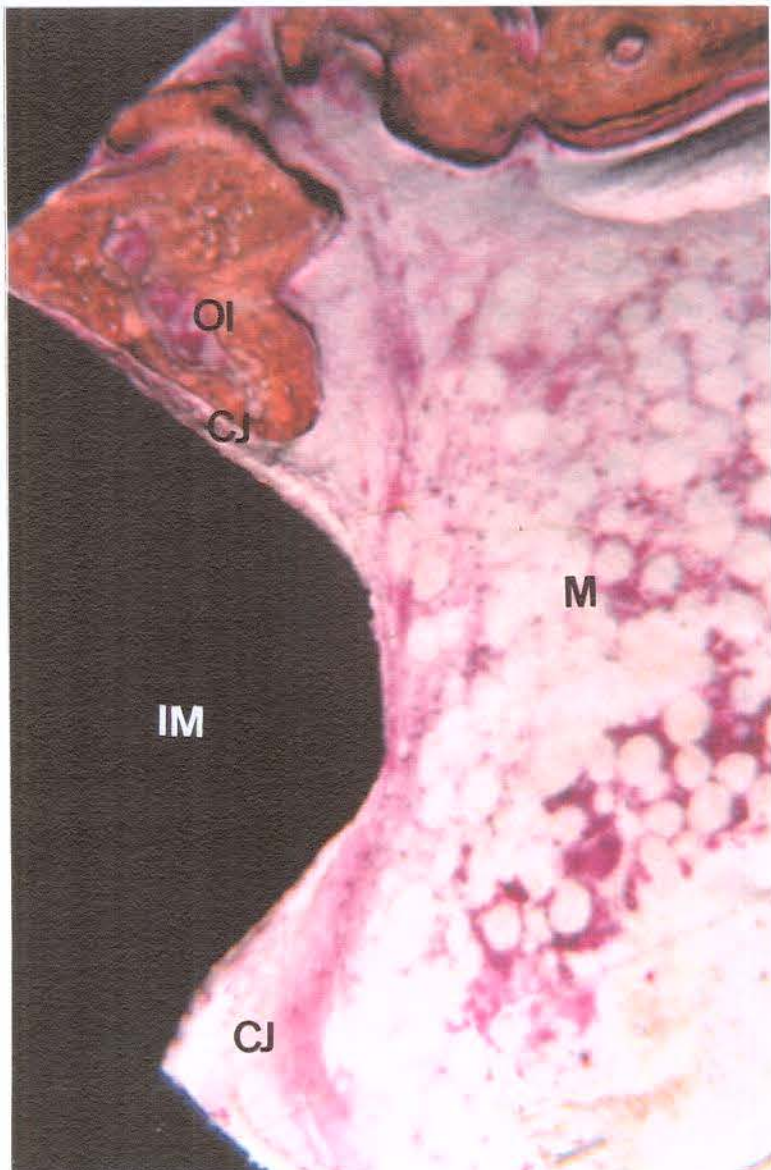


Fig. 23. (ao lado) Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x. Detalhe da figura anterior mostrando o crescimento ósseo no interior do segundo sulco. Esse osso imaturo (OI) apresenta-se envolvido por tecido conjuntivo (CJ) que parece percorrer toda interface. (M) medula óssea.

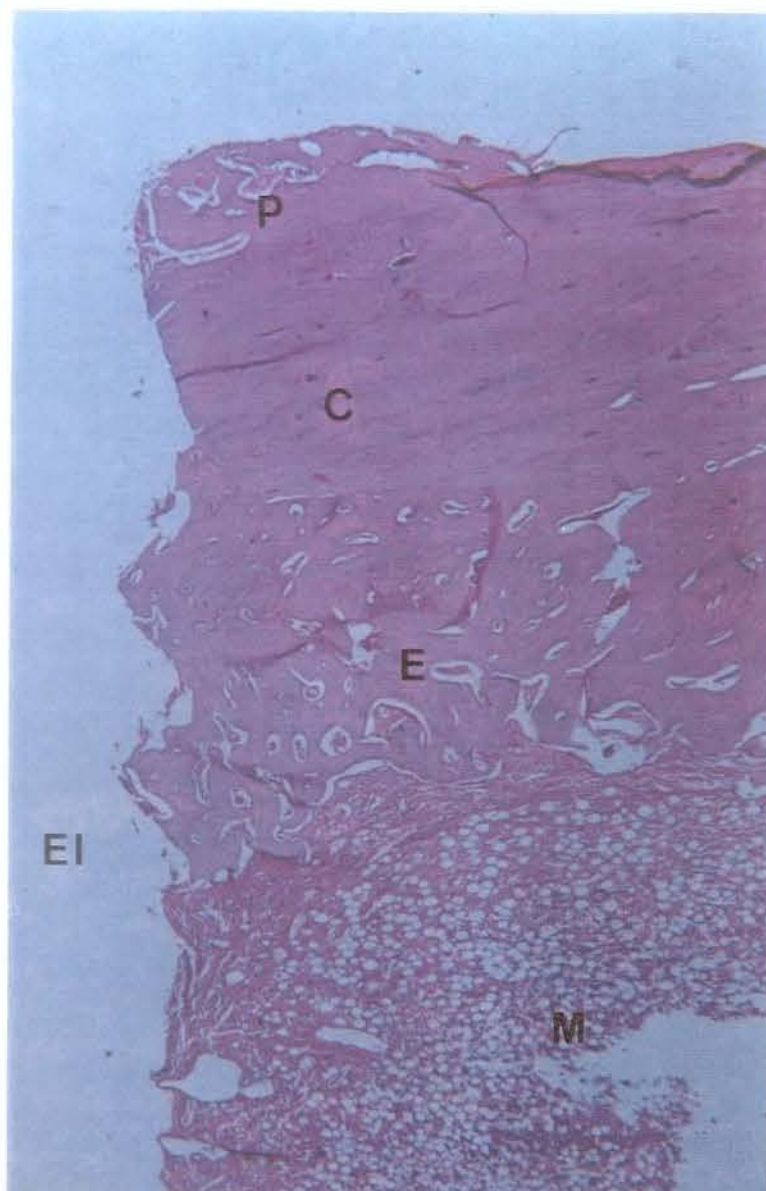
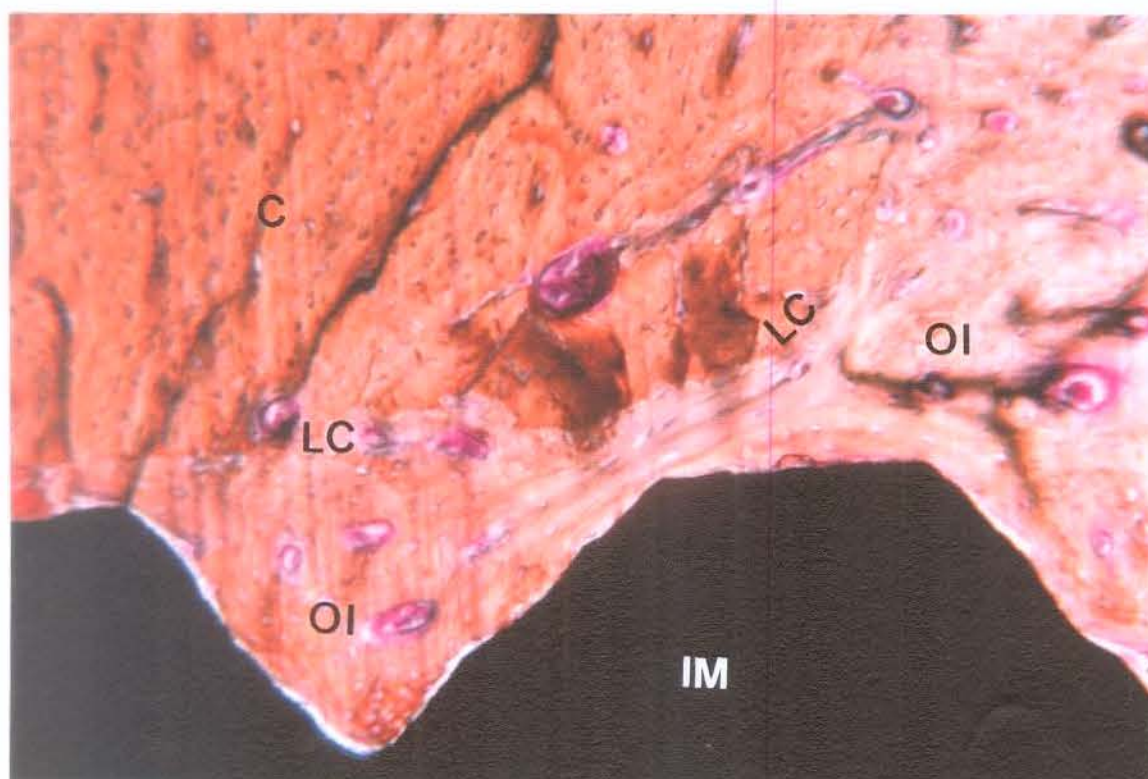


Fig. 24. (ao lado) Cilindro de superfície usinada, 21 dias, H.E. 65x.

O periósteo (P) aparece bastante estimulado. No osso cortical (C) de padrão compacto é possível observar linha basofílica necrótica. A porção endosteal (E) apresenta grande estímulo osteogênico, com formação de ondulações ósseas no espaço ocupado pelo implante (EI). A medula (M) apresenta-se com grande quantidade de células inflamatórias, próxima à interface.

Fig. 25. (abaixo) Cilindro de superfície usinada, 21 dias, Paragon 262x.

Nota-se osso cortical antigo (C) de padrão compacto característico. É bastante nítida a linha cimentante (LC) entre o osso novo imaturo (OI) e o osso cortical (C).



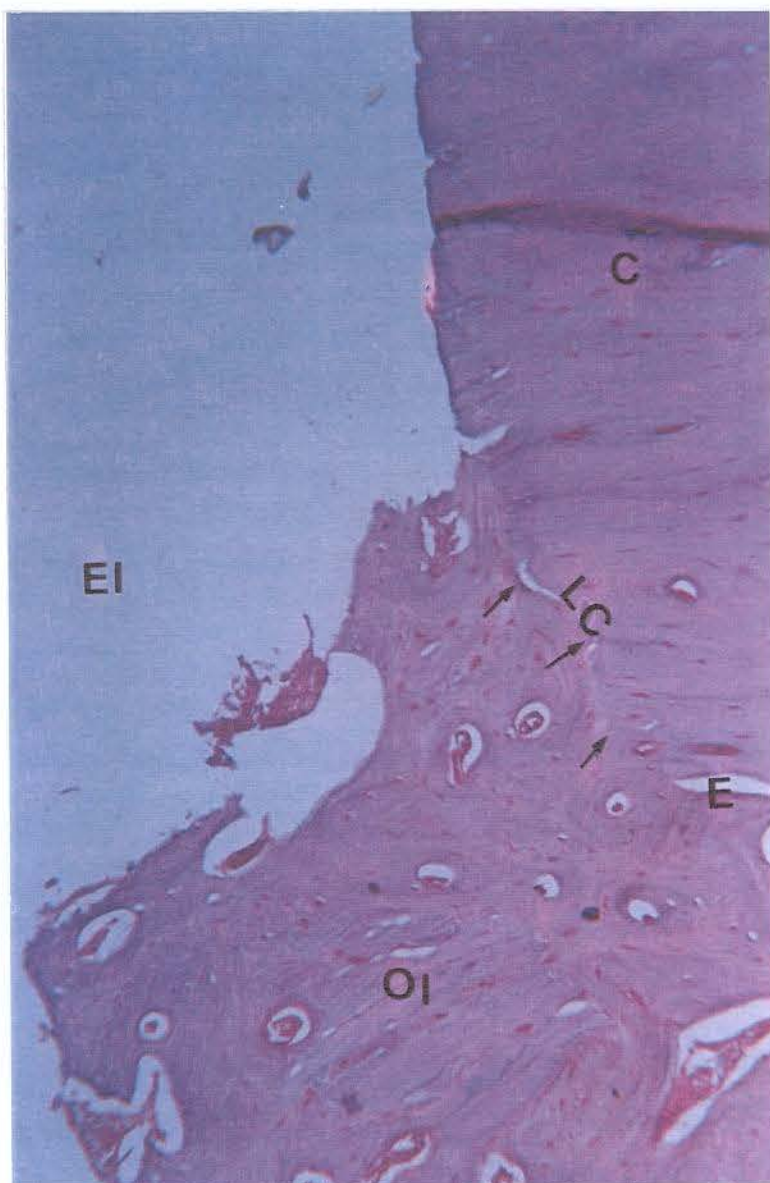


Fig. 26. Cilindro de superfície usinada, 21 dias, H.E. 262x. Detalhe de uma das ondulações ósseas vista na fig.24. Observa-se linha cimentante (LC) nítida (setas) e a característica imatura (OI) do osso proveniente do endóstio (E). (EI) espaço ocupado pelo implante; (C) osso cortical antigo.

