

FRANCISCO HUMBERTO NOCITI JUNIOR  
Cirurgião Dentista

IMPLANTE DE TITÂNIO EM FÊMUR DE COELHO: AVALIAÇÃO  
HISTOLÓGICA E RADIOGRÁFICA DOS FENÔMENOS ENVOLVIDOS.

*Este exemplar  
foi devidamente  
corrigido conforme  
resolução CCG/036/83  
Piracicaba 15/06/94*

Tese apresentada ao Curso de  
Pós-Graduação em Biologia e  
Patologia Buco-Dental (Área de  
Patologia), Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba -  
UNICAMP, para obtenção do  
Título de Mestre em Ciências.

PIRACICABA - S. P.

1994

N672i

22226/BC

FRANCISCO HUMBERTO NOCITI JUNIOR  
Cirurgião Dentista

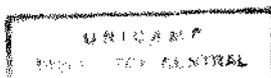
IMPLANTE DE TITÂNIO EM FÊMUR DE COELHO: AVALIAÇÃO  
HISTOLÓGICA E RADIOGRÁFICA DOS FENÔMENOS ENVOLVIDOS.

Tese apresentada ao Curso de  
Pós-Graduação em Biologia e  
Patologia Buco-Dental (Área de  
Patologia), Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba -  
UNICAMP, para obtenção do  
Título de Mestre em Ciências.

ORIENTADOR: Prof. Dr. LOURENÇO BOZZO

PIRACICABA - S. P.

1994



Aos meus pais, FRANCISCO e MARIA, pelo amor, carinho e exemplo sempre presentes à formação dos filhos, a minha sincera gratidão.

Às minhas irmãs PAULA REGINA e ANA CLAUDIA.

À minha sobrinha ANA CAROLINA.

À minha Família.

dedico este trabalho.

À IVANA M. PORTO ASSEF, pelo carinho e  
compreensão neste momento de dedicação  
integral para o desenvolvimento deste  
trabalho.

Ao Prof. Dr. LOURENÇO BOZZO, pelos momentos de presença e ausência, pressão e compreensão, cada qual no seu tempo certo, que determinaram o início da minha caminhada e cujo trabalho desenvolvido, me servirá como referência na busca dos melhores caminhos.

Ao Prof. Dr. OSLEI PAES DE ALMEIDA,  
professor Titular da Área de Patologia  
da Faculdade de Odontologia de  
Piracicaba - UNICAMP, pela amizade e  
incentivo.

Ao Prof. Dr. SÉRGIO ROBERTO PEREZ  
LINE, pela competência, constante  
disponibilidade e apoio que nos  
dedicou.

Aos professores da disciplina de Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Prof. Dr. SÉRGIO DE TOLEDO, Prof. Dr. ANTÔNIO FERNANDO MARTORELLI e Prof. ENILSON ANTÔNIO SALLUM, pelo incentivo e amizade.

Ao Prof. Dr. ANTÔNIO WILSON SALLUM Professor Titular de Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelo apoio e amparo durante o este trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. CARLOS VOGTH, Magnífico Reitor da Universidade Estadual de Campinas, pela manutenção do alto nível de ensino e pesquisa nesta Universidade.

Ao Prof. Dr. RENATO ROBERTO BIRAL, Diretor da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, e seu Associado, Prof. Dr. OSWALDO DI HIPÓLITO JUNIOR, pelo apoio aos trabalhos de Pesquisa.

Ao Prof. Dr. MATHIAS VITTI ex-coordenador geral dos Cursos de Pós-Graduação, e ao Prof. Dr. JOSÉ FRANCISCO HOFLING, coordenador do Curso de Biologia e Patologia Buco-Dental.

Aos professores e amigos do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Aos amigos da disciplina de Patologia Bucal da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP: MARIA HELENA VASCONCELOS PERON, ANA CRISTINA DO AMARAL GODOY, ADRIANO LUIS MARTINS e ROSA MARIA FORNASIER, pela indispensável ajuda durante a confecção deste trabalho.

A Sra. LUZIA ANNA SCARELI CARVALHO, secretária da disciplina de Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela amizade.

Ao Sr. LUIS GUEDES, zelador do canil da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela manutenção dos animais.

À Sra. MARIA APARECIDA RIVA ROVOY, pelo auxílio na revelação das radiografias.

À Prof. SUELI DUARTE DE OLIVEIRA SOLIANI, diretora técnica da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo incentivo e amizade.

Ao CONSELHO NACIONAL DE DESENVOLVIMENTO CIENTIFICO E TECNOLÓGICO (CNPq), pelo auxílio dado através de uma bolsa de estudos, possibilitando assim a realização deste trabalho.

Ao MARCOS ANTÔNIO RAPETTI, pela orientação na manipulação dos computadores.

À Sra. ANA MARIA COSSA DE ARRUDA OLIVEIRA, secretária geral dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela atenção dedicada.

Aos amigos que tanto me apoiaram científica e emocionalmente na confecção deste trabalho: ADRIANA, CLAUDIA FARIAS, DIOTTO, MIRALVA, AUGUSTA, CLAUDIA HERREIRA TAMBELI, BERALDO, REGINALDO, LUCIA, VANESSA, LUIS, MARILDA e RITA.

Às Sras. MARIA APARECIDA SANTIAGO VARELLA e IVANI ODAS DEMÉTRIO, técnicas do laboratório de Histologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo auxílio na preparação dos estudos preliminares deste trabalho.

Aos Docentes da Área de Fisiologia do Departamento de Ciências Fisiológicas da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela amizade.

À amiga ELIZABETE BRASIL DOS SANTOS, pela ajuda na realização das cirurgias.

À todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

## CONTEUDO

1	INTRODUÇÃO.....	02
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	07
	2.1 OSSO.....	07
	2.2 IMPLANTES.....	12
3	PROPOSIÇÃO.....	37
4	MATERIAL E MÉTODO.....	39
	4.1 PREPARO HISTOLÓGICO.....	42
5	RESULTADOS.....	45
	5.1 IMPLANTE AUSENTE.....	45
	5.2 IMPLANTE PRESENTE.....	49
	5.3 RADIOGRÁFICOS.....	73
	5.4 CLÍNICOS.....	74
6	DISCUSSÃO.....	78
7	CONCLUSÕES.....	93
8	RESUMO.....	96
9	ABSTRACT.....	99
10	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	102



## 1 INTRODUÇÃO

Pesquisas em busca de um substituto ideal para dentes ausentes, seja qual for o motivo da ausência, têm sido uma meta da Odontologia desde a antiguidade.

O edentulismo, parcial ou total, implica em diminuição nas funções fonéticas e mastigatórias, além de alterar toda a situação psico-social do paciente.

Muitas vezes, a perda dos dentes pode ser compensada pelo uso de próteses convencionais (parciais ou totais).

Em alguns casos entretanto, o edentulismo não pode ser adequadamente compensado com uma prótese convencional devido a pronunciada reabsorção alveolar ou devido a uma inabilidade psíquica em aceitar tal prótese, particularmente as removíveis.

Nestes casos, próteses retidas por implantes, têm sido uma das alternativas às próteses convencionais.

Implantes de desenhos e composições variáveis têm sido tentados ao longo dos anos.

Estudo recente nos E.U.A. (1985-1986), indica que há um significativo grau de edentulismo na população americana. De acordo com esse estudo governamental, conduzido pelo National Institute of Dental Research, 4% das pessoas com 35 a 64 anos e 42% daquelas com mais de 65 anos de idade são totalmente edêntulas, portanto, todos potencialmente

candidatos a colocação de implantes dentais.

No Brasil, segundo dados do Ministério da Saúde em 1988, nada menos que 72% da população urbana analisada, na faixa de 50 a 59 anos, já extraiu todos os dentes pelo menos em um dos maxilares. No grupo de 35 a 44 anos, quatro em cada dez (40%) já usavam ou tinham a necessidade de prótese total, esta proporção era reduzida para 1,7% no grupo de 15 a 19 anos.

Em todos os grupos analisados, o quadro observado é bem mais crítico nas faixas de baixa renda.

Estes dados indicam que para as próximas décadas, haverá um significativo número de indivíduos com a dentição comprometida para os quais, implantes poderiam ser utilizados.

Inicialmente, tentou-se a implantação de raízes dentárias naturais, método este, baseado no sucesso relativo dos transplantes e reimplantes, levando os pesquisadores a insistirem no emprego dos implantes dentários orgânicos, procurando se aproximar das técnicas de enxerto. Com o avanço no conhecimento de materiais artificiais e a resposta frente sua colocação no interior dos tecidos, os implantes compostos por raízes dentárias naturais foram substituídos por implantes compostos principalmente por ligas metálicas.

Invariavelmente, para todos os sistemas de implantes, o sucesso não poderia ser prognosticado ou garantido. Devido ao alto número de insucesso dos implantes e os poucos estudos bem controlados, o uso de implantes esteve relegado

à um pequeno segmento da comunidade odontológica.

A partir da década de 1960, entretanto, uma importante observação clínica deu origem a um novo e eficiente sistema de implante, idealizado por Brånemark e colaboradores (BRANEMARK, et.al. 1969, BRANEMARK, et.al. 1977).

Este sistema de implantes desenvolvido por Brånemark está baseado na Osseointegração, que é um termo histológico, definido como uma direta conexão estrutural e funcional entre o tecido ósseo e a superfície do implante sob uma carga funcional. Em outras palavras, não há a nível de microscopia óptica, qualquer interface contendo tecido que não seja osso.

Atualmente, distinguem-se dois tipos de integração entre o osso e o implante:

1: INTEGRAÇÃO FIBRO-ÓSSEA - quando se observa uma cápsula de tecido conjuntivo fibroso, de variada espessura, circundando o implante;

2: OSSEOINTEGRAÇÃO - integração do osso ao implante (em função), sem qualquer outro material interposto na interface osso/implante, observável à nível de microscopia óptica.

Dois outros conceitos também têm sido usados:

1: INTEGRAÇÃO MECÂNICA: representada pela adaptação do tecido às características da superfície do Implante.

2: BIOINTEGRAÇÃO - que é uma significativa união bioquímica entre o tecido ósseo e a superfície de um implante, independente de qualquer mecanismo intermediário, o

qual é identificável em Microscopia Eletrônica.

Existem atualmente muitos sistemas de implantes disponíveis. Estes são classificados de acordo com sua posição no osso em:

A: Sub Periosteais: são implantes geralmente em forma de rede colocada entre o perióstio e o tecido ósseo;

B: Transosseos : que atravessam o osso de lado a lado;

C: Endosseos : colocados no interior do osso.

Podem ainda, de acordo com sua forma, ser classificados em agulhados, laminados ou parafusos cilíndricos.

Devido ao grande sucesso clínico experimentado pelos implantes osseointegrados, a área de Implantologia teve um extraordinário desenvolvimento durante a última década, surgindo diferentes tipos e marcas de implantes no mercado, muitas delas ainda, sem qualquer comprovação científica ou clínica, apenas transferindo os resultados obtidos por outros sistemas.

O objetivo da presente pesquisa é observar a nível histológico e radiográfico, a sequência de eventos da remodelação óssea, em coelhos, ao redor de um implante intraósseo de titânio.

---

REVISÃO DA LITERATURA

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 O Osso:

Inicialmente, seria de grande interesse, a descrição das características fisiológicas gerais do tecido ósseo, visto que todo o trabalho em discussão está baseado nas respostas do tecido ósseo à colocação de implantes metálicos.

Os relatos da histofisiologia do tecido ósseo acontecem de maneira repetitiva e aqui será apresentado de forma sintética, segundo a maioria dos autores (WHITSON, 1988, MARKS & POPOFF, 1988, JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1974, MEGHJI, 1992, HAM, 1977, CORMACK - 1991a e 1991b).

O osso é um tecido conjuntivo mineralizado especializado composto por uma matriz orgânica calcificada, e elementos celulares.

#### - AS CÉLULAS:

Quatro diferentes tipos de células caracterizam o tecido ósseo:

Os Osteoblastos, Células de Revestimento e Osteoclastos estão presentes na superfície óssea, enquanto os Osteócitos permanecem no interior do osso. Osteoblastos, osteócitos e Células de Revestimento são derivados de células osteoprogenitoras. Os osteoclastos são produzidos pela fusão de células mononucleares precursoras oriundas da medula óssea (sangue).

- Os Osteoblastos são um grupo de células ativamente engajadas na formação da matriz, e por isso apresentam

características de células produtoras de proteínas, ou seja, abundante Reticulo Endoplasmático Rugoso e proeminente apparatus de Golgi. Seu principal produto é o Colágeno tipo I que é reunido extracelularmente em fibrilas, além de produzir também proteínas não colágenas (osteonectina, osteocalcina, proteoglicanas, sialoproteínas e alguns fatores de crescimento).

- Os Osteócitos são os osteoblastos que foram aprisionados no interior da matriz mineralizada, portanto, ocupam espaços no interior do tecido (lacunas) e estão conectados às células adjacentes e fontes nutritivas por numerosas projeções citoplasmáticas que se alojam em canais (canalículos) através da matriz mineralizada. Estas células podem formar e reabsorver osso, usando diferentes mecanismos para diminuir e aumentar o volume de suas lacunas. Osteócitos osteoblásticos apresentam organelas celulares próprias à formação, portanto, similares aos osteoblastos, enquanto Osteócitos osteocíticos apresentam lisossomas e aspecto de célula fagocítica. O número de osteoblastos que se transformam em Osteócitos varia, dependendo da rapidez da formação óssea. Quanto mais rápida a formação, mais osteócitos estarão presentes no osso por unidade de volume. Como regra geral, o osso embrionário "entrelaçado" e o osso de reparação possuem mais osteócitos que o lamelar.

- Os Osteoclastos são células grandes e multinucleadas que apresentam como função principal a reabsorção do osso mineralizado, estando localizados sobre a superfície óssea

onde ocupam escavações rasas denominadas Lacunas de Howship. Ao microscópio eletrônico, os Osteoclastos exibem características morfológicas únicas. Junto à superfície óssea, a sua membrana celular apresenta-se com formato denominado Bordadura Pregueada. Nesta região, o citoplasma está destituído de organelas, porém rico em proteínas fibrilares as quais formam a chamada Zona Clara. A maior parte do citoplasma do Osteoclasto é rica em mitocôndrias, as quais exercem três funções principais: 1) Produção de ácido Cítrico para auxiliar na reabsorção de mineral ósseo; 2) Promover um local de armazenamento transitório para os ions Cálcio e Fósforo liberados; 3) Promover as grandes necessidades energéticas do osteoclasto pela produção de ATP.

Basicamente o mecanismo de reabsorção óssea ocorre como segue:

Bolsas de hidrolases ácidas movem-se para a região da bordadura em escova a partir do aparelho de Golgi. Lá chegando, a membrana dos lisossomas primários fundem-se com a membrana da célula liberando seu conteúdo no espaço extracelular, o qual é constituído pelo espaço entre o osso e a célula firmemente aderida ao osso. Neste espaço, o osso é degradado em um ambiente ácido, e os produtos resultantes deste processo são recuperados por vacúolos digestivos e lisossomas secundários, são melhor degradados e liberados próximos à espaços vasculares, mostrando-se assim como um processo cíclico.