7.2.2. Período de 42 dias

7.2.2.1. Grupo de implantes de superfície rugosa por jateamento

REGIÃO PERIOSTAL

Nas amostras analisadas o periósteo apresentou-se com uma espessura delgada. O trabeculado ósseo parecia não ter ainda um padrão homogêneo na distribuição das lacunas dos osteócitos. Na região da interface com o pescoço do implante, existiam vasos e algumas áreas hemorrágicas. A camada osteoblástica estava bem desenvolvida e a camada fibrosa bem delgada. Foi possível observar, nitidamente, a diferença de coloração na matriz óssea antiga do osso cortical e na matriz do osso neoformado (fig.27).

REGIÃO DO OSSO CORTICAL

O osso cortical antigo apresentou-se bem vascularizado e tinha padrão compacto característico com sistemas de Harvers e lamelas concêntricas. Foi possível observar, nitidamente, a linha cimentante entre o osso antigo e o osso neoformado (fig.34). Esse último apresentava-se imaturo, com grande quantidade de vasos sanguíneos e tecido conjuntivo em colagenização (figs. 28 e 29). O grau de formação óssea parecia alcançar, em algumas amostras, até o segundo sulco do implante, porém de maneira incompleta, que às vezes apresentava só tecido conjuntivo nessa área. No terceiro sulco aparecia início de ossificação ou tecido conjuntivo em colagenização (fig.28).

A interface do osso cortical com o implante apresentou osso neoformado e adjacente ao metal foi possível observar tecido conjuntivo e vasos sanguíneos. Também era nítida a diferença de coloração entre a matriz do osso antigo e do osso neoformado (fig.29).

REGIÃO DO ENDÓSTEO

Havia um espessamento da camada do endósteo próxima aos sulcos do implante, onde notou-se o processo de osteogênese bastante estimulado. A neoformação óssea proveniente do endósteo atingia até o segundo sulco nas amostras analisadas, porém notou-se desigualdade na formação óssea nesses sulcos. O fundo de alguns sulcos continha tecido conjuntivo em colagenização. Já o terceiro sulco continha em algumas amostras áreas de ossificação pequenas (fig.28).

A superfície próxima à interface apresentou-se ondulada, devido ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos (fig.33).

Na maioria das amostras analisadas, a região peri-implantar apresentava uma fina camada de tecido conjuntivo frouxo envolvendo o implante (figs.31 e 32).

REGIÃO MEDULAR

A medula óssea apresentou-se bastante celularizada e vascularizada. Havia predomínio de células adiposas em relação aos outros tipos celulares da medula. A porção superior da medula apresentou-se ocupada pelo tecido ósseo neoformado a partir do endósteo. Próximo aos sulcos existiam pequenas áreas com infiltrado inflamatório (fig.33). Próximo à interface havia vasos sanguíneos e centros de

ossificação (fig.30). Em algumas amostras analisadas houve formação óssea adjacente ao implante na região apical (figs. 31 e 32). A medida que se afastava da interface notou-se maior quantidade de células adiposas e menor quantidade de células precursoras.

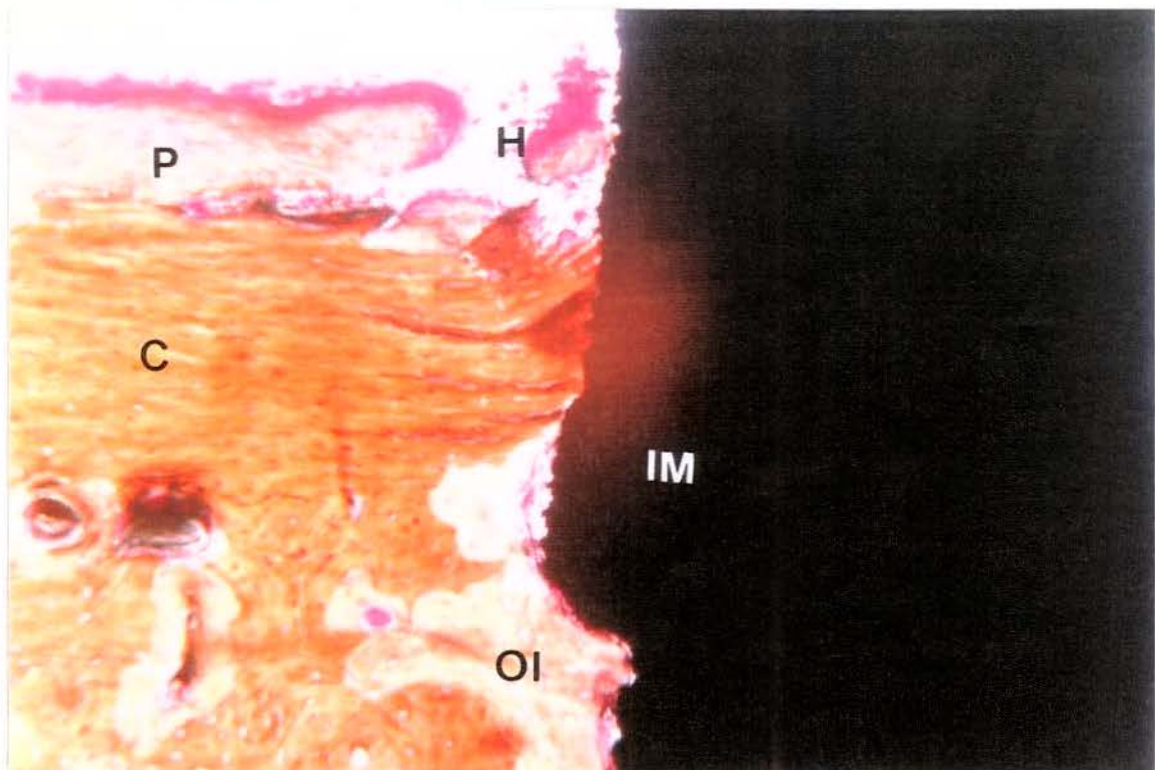


Fig. 27. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 262x. Próximo ao pescoço do implante (IM) o periósteo (P) aparece descontinuo com área hemorrágica (H). O padrão ósseo periosteal é imaturo, sendo a sua coloração menos homogênea que o osso cortical antigo (C). Notar mais abaixo a formação de osso imaturo (OI) próximo à interface.

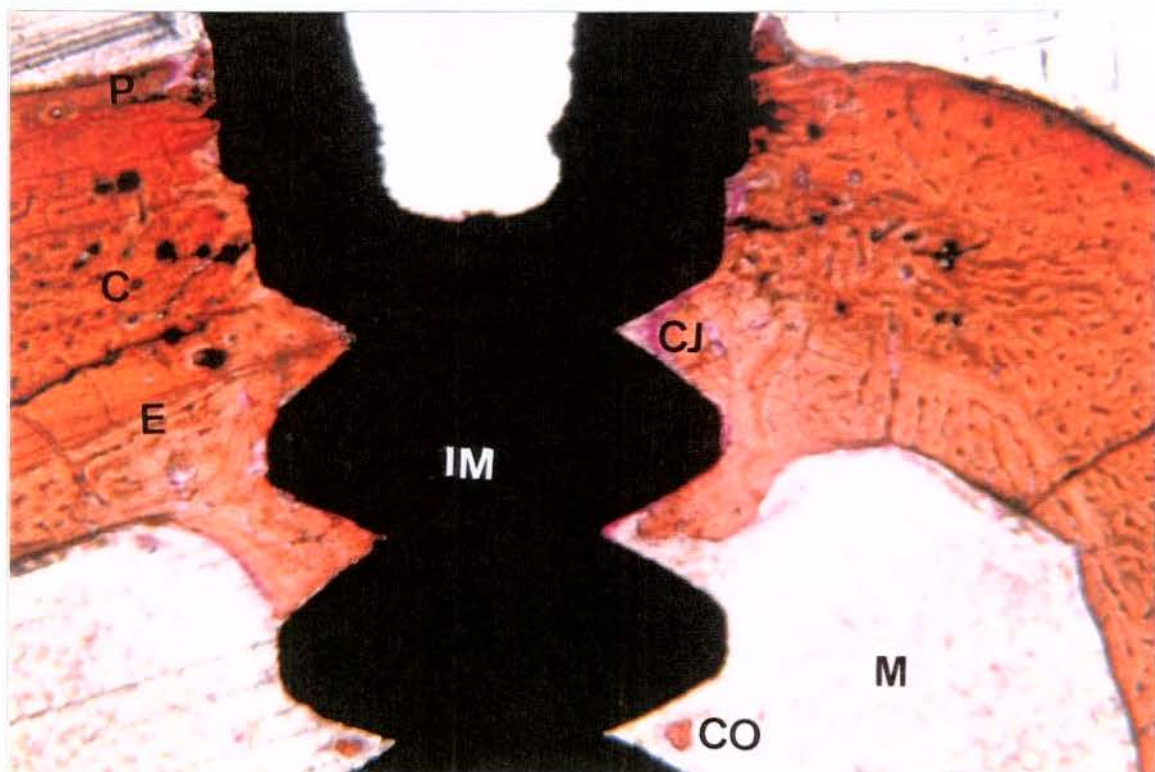


Fig. 28. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 65x. Notar crescimento ósseo a partir do endósteo (E) preenchendo o interior dos sulcos do implante (IM). Algumas áreas no interior dos sulcos ainda apresentam tecido conjuntivo (CJ). No interior do terceiro sulco existem centros de ossificação (CO). (M) medula; (C) osso cortical; (P) periósteo.

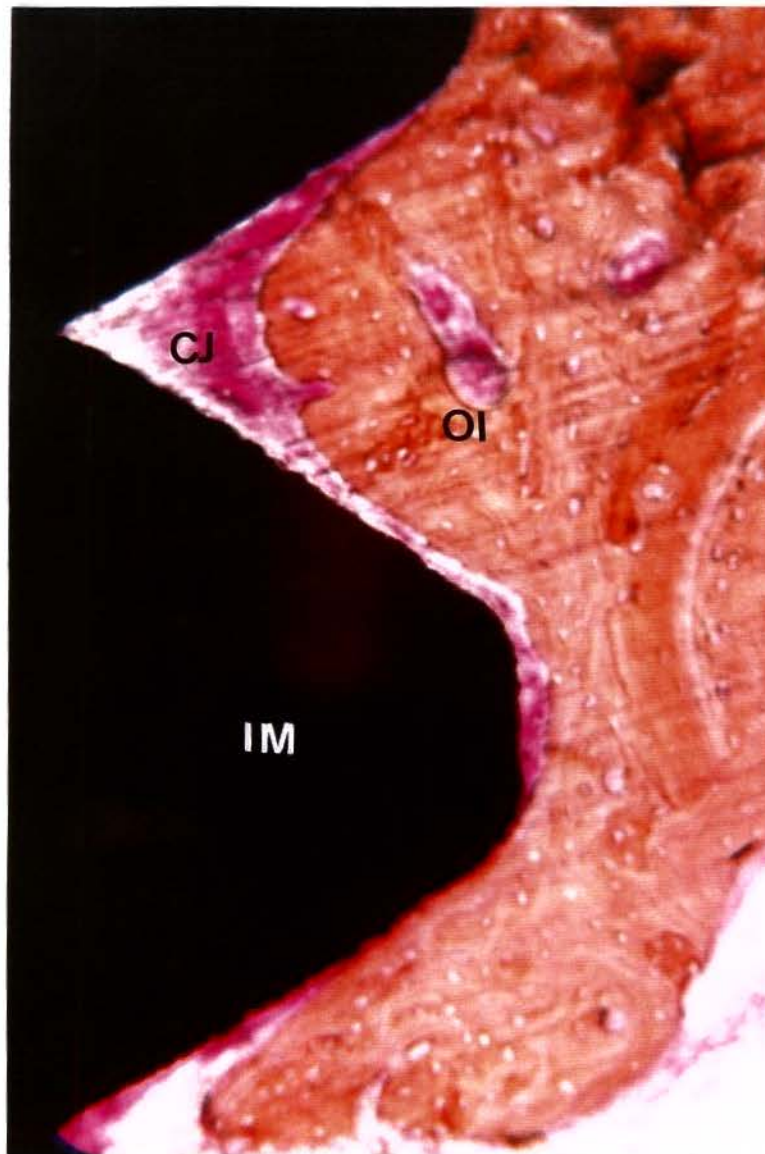
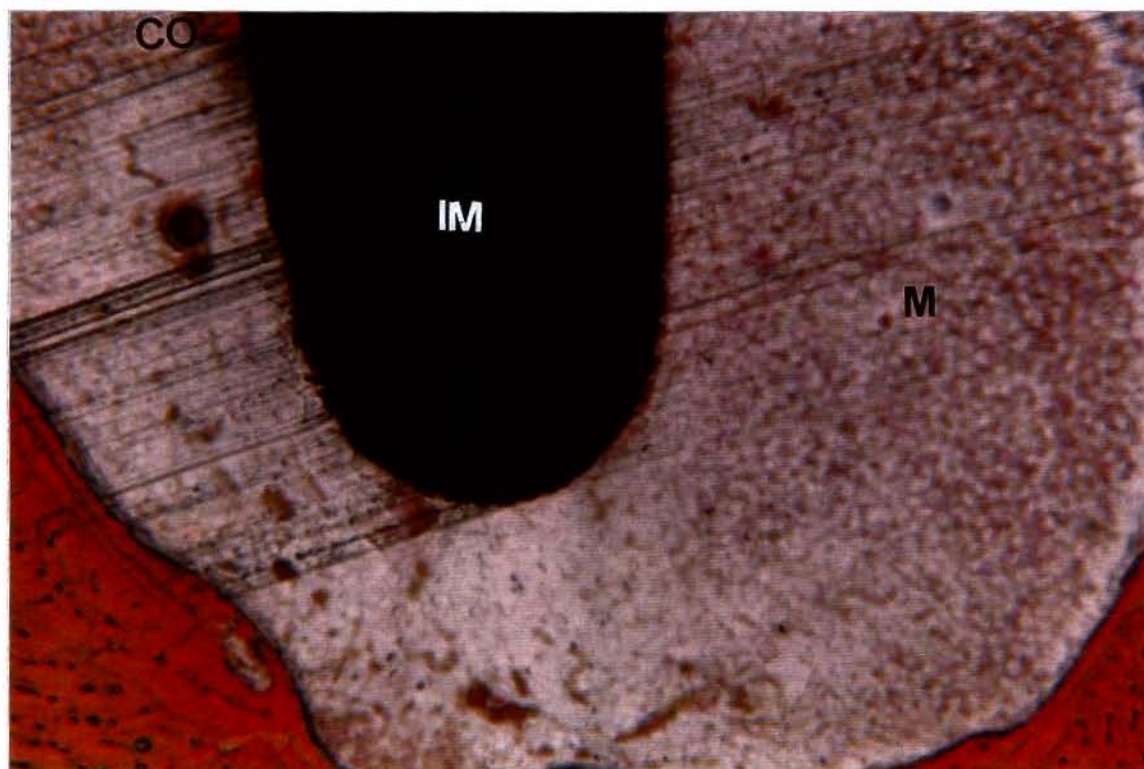


Fig. 29. (ao lado) Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 262x. Detalhe do segundo sulco da fig.28. Observar tecido conjuntivo (CJ) envolvendo a interface com o implante (IM). O osso preenchendo o sulco (OI) tem padrão imaturo.

Fig. 30. (abaixo) Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 65x. Algumas áreas na interface da medula (M) com o implante (IM) apresentam centros de ossificação (CO). A medula não apresenta sinais de reação inflamatória.



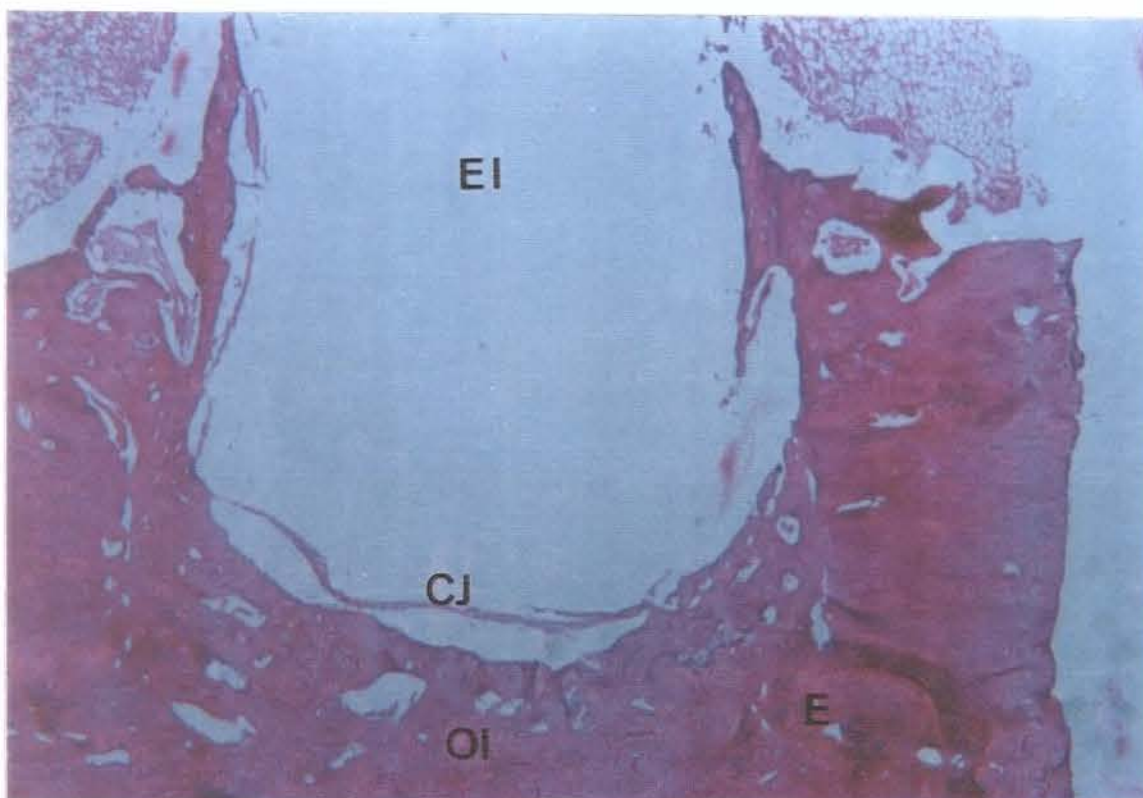


Fig. 31. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, H.E. 65x.
No ápice do implante nota-se cordão de tecido conjuntivo frouxo (CJ) e abaixo existe formação de osso imaturo (OI) a partir do endósteo inferior. (EI) espaço ocupado pelo implante.

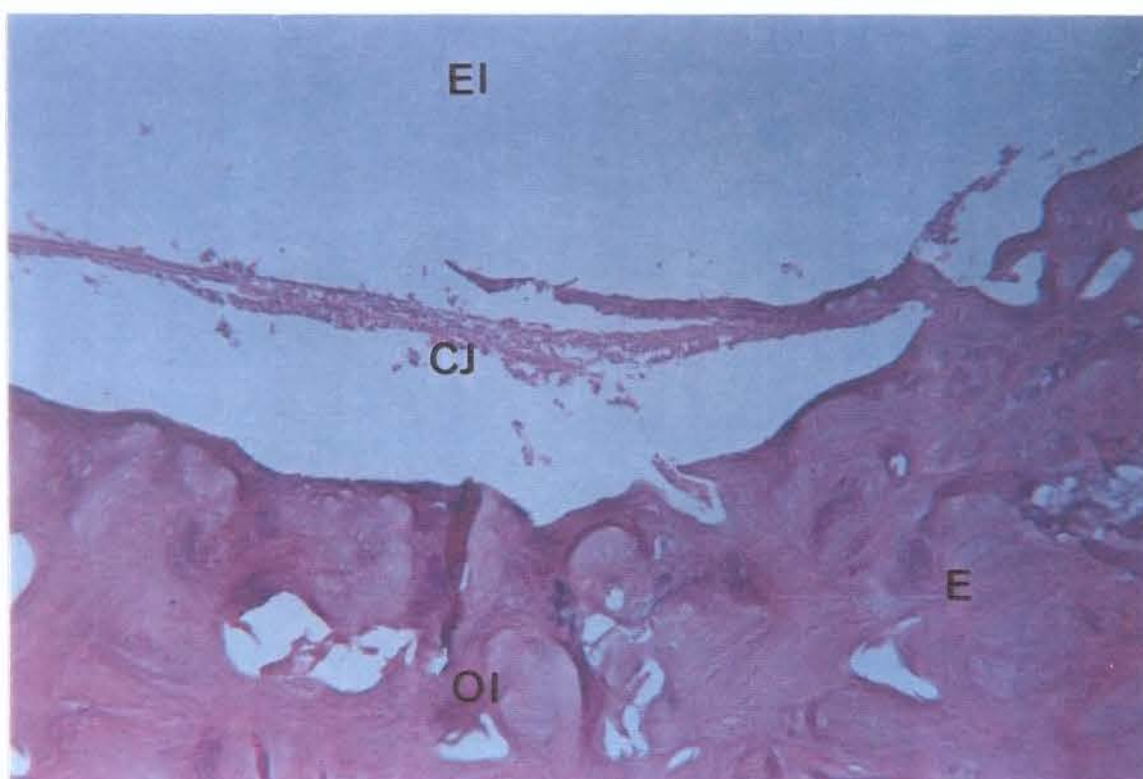


Fig. 32. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, H.E. 262x.
Detalhe em maior aumento da fig.31. Nota-se que, durante o preparo histológico, esse cordão de tecido conjuntivo (CJ) pode ter se destacado do tecido ósseo.

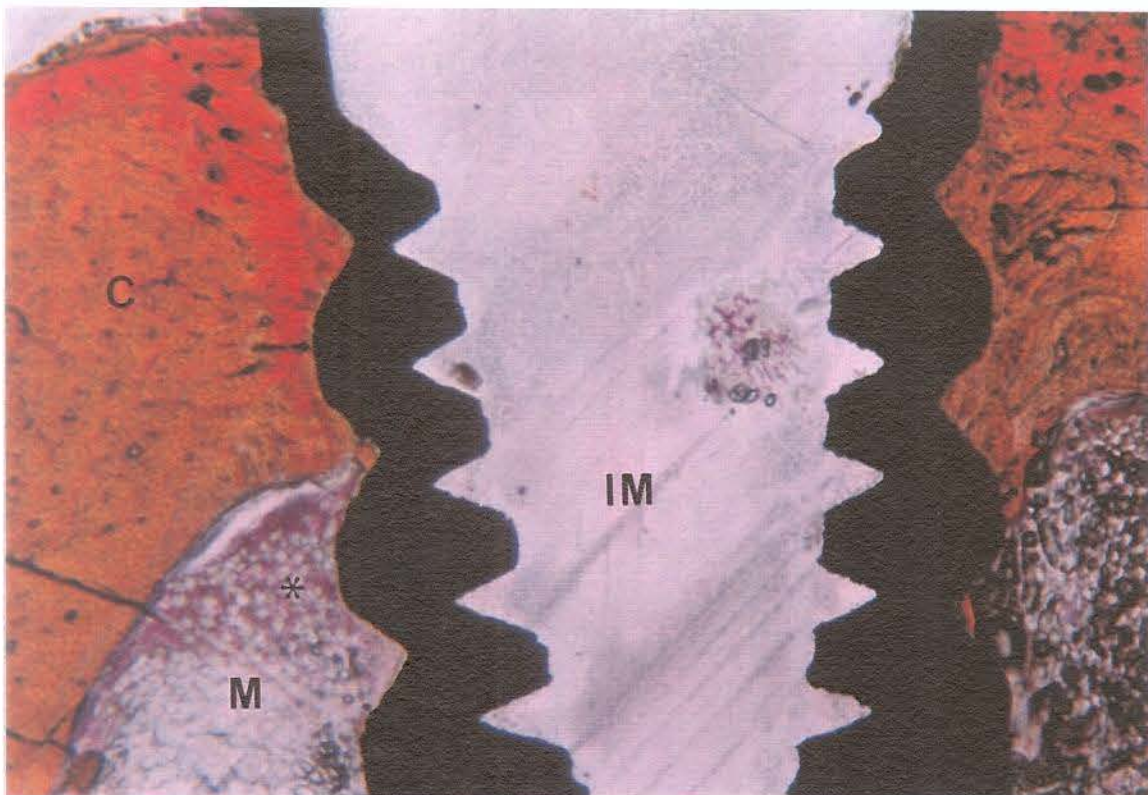


Fig. 33. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 65x.
A medula (M) próxima ao segundo e terceiro sulcos apresenta sinais de inflamação (*).