- As Células de Revestimento são células achatadas finas e alongadas que cobrem a maior parte da superfície óssea no esqueleto adulto. Apresentam poucas organelas, estão inativas e recobrem as superfícies ósseas que não estão sofrendo formação nem reabsorção. Pouco se conhece sobre suas funções.

- A MATRIZ:

A matriz óssea é portanto, de maneira geral, o resultado da secreção de produtos pelas células ósseas (osteoblastos) e sua mineralização.

É constituída por 33% de matriz orgânica, dos quais 28% é colágeno, principalmente do tipo I e os restantes 5% são proteínas não colágenas. A matriz é permeada por cristais de hidróxiapatita cálcio-deficientes que perfazem os 67% remanescentes.

Dentre as proteínas não colágenas destacam-se: Osteonectina, Osteocalcina, Proteoglicanas, Sialoproteínas, Glicoproteínas e Fosfoproteínas. A matriz óssea também contém lipídeos, uma variedade de fatores de crescimento e produtos derivados de outros tecidos via vasos, podem ser identificados no osso: Imunoglobulinas, Albumina, Lisosima e Transferrina.

As superfícies internas e externas do tecido ósseo estão recobertas por membranas conjuntivas, que formam o endóstio e perióstio, respectivamente. O perióstio é formado por um tecido conjuntivo denso, fibroso em sua parte externa e mais celular e vascular na porção interna, junto ao tecido ósseo.

Tais células do periósteeo apresentam importante papel no crescimento dos ossos e reparação das fraturas.

O endósteeo é semelhante ao periósteeo, sendo entretanto, muito mais delgado, composto apenas por uma camada de células (células de revestimento e osteoblastos) sem o componente fibroso.

Assim, além das suas funções esqueléticas óbvias de suporte, proteção e locomoção, o osso serve também como importante reserva de minerais e, contrário ao ponto de vista de alguns, osso é um tecido dinâmico que se remodela e se repara durante toda a vida.

- *MEDULA OSSEA:*

Além de possuir células circundadas por uma matriz intercelular composta por 67% inorgânicos e 33% orgânicos, o osso possui um compartimento denominado Cavidade Medular, a qual abriga a medula óssea, que é classificada como um tecido hematopoético, no qual se formam as diferentes células encontradas no sangue na vida pós-natal.

Estes tecidos (hematopoéticos) são constituídos por:

- 1) Células sanguíneas em variados graus de diferenciação, onde se observa células primitivas totipotentes, células progenitoras e células sanguíneas maduras;
- 2) Tecido Conjuntivo composto por vasos (sinusóides), fibras reticulares e colágenas, células endoteliais, macrófagos, células reticulares fibroblásticas e células armazenadoras de lipídeos.

Pode-se distinguir dois tipos de Medula Óssea: Medula

Óssea Vermelha que deve sua cor à presença de numerosos eritrócitos em diversos estágios de maturação e a Medula Óssea Amarela, rica em células adiposas que apresenta tal coloração devido a presença de carotêno, e que não produz células sanguíneas.

As principais funções da Medula Óssea Vermelha são:

- \* Produção de glóbulos sanguíneos;
- \* Armazenamento de ferro;
- \* Produção de células indiferenciadas.

Já as funções da Medula Óssea Amarela são:

- \* Atua como reserva nutricional;
- \* Representa uma reserva de tecido hematopoético - quando necessário, transforma-se em Medula Óssea Vermelha e passa a produzir células sanguíneas.

## 2.2 Implantes:

Estudos visando a colocação de implantes em substituição aos dentes naturais perdidos por trauma, cárie, problemas periodontais, ou de qualquer outra natureza, têm sido desenvolvidos por muitos investigadores desde os remotos tempos.

O início destes estudos datam do século XIX, podendo ser destacados alguns dentre estes pioneiros, MAGGIOLLO - 1809, DIAU BLANC - 1881, HILLICHER - 1891. Entretanto, o maior problema encontrado por estes primeiros "implantodontistas" era o uso de biomateriais impróprios (LINKOW, 1991).

A colocação de compostos inertes no corpo datam anterior

À 1565, quando Petronius tentava a colocação de placas de ouro em substituição ao palato (HERSCHFUS, 1954).

SULLIVAN (1952), ao divulgar sua técnica para a colocação de implantes, indicada para pacientes incapacitados a utilizar próteses convencionais, afirmava que esta era uma metodologia nova, merecendo conseqüente respeito e agradecimento para o que se conseguisse.

HERSCHFUS (1954), buscava encontrar sucesso em um implante composto por Vitallium (65% cobalto, 30% cromo e 5% molibidênio), estudando através de experimentos em cães, a evolução histopatológica destes implantes. Nestes experimentos, observou uma ausência de reação adversa dos tecidos ao Vitallium.

Já HODOSH (1964, 1965, 1967), através de uma série de relatos, tenta ilustrar a substituição de dentes recém extraídos ou através da confecção de um alvéolo, por réplicas dos dentes confeccionadas com metilmetacrilato. Tais estudos mostraram algum sucesso nos curtos períodos do estudo.

Portanto, o atual estado da arte do implante em Odontologia está baseado no trabalho de muitas pessoas, no passado e no presente, sempre em direção à uma meta em comum: oferecer ao paciente um implante dental estético e funcional.

### 2.2.1 - CLASSIFICAÇÃO DOS IMPLANTES DENTAIS

Como conseqüência do emprego de variados tipos de implantes, surge a classificação destes, que basicamente, é

a sua divisão de acordo com suas principais características para uma melhor visualização e compreensão dos modelos disponíveis.

Os implantes dentais podem ser então classificados de acordo com sua posição, seu material constituinte, seu desenho ou forma física (WORTHINGTON, 1988).

Referente à posição, eles podem ser colocados abaixo do periosteio (implantes sub periosteais), através da completa espessura da mandíbula (implantes transosteais) ou eles podem ser inseridos no interior do tecido ósseo (implantes endósseos).

Os implantes sub periosteais tomam a forma de uma malha depositada sobre a superfície dos maxilares. São provavelmente a forma mais antiga de implante em uso ainda hoje. Comumente feitos de Vitallium, podendo ser algumas vezes recobertos com hidroxiapatita.

Os implantes transosteais são representados principalmente por dois tipos principais, ambos usados exclusivamente para a mandíbula, sendo inseridos através do seu componente ósseo. Estes dois tipos desenvolvidos, um pelo Dr. Irwin Small (E.U.A.) e o outro pelo Dr. Hans Bosker (Holanda), são compostos por Vitallium e ouro respectivamente.

Os implantes endósseos são atualmente a forma de implante mais comumente usada. Eles são unidades múltiplas ou únicas sub classificadas de acordo com sua forma física (WORTHINGTON - 1988):

*PINOS E AGULHAS:* são usados em uma forma de tripé e unidos por meio de próteses acrílicas;

*LAMINADOS:* como o próprio nome diz, possuem formato de laminas. Mais comumente são feitos de metal, e alguns de material cerâmico. São mais indicados para edentulismo parcial e na maioria dos casos para o segmento posterior.

*CILINDRICOS ou FORMATO DE RAIZ DENTAL:* apresentam vários desenhos, alguns são cônicos (similares ao formato da raiz dental), enquanto outros são cilíndricos. Alguns são parafusos e outros perfurados por buracos.

Os materiais mais usados incluem polímeros, cerâmicas e vários metais (aço inoxidável, titânio puro, entre outros). A superfície dos implantes podem ser lisas ou rugosas e a técnica para sua inserção varia de condições de estrita esterilidade, para ambientes denominados socialmente limpos, onde condições são descritas como semi-estéreis (consultório dentário).

Para BRANEMARK et.al. (1969), de todos os numerosos tipos de implantes tentados, dois tipos principais podem ser distinguidos:

*TIPO SUB PERIOSTEAL:* implante entre o osso e o periósteeo, cuja forma final é obtida a partir de moldagens prévias do rebordo alveolar;

*TIPO INTRA OSSEO:* constituem vários tipos de postes ou pinos e parafusos, ancorados no osso e que se projetam através do tecido muco periósteeo.

Atualmente todos os créditos são oferecidos à uma forma

de implante intra ósseo, que não apresenta qualquer tecido indiferenciado entre o implante e o tecido ósseo (BRANEMARK et.al., 1977, ADELL et.al., 1981, BRANEMARK et.al., 1983, STENBERG, 1989, NAERT et.al., 1992, BREINE & BRANEMARK, 1979, ZARB & SCHMITT, 1990, WIENS, 1992).

Estes implantes são denominados ósseointegrados (ALBREKTSSON & LELKHOLM, 1989, ADELL et.al., 1981, BRANEMARK et.al., 1977, BRANEMARK et.al., 1983) e como consequência surge uma outra classificação (ROBERTS, 1988, WEISS, 1987 e 1990):

*IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS*

*IMPLANTES FIBRO OSSEOINTEGRADOS*

Devido à problemas em se obter dados seguros, há uma grande dificuldade em se descrever o número de implantes atualmente utilizados. Entretanto, WORTHINGTON (1988), baseado em dados estatísticos, pesquisas dos laboratórios dentais e entre profissionais e pacientes, faz uma projeção para os E.U.A.. Esta indica que há uma constância no número de implantes transosteais e não é esperado um aumento na sua utilização para os próximos anos. Além do mais, há somente um pequeno aumento no número de implantes sub periosteais usados e, espera-se que este suba gradualmente.

Há indicações de que os implantes laminados são amplamente usados, mas seu número deve subir lentamente. Em contraste, há um dramático aumento no uso dos implantes endósseos (não laminados), e este é projetado para continuar crescendo com os anos seguintes. O resumo destas condições é

apresentado no quadro 1.

QUADRO 1

ESTIMATIVA DO NÚMERO DE IMPLANTES USADOS NOS E. U. A.				
TIPO	1985	1986	1987	1990
Endósseo	8.000	17.000	25.000	42.500
Laminado	12.000	13.000	14.000	16.000
Sub Periosteal	3.500	4.000	4.500	5.500
Transosteal	1.000	1.000	1.000	1.000
TOTAL	24.500	35.000	45.000	65.000

FONTE: WORTHINGTON, 1988

Provavelmente, este aumento para os implantes endósseos ocorre como consequência das taxas de sucesso relatadas para os implantes osseointegrados (BRANEMARK et.al., 1977, ADELL et.al., 1981, NAERT et.al., 1992).

Baseado em dados como os acima apresentados, justifica-se a importância do perfeito conhecimento e aprimoramento dos sistemas de implantes disponíveis no mercado.

#### 2.2.1.1 - IMPLANTES FIBRO OSSEOINTEGRADO

Para ROBERTS (1988), existem fundamentalmente dois tipos de interfaces descritas para os implantes dentais endósseos:

- 1 - Fibro osseointegração (pseudo ligamento

periodontal)

## 2 - Fixação Óssea Rígida (osseointegração)

Desde que, atualmente existem poucos dados diretos avaliando a fisiologia óssea na fibro osseointegração, estudos adicionais em animais, utilizando modernos métodos de cinética celular e histomorfometria, são necessários para a compreensão da condição fisiológica desta integração.

Também para WEISS (1987) há dois padrões básicos de integração tecidual ao redor de implantes endósseos, a fibro osseointegração e a osseointegração. Para o autor, o entendimento das vantagens e desvantagens de cada integração é um pré requisito para a adequada seleção de técnicas de inserção e sistemas de implantes.

Weiss define fibro osseointegração de um implante dental endósseo à nível de microscopia de luz, como a interposição de um ligamento osteogênico perimplante entre um tecido ósseo bem diferenciado e a interface do implante, o qual tem estado funcionalmente sob a ação das forças mastigatórias por no mínimo 6 meses. Este ligamento consiste de numerosos feixes de fibras colágenas especificamente orientadas as quais têm origem, se anastomosam e se reinserem em trabéculas ósseas do alvéolo do implante. Os feixes de fibras colágenas estão posicionados em relação uns aos outros por meio de fibras reticulares e envolvidos por um tecido conjuntivo contendo vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos. Ainda segundo WEISS (1987), seja qual for a forma do implante, se inserido atraumaticamente,

mantido submerso em tecido ósseo e preparado com material biocompatível, este implante exibirá aposição direta de osso sobre sua superfície após um determinado tempo de cura, não se constituindo isso contudo, uma osseointegração, pois o implante não foi submetido à função. Se o desenho do implante, quantidade de osso disponível e material/desenho da prótese são constantes, os padrões de integração dos implantes serão determinados pela quantidade de força aplicada ao implante quando em função (WEISS, 1987). Portanto, a qualidade da integração do implante ao tecido ósseo é determinada em grande parte, pela quantidade de força aplicada ao implante. Para aquele autor, existem algumas importantes funções do ligamento perimplantar:

- A - Efeito osteogênico;
- B - Efeitos hidráulicos;
- C - Efeitos de amortecimento;
- D - Efeitos de absorção de Choque.

Este estudo conclui que o padrão de fibro osseointegração ao redor dos implantes dentais oferecem importantes vantagens. Mais de 95% dos candidatos ao uso de implantes, podem ser tratados em menos tempo, com menos trauma, menos cirurgia, menos custos, maior estética e ampla escolha dos materiais. Na grande maioria dos casos em que os implantes osseointegrados não puderam ser usados devido à insuficiente ancoragem óssea, Fibro osseointegração pôde oferecer resultados satisfatórios por longos períodos.

Em um estudo mais recente, WEISS (1990) define as

diferenças entre o ligamento perimplantar e a membrana periodontal em relação à aspectos anatómicos. As fibras colágenas são mais longas no ligamento perimplantar, uma vez que tem origem em uma trabécula óssea e contornam o implante para se inserirem em uma outra trabécula. Vasos sanguíneos e linfáticos são em menor número do que na membrana periodontal, sendo a espessura do ligamento perimplantar um pouco menor do que a demonstrada pela membrana periodontal. Segundo dados apresentados, implantes que buscam osseointegração (cilíndricos) podem ser inseridos em somente 20 - 25% dos rebordos edentulos e em 10% no rebordo posterior. Além do mais, a ausência de absorção de choque nos implantes osseointegrados impõe a necessidade de amortecimento externo, normalmente os dentes acrílicos das próteses, limitando o material de escolha.

Finalmente, ressalta a possibilidade de problemas quando da presença de próteses fixas à implantes osseointegrados associadas à dentes naturais, devido a mobilidade fisiológica apresentada pelos últimos.

Com o objetivo de examinar se pontas de raízes retidas no seu leito ósseo poderiam servir como fonte de células do periodonto na cicatrização do tecido ao redor do implante, BUSER (1990) realizou um estudo, no qual, Implantes cilíndricos revestidos de titânio foram colocados na mandíbula de macacos onde a porção apical dos dentes previamente removidos estavam retidos. As análises histológicas revelaram que em regiões onde o implante estava

próximo à porção da raiz retida, um ligamento periodontal era formado ao redor de largas porções do implante. Além disso, havia uma camada de cimento sobre o implante e um ligamento periodontal com as fibras colágenas perpendiculares à superfície do implante e do tecido ósseo. Estas observações sugerem, portanto, a possibilidade de se assegurar para certos implantes, um ligamento periodontal que simula aquele encontrado nos dentes naturais.

#### 2.2.1.2 - IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS:

A função essencial de um implante oral é promover um meio pelo qual um substituto protético para o dente possa ser ancorado ao osso dos maxilares. Esta deve ser estabelecida sem a presença de uma comunicação entre a cavidade oral e o tecido ósseo.

Parece, "a priori", duvidoso se é possível assegurar e manter tal ancoragem por longo período de tempo através de uma camada de tecido conjuntivo entre o implante e o osso (BRANEMARK et.al., 1977). Sendo o dente mantido junto ao osso vizinho por uma membrana periodontal altamente diferenciada, parece natural que os investigadores no passado acreditassem que o tecido visto ao redor de seus implantes era a duplicação da natureza e portanto, levariam o implante à um longo período em função.

Entretanto, deve-se ressaltar a presença de certas diferenças histológicas entre o ligamento periodontal e o tecido encontrado ao redor dos implantes (WEISS, 1990, ALBREKTSSON et.al., 1981).

Assim, para alguns pesquisadores, a camada de tecido conjuntivo (pseudo periodonto - fibro osseointegração) não deve funcionalmente incorporar o implante dental pois, tal pseudo periodonto agirá como um foco de menor resistência, com riscos de inflamação, migração epitelial e perda do implante (BRANEMARK et.al., 1977, ALBREKTSSON et.al., 1981, ADELL et.al., 1981, ALBREKTSSON et.al., 1986).

Associa-se a isto, o fato de poucos relatos científicos terem constatado longo período em função dos implantes integrados ao tecido ósseo vizinho por meio do pseudo periodonto (ALBREKTSSON et.al., 1986, BRANEMARK et.al., 1969).

Com isso, a história de experiências negativas na tentativa de ancorar construções protéticas via tecido conjuntivo não mineralizado, levou pesquisadores suecos a procurarem a solução em um caminho biologicamente diferente. Implantes tem sido ancorados diretamente ao tecido ósseo, procurando-se evitar a interposição de tecido conjuntivo indiferenciado ao redor do implante dental.

Este grupo então se constituiu nos primeiros pesquisadores a indicar a possibilidade de uma direta ancoragem óssea do implante, a qual, até início dos anos 80 era considerada impossível.

Surge assim, a osseointegração, definida como uma direta união estrutural e funcional entre o osso e a superfície do implante submetido à uma carga funcional, observada à nível de microscopia óptica (BRANEMARK et.al., 1977, BRANEMARK,

1987, ALBREKTSSON et.al., 1981, ALBREKTSSON & LELKHOLM, 1989, HANSON et.al., 1983).

Estudos anteriores utilizando aparelhos e câmeras de titânio nos quais tal metal mostrava-se inerte aos tecidos, quando ancorados de forma estável ao osso, induziram a tentativa da colocação de "aparelhos" de titânio especialmente desenhados no tecido ósseo dos maxilares, na esperança de que estes produzissem mais do que uma simples reação da gengiva e osso ao material implantado.

A ausência de reação adversa na colocação destes "aparelhos" de titânio através da gengiva e uma firme ancoragem no esqueleto, sugeriam a possibilidade de uma ancoragem permanente para próteses dentais.

Então, BRANEMARK et.al., (1969) desenvolveram um estudo para investigar os fatores que controlam a cura e a estabilidade por longo período de implantes de titânio intra ósseos. A fim de restaurar a função mastigatória em cães, observou que a integridade de uma boa ancoragem óssea requer:

- 1- Preparação cirurgica atraumática dos tecidos moles e duros, e um implante mecânica e quimicamente limpo;
- 2- Um espaço de tempo no qual o implante permanecerá isolado na cavidade bucal, no interior dos tecidos;
- 3- Higiene oral para prevenir a inflamação gengival.

Se respeitadas tais precauções, é possível sujeitar próteses dentais conectadas à tais implantes a determinadas cargas mastigatórias, sem qualquer sinal de injúria ao

tecido ou outras indicações de rejeição. O tecido ósseo pareceu crescer sobre todas as reentrâncias da superfície do implante de titânio, sem a presença de qualquer camada de tecido indiferenciado na interface (Osseointegração).

Como conseqüente resultado do aparente sucesso deste trabalho experimental inicial, BRANEMARK et.al. (1977) relatavam o acompanhamento por 10 anos de próteses instaladas sobre tais implantes em uma série consecutiva de pacientes da primeira aplicação do procedimento em material clínico. Estes relatos mostravam que uma estabilidade contínua da prótese poderia ser alcançada em 99% das mandíbulas e 76% das maxilas e após procedimentos clínicos adicionais, os resultados eram de 100% para as próteses inferiores e 94% para as superiores.

Nesta mesma seqüência de estudos, ADELL et.al. (1981) relataram o acompanhamento por 15 anos de implantes intra ósseos de titânio, instalados seguindo os requerimentos obtidos nos estudos experimentais iniciais. Neste grupo, mandíbulas e maxilas continham 2768 implantes, destes, 81% na maxila e 91% na mandíbula permaneciam estáveis suportando próteses. Em 89% dos maxilares e 100% dos mandibulares as próteses estavam continuamente estáveis. Durante a fase de cura e no primeiro ano após a conexão da prótese, o valor médio de perda óssea marginal foi 1,5 mm, após, somente 0,1 mm foi perdido anualmente.

Então, através destes estudos básicos obtém-se os requerimentos indispensáveis para se conseguir tal

integração e respectivas taxas de sucesso (ADELL et.al., 1981, BRANEMARK et.al., 1977, ALBREKTSSON et.al., 1986, BLOCK & KENT, 1990, WEINLANDER, 1991, ALBREKTSSON & JACOBSSON, 1987). Sumariamente tais requerimentos são:

- Mínimo trauma no preparo do leito cirúrgico;
- Uso de um material inerte e não contaminado;
- O implante deve permanecer em repouso (fora de atividade mastigatória) por um determinado período;
- Tecido muco periosteal intacto deve permanecer sobre o implante;
- Tratamento protético atraumático, isto é, buscar uma adequada distribuição das cargas mastigatórias.

Apareceram então, trabalhos de todas as partes do mundo tentando comprovar tal sucesso e até mesmo sugerindo novas aplicações para aquelas inicialmente descritas.

Quatorze grupos fora da Universidade de Gotemburgo, cada um com no mínimo 3 anos de experiência em implantes osseointegrados, participaram de um estudo multicêntrico (ALBREKTSSON et.al., 1988). Um total de 8.139 implantes foram inseridos em mandíbulas e maxilas saudáveis, além de mandíbulas e maxilas irradiadas e enxertadas. No grupo saudável, as taxas de sucesso foram 99,1% e 84,9% para mandíbula e maxila respectivamente, em 5 a 8 anos de observação. No grupo que eram incluídos tecidos irradiados e enxertados, foram instalados 56 implantes nas mandíbulas e nenhum fora perdido num período de 5 anos, 16 implantes foram inseridos em maxilas irradiadas com 3 relatos de

falhas e nas maxilas com procedimentos de enxerto, 71 implantes foram inseridos com relatadas 12 falhas. Concluiu-se que os implantes osseointegrados, se inseridos de acordo com as diretrizes já citadas, resultam em um alto grau de sucesso clínico, não podendo estes resultados serem automaticamente transferidos para outros sistemas (ALBREKTSSON et.al., 1988).

Devido à controvérsias, em 1975 um grupo de especialistas foi escalado para examinar os resultados obtidos através do tratamento com implantes osseointegrados. A conclusão, segundo BERGMAN (1983), foi que o método da osseointegração pareceu:

1 - Satisfazer os requerimentos subjetivos da implantação com sucesso;

2 - Satisfazer os requerimentos radiográficos de sucesso;

3 - Não satisfazer certos requerimentos considerando o momento protético.

Num estudo cujo objetivo era avaliar a efetividade clínica longitudinal de implantes dentais osseointegrados, ZARB & SCHMITT (1990) observaram 46 pacientes edentulos tratados com implantes osseointegrados de acordo com o protocolo descrito anteriormente neste trabalho (274 implantes colocados em 43 mandíbulas e 6 maxilas). Após 4 a 9 anos, 89,05% permaneciam osseointegrados. Dos que permaneciam no lugar por mais de 5 anos, 88,55% ainda permaneciam integrados. Assim, o sucesso clínico dos

implantes neste estudo apoiam a previsibilidade favorável da técnica desenvolvida por BRANEMARK et.al.(1977).

Para algumas situações não fisiológicas passa-se a buscar alternativas através do uso dos implantes osseointegrados.

Uma destas, foi a utilização de implantes osseointegrados por SMITH et.al.(1993), onde tais implantes foram instalados em uma criança de 5 anos de idade com Displasia Ectodérmica, na qual observa-se desordens caracterizadas pela displasia dos tecidos de origem ectodérmica, entre estes os dentes. Este implante fora instalado com o objetivo de sustentar uma prótese removível, suprimindo citada deficiência dentária. Conclui-se que esta anormalia não parece retardar a cura e a osseointegração permanece após 5 anos e 6 meses de função do implante.

Implantes osseointegrados também foram instalados em mandíbulas de cães irradiadas. Foram realizadas análises histológicas e radiográficas, através das quais observou-se que em metade dos espécimes irradiados observava-se osseointegração. Apesar da grande diferença com relação à situação em humanos (tempo de reparo e idade dos animais) impedindo a extrapolação dos dados, surge uma outra possibilidade para os implantes osseointegrados (SCHWEIGER, 1989).

Implantes osseointegrados também são utilizados com sucesso no tratamento de pacientes que sofreram traumatismos, onde se incluem acidentes com veículos, armas

de fogo e quedas (WIENS, 1992). Pacientes com tais injúrias provavelmente terão um aumento da força sobre suas próteses devido a alteração na anatomia normal.

A integração do implante aos tecidos sem qualquer interferência de tecido conjuntivo indiferenciado entre o osso e o implante (osseointegração), tem também sido indicada em procedimentos de reconstrução do rebordo alveolar através de enxertos autólogos, obtendo-se altas taxas de sucesso (ALBREKTSSON et.al., 1978, LINDSTRÖM et.al., 1981, BREINE & BRANEMARK, 1980).

Extrapolando a indicação dos implantes osseointegrados, inicialmente indicados somente para rebordos totalmente edentulos (BRANEMARK et.al. 1977), estudos tem sido realizados avaliando a possibilidade a utilização desta entidade em situações de edentulismo parcial. Em um estudo retrospectivo, STEENBERG (1989) relata taxas de sucesso de 87 a 92% na maxila e mandíbula respectivamente, justificando a utilização dos implantes osseointegrados em situações de edentulismo parcial.

Outro estudo, NAERT et.al. (1992) avaliaram um total de 509 implantes osseointegrados do sistema Bränemark (Dezembro de 1982 à Maio de 1989) sobre os quais 217 próteses parciais foram planejadas. Os seguintes aspectos foram analisados:

- \* Conexão dente/implante e seu possível efeito prejudicial sobre a perda do implante ou perda óssea;
- \* Uso de resina ou porcelana e, sua influência na perda óssea ao redor do implante;

\* As complicações mecânicas que podem ocorrer com a conexão de dentes e implantes.

Aqui, os resultados a "medium term" também encorajam o uso do sistema osseointegrado como mais uma opção terapêutica para edentulismo parcial.

Outros protocolos são também tentados, ANNEROTH et.al.(1985) por exemplo, tentam a integração do implante ao tecido ósseo imediatamente após a extração do dente. Seus resultados sugerem uma gradual osseointegração livre de interferências adversas.

### 2.3 - INTERFACE OSSO / IMPLANTE:

Basicamente, como já discutido anteriormente, dois tipos de interface óssea têm sido descritas para implantes dentais endósseos (WEISS, 1988, ROBERTS, 1988):

- Fibro Osseointegração
- Osseointegração

Entretanto, os estudos sobre fibro osseointegração utilizando-se métodos modernos de avaliação, não têm sido relatados, sendo concentrados todos os esforços para a avaliação do tipo osseointegrado de interface.

Certamente, um forte fator para a descrença da fibro osseointegração e resultante crédito para a osseointegração advém das altas taxas de sucesso clínico relatadas para a última (ZARB & SCHMITT, 1990). Conseqüentemente, como será discutido a seguir, há um aprimoramento nas técnicas de

avaliação e vários aspectos importantes são conhecidos referentes à osseointegração, contrário aos poucos relatos sobre as características que apresenta e determina a fibro osseointegração.

Muitos métodos têm sido tentados para clinicamente demonstrar osseointegração, entretanto, estes testes apenas sugerem uma osseointegração e não a verificam. Tais métodos são exemplificados por testes de mobilidade, radiográficos e o de uma leve batida no implante para se verificar o som produzido (ALBREKTSSON & JACOBSSON, 1987). Segundo este mesmo autor, o exame histológico provê a melhor evidência do tipo de inserção do implante, sendo que a análise ultra estrutural não é necessária para revelar o todo da resposta óssea ao implante pois, o nível ótimo de investigação está na casa dos micrômetros e não dos Ångstrons.

Assim, o exame ao microscópio óptico responderia a maioria das questões importantes sobre o arranjo interfacial, sendo que o implante realmente osseointegrado, na sua passagem cortical, deveria ter no mínimo 90 a 95% de contato direto com o osso.

Já ALBREKTSSON et.al.(1983) consideram a zona de interface um limite não distinto entre o implante e o osso, mas como uma zona com várias centenas de Ångstrons de espessura, no caso do Titânio comercialmente puro 200 a 400 Ångstrons (JOHANSSON et.al., 1989), e que contém uma larga variedade de moléculas e estruturas. Posteriormente, devemos então, observar os aspectos físicos da superfície do

implante e os aspectos biológicos do osso.

Quanto ao aspecto implante, o grande mérito que é dado ao titânio provém da formação de uma camada de óxido de titânio na superfície do implante, com aproximadamente 50 Ångstrons de espessura. Esta camada é formada em segundos e é relativamente resistente aos ataques químicos (ALBREKTSSON et.al. 1981), sendo a ela atribuídas propriedades que a diferencia de outros metais (ALBREKTSSON et.al., 1983):

- \* Evitam o contato direto entre as moléculas biológicas e o metal;

- \* São bastante estáveis e resistentes à corrosão;

- \* Reduz a taxa de difusão de ions metálicos para os tecidos.

Para HANSON et.al. (1983), titânio puro parece ser o metal de escolha para o uso em cirurgias de implante. Se deixado estável e em repouso durante a fase de cicatrização, os implantes de titânio são integrados aos tecidos hospedeiros.