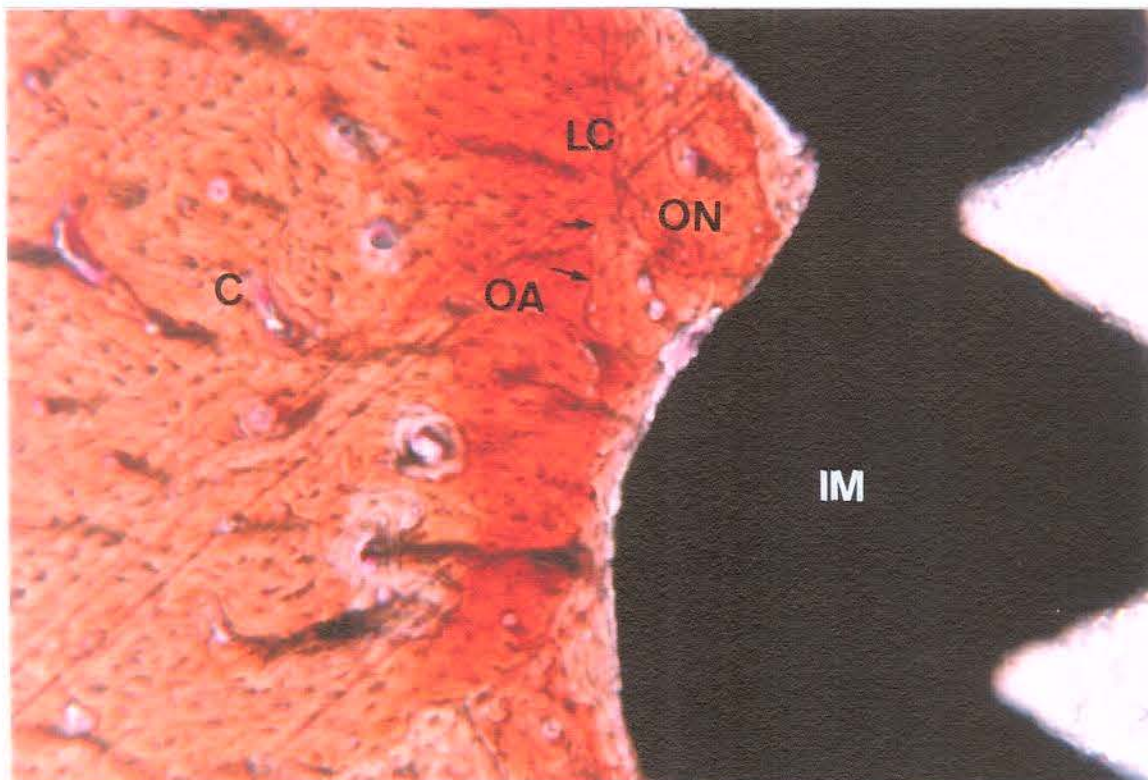


Fig. 34. Cilindro de superfície rugosa por jateamento, 42 dias, Paragon 262x.
Detalhe em maior aumento do primeiro sulco do implante (IM) da fig.33. Notar diferença de padrão ósseo do osso cortical antigo (OA) e do osso imaturo novo (ON). Entre eles existe linha cimentante nítida (LC) (setas).

7.2.2.2. Grupo de implantes de superfície usinada

REGIÃO PERIOSTAL

Apresentou as camadas osteogênica e fibrosa delgadas. A formação óssea apresentava características de osso imaturo, embora a matriz óssea fosse mais organizada que no período anterior. Apresentou poucos vasos e pequenas áreas hemorrágicas. Em uma das amostras analisadas foi possível observar o perióstio migrando para a interface entre o implante e o osso cortical. Notou-se que o contraste de coloração entre o osso novo e o osso antigo foi menor que no período de 21 dias (figs.35 e 36).

REGIÃO DE OSSO CORTICAL

Exibia superfície ondulada referente ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos. O osso cortical antigo apresentava sistemas de Harvers e lamelas concêntricas. A coloração de sua matriz óssea era mais homogênea em comparação com o osso neoformado nos sulcos. Existiam próximos à interface, no fundo dos sulcos, vasos sanguíneos e tecido conjuntivo em colagenização. Era nítido que o crescimento ósseo, para o interior dos sulcos, provinha do endóstio. O interior do segundo e terceiro sulcos exibia tecido conjuntivo e pequenas áreas de ossificação. A linha de cimentação entre osso novo e osso antigo era bem nítida nesse período (figs. 36,39 e 41).

REGIÃO DO ENDÓSTEO

Havia um espessamento da camada endosteal próxima aos sulcos. Observou-se, nitidamente, a linha de cimentação entre o osso novo e o osso antigo (fig.41). Existiam inúmeros vasos sanguíneos e formações de tecido osteóide adjacentes à interface. No osso neoformado foram observados sistemas de Harvers. O padrão de formação óssea parecia ser desigual em algumas amostras, onde os sulcos de um lado do implante estavam com maior formação óssea, quando comparados com os do outro lado do mesmo implante. No fundo de alguns sulcos havia presença de fibras e células conjuntivas (fig.41).

REGIÃO MEDULAR

Exibia inúmeros núcleos de ossificação próximos à interface (fig.39 e 40). Apresentou medula com predomínio de células adiposas e poucas células precursoras entremeadas. Trabéculas ósseas com intensa atividade osteogênica, apareciam migrando da região apical em direção aos sulcos do implante. Esse crescimento era proveniente do endósteo da região inferior. Notou-se um processo de osteocondução na superfície do implante (figs. 37 e 38).

A medula próxima à interface com o implante exibia grande quantidade de células osteogênicas, áreas de ossificação, vasos sanguíneos e fibras conjuntivas, sendo possível notar o processo de osteocondução em grande extensão da superfície do implante (figs. 37 e 38).

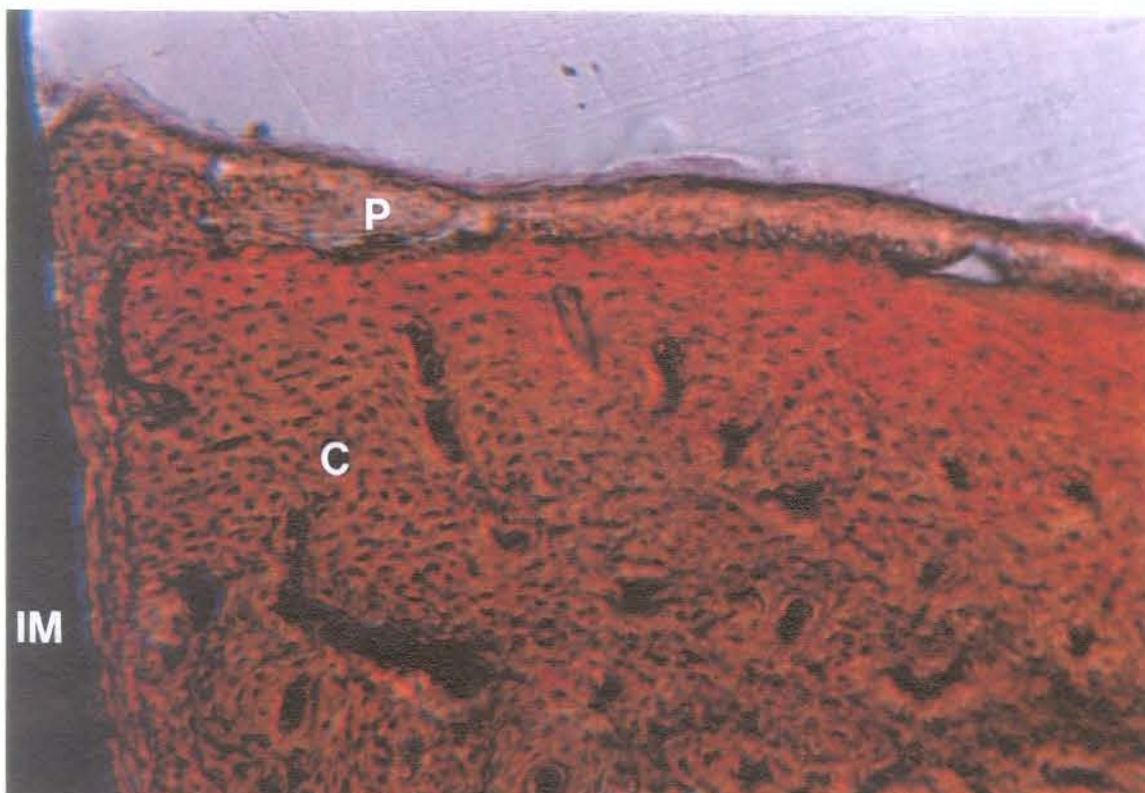


Fig. 35. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 262x.
A camada periosteal (P) apresenta diferente coloração do osso cortical (C). A porção próxima ao pescoço do implante (IM) parece migrar em direção à interface.

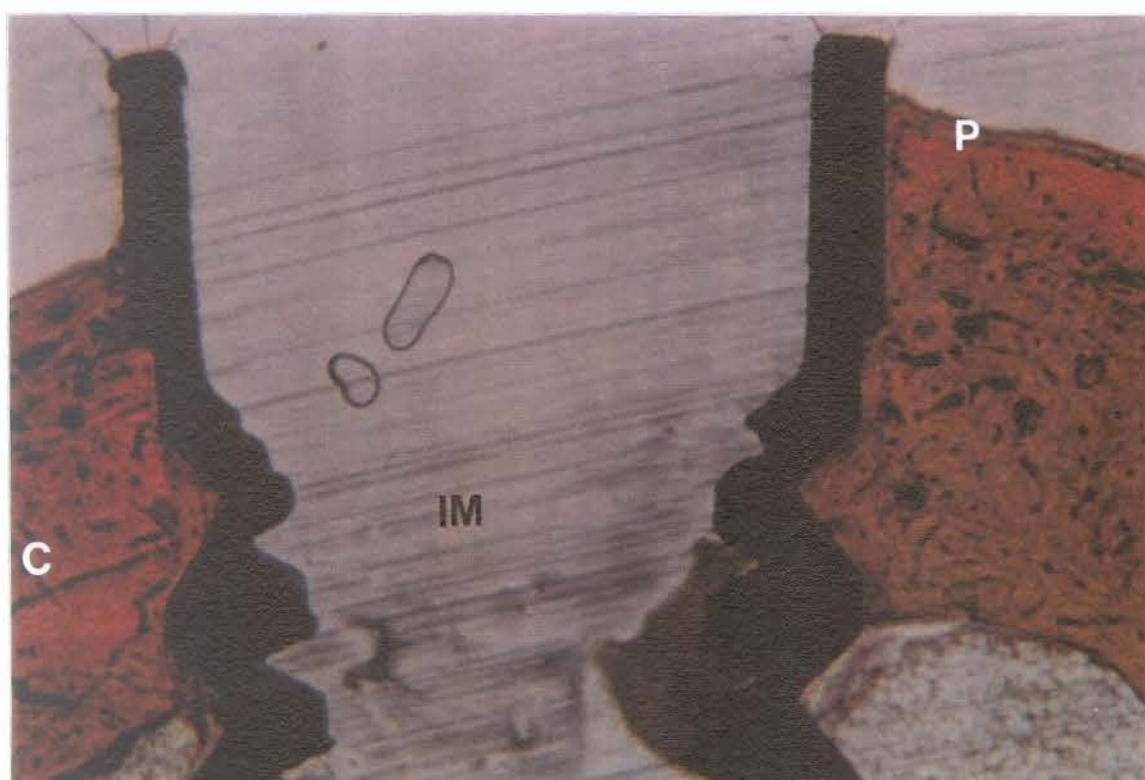


Fig. 36. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 65x.
Notar crescimento ósseo preenchendo apenas o primeiro sulco de ambos os lados do implante (IM). O segundo e terceiro sulcos apresentam tecido conjuntivo no seu interior. (P) periósteo; (C) osso cortical.



Fig. 37. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 65x.
Grande parte da porção apical do implante (IM) apresenta focos de crescimento ósseo proveniente do endósteo (E). Algumas áreas mais distantes apresentam centros de ossificação na medula (M) adjacente ao implante.

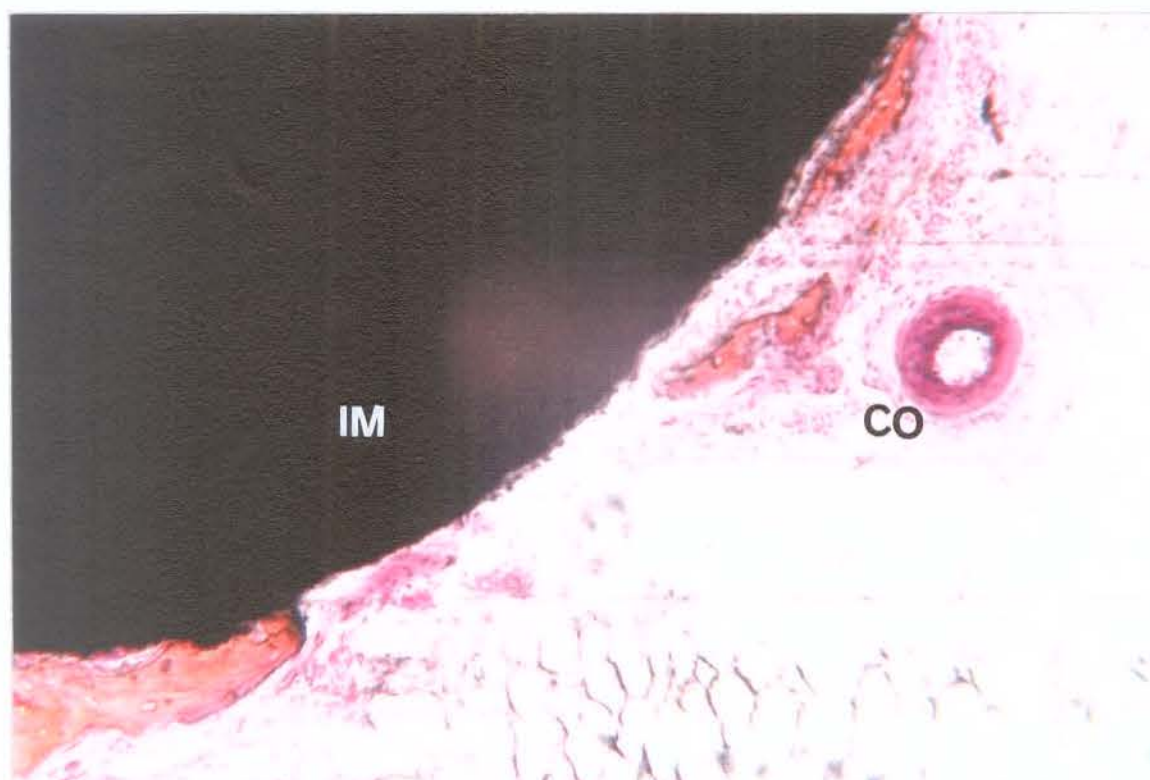


Fig. 38. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 262x.
Detalhe em maior aumento da fig.37. Notar centro de ossificação (CO) próximo à interface. Na própria superfície do implante (IM) pode-se observar formação de trabéculas ósseas que parecem migrar em direção aos sulcos.