Segundo GROSS (1988), a resposta do material é governada pela corrosão com a liberação de partículas. Este processo não somente dependente da solubilidade do material, mas também, do "turnover" do fluido intercelular, da atividade celular, bactérias, pH, processos eletroquímicos na interface, entre outros.

Quanto aos aspectos biológicos, ALBREKTSSON et.al. (1983) trazem que à nível ultra estrutural, os implantes são cobertos por uma camada muito fina de proteoglicanas e

glicosaminoglicanas, filamentos colágenos se aproximam do titânio, mas raramente, são vistos mais próximos do que 200 Ångstrons. Processos de osteócitos também se aproximam do titânio, sendo separados pela fina camada de proteoglicanas e glicosaminoglicanas à 200 Ångstrons do implante. Em secções não descalcificadas, depósitos de Cálcio podem ser observados muito próximos ao implante. Assim, a camada de proteoglicanas e glicosaminoglicanas serviria como uma cola biológica entre as células, fibras e outras estruturas, sendo que quanto menor esta camada, mais compatível com os tecidos seria o material implantado. O titânio puro aparece como o material que apresenta a menor camada, 30 a 200 Ångstrons.

ALBREKTSSON et.al. (1983) relatam ainda, a sequência dos eventos quando a superfície do implante entra em contato com o ambiente biológico:

- \* Inicialmente há o contato com o sangue onde ocorrem inúmeros fenômenos em escala de milisegundos;

- \* Ions e pequenas moléculas são rapidamente adsorvidos sobre a superfície, proporcionando condições para a chegada de lipídeos e proteínas;

- \* Num estágio subsequente, as células iniciam interação com a superfície do implante; se as condições são favoráveis, inicia-se a formação óssea, resultando em osseointegração.

De acordo com GROSS (1988), a ferida criada no leito de implantação cura-se por um processo dividido em quatro

etapas:

\* Etapa 1 - Com a inserção do implante, sangue e exudato contactam a superfície do implante e formam um coágulo sanguíneo contendo elementos celulares do sangue e outros componentes não celulares em uma rede de fibrina. Após poucas horas, células tais como leucócitos polimorfonucleares e monócitos invadem o sítio e aderem-se à superfície do implante, influenciando-a.

\* Etapa 2 - Após aproximadamente 48 hs., ocorre uma organização tecidual na qual fibroblastos produzem proteínas colágenas, não colágenas e outras substâncias da matriz extracelular. Capilares, macrófagos e polimorfonucleares aparecem e iniciam a dissolução do coágulo. A duração desta fase depende do espaço entre o leito e o implante, e da irritação associada com todo o processo de instalação do implante.

\* Etapa 3 - Após menos do que uma semana pós-cirurgia, estabelece-se a organização de células e de tecidos. Osteoblastos, osteoclastos, condroblastos, tecido hematopoiéticos e novo osso desenvolvem-se. Epitélio regenera-se para selar a ferida.

\* Etapa 4 - Os tecidos primariamente formados são substituídos por tecidos maduros adaptados às necessidades locais. Esta fase persiste pelo resto da vida.

ROBERTS (1988) observa que dependente da idade, função e fatores sistêmicos, o osso adjacente ao implante é composto por quatro tipos de tecido:

- \* Entrelaçado (imaturado);
- \* Lamelar (maduro);
- \* "Bundle" - característico em inserção fibro osteal;
- \* Composto (Entrelaçado + Lamelar).

Para Roberts, o desenvolvimento da interface ocorre como se segue:

1 - Calo Entrelaçado: seguindo a implantação de um elemento biocompatível na cortical óssea, ocorre a formação de um calo na superfície endosteal e periosteal. Sob ótimas condições, mínimo trauma e compromisso vascular, o calo tem sua origem poucos milímetros da superfície do implante.

2 - Compactação Lamelar: é o preenchimento dos espaços do osso entrelaçado por osso lamelar, conferindo resistência.

3 - Remodelação da Interface: quase 1 mm da compacta adjacente à ferida óssea sofre necrose pós-operatória, independente da mais gentil técnica cirúrgica. Esta ocorre, provavelmente, devido à inflamação e relativa falta de circulação sanguínea dentro da cortical óssea. Este, o tecido necrótico, deve então ser substituído para maior resistência e manutenção do tecido por longo tempo.

4 - Maturação: maturação e manutenção por longo período de tempo da fixação óssea rígida envolve contínua remodelação da interface e do osso de suporte.

Vários outros estudos objetivaram o esclarecimento desta região criticamente importante na manutenção por prolongados períodos de tempo do implante em função (ARMITAGE et.al.,

1971, WEISS, 1990 e 1987, HANSON et.al., 1983, SELA & BAB, 1985) e, todos em termos gerais mostram a formação inicial de um tecido ósseo imaturo (tipo entrelaçado) e a sua substituição por um tecido ósseo mais organizado e compacto (tipo lamelar), para suportar as cargas mastigatórias à ele submetidas. Destacam também, a importância do tipo de material constituinte do implante.

Em resumo, apesar do significativo número de pesquisas, mostrando, sob diferentes pontos de vista, aspectos gerais da fenomenologia envolvida na adaptação ou integração do osso aos diferentes tipos de implantes, não existe uma explicação clara e satisfatória das modificações estruturais que ocorrem na interface osso-implante, após a fase cirúrgica da colocação de um implante intra-ósseo de titânio.

---

PROPOSIÇÃO

### 3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo principal a avaliação histológica e radiográfica, em fêmur de coelhos, da sequência dos eventos que ocorrem no tecido ósseo após a colocação de um implante intraósseo de titânio.

---

MATERIAL E MÉTODO

#### 4 MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados vinte e um coelhos (21) Nova Zelândia, do sexo feminino, com idade variando entre 9 a 12 meses e peso médio de 3.600 kg.

Os implantes utilizados foram do tipo dental, cilíndricos, rosqueáveis e do tipo osseointegrado, confeccionados especialmente para esta pesquisa, e apresentavam como dimensões, 5,0 mm de comprimento e 2,6 mm de diâmetro e uma perfuração na sua porção apical (fig. 13). Tais implantes eram compostos por titânio comercialmente puro (99,89%) conforme laudo apresentado pela empresa responsável pela sua confecção (CARBONTEC - materiais especiais ltda.).

Os animais foram mantidos durante todo o período experimental, nas mesmas condições ambientais, ou seja, alimentação, temperatura, entre outros.

Procurou-se realizar todos os procedimentos de colocação do implante dentro de padrões semelhantes àqueles utilizados pelos profissionais especialistas nesta prática, ou seja, completa esterelização de todo o material cirúrgico envolvido no ato, criteriosa desinfecção da sala operatória através de minuciosa limpeza e posteriormente da aplicação de Lysoform spray (agindo por pelo menos 24 hs. antes da cirurgia com a sala completamente fechada), e o uso de vestimentas autoclavadas e descartáveis (máscaras, gorros, pró-pés, aventais cirurgicos e luvas).

O processo de colocação do implante intra-ósseo seguiu invariavelmente, para todos os animais, os mesmos passos, como se segue:

Três dias antes da cirurgia, os animais eram submetidos a tricotomia da região a ser operada (fêmur direito e esquerdo).

Minutos antes da operação, os animais eram pesados e de acordo com seu peso corpóreo, recebiam endovenosamente sedativo (Urethane\* - Sigma/preparado à 25%), 0.8g por kilo de peso, e quando necessário, analgesia local era promovida intra-muscularmente utilizando-se Citanest à 3%, com Octapressin. A superfície cutânea a ser incisada sofria a ação antiséptica de uma solução de Alcool-Iodado. O animal era então coberto com um campo cirúrgico fenestrado e autoclavado expondo somente a região a ser operada (fêmur).

Com uma lâmina de bisturi número 15, era feita uma incisão de aproximadamente 3 cm., até a exposição do tecido muscular. Este era então divulsionado a fim de expôr o tecido ósseo. O tecido muscular era cuidadosamente mantido afastado, proporcionando livre acesso à superfície óssea.

Utilizando-se de um motor elétrico (Dentec 450N), e de brocas seriadas das quais a última apresentava um diâmetro de 2,5 mm, foram preparados os leitos para a introdução dos implantes intra-ósseos. Atenção foi dada para que durante todo o ato de preparo deste receptáculo, a velocidade das brocas não ultrapassasse 1500 rpm. e que estas fossem

abundantemente irrigadas, com Cloreto de Sódio a 0,9% em temperatura ambiente, durante todo o processo de preparo.

Após preparo do leito, este era irrigado com o objetivo da remoção de fragmentos que pudessem interferir com a posterior adaptação do implante. Imediatamente após estes procedimentos preparatórios, o implante era removido do seu envólucro e então manualmente colocado no leito e rosqueado até que suas roscas estivessem totalmente inseridas no interior do tecido ósseo.

O tecido muscular era então recolocado sobre o local e suturado com fio de algodão (Sutupark\*-Ethicon 4-0) através de sutura contínua. Em sequência, a incisão cutânea também suturada com o mesmo fio. Novamente era aplicado sobre a superfície operada uma solução de Álcool-Iodado visando a limpeza do local. Este processo repetido para cada fêmur do animal, ou seja, foi colocado um implante no fêmur direito e outro no fêmur esquerdo, ambos com as mesmas dimensões.

Os animais foram sacrificados com 3, 7, 14, 21, 28 e 42 dias após a colocação dos implantes intra-ósseos (Quadro 2). O fêmur era removido, os implantes testados quanto a presença ou não de mobilidade clínica através da utilização de uma pinça clínica, e então os espécimes eram colocados em Formol Salino à 10% por no mínimo 24 hs.

Após a fixação, o fêmur com seu respectivo implante era radiografado sempre mantendo 15 cm. entre a ampola do aparelho de raio X e a película radiográfica.

QUADRO 2

NÚMERO DE ANIMAIS POR PERÍODO						
Períodos	3	7	14	21	28	42
Número de animais	4	4	3	3	3	4

#### 4.1 PREPARO HISTOLÓGICO

Após ficar por pelo menos 24 hs. em Formol Salino a 10%, o fêmur era cuidadosamente aparado, removendo-se as estruturas musculares mais grosseiras e seccionando-se o segmento que continha o implante. Este fragmento era então recolocado em Formol Salino por mais 24 hs., para uma melhor fixação.

Na sequência, o fixador era trocado por um descalcificador apresentando os seguintes componentes:

- Ácido Fórmico à 50%;
- Citrato de Sódio à 20%.

O descalcificador era preparado de maneira que seus componentes eram adicionados à uma proveta em partes iguais e então colocados no recipiente onde estava o tecido ósseo a ser descalcificado. O descalcificador era renovado a cada 3 (três) dias, e este processo foi realizado por um total de 4 (quatro) semanas.

Sempre após a sexta troca do descalcificador, ou seja,

com 18 (dezoito) dias de iniciado o processo de descalcificação, o implante era separado do tecido ósseo através de cuidadosa incisão com uma gilete no sentido do longo eixo do implante, e portanto, transversal ao longo eixo do fêmur do coelho, resultando então duas partes iguais de tecido ósseo. Ao final do período de quatro semanas, o osso já fixado e descalcificado era desidratado em Álcool, diafanizado em Xilol, incluído em Parafina e seccionado em série, com 5  $\mu\text{m}$  de espessura.

As secções eram então processadas pelas técnicas de rotina, coradas pela H.E., pelo Tricrômico de Gomori e observadas ao Microscópio Óptico comum e de Polarização. Espécimes adicionais de osso normal, sem implante, foram preparados por desgaste, sem descalcificação prévia, com uma espessura de aproximadamente 50 a 80  $\mu\text{m}$ , para sua observação em luz polarizada.

---

RESULTADOS

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Morfologia do Fêmur de Coelho sem Implante:

Sob uma avaliação macroscópica, a área escolhida para a colocação do implante foi a diáfise, ou a região média do fêmur que em um corte transversal apresenta uma forma arredondada com um diâmetro de aproximadamente 7 mm (fig. 1A).

Esta secção transversal mostra uma cortical externa de aproximadamente 1.5 mm de espessura e uma cavidade medular de mais ou menos 5 mm de diâmetro (fig. 1B).

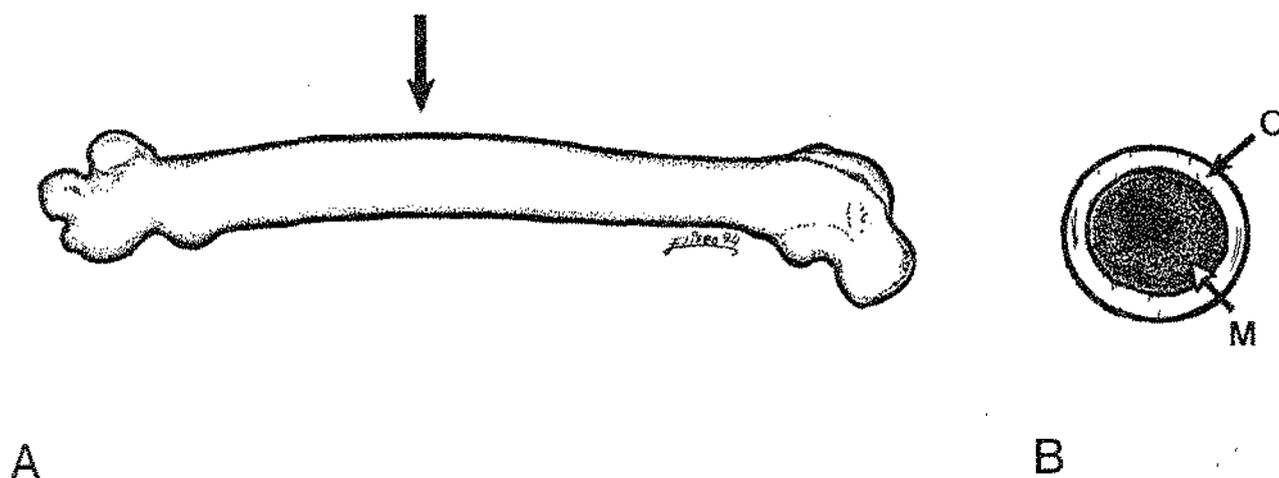


fig. 1: A: Morfologia do fêmur de Coelho, com a indicação da área escolhida para a colocação do Implante;

B: Corte transversal do fêmur, mostrando Cortical Óssea (C) e a Cavidade Medular (M).

Microscópicamente a secção do fémur do coelho mostra sua superfície externa (cortical) constituída por osso compacto e maduro, formado por lamelas circunferenciais externas, lamelas circunferenciais internas e por uma parte intermediária com lamelas concêntricas ao redor de vasos (Sistemas de Havers), correspondendo à aproximadamente três quintos da espessura total desta cortical. Esta cortical contém também células (osteócitos) que se alojam em lacunas na matriz calcificada e se comunicam entre si e com a superfície da cortical (periósteeo e endósteeo) por meio de prolongamentos citoplasmáticos contidos no interior de canalículos (fig. 2 A e B).