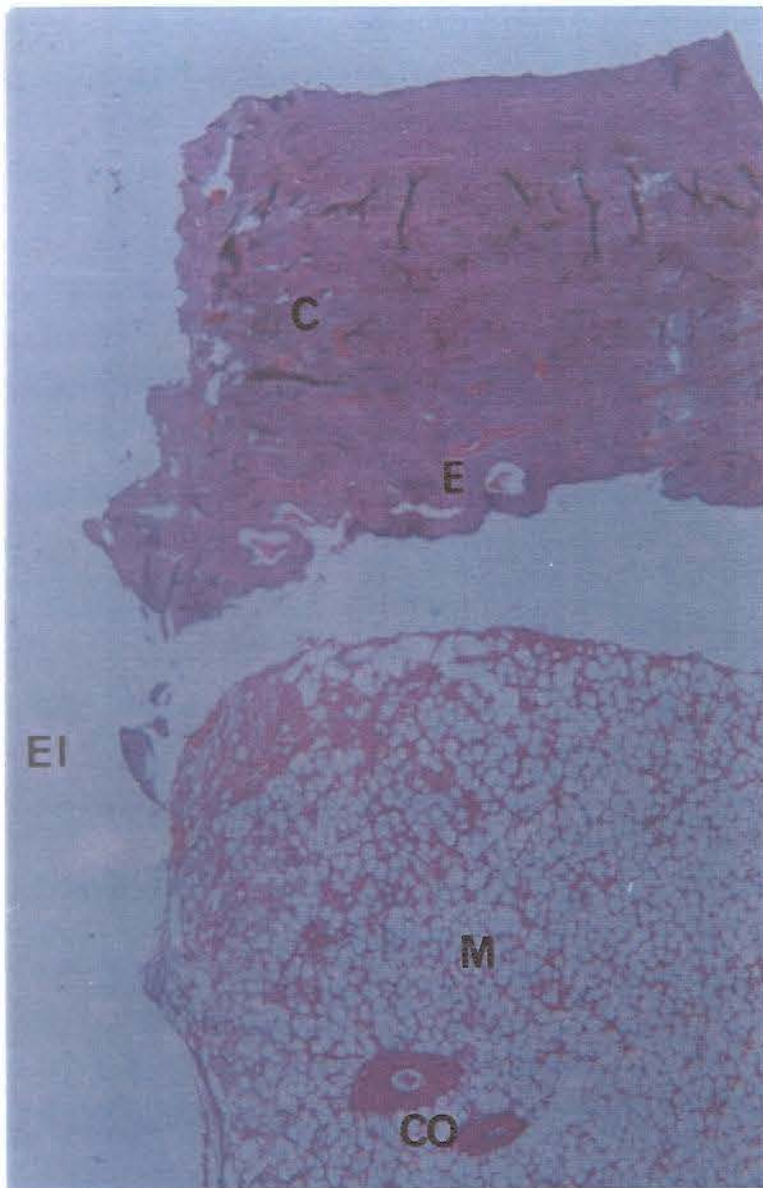
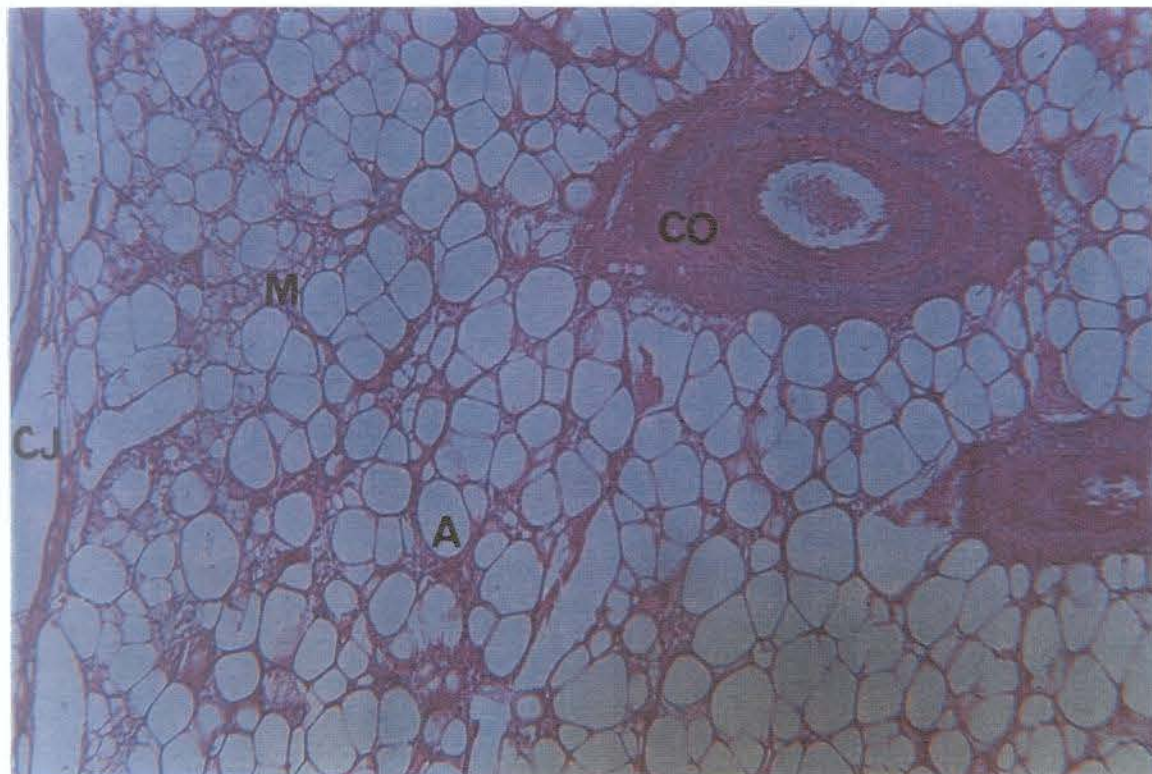


Fig. 39. (ao lado) Cilindro de superfície usinada, 42 dias, H.E. 65x.

Notar endósteo (E) bastante estimulado formando ondulações ósseas salientes no espaço ocupado pelo implante (EI). A medula (M) apresenta centros de ossificação (CO).

Fig. 40. (abaixo) Cilindro de superfície usinada, 42 dias, H.E. 262x.

Detalhe em maior aumento da fig.39, onde pode-se observar com maior nitidez os centros de ossificação (CO) na medula (M). Existe em toda a extensão da interface (na região da medula) uma delgada camada de tecido conjuntivo frouxo (CJ). (A) adipócito.



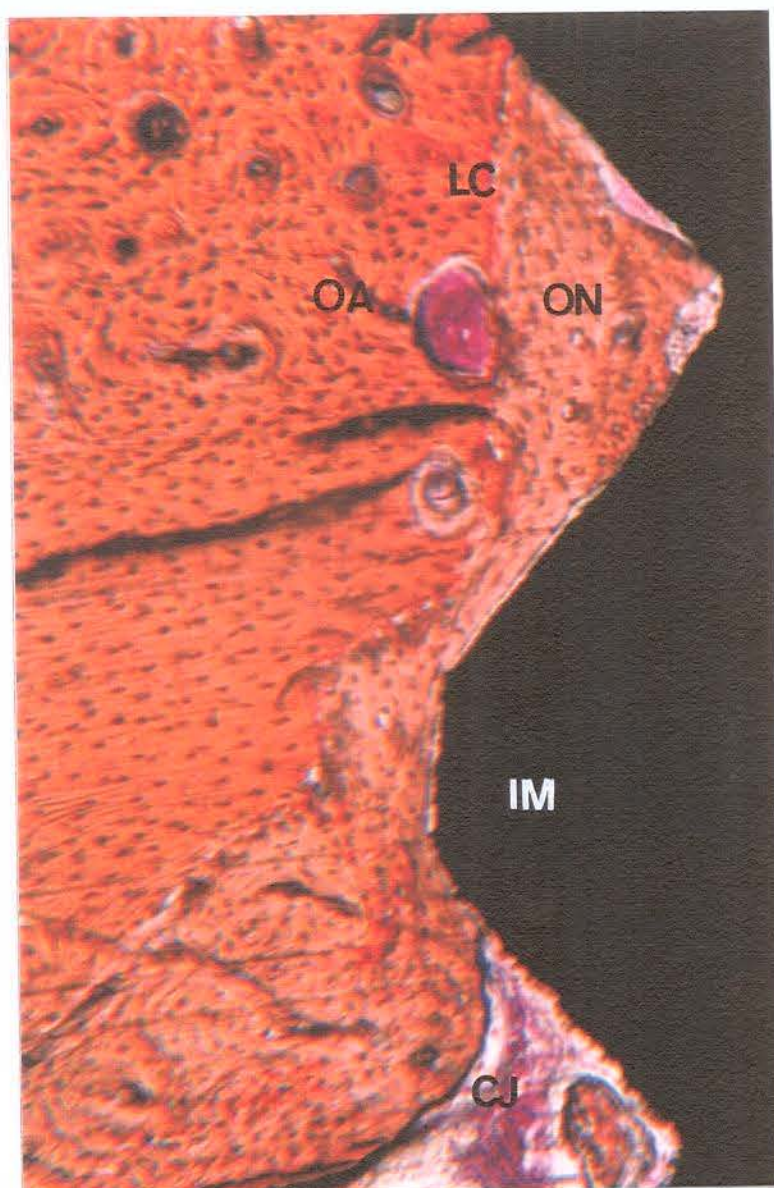


Fig. 41. Cilindro de superfície usinada, 42 dias, Paragon 262x.
 É nítido o crescimento ósseo para o interior dos sulcos do implante (IM). O osso cortical antigo (OA) apresenta coloração e características morfológicas diferentes do osso neoformado (ON) nos sulcos. A linha cimentante (LC) é bastante visível. Notar, na parte inferior da figura, uma trabécula óssea neoformada envolta por tecido conjuntivo (CJ).

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

.....

8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados desse estudo mostraram um padrão histológico bastante similar para ambas as superfícies analisadas, porém algumas diferenças foram observadas. Aos 21 dias, a região periosteal, para ambos os grupos, apresentou espessamento da camada osteogênica com formação de tecido ósseo imaturo. O limite entre o osso cortical e o periosteio era nítido, devido à diferença de coloração das matrizes ósseas. Apenas algumas amostras do grupo de implantes usinados apresentaram fragmentos de osso não vital abaixo do periosteio. Esse fato também foi notado em amostras do grupo de implantes de superfície rugosa, porém esses fragmentos estavam na medula próximos à interface; não havia sinais de reação inflamatória em torno de nenhum desses fragmentos ósseos. Essa observação pode ser explicada talvez, pela técnica de inserção do implante, que entrava sob pressão no orifício ósseo, ocasionando o deslocamento de pequenos fragmentos de osso da margem da perfuração. A presença de esquirolas ósseas provenientes das perfurações dos orifícios, pode ser outra explicação para a observação dos fragmentos ósseos não vitais, embora esses orifícios tivessem sido abundantemente irrigados antes da inserção dos implantes, de acordo com as recomendações de **CARVALHO et al.**²⁹ (1994a).

No período de 42 dias a região periosteal mostrou-se semelhante àquela observada em 21 dias, diferindo apenas no aspecto morfológico mais maturo do osso neoformado.

Nos cortes corados com hematoxilina e eosina, foi observada aos 21 dias, uma estreita faixa basofílica sugestiva de necrose superficial, na região do osso cortical. Resultados semelhantes foram achados por **GONÇALVES**⁴² (1995), e de acordo com

ROBERTS⁷⁸ (1988), ocorre necrose de aproximadamente 1mm de osso cortical adjacente à perfuração, mesmo utilizando-se uma técnica cirúrgica atraumática. **ADELL et al.**¹ (1981), citaram que um fator importante para alcançar a osseointegração é o procedimento cirúrgico atraumático e com o mínimo de trauma térmico. Os estudos de **ERIKSSON & ALBREKTSSON**³⁸ (1983) e **ERIKSSON & ADELL**³⁷ (1986), mostraram que a reparação óssea começa a ter sinais de prejuízo quando as perfurações são feitas a uma temperatura de 47°C por 1 minuto, ocasionando a formação de tecido cicatricial na interface.