A cavidade medular é preenchida por medula óssea vermelha contendo um delicado estroma de tecido conjuntivo frouxo com poucas fibras, uma população de células sanguíneas em diferentes estágios de diferenciação e um significativo número de vasos de variados calibres, particularmente de amplos espaços sinusóides revestidos por células endoteliais.

Em resumo, a cavidade medular aparece preenchida por um tecido mielóide, constituído por células reticulares fibroblásticas, macrófagos, células endoteliais e significativo número de adipócitos, conhecida por sua propriedade em armazenar lípideos (fig. 3).

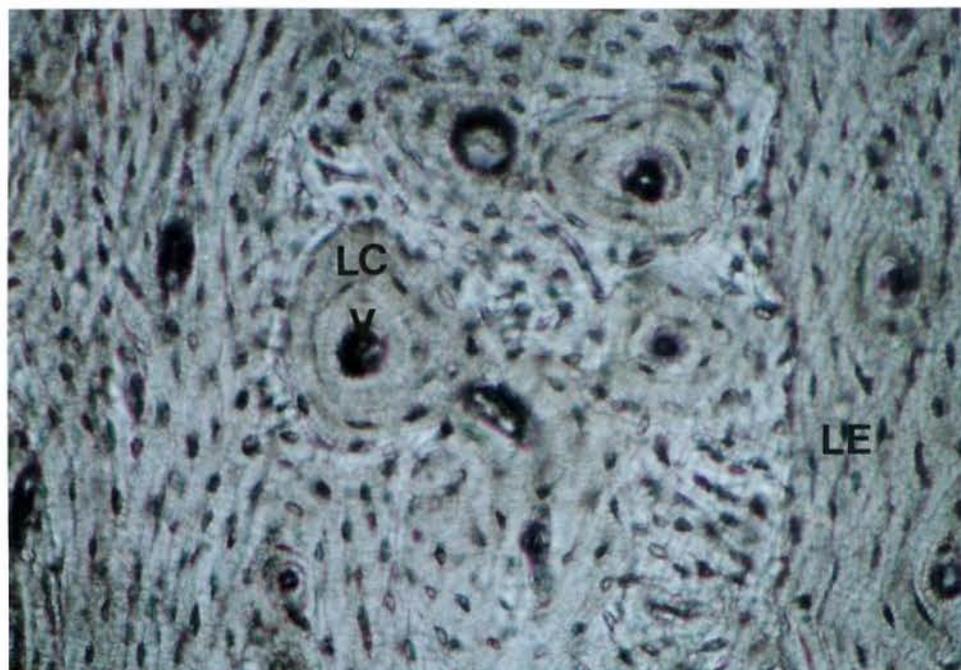


fig. 2A: Secção por desgaste, ilustrando a Morfologia da Cortical Óssea: Lamelas Circunferenciais externas (LE), Lamelas Concêntricas (LC), que ao redor dos vasos (V) formam os Sistemas de Havers.

Polarização - A. O.: 63x

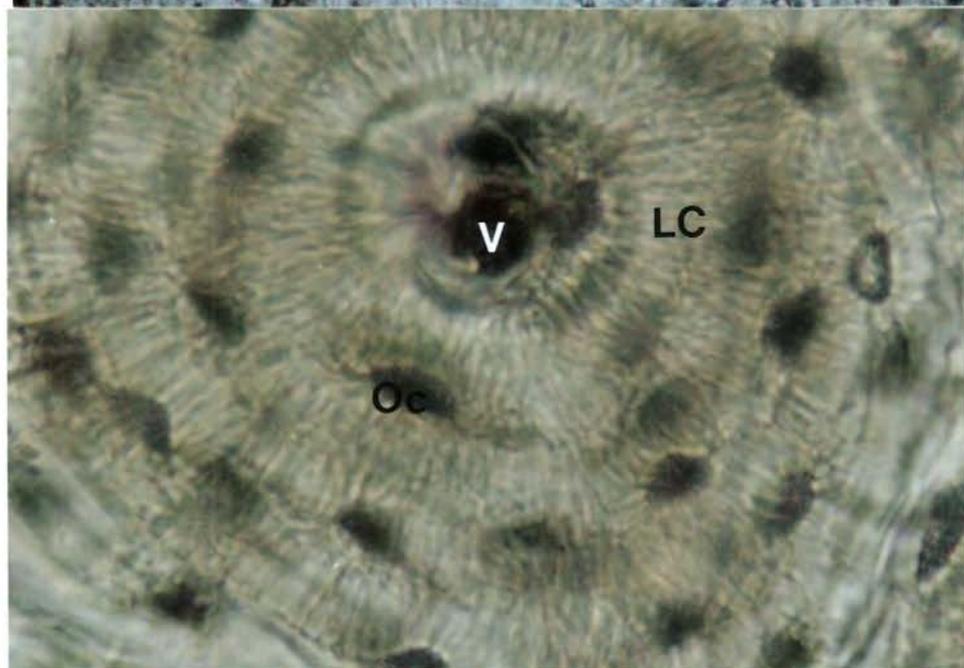


fig. 2B: Maior aumento de um Sistema de Havers: Vaso no centro (V) e lamelas concêntricas ao redor (LC). Observa-se osteócitos (Oc) e seus prolongamentos.

Polarização - A. O.: 160x

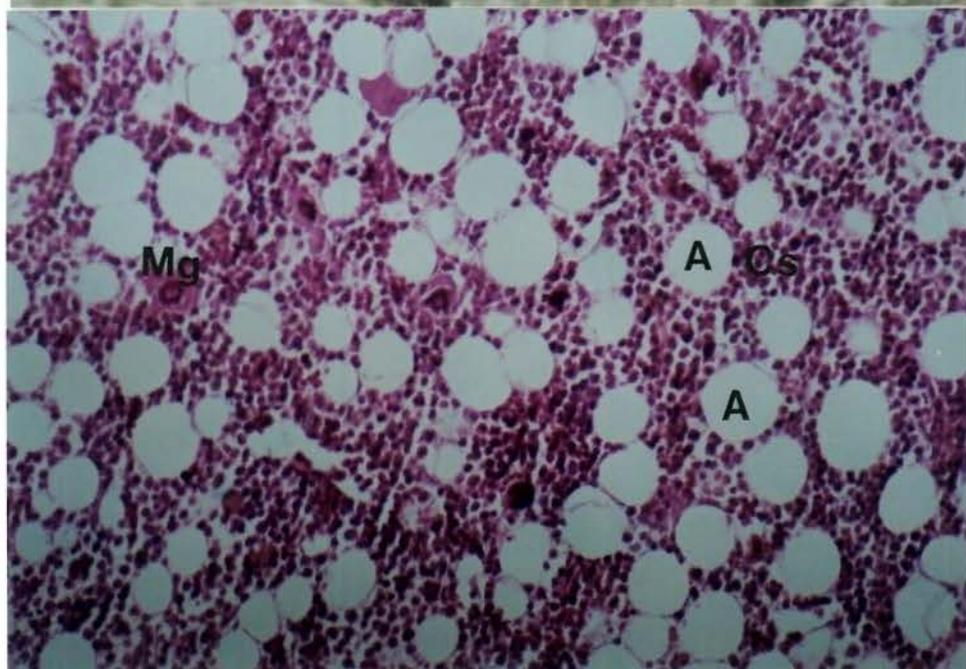


fig. 3: Aspecto microscópico da Medula Óssea do coelho, ilustrando algumas de suas características: Adipócitos (A), céls. Sanguíneas (Cs) dentre estas observa-se Megacariócitos (Mg).

H & E A. O.: 63x

Revestindo externamente a cortical, existe o periosteio, que é uma membrana de tecido conjuntivo caracterizado por duas partes: uma mais interna ricamente celularizada em contato com a superfície mineralizada e uma mais externa, fibrosa e irregular (fig. 4). Internamente a cortical é revestida pelo endosteio, que consiste apenas em uma camada de células osteogênicas achatadas, sem um componente fibroso (fig. 5).

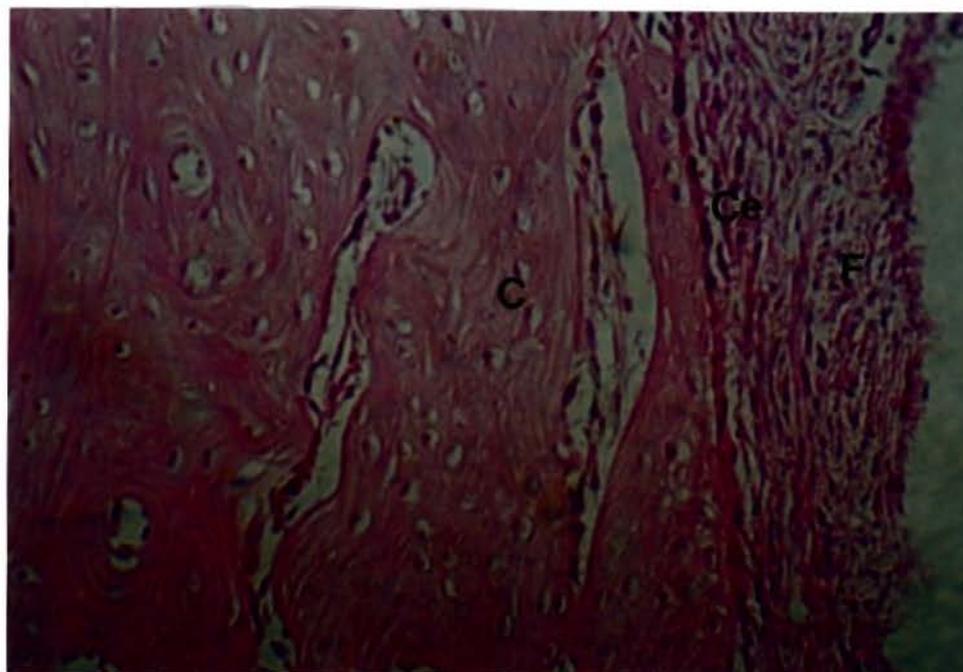


fig. 4: Aspecto Microscópico do Periosteio localizado sobre a Cortical Óssea (C). Este é constituído por uma parte fibrosa localizada mais externamente (F) e, por uma parte celular que permanece em contato com a Cortical (Ce).

H & E

A. O.: 63x

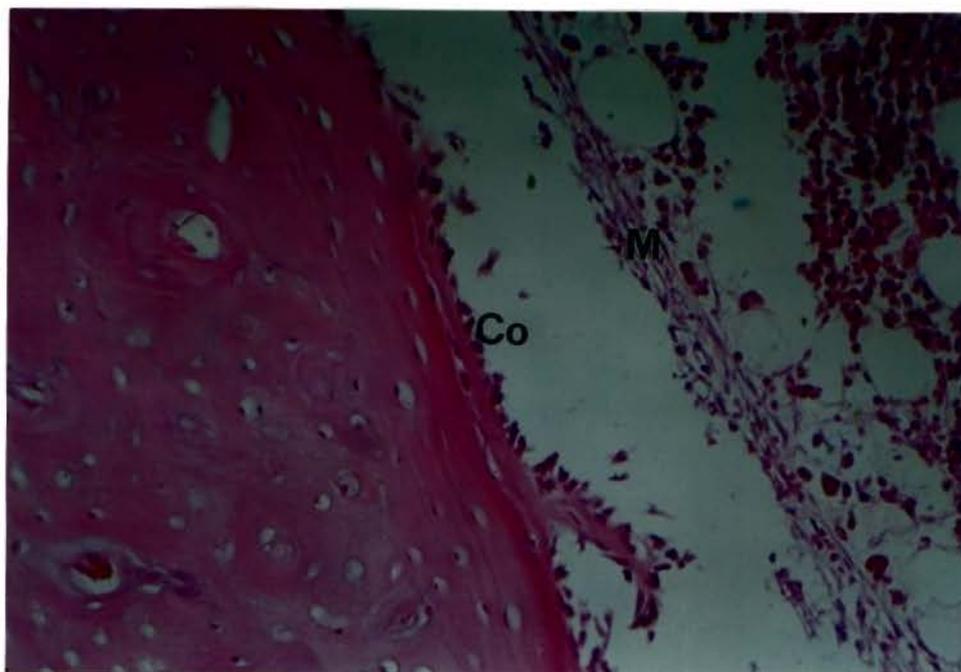


fig. 5: Endóstio - composto apenas por uma camada de céls. osteogênicas (Co). Medula Óssea (M) sofreu contração, provavelmente como consequência da preparação histológica. H & E A. O.: 63x

## 5.2 Sequência da Reparação do Tecido Ósseo após a Colocação do Implante:

### \* Animal sacrificado 3 dias após a colocação do Implante:

Neste período de tempo, os seguintes detalhes podem ser observados:

As margens do leito onde foi colocado o implante apresentam, na cortical, um aspecto ondulado, correspondendo às roscas do implante. A superfície destas margens apresentam evidências de necrose, representada por lacunas acelulares, desorganização da matriz intercelular, espaços de Havers vazios ou preenchidos por coágulos (trombos),

sugerindo uma possível alteração a nível de vasos corticais (fig. 6).

O perióstio próximo a estas margens mostra uma discreta alteração inflamatória, caracterizada pela dissociação das fibras e edema, pequenas áreas focais de hemorragias e infiltração de células inflamatórias (principalmente mononucleares) e fragmentos ósseos deslocados provavelmente durante a fase cirúrgica (fig. 7).

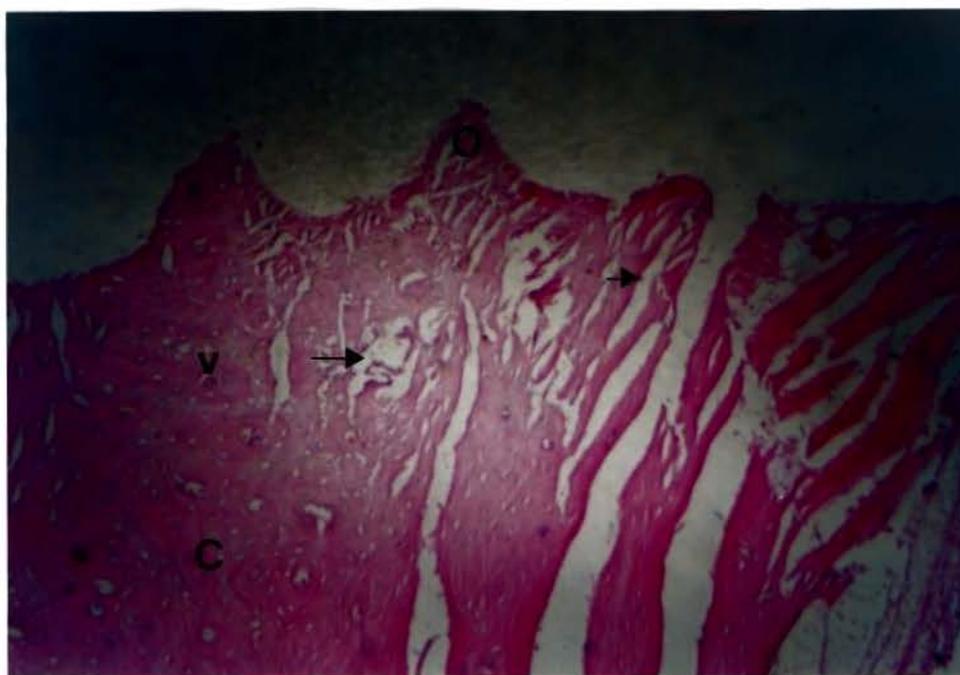


fig. 6: Cortical Óssea (C) em contato com o Implante, grupo de 9 dias, mostrando aspecto ondulado (O), Lacunas Acelulares e Desorganização da Matriz (setas) e, coágulos no Interior dos Vasos (V). H & E A. O.: 25x

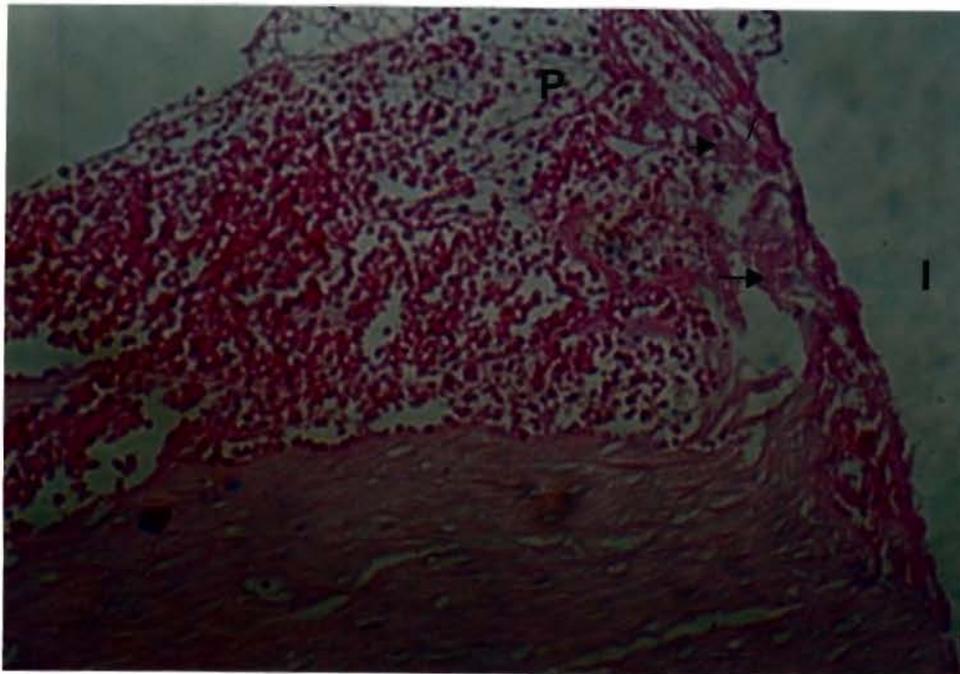


fig. 7: Perióstio (P) próximo ao leito da colocação do Implante (I) mostrando-se alterado. Observa-se céls. inflamatórias, hemorragia e fragmentos ósseos deslocados (setas) - 3 dias.  
H & E A. O.: 63x

Na região de transição da cortical para a medula óssea, na área do leito ósseo observa-se, a este tempo, um certo grau de organização estrutural. O tecido mielóide juntamente com o endóstio desta região evidenciam atividade de proliferação e diferenciação, demonstrada pelo grande número de fibroblastos, células mesenquimais indiferenciadas, angioblastos, células mononucleares (macrófagos) e algumas áreas focais de hemorragia recente (fig 8).

Em toda área de contato da medula com o implante, o que se observa é uma adaptação mecânica do tecido mielóide às reentrâncias (roscas) da superfície do implante (fig. 9).

Neste período (3 dias), já se fazem notar, próximo a superfície do titânio, sinais de diferenciação celular, mais pronunciadamente na interface medula/base do implante (fig.10).

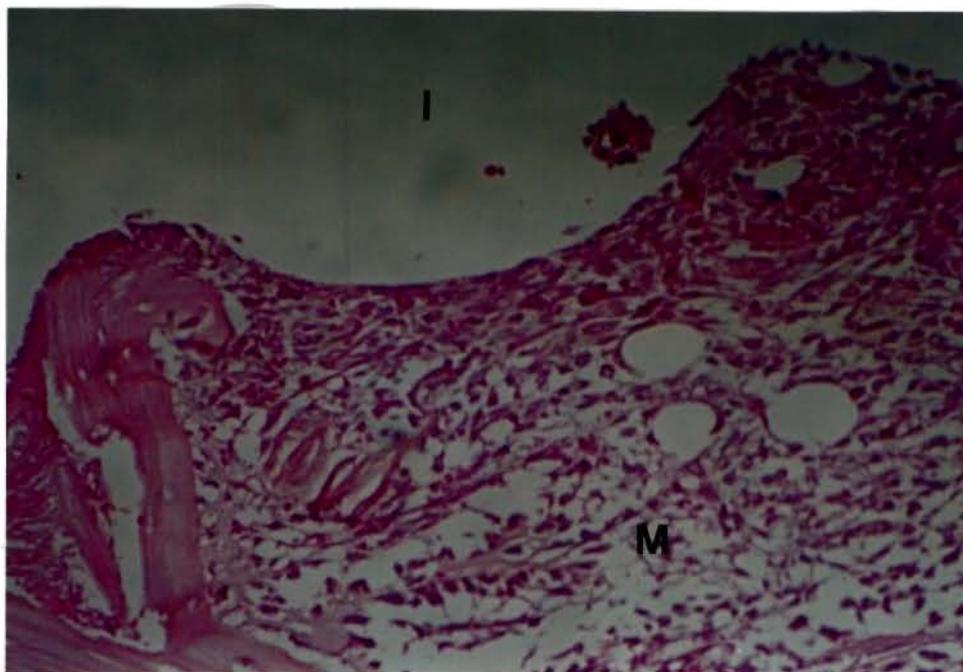


fig. 8: Área Medular (M) que em contato com o Implante (I) apresenta-se bem organizada e composta por fibras, céls. mesenquimais, fibroblastos e céls. mononucleares (3 dias).  
H & E A. O.: 63x

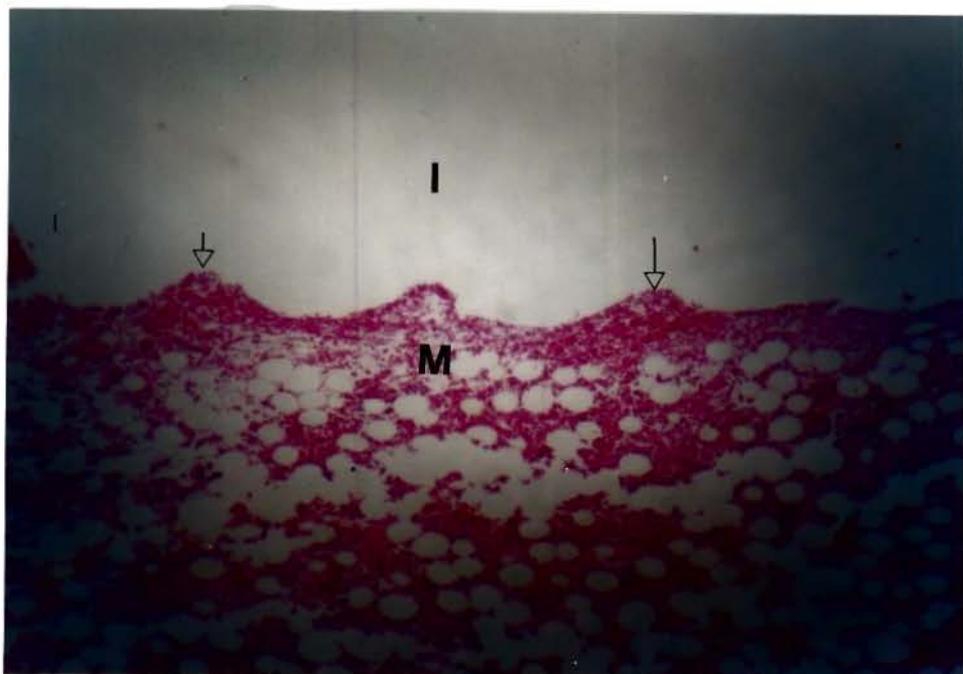


fig. 9: Medula Óssea (M) em contato com o Implante (I) evidenciando seu aspecto ondulado (setas) devido a sua adaptação às riscas do Implante (3 dias).  
H & E A. O.: 25x

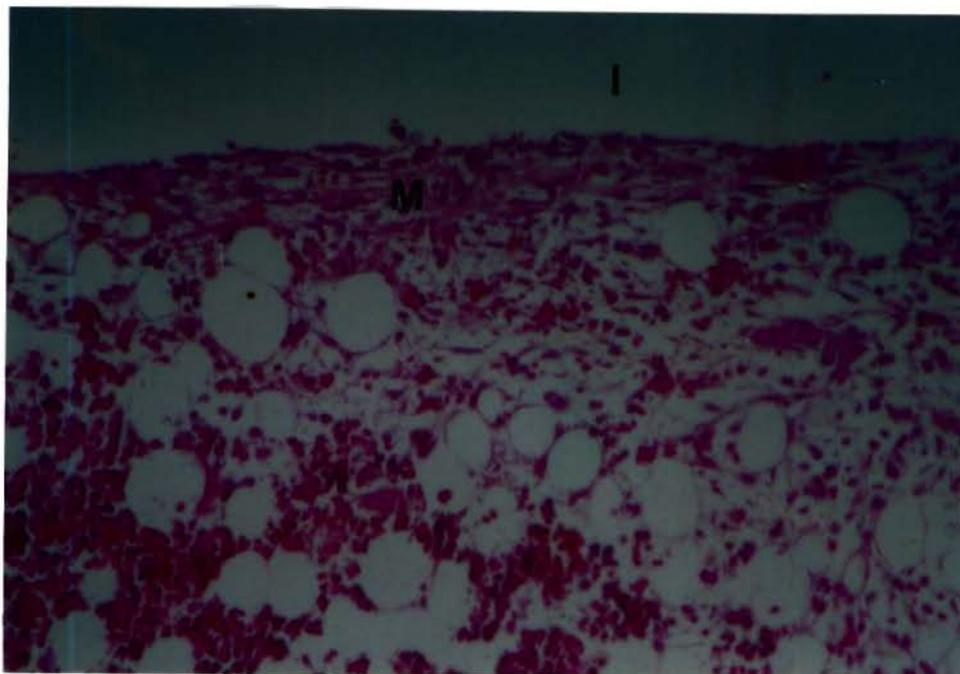


fig.10: Contato da Medula Óssea (M) com a base do Implante (I), onde esta se apresenta bastante organizada quando comparada com as regiões mais distantes em relação ao Implante (3 dias).

H & E A. O.: 63x

Na área da abertura do leito ósseo, próximo ao endóstio, também são observáveis células mesenquimais fusiformes, uma delicada rede de fibras e a presença de mononucleares.

Alguns espécimes já mostram tanto na superfície endosteal próximo a abertura do leito como na área interna da cortical oposta ao orifício, diferenciação de osteoblastos e formação de trabéculas ósseas imaturas (osteóide), promovendo o espessamento desta cortical (figs. 11 e 12).

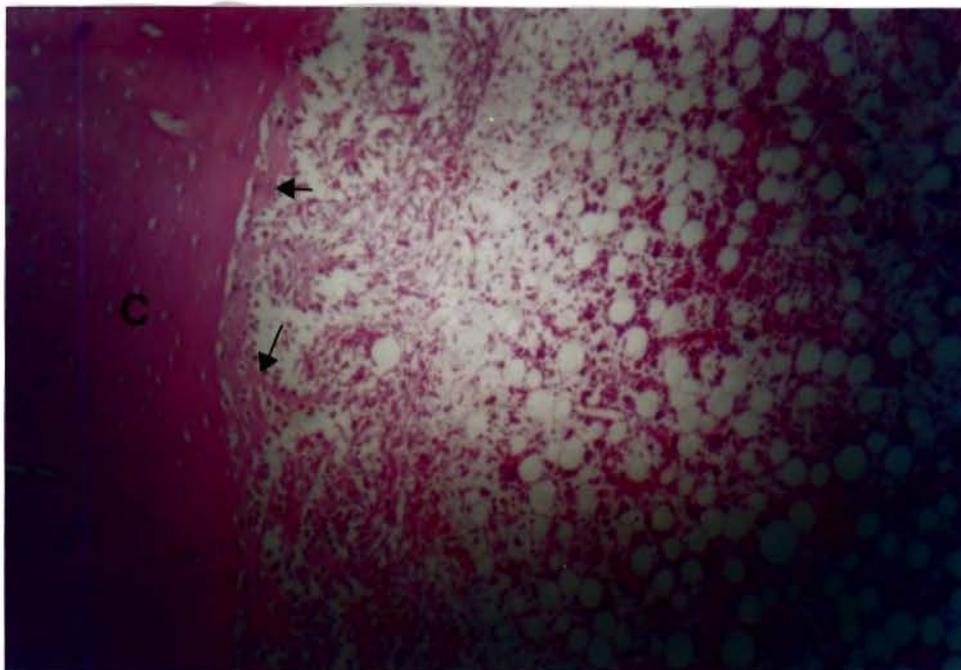


fig. 11: Endósteo da Cortical (C) oposta ao orifício do Implante, que se apresenta proliferando e promovendo néo-formação óssea, surgindo as trabéculas ósseas (seta) - 3 dias.