Para conter os efeitos lesivos do trauma cirúrgico e térmico, utilizamos um motor com um contra-ângulo redutor de velocidade 16:1. A velocidade e o torque eram de aproximadamente 1000 rpm e 36 Ncm, respectivamente.

Seguimos também as recomendações de **ADELL et al.**¹ (1981), que enfatizaram a necessidade de constante irrigação com solução salina durante as perfurações, além de brocas com alto poder de corte e desenho que permita o soro fisiológico passar através do orifício, quando perfurado. O controle da temperatura é fundamental para o processo de osseointegração, segundo **SISK et al.**⁸⁸ (1992). Esse controle pode ser conseguido através de constante irrigação, baixa pressão e velocidade de perfuração, conforme enfatizaram **ERIKSSON & ADELL**³⁷ (1986), sendo essas condutas rigorosamente observadas em nosso procedimento cirúrgico.

A região de osso cortical, nos períodos de 21 e 42 dias e em ambos os grupos estudados, apresentaram basicamente os mesmos achados histológicos. Foi possível visualizar a linha cimentante entre o osso cortical antigo e o osso neoformado. O osso antigo apresentou coloração mais uniforme, com poucos espaços lacunares e inúmeros

sistemas de Harvers com lamelas concêntricas. A superfície cortical apareceu nos cortes descalcificados com áreas onduladas, correspondentes ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos do implante. Esse osso neoformado tinha padrão imaturo em ambos os grupos de superfícies analisadas, porém no período de 42 dias esse padrão parecia mais maturo.

O endóstio aos 21 dias apresentou-se bastante estimulado em ambos os grupos, com grandes áreas de neoformação óssea, de padrão imaturo, que migrava em direção aos sulcos do implante. O crescimento atingiu o segundo sulco de ambos os grupos analisados e em alguns casos até o terceiro sulco apareceu com áreas de formação óssea. Esse crescimento ósseo parecia ser menos exuberante no grupo de implantes usinados, em comparação com implantes rugosos. Aos 42 dias o crescimento ósseo endosteal seguiu os mesmos padrões do período anterior, embora em ambos os grupos, o interior de alguns sulcos apresentassem áreas de tecido conjuntivo envolvendo pequenas trabéculas ósseas; a diferença histológica marcante, não foi entre os grupos de implantes analisados e sim nos períodos de observação uma vez que aos 42 dias ambos os grupos apresentaram o osso endosteal neoformado com padrão mais maturo, observado através da diminuição da quantidade de vasos, coloração mais homogênea e disposição mais ordenada das lacunas dos osteócitos com formação de sistemas de Harvers.

Embora alguns sulcos de implantes com superfície rugosa apresentassem mais osso neoformado do que outros com superfície usinada, seria um equívoco fazer uma comparação quantitativa desse osso, entre os grupos, uma vez que só a análise histológica não fornece os dados necessários para essa comparação. Haveria, então, a

necessidade de um estudo histomorfométrico para obter esses dados, o que no trabalho em questão, não foi realizado.

A região da medula, aos 21 dias, apresentou-se com muitos adipócitos e às vezes foram observadas reações inflamatórias de grau leve a moderado, nas proximidades com a interface. Algumas amostras tinham a porção apical do implante tocando o endósteo inferior, podendo-se notar então, crescimento ósseo migrando para a superfície dos implantes (osteocondução). Essas observações foram comuns aos dois grupos de implantes analisados. Aos 42 dias a medula apresentava-se, em ambos os grupos, com as mesmas características histológicas do período anterior, porém nas proximidades dos sulcos, o grau de reação inflamatória era leve em algumas amostras, enquanto que em outras era inexistente.

A análise da interface entre o implante e o tecido ósseo foi o objetivo principal desse estudo histológico. Em ambos os grupos, aos 21 dias, foram observadas áreas de contato ósseo direto, porém com muitas áreas de tecido conjuntivo interposto. Às vezes, foram observados vasos, células e fibras conjuntivas na interface. Núcleos de formação óssea foram encontrados ao longo da interface do implante com a medula óssea. Os mesmos achados histológicos do período de 21 dias foram observados aos 42 dias, embora em algumas amostras do grupo de superfície rugosa, foi encontrado uma delgada camada de tecido conjuntivo envolvendo o implante.

BUSER et al.²⁴ (1991), afirmaram que uma superfície de titânio submetida ao jateamento terá um maior contato ósseo do que superfícies de titânio polidas. Em nosso estudo, ambas as superfícies analisadas apresentavam certo grau de aspereza, embora na superfície jateada, a rugosidade era mais acentuada. O nível de contato ósseo não foi

quantificado, porém ambos os grupos apresentavam áreas osseointegradas e áreas com interposição de tecido conjuntivo na interface. **BAIER et al.**¹³ (1988), disseram que a rugosidade superficial ao nível de 1µm ou menos não influencia o processo de osseointegração. A rugosidade superficial dos implantes, nesse estudo, não foi mensurada, porém pôde ser observado, principalmente na região apical, o fenômeno de osteocondução, propiciado pela rugosidade das superfícies usinadas e jateadas. Segundo **DZIEDZIC & DAVIES**³⁴ (1994), a fixação rígida do implante pode ser obtida mais facilmente quando a topografia superficial agir como guia na formação óssea. **BRUNSKI & SKALAT**²² (1992), afirmaram que as superfícies rugosas permitem maior travamento do implante, através do crescimento ósseo no interior dos poros.

De acordo com **HOBKIRK & WATSON**⁴⁷ (1996), uma superfície muito lisa não proporciona boa adesão de células ósseas e os implantes acabam sendo ancorados por tecido mole independente do material utilizado. Algumas irregularidades parecem ser apropriadas para que ocorra a adesão celular.

No estudo de **CLEMOW et al.**³¹ (1981), quanto maior era o diâmetro dos poros, menor era a presença de crescimento ósseo no seu interior.

Embora **ALBREKTSSON et al.**⁸ (1981), afirmaram haver contato direto entre o osso a superfície de um implante de titânio em nível de microscopia eletrônica, outros autores como **LINDER et al.**⁶⁷ (1983), **HANSSON et al.**⁴⁵ (1983), **ALBREKTSSON et al.**¹⁰ (1983), **ALBREKTSSON et al.**⁶ (1985), **ALBREKTSSON & HANSSON**⁴ (1986), **De LANGE & De PUTTER**³³ (1993) e **STEFLIK et al.**⁹¹ (1993), mostraram que o titânio estava separado do colágeno vizinho por uma zona de proteoglicanas

variando de 20 a 50 nm de espessura e esta por sua vez estava cercada por outras duas camadas de colágeno com espessura de 100 a 1000 nm.

Os estudos desses autores mostraram que em nível de microscopia eletrônica não existe contato ósseo direto com a superfície do metal. De acordo com **ALBREKTSSON et al.**⁷ (1986a), o nível de resolução da microscopia ótica é suficiente para observar se há, por exemplo, células produtoras de fibras na interface, e a magnificação da imagem mostra a resposta tecidual por todos os lados. Exames ultra-estruturais seriam desnecessários, pois essas observações são em nível de microns e não de ângstrons.

Optamos, então, por realizar a análise histológica com cortes descalcificados e com cortes não descalcificados (contendo o implante), pois durante o processamento histológico sem o implante, algum tecido mole da interface poderia ser removido, mostrando um falso contato ósseo direto.

No estudo de **MANIATOPOULOS et al.**⁷⁰ (1986), os implantes polidos apresentaram encapsulamento fibroso e os com superfície porosa apresentavam-se bem estabilizados e com formação óssea no interior de seus poros. **MEFERT et al.**⁷³ (1987), observaram que em implantes com superfície usinada havia camadas de fibras paralelas ao longo eixo do implante enquanto que em implantes jateados havia camadas de fibras mais delgadas, as quais no último período de observação quase não existiam.

Observamos em nosso estudo, que havia contato direto entre o osso e a superfície do implante, nos dois grupos analisados. **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), observaram que o contato direto entre o osso e o implante aumentava a medida que o tempo de observação era aumentado de 3 semanas até 12 meses.

O modelo experimental utilizado no presente estudo, ou seja coelhos adultos, segue o mesmo padrão de trabalhos anteriores que avaliaram, experimentalmente, o processo de osseointegração, como por exemplo, as pesquisas de **LINDER & LUNDSKOG**⁶⁵ (1975), **LINDER**⁶⁴ (1989), **LINDER et al.**⁶⁶ (1989), **GOTFREDSEN et al.**⁴⁴ (1991), **GOTFREDSEN et al.**⁴³ (1992), **SENNERBY et al.**⁸⁴ (1992) e **GONÇALVES**⁴² (1995). Os períodos experimentais de 21 e 42 dias foram escolhidos baseados nos estudos de **ROBERTS et al.**⁸⁰ (1984) e **ROBERTS et al.**⁷⁹ (1987), que definiram a sequência de remodelagem do tecido ósseo adjacente ao implante, para os coelhos, cães e humanos. Essa sequência envolve quatro fases: a primeira, uma fase de ativação óssea; a segunda, de reabsorção; a terceira, de repouso ou quiescência e a quarta, de formação óssea. Observaram que a média de duração desse ciclo aumentava, proporcionalmente com o tamanho do animal; assim esse ciclo para os coelhos está em torno de 6 semanas, para cães 12 semanas e para humanos 17 semanas. Outros autores, como **GONÇALVES**⁴² (1995), escolheram o mesmo período experimental, já **JOHANSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), iniciaram suas análises com 21 dias e encerraram com 12 meses. **JOHANSSON et al.**⁵² (1991), **GOTFREDSEN et al.**⁴³ (1992) e **WENNERBERG et al.**⁹⁹ (1995), utilizaram períodos experimentais de 3 meses e **MANIATOPOULOS et al.**⁷⁰ (1986), utilizaram períodos de 6 meses. Em nosso estudo, os períodos experimentais de 21 e 42 dias foram suficientes para a constatação de áreas de osseointegração, estando de acordo com **ROBERTS et al.**⁸⁰ (1984) e **GONÇALVES**⁴² (1995), porém a completa maturação do tecido ósseo na interface com o implante requer tempo adicional (**ROBERTS et al.**⁷⁹, 1987).

O tipo de osso utilizado também é um fator importante no processo de osseointegração, pois segundo **JAFFIN & BERMAN**⁵⁰ (1991), a qualidade do tecido ósseo pode influenciar o sucesso de um implante. No modelo animal utilizado, a tíbia do coelho pode ser considerada como osso tipo II (osso cortical espesso com cavidade medular) segundo a classificação desses autores e que por sua vez mostrou-se favorável ao sucesso no processo de osseointegração.

O material utilizado na confecção dos implantes foi o titânio comercialmente puro, que segundo dados do fabricante apresenta pureza acima de 99,65% (grau II da ASTM). **HILLE**⁴⁶ (1966), afirmou que o titânio tem resistência adequada à corrosão, induz pouca reação tecidual e tem excelentes propriedades mecânicas. Essas mesmas observações foram descritas por **LAING et al.**⁶¹ (1967), que afirmavam ser o titânio um material confiável para a produção de implantes cirúrgicos. Só em 1969, com o trabalho pioneiro de **BRÄNEMARK et al.**¹⁸, é que o metal titânio pôde ser observado em contato direto com o tecido ósseo.

LINDER⁶⁴ (1989), mostrou num estudo em coelhos, que outros metais, além do titânio comercialmente puro, apresentam também contato ósseo direto. O autor afirmou, então, que o processo de osseointegração não ocorre como uma reação exclusiva do tecido ósseo do titânio, mas que depende principalmente de uma técnica cirúrgica atraumática. Já **COOK & DALTON**³² (1992), afirmaram que o grau de resposta tecidual depende quase exclusivamente do material implantado e **HOBKIRK & WATSON**⁴⁷ (1996), disseram que o titânio comercialmente puro é considerado o melhor material do ponto de vista de resposta tecidual.

No presente estudo, os implantes analisados, nos períodos de 21 e 42 dias, apresentaram respostas teciduais favoráveis devido a pequena presença de reação inflamatória próxima à interface e o estabelecimento de contato ósseo direto. O tecido conjuntivo observado na interface não apresentava características de reação tipo “corpo estranho”, mas provavelmente com o aumento do período de observação, essas áreas deveriam ser substituídas por tecido ósseo.

Quanto ao desenho, os implantes utilizados nesse estudo foram do tipo cilíndrico de pressão, com 3 sulcos regulares e comprimento de 6mm. Esse desenho contrariou a afirmação de **BRÄNEMARK et al.**¹⁹ (1977), que defendiam o desenho em forma de parafuso, pois proporcionava melhor estabilidade mecânica. Também **ALBREKTSSON et al.**⁸ (1981) e **ALBREKTSSON et al.**¹⁰ (1983), recomendavam o uso de implantes rosqueáveis e com superfície polida, para obter osseointegração.