H & E A. O. : 25x

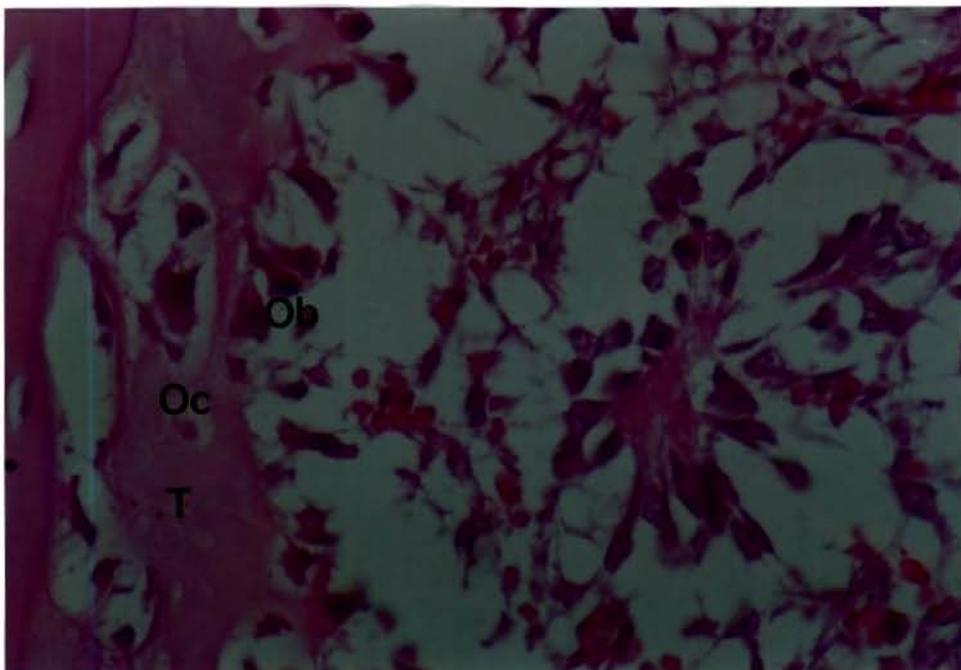


fig. 12: Um maior aumento da região anterior (fig. 11), mostrando as tabéculas ósseas (T), que já apresentam Osteócitos (Oc) no seu interior e Osteoblastos (Ob) ao seu redor (3 dias).

H & E A. O. : 160x

Outros espécimes onde, o tecido que preenchia o canal na porção terminal do implante (fig. 13) fora preservado, observa-se uma área hemorrágica com um infiltrado inflamatório (fig 14).

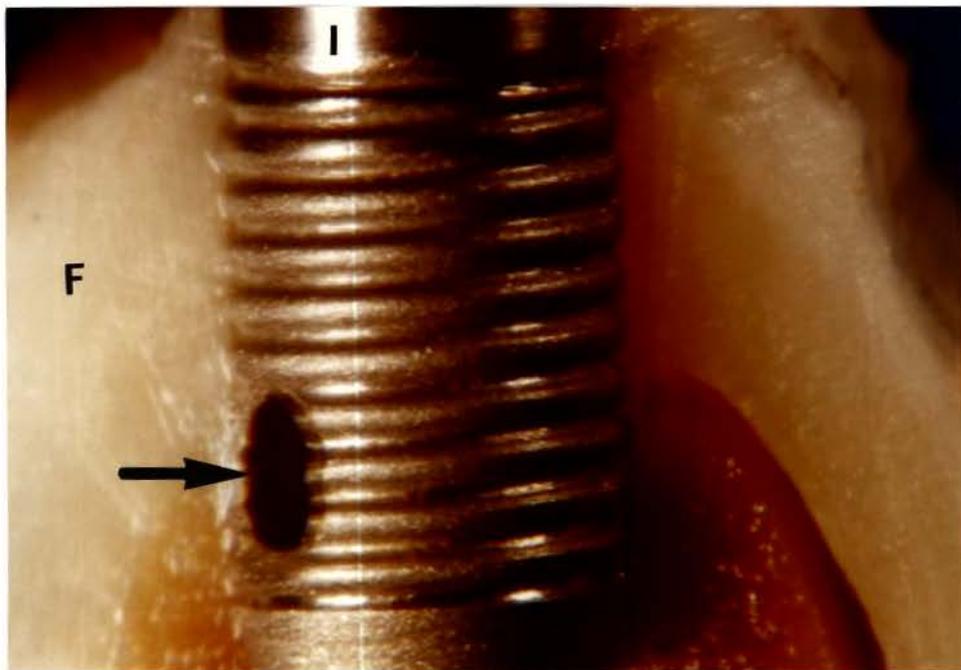


fig. 13: Detalhe do Implante (I) colocado no Fêmur (F), mostrando o canal ou orifício (seta) existente no seu terço terminal.

A: 20x

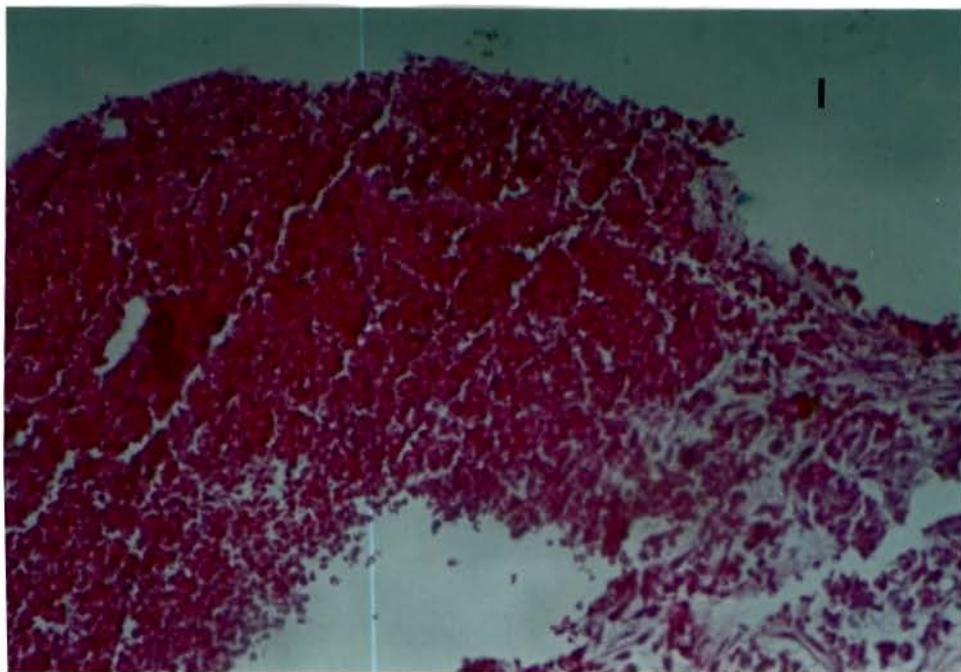


fig. 14: Tecido que preenche o canal do Implante (I), 3 dias após a sua colocação, mostrando-se hemorrágico e inflamado.

H & E A. O. : 63x

**\* Animal sacrificado 7 dias após a colocação do Implante:**

A face interna da cortical óssea na entrada do leito, ou seja, aquela em contato com o implante, pode ser dividida em duas partes: uma mais interna e que se estende até o endóstio e uma mais externa que tem o perióstio como limite.

Esta última é caracterizada por sinais de necrose e aspecto de "fratura em galho", enquanto junto ao perióstio alterado observa-se fragmentos ósseos deslocados, coágulos sanguíneos interpostos e a presença de osteoclastos. Ainda no perióstio desta região destaca-se uma proliferação de células mesenquimais (fibroblastos) e uma infiltração de mononucleares (principalmente macrófagos), que algumas vezes são observados próximos aos fragmentos ósseos (fig. 15).

Na porção mais interna, próxima ao endóstio, nota-se uma néo-formação óssea, com trabéculas de osso imaturo, contendo osteócitos e recobertos por uma camada contínua de osteoblastos bem diferenciados (fig. 16).

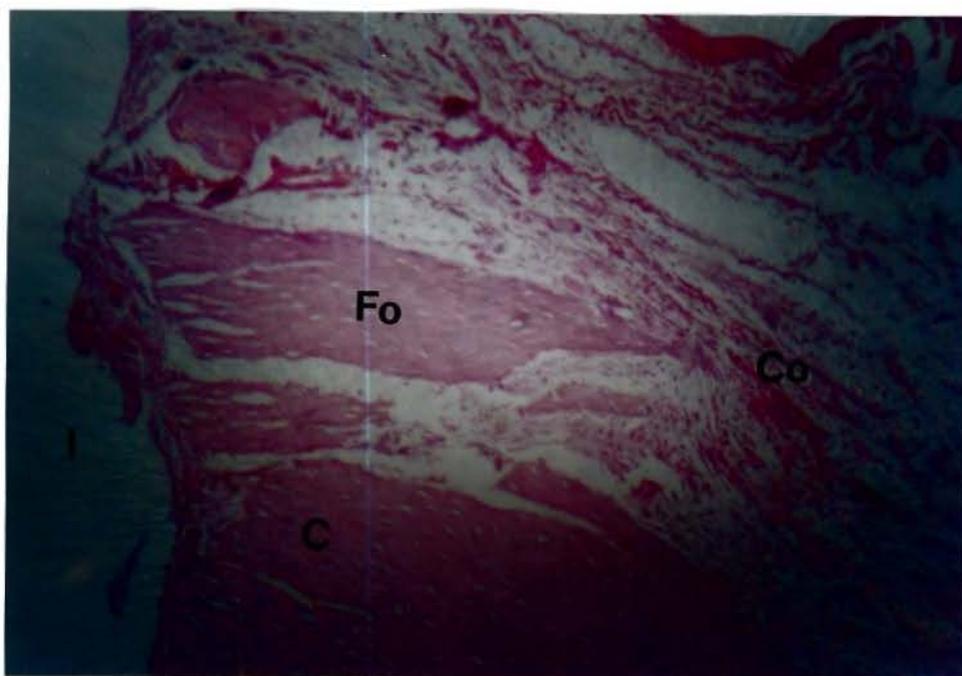


fig. 15: Parte mais externa da Cortical (C) em contato com o Implante (I) ilustrando fratura em galho, fragmentos Ósseos no perióstio (Fo), coágulos (Co) e fibras - 7 dias.  
H & E A. O.: 25x

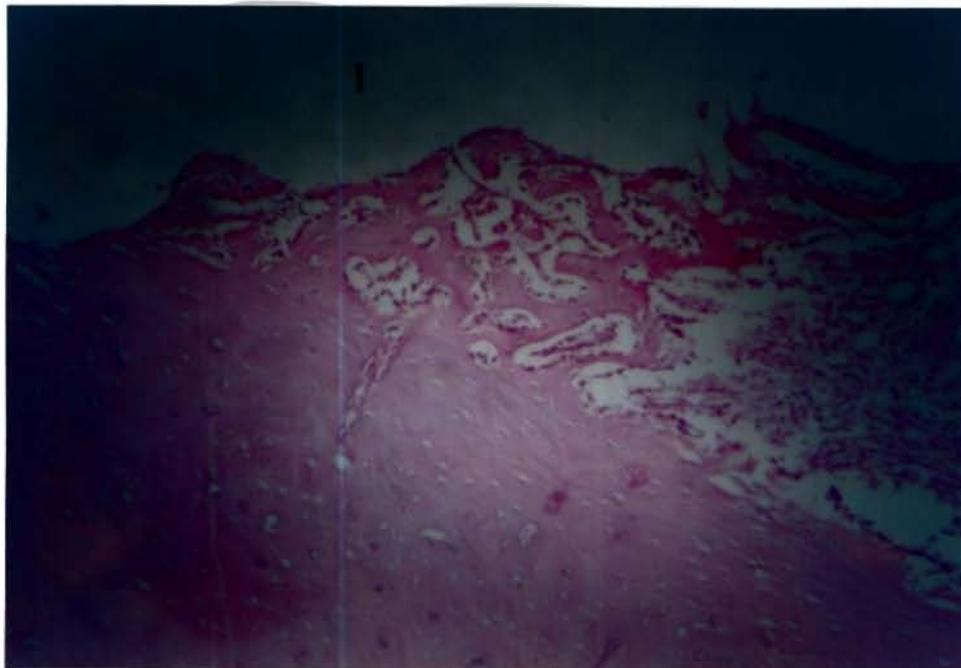


fig. 16: Região endosteal próxima ao Implante (I) caracterizada por neo-formação óssea o que determina trabéculas ósseas com Osteócitos no seu interior e Osteoblastos circundando-as (7 dias).  
H & E A. O.: 25x

A porção medular que permaneceu em contato com o implante mostra-se com um aspecto mais organizado, caracterizado pela presença de uma maior organização das fibras colágenas, infiltradas por um vasto número de fibroblastos e macrófagos (fig.17).

Na região do terço final do implante, onde este apresenta um canal, ocorre o preenchimento deste canal por um tecido conjuntivo fibroso rico em fibroblastos, macrófagos e angioblastos. Alguns diminutos fragmentos ósseos, deslocados durante a trepanação óssea, podem ser vistos envolvidos pelo tecido conjuntivo proliferativo (fig 18). Na superfície desses fragmentos ósseos aparecem alguns osteoclastos.

A região medular de não contato com o implante, guarda características de normalidade.

Em alguns animais, onde provavelmente a trepanação óssea fora menos traumática, o perióstio próximo a abertura do leito já mostra, a este tempo (7 dias), uma proliferação e diferenciação celular e, aposição de osso néo-formado sobre

o remanescente osso necrótico (fig. 19).

Da mesma forma, na face interna da cortical oposta ao orifício, observa-se, semelhante ao período anterior, uma proliferação e diferenciação celular e, resultante néo-formação óssea (fig. 20).

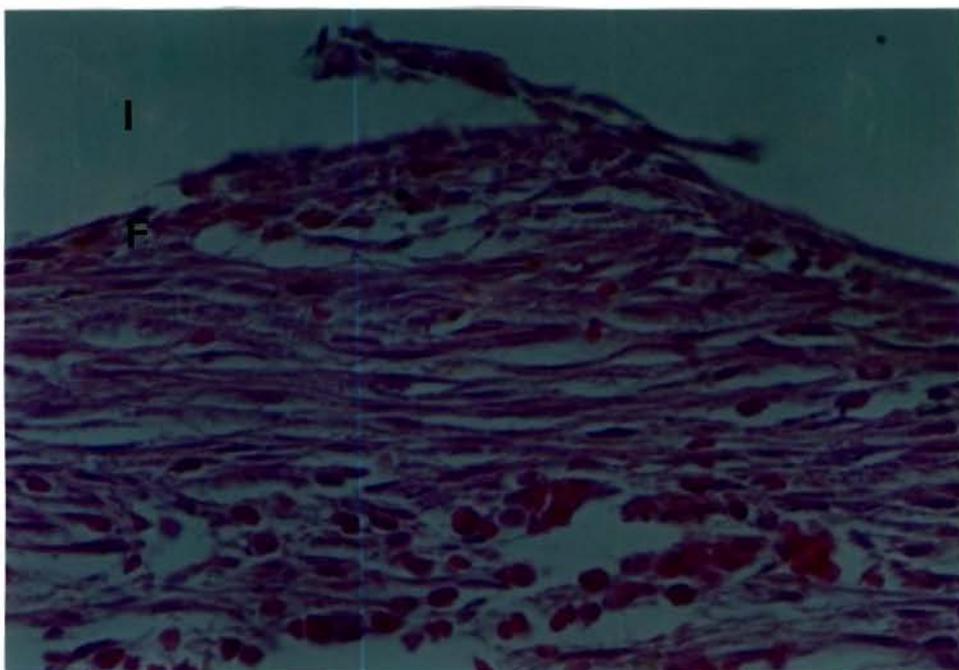


fig. 17: Aspecto organizado da Medula (F) Óssea em contato com o Implante (I) - 7 dias.  
H & E A. O.: 160x