SISK et al.⁸⁸ (1992), testaram 6 marcas comerciais de implantes com vários desenhos, entre eles cilindros e lâminas, e verificaram que o processo inicial de osseointegração era semelhante em todos os tipos estudados. Esses resultados estão de acordo com as afirmações de **WORTHINGTON**¹⁰¹ (1994), que disse que a aparência morfológica do implante não serve como único parâmetro para avaliar sua qualidade, mas existem fatores muito mais importantes como a composição e a pureza do material, o tipo de superfície *etc.*.

Nossos resultados histológicos mostraram que o formato cilíndrico com sulcos regulares transversais, foi capaz de conseguir osseointegração e segundo **SIQUEIRA & DIAS**⁸⁵ (1996), os sulcos funcionam como verdadeiras câmaras de crescimento ósseo.

Em nosso estudo os implantes com superfície usinada apresentavam um diâmetro externo cerca de 20 μm menor que o orifício produzido pelas brocas e os implantes com superfície rugosa cerca de 40 μm menor. O objetivo dessa diminuta folga existente na interface, foi verificar a interferência ou não desse espaço no processo de osseointegração.

Conforme os estudos de **CARLSSON et al.**²⁶ (1988a) e **SATOMI et al.**⁸¹ (1988), uma íntima relação com o osso deve ser obtida durante a fase de colocação dos implantes, proporcionando uma estabilidade imediata. Segundo **BRUNSKI**²⁰ (1992) e **KOHN**⁵⁹ (1992), os micromovimentos do implante na fase inicial de cicatrização óssea, podem destruir o arcabouço celular osteogênico em formação ao redor do implante, levando à formação de tecido cicatricial na interface.

SATOMI et al.⁸¹ (1988), mostraram que implantes colocados em orifícios, ligeiramente largos, e que não promoviam boa estabilidade inicial, ocorreu a formação, após 3 meses de observação, de áreas de tecido conjuntivo fibroso na interface. Já os implantes colocados em orifícios com o mesmo diâmetro, mostraram áreas de contato ósseo direto.

Observamos que ambas as superfícies usadas em nosso experimento possuíam diâmetros menores que os orifícios criados, sendo a estabilidade inicial conseguida através do travamento do pescoço do implante na cortical externa da tíbia. Os resultados histológicos mostraram evidências, em todas as amostras, que houve osseointegração dos cilindros, mesmo com o espaço criado na interface. Pequenas áreas de tecido conjuntivo na interface foram observadas, mas o contato ósseo direto foi obtido na maior extensão dessa interface. Esse achado talvez seja devido à estabilidade criada pelo

pescoço do implante além das características do material, do desenho e do tipo de superfície dos implantes.

Utilizamos para o estudo biomecânico um torquímetro tipo “Chave de fenda”, com conectores feitos pelo fabricante do sistema de implantes, para a adaptação na cabeça dos cilindros. A análise foi feita aumentando-se gradualmente o torque, através de uma chave manual. O torque máximo é alcançado instantaneamente antes do rompimento da união entre o implante e o osso do animal. A maioria dos estudos biomecânicos, encontrados na literatura pertinente, é realizada através de torquímetro do tipo Tohnichi®, como nos trabalhos de **CARLSSON et al.**²⁷ (1988b), **JOHANSSON et al.**⁵² (1991) e **SENNERBY et al.**⁸⁴ (1992); ou torquímetros Johnichi®, como nos trabalhos de **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987) e **GOTFREDSSEN et al.**⁴³ (1992). Esses tipos de torquímetro possibilitam uma leitura direta através de um medidor de torque, sendo bastante semelhantes entre si e também semelhantes ao torquímetro utilizado no presente estudo. **GONÇALVES**⁴² (1995), utilizou, em seu trabalho, um torquímetro com registrador potenciométrico, que fornecia os resultados num gráfico, onde o torque máximo era representado por um pico.

Concordamos com **SENNERBY et al.**⁸⁴ (1992), que essa técnica utilizada para medir o torque de remoção dos implantes não é sofisticada e pode estar sujeita a erros, mas mesmo assim ela nos fornece dados muito importantes quando implantes com superfícies diferentes são comparados biomecanicamente.

Nos resultados dos testes de torque, em nosso trabalho, observamos através da análise de variância que a interação do tempo com o tipo de superfície não foi significativa, pois o efeito do tempo nos resultados de torque não dependeu do tipo de

superfície e vice-versa. O torque não foi influenciado pelo tipo de superfície, mas teve influência significativa pelo tempo.

Para o rompimento da interface entre o implante e o osso, do grupo de superfície rugosa, o torque médio no período de 21 dias foi de 10,75 Ncm e no período de 42 dias foi de 13,50 Ncm, com a média de 12,25 Ncm entre esses períodos. Já o torque médio, no período de 21 dias, para os implantes usinados foi de 9,83 Ncm e no período de 42 dias foi de 14,67 Ncm, com a média de 12,40 entre esses períodos. Esses resultados, então, não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre as superfícies comparadas, na análise de torque.

Diferentemente de nossos resultados, **THOMAS & COOK**⁹² (1985), **MANIATOPOULOS et al.**⁷⁰ (1986), **CARLSSON et al.**²⁷ (1988b) e **WENNERBERG et al.**⁹⁹ (1995), obtiveram valores de torque mais elevados para implantes que possuíam certo grau de rugosidade de superfície, em comparação com implantes de superfície polida, embora os períodos de observação tenham sido mais prolongados que no presente estudo.

GOTFREDSSEN et al.⁴³ (1992), implantaram cilindros e parafusos cobertos com partículas de TiO₂ e cilindros e parafusos usinados convencionalmente, em alvéolos pós-extração imediata de prés-molares de cães. Após 12 semanas os parafusos mostraram torque mais elevado que os cilindros em ambos os tipos de superfície. Parafusos cobertos com partículas de TiO₂ obtiveram torque médio de 150 Ncm. Esses resultados com altos valores de torque contrastam com os nossos. É possível explicar esse fato por vários aspectos. Primeiramente, os implantes utilizados em nosso estudo tinham diâmetro de aproximadamente 2,6 mm e comprimento de 6mm e no estudo dos autores

os implantes tinham aproximadamente 3,5 mm de diâmetro e comprimento de 10mm. Com isso parece lógico que quanto maior a área de contato ósseo, maior será o torque necessário para a remoção do implante.

Segundo **SENNERBY et al.**⁸⁴ (1992), vários fatores podem influenciar os resultados de torque em implantes de titânio, entre eles, a estrutura da superfície, as variações de desenhos, a estrutura dos tecidos da interface e o tipo de osso ao redor do implante. Esses autores observaram que a resistência à remoção dependia da quantidade de osso cortical ao redor do implante, pelo menos nos períodos iniciais de cicatrização. Após 6 meses de observação, implantes ancorados em osso cortical apresentaram torque semelhante aqueles ancorados em osso medular. Já **CLEMOW et al.**³¹ (1981), observaram que após 6 meses implantes ancorados em osso cortical exibiram maior resistência à remoção do que implantes ancorados em osso medular.

Nosso estudo não objetivou esse tipo de comparação, porém é sabido que a tíbia do coelho possui osso cortical espesso e também grande quantidade de osso medular. No trabalho de **GOTFREDSSEN et al.**⁴³ (1992), o modelo experimental utilizado foi a mandíbula de cachorro que apresentava quantidade muito maior de osso cortical. Além disso o fator tempo parece ser fundamental para o aumento da resistência ao desrosqueamento, uma vez que o nosso período experimental foi duas vezes menor que dos autores em questão.

Assim o trabalho de **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), elucidou esse fator relacionado ao tempo. Esses autores utilizaram implantes de titânio comercialmente puro de 3,6 mm de diâmetro, em tíbias de coelhos. Obtiveram com 3 semanas o torque de 10 Ncm, com 1 mês 16,8 Ncm, com 3 meses 68 Ncm, com 6 meses

77,6 Ncm e com 12 meses 88 Ncm. O aumento significativo dos valores de torque entre 1 e 3 meses está relacionado a maturação do osso da interface, que segundo **ROBERTS et al.**⁸⁰ (1984), se transforma em osso lamelar em um período aproximado de 6 semanas. Um aspecto interessante desse estudo é que nos mesmos animais submetidos ao teste de torque, nos períodos já citados, foi feita a análise histológica da interface intacta de outros implantes, constatando-se um gradativo aumento de contato ósseo com o passar do tempo. Esses resultados histológicos se interrelacionam com os resultados biomecânicos, pois quanto maior o contato ósseo, maior foi o esforço para o desrosqueamento do implante.

Comparativamente, nossos resultados dos testes de torque foram semelhantes aos de **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), nos períodos iniciais de cicatrização. Para romper a interface no período de 21 dias o esforço médio foi de 10,20 Ncm enquanto que no período de 42 dias o esforço médio foi de 14,08 Ncm. O fator tempo teve influência estatisticamente significativa em nossos resultados de torque. Talvez pudéssemos obter valores de torque mais elevados se os períodos de observação fossem maiores, como no trabalho de **JOHANSSON & ALBREKTSSON**⁵¹ (1987), pois essa influência do tempo no aumento da resistência ao desrosqueamento também foi verificada por **GONÇALVES**⁴² (1995). Essa constatação pode ser explicada pela maturação óssea da interface (**ROBERTS et al.**⁸⁰, 1984 e **ROBERTS**⁷⁸, 1988).

CONCLUSÕES

9. CONCLUSÕES

Dentro das condições experimentais desse trabalho podemos concluir que :

1. Os implantes mostraram, nos dois períodos estudados, sinais histológicos e biomecânicos de possuírem áreas osseointegradas em suas superfícies.
2. A análise histológica mostrou indícios de que tenha havido maior maturação óssea, próxima à interface com os implantes, no grupo de 42 dias, em comparação com o grupo de 21 dias.
3. Não houve, nos dois períodos estudados, diferenças histológicas e biomecânicas significantes entre os dois tipos de superfícies analisadas.
4. Tanto os implantes com superfície usinada como os com superfície rugosa apresentaram topografias superficiais que propiciaram o fenômeno de osteocondução.
5. O torque necessário para o desrosqueamento dos implantes aumentou em função do tempo, nos dois tipos de superfícies analisadas.

ANEXOS

ANEXOS

APÊNDICE

Tabela 5 Valores originais dos resultados dos testes de torque (em Nm)

Implantes Jateados		Implantes Usinados	
21 dias	42 dias	21 dias	42 dias
8	13	11	10
11	18	10	16
15	8	9	19
9	8	9	18
	11	8	11
	23	12	14

Tabela 6 Médias para o fator tempo dos implantes jateados

Tempo (em dias)	Nº Repetições	Médias
21	4	10,75
42	6	13,50

Tabela 7 Médias para o fator tempo dos implantes usinados

Tempo (em dias)	Nº Repetições	Médias
21	6	9,83
42	6	14,66

Tabela 8 Médias dos grupos para o período de 21 dias

Grupos	Nº Repetições	Médias
Jateados	4	10,75
Usinados	6	9,83

Tabela 9 Médias dos grupos para o período de 42 dias

Grupos	Nº Repetições	Médias
Jateados	6	13,50
Usinados	6	14,67

Tabela 10 Teste de Tukey para médias do fator tempo

Períodos	Nº Repetições	Médias	5%	1%	Diferença entre as Médias
42 dias	12	14,083	a	A	3,883
21 dias	10	10,20	b	B	

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de indicado.

DMS 5% - 2,50630 DMS 1% - 3,43456

Tabela 11 Teste de Tukey para médias de grupos de implantes usinados e jateados

Grupos	Nº Repetições	Médias	5%	1%	Diferença entre as Médias
Usinados	12	12,25	a	A	0,15
Jateados	10	12,40	a	A	

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de indicado.

DMS 5% - 2,50630 DMS 1% - 3,43456

SUMMARY

SUMMARY

The purpose of the present study was the histological and biomechanical comparison of two types of surface in commercially pure titanium cylinders implants. For this study the titanium implants with 6 mm of length and 3 regular V-Shaped furrows, were inserted in the tibial metaphysis of 8 New Zealand rabbits. The left tibia, of each animal, received 2 machined surfaced cylinders and the right tibia received 2 sandblasted rough surfaced cylinders. The early stability was reached by the joining of the implant's neck in the cortical bone, because the diameter of the holes prepared in the bone was about 20 to 40 μm larger than the outer diameter of the cylinders. The animals were analyzed and killed at 21 and 42 days after implantation. The removal torque test was done in 6 animals and after the sacrifice the bone fragments that contained the implants were removed for decalcified sectioning preparation for light microscopic analysis. The other 2 animals were not submitted to the removal torque test, in order to preserve the intact interface, because these specimens were prepared for undecalcified sectioning technique. The results showed no histological and biomechanical differences between both surfaces analyzed. The implants, in both surfaces and in both times analyzed, showed signs of osseointegrated areas. It was concluded that the removal torque for the implants increased in function of time of follow-up.

Título em inglês : "Comparative study between two types of surfaces of titanium cylinders implants. Histological and biomechanical analysis in rabbit tibia".

Key words : Titanium implants; Surface; Osseointegration

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

.....

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adell R, Lekholm V, Rockler B, Brånemark P-I: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10:387-416, 1981
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T: A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:347-359, 1990
3. Albrektsson T, Albrektsson B: Osseointegration of bone implants. *Acta Orthop Scand* 58:567-577, 1987
4. Albrektsson T, Hansson H-A: An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials* 7:201-205, 1986
5. Albrektsson T, Jacobson M: Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 57: 597-607, 1987
6. Albrektsson T, Hansson H-A, Ivarsson B: Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 6:97-101, 1985

7. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm, U: Osseointegrated implants. Dent Clin North Am 30:151, 1986
8. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 52:155-170, 1981
9. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1:11-25, 1986
10. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Kasemo B, Larsson K, Lundström I, Mc Queen DH, Skalak R: The interface zone of inorganic implants *in vivo*. Titanium implants in bone. Ann Biomed Eng 11:1-27, 1983
11. Arvidson K, Bystedt H, Ericsson I: Histometric and ultra-structural studies of tissues surrounding Astra dental implants in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 5:127-134, 1990
12. Baier RE, Meyer AE: Implant surface preparation. Int J Oral Maxillofac Implants 3:9-20, 1988

13. Baier RE, Meenaghan MA, Hartman LC, Flynn HE, Natiella Jr: Implant surface characteristics and tissue interaction. *J Oral Implantol* 13:594-606, 1988

14. Baier RE, Meyer AE, Akers CK, Natiella JR, Meenaghan MA, Carter JM: Degradative effects of conventional steam sterilization on biomaterial surfaces. *Biomaterials* 3:241-245, 1982

15. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM: Surface properties determine bioadhesive outcomes. Methods and results. *J Biomed Mater Res* 18:337-355, 1984

16. Bower KT, Keller JC, Randolph RA, Wick DA, Michaels CM: Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses *in vitro*. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:302-310, 1992

17. Brånemark P-I: Introduction to osseointegration. *In: Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. Brånemark P-I, Zarb G, Albrektsson T. Chicago, Quintessence, 1985 p 1-6

18. Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson B-O, Lindström J, Ohlsson A: Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I-Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3:81-100, 1969 *Apud Gonçalves JR Op. cit. Ref. 42*

19. Brånemark P-I, Hansson B-O, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A: Osseointegrated dental implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 16: 1-132, 1977. *Apud* Gonçalves JR *Op. cit.* Ref. 42
20. Brunski JB: Biomechanical factor affecting the bone-dental interface. *Clin Mater* 10:153-201, 1992
21. Brunski JB: Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* 52: 775-787, 1988
22. Brunski JB, Skalak R: Biomechanical considerations. *In:* Worthington P, Brånemark, P-I (eds). *Advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region.* Chicago, Quintessence, 1992 p 15-39
23. Budd TW, Bielat KL, Meenaghan MA, Schaaf NG: Microscopic observations of the bone/implant interface of surface-treated titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:253-258, 1991

24. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H: Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J. Biomed Mater Res* 25:889-902, 1991
25. Carlsson L, Albrektsson T, Berman C: Bone response to plasma-cleaned titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:199-204, 1989
26. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T: Implant fixation improved by close fit. *Acta Orthop Scand* 59: 272, 1988 *Apud* Siqueira JTT, Dias PV *Op. cit.* Ref. 85
27. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T: Removal torque for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3: 21-24, 1988
28. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P-I: Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 57:285-289, 1986
29. Carvalho PSP, Rossi Jr. R, Sanches MG, Jaef SB: Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa. *RGO* 42:171-173, 1994

36. Encyclopedia Britânica do Brasil : Elemento VIII, volume VIII p3719, 1977,
Apud Ilg JP: Avaliação histológica e túbias de coelhos de parafusos de titânio utilizados em fixação interna rígida. Piracicaba, Faculdade de Odontologia, Universidade de Campinas, 1996 99p Tese (Mestrado)
37. Eriksson RA, Adell R: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 44:4-7, 1986
38. Eriksson RA, Albrektsson T: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury : a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50:101-107, 1983
39. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, Mc Queen D: Thermal injury to bone. *Int J Oral Surg* 11:115-121, 1982
40. Glanz O: Prosthodontic reconstruction on osseointegration implants. *Swed Dent J Suppl* 28:59-61, 1985
41. Golec TS: Technique for press-fit implants. *J Am Dent Assoc* 121:409-412, 1990

42. Gonçalves JR: Efeito do ultra-som no processo de reparo ósseo após implantação de parafusos de titânio em coelhos. Análise histológica e biomecânica. Araçatuba, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 1994
95p Tese (Doutorado)
43. Gotfredsen K, Nimb L, Hjørtting- Hansen E, Jensen JS, Holmen A:
Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂ - blasted titanium implants. Clin Oral Implants Res 3:77-84, 1992
44. Gotfredsen K, Rostrup E, Hjørtting-Hansen E, Stoltze K, Budtz-Jørgensen E:
Histological and histomorphometrical evaluation of tissue reactions adjacent to endosteal implants in monkeys. Clin Oral Implant Res 2:30-37, 1991
45. Hansson H-A, Albrektsson T, Brånemark P-I: Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. J Prosthet Dent 50:108-113, 1983
46. Hille GH: Titanium for surgical implants. J Materials 1:373-381, 1966
47. Hobkirk JA , Watson RM: Princípios de osseointegração. *In*: Atlas colorido e texto de implantologia Dental e Maxilofacial. São Paulo, Livraria Editora Artes Médicas Ltda, 1996 p 9-19

48. Hobo, S, Ichida E, Garcia LT: Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence, 1989 p 3-104, *Apud* Machnee CH *Op. cit.* Ref. 69
49. Jaarda MJ: Preparo da superficie, *In*: Worthington, Lang & Lavelle : Osseointegração na odontologia. Uma introdução, São Paulo, Quintessence, 1994 p 28-30
50. Jaffin RA, Berman CL: The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone : a 5-year analysis. *J Periodont* 62:2-4, 1991
51. Johansson C, Albrektsson T: Integration of screw implants in the rabbit: a 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2:69-75, 1987
52. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T: A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium[®] implants *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:437-441, 1991
53. Kasemo B: Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent* 49:832-837, 1983

55. Kasemo B, Lausmaa J: Biomaterial and implant surfaces: on the role of cleanliness, contamination, and preparation procedures. *J Biomed Mater Res* 22:145-158, 1988
56. Kasemo B, Lausmaa J: Surface science aspects on inorganic biomaterials. *CRC Crit Rev Biocomp* 2:335-380, 1986
57. Keller JC, Draughn II A, Wightman JD, Dougherty W, Meletiou S: Characterization of sterilized commercially pure titanium implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 360-367, 1990
58. Klauber C, Lenz LJ, Henry P.J: Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis. A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:264-271, 1990
59. Kohn DH: Overview of factors important in implant design. *Oral Implantol* 18:204-219, 1992
60. Kohri M, Cooper EP, Ferracane JL, Waite DF: Comparative study of hydroxyapatite and titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 48:1265-1273, 1990

61. Laing PG, Ferguson Jr. AB, Hodge ES: Tissue reaction in rabbit muscle exposed to metallic implants. *J Biomed Mater Res* 1:135-149, 1967
62. Lemons J, Natiella J: Biomaterials, biocompatibility and peri-implant considerations. *Den Clin North Am* 30:3-23, 1986
63. Linder L: High-resolution microscopy of the implant-tissue interface. *Acta Orthop Scand* 56: 269-272, 1985
64. Linder L: Osseointegration of metallic implants. I. Light microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand* 60:129-134, 1989
65. Linder L, Lundskog J: Incorporation of stainless steel, titanium and vitallium in bone. *Injury* 6:277-285, 1975
66. Linder L, Obrant K, Boivin G: Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand* 60:135-139, 1989
67. Linder, L, Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Ivarsson, B, Jönsson V, Lundström I: Electron microscopic analysis of the bone titanium interface. *Acta Orthop Scand* 54:45-52, 1983

68. Lundskog, J : Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury. Scand J Plast Reconstr Surg 9: 1-80, 1972
69. Machnee CH, Wagner WC, Jaarda MJ, Lang BR: Identification of oxide layers of commercially pure titanium in response to cleaning procedures. Int J Oral Maxillofac Implants 8:529-533, 1993
70. Maniatopoulos C, Pilliar RM, Smith DC: Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model.J Biomed Mater Res 20:1309-1333, 1986
71. Massone, F: Anestesiologia veterinária. Farmacologia e técnicas.(ed.2)Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1994 p 105-110
72. Mc Glumphy EA, Larsen PE: Contemporary implant dentistry. *In*: Peterson LJ, Ellis III E, Hupp JR, Tucker MR: Contemporary oral and maxillofacial surgery(ed.2) St. Louis , Mosby, 1993 p 369-405
73. Mefert RM, Block MS, Kent JN: What is osseointegration? Int J Periodontics Restorative Dent 7:3-16, 1987

74. Mefert RM, Langer B, Fritz ME: Dental implants : a review. J Periodontol 63:859-870, 1992
75. Murray DW, RaeT, Rushton N: The influence of the surface energy and roughness of implants on bone resorption. J Bone Joint Surg Br 71-B:632-637, 1989
76. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C: Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop 208:108-113, 1986
77. Ratner BD: Surface characterization of biomaterials by electron spectroscopy for chemical analysis. Ann Biomed Eng 11:313-336, 1983
78. Roberts WE : Bone tissue interface. J Dent Educ 52:804-809, 1988
79. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ: Bone physiology and metabolism. J Calif Dent Assoc 15:54-61, 1987, *Apud* Roberts WE *Op. cit.* Ref. 78
80. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS: Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod 86:95-111, 1984

81. Satomi K, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H: Bone - implant interface structures after non tapping and tapping insertion of screw-type titanium alloy endosseous implants. *J Prothet Dent* 59: 339-342, 1988
82. Schnitman PA, Shulman LB (eds.): Dental Implants: Benefits and risk,an NIH - Harvard consensus development conference U.S. Dept. of Health and Human Services, 1979, p 1-351, *Apud Kohn DH Op. cit.* Ref. 59
83. Schroeder A, Van der Zypen E, Stich H: The reactions of bone connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 9:15-25, 1981
84. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE: A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:62-71, 1992
85. Siqueira JTT, Dias PV: Implantes de titânio, cilíndricos, com superfície rugosa por jateamento. Considerações clínicas e histológicas. *Rev Bras Implantod* 5: 7-11, 1996

86. Siqueira JTT, Sannomiya P, Arana - Chavez VE: Avaliação histológica da formação óssea em implantes osteointegrados : um modelo de estudo. *In*: Congresso do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, 2. , São Paulo 27 a 29/11/96 p 23-24 [Abstracts]
87. Siqueira JTT, Stival N, Dias PV: Considerações sobre limpeza de superfícies de implantes dentários jateados. *Rev Bras Implantod* 2:6-11, 1996
88. Sisk AL, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ: A light and electron microscopic comparison of osseointegration of six implant types. *J Oral Maxillofac Surg* 50:709-716, 1992
89. Smith DC: Dental implants: materials and designs considerations. *Int J Prosthodont* 6:106-117, 1993
90. Smith DC, Pilliar RM, Chernelky R: Dental Implant materials. I-Some effects of preparative materials on surface topography. *J Biomed Mater Res* 25:1045-1068, 1991
91. Steflik DE, Sisk AL, Parr GA, Lake FT, Hanes PJ: Experimental studies of the implant-tissue interface. *J Oral Implantol* 19:90-94, 1993

92. Thomas KA, Cook SD: An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res* 19:875-901, 1985
93. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellström A: The relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:442-447, 1991
94. Vidigal Jr. GM, Aviliez RR, Groisman M, Pinto VS: Análise de três diferentes implantes osseointegrados. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 47:1135-1139, 1993
95. Warrer K, Karring T, Gotfredsen K: Periodontal ligament formation around different types of dental titanium implants. I-The self-tapping screw type implant system. *J Periodontol* 64:29-34, 1993
96. Weber H-P, Fiorellini JP: The biology and morphology of the implant-tissue interface. *Alpha Omegan* 85:61-64, 1992
97. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer III J, Moy PK, Lewis S: Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:491-496, 1992

98. Weiss CM: Tissue integration of dental endosseous implants: description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration systems. *J Oral Implantol* 2:169-214, 1986
99. Wennerberg A, Albrektsson T, Anderson B, Krol JJ: A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implant Res* 6:24-30, 1995
100. Willians DF: The deterioration of materials in use. *In*: Willians, DF (ed) : *Implants in Surgery*, London, W.B. Saunders C.O., 1973, *Apud* Ilg JP: avaliação histológica e tíbias de coelhos de parafusos de titânio utilizados em fixação interna rígida. Piracicaba, Faculdade de Odontologia, Universidade de Campinas, 1996 99p Tese (Mestrado)
101. Worthington P: Introdução. *In*: Worthington P, Lang BR, Lavelle WE: *Osseointegração na Odontologia* (ed 1) São Paulo, Quintessence, 1994 p11-18