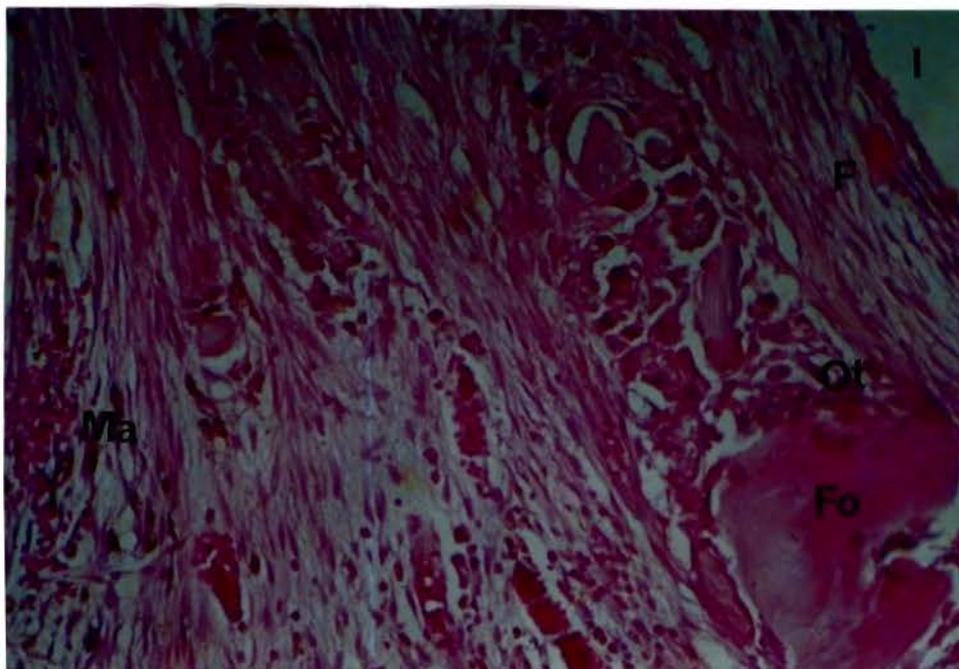


fig. 18: Tecido que preenche o canal do Implante, mostrando aspecto organizado das fibras (F), fragmentos Ósseos (Fo) circundados por osteoclastos (Ot). Aqui macrófagos aparecem destacados por pigmentos de hemossiderina (Ma). -7 dias.  
H & E A. O.: 63x

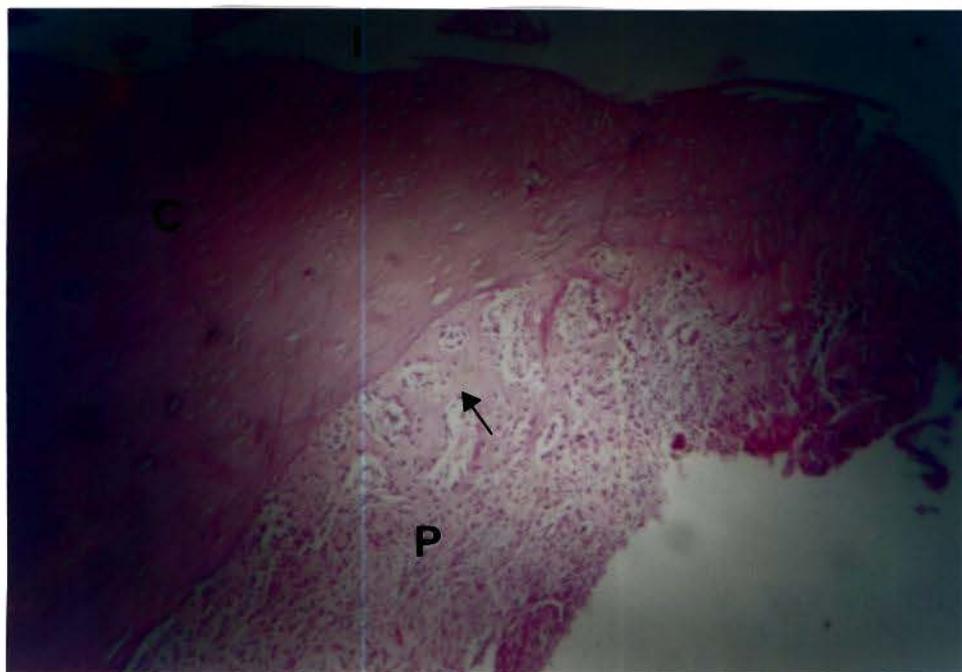


fig. 19: Néo-formação Óssea (seta) no Perióstio (P) da Cortical (C) em contato com o Implante (I), 7 dias após a colocação do Implante.  
H & E A. O. : 25x

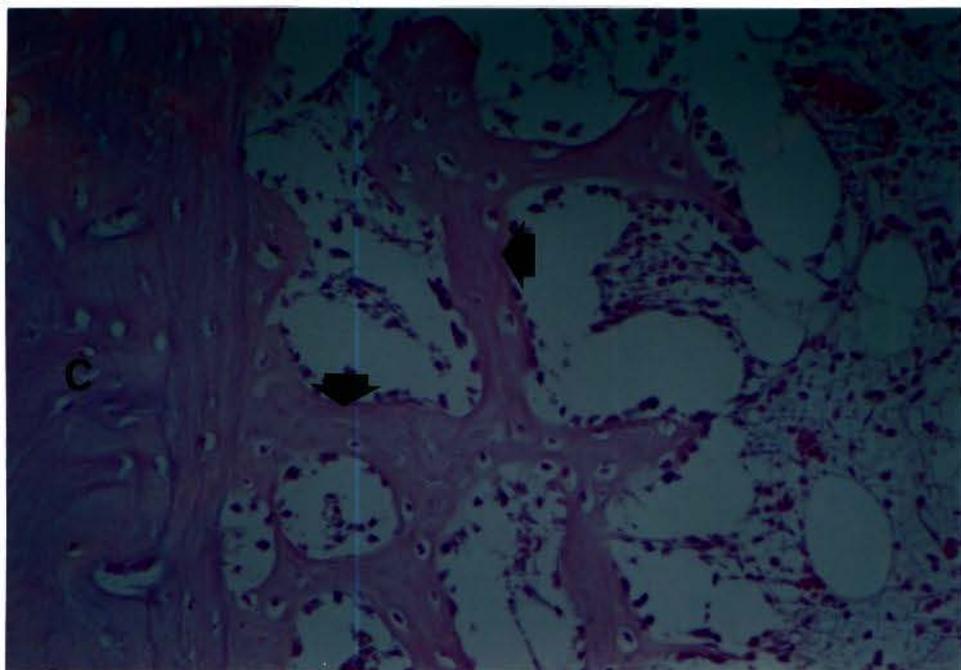


fig. 20: Neo-formação Óssea endosteal (seta) na Cortical (C) oposta ao Implante (7 dias após colocado o Implante).  
H & E A. O. : 100x

**\* Animal sacrificado 14 dias após a colocação do Implante:**

A este período, a parte média das superfícies corticais em contato com o implante continuam a exibir sinais de necrose, embora na superfície periosteal e na endosteal permaneça a evidência de néo-formação óssea restrita à esses limites.

Para alguns espécimes, tal néo-formação endosteal mostra-se bastante avançada, com aposição de osso néo-formado e consequente aumento da espessura da cortical em contato com o implante, com o osso néo-formado assumindo uma morfologia complementar às roscas do implante (fig. 21).

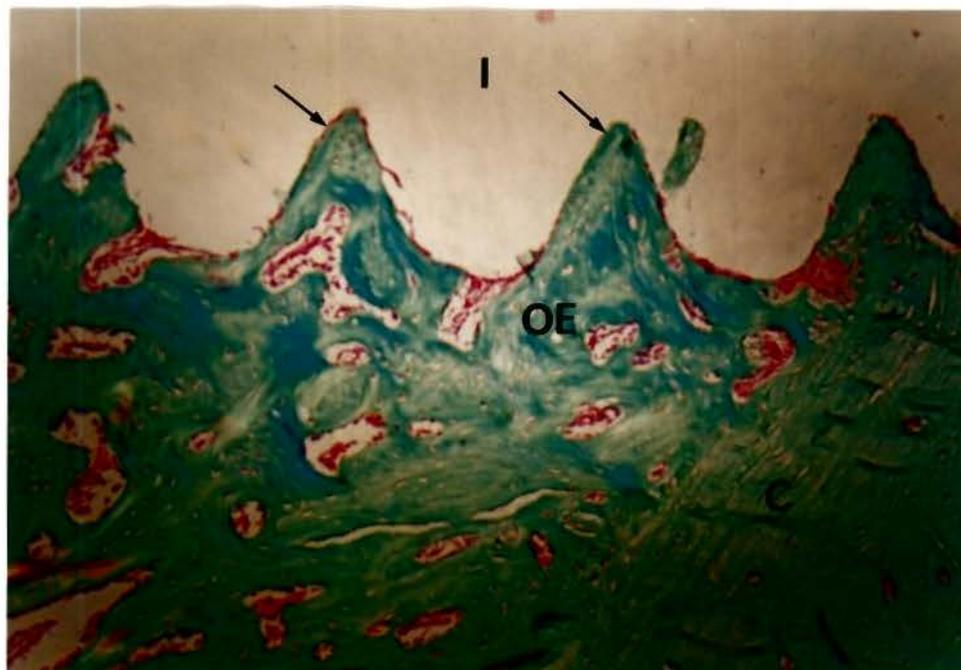


fig. 21: Osso Endosteal imaturo (OE) formado a partir da Cortical Remanescente (C). Aspecto Ondulado (setas) do tecido em decorrência da sua adaptação às roscas do Implante (I) - 14 dias. Tricrômico de Gomori A. O.: 25x

Em alguns espécimes também é possível observar uma atividade remodeladora na interface cortical-implante, com reabsorção parcial do osso necrótico da superfície da cortical, seguido pela aposição de osso néo-formado que assume a morfologia das roscas do implante (figs. 22 e 23).



fig. 22A: Cortical Óssea  
necrótica (C), em contato  
com o Implante (I),  
mostrando aposição de  
osso imaturo, oriundo do  
Endóstio e que adquire  
aspecto ondulado  
(setas) - 14 dias.  
H & E A. O.: 63x

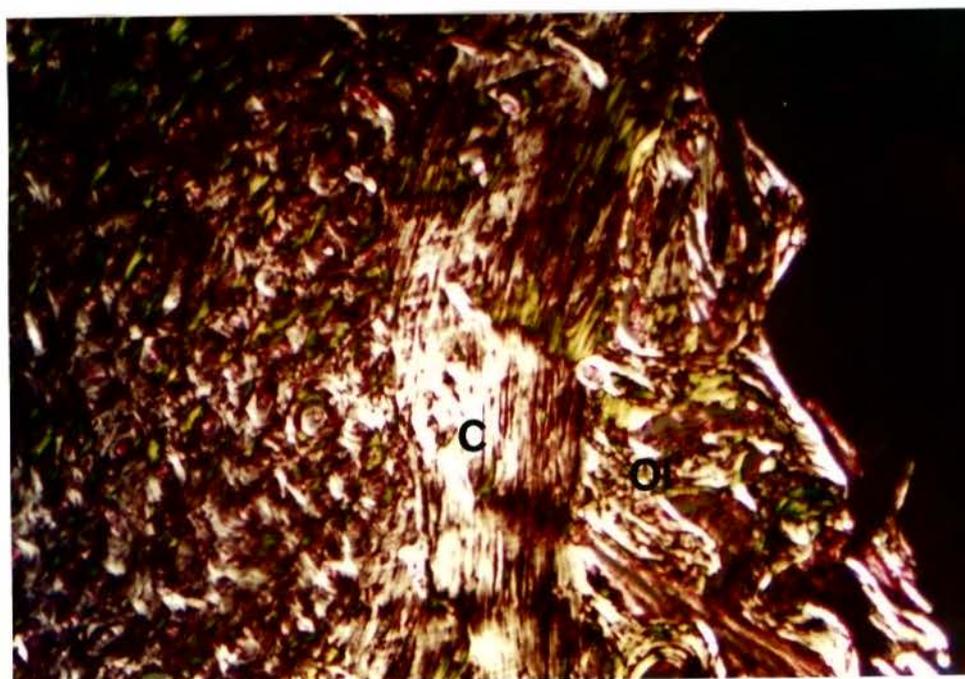


fig. 22B: Mesma área da  
fig. anterior, porém sob  
luz polarizada,  
ilustrando a diferente  
orientação e  
birrefringência das  
fibras da Cortical  
Remanescente (C) e do  
Osso Imaturo (OI), que  
apresenta um aspecto  
entrelaçado (14 dias).  
Polarização A. O.: 63x

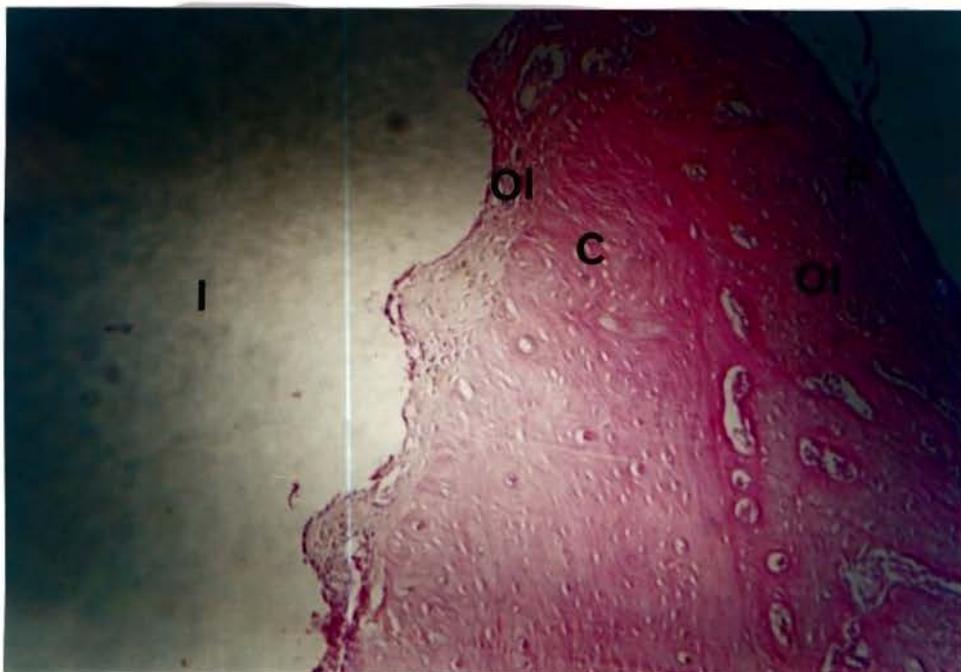


fig. 29A: Cortical  
Necrosada (C) sendo  
coberta por osso imaturo  
(OI) oriundo do Periosteio  
(P). Este novo osso  
assume uma morfologia  
determinada pelas roscas  
do implante (I) - 14  
dias.  
H & E A. O.: 25x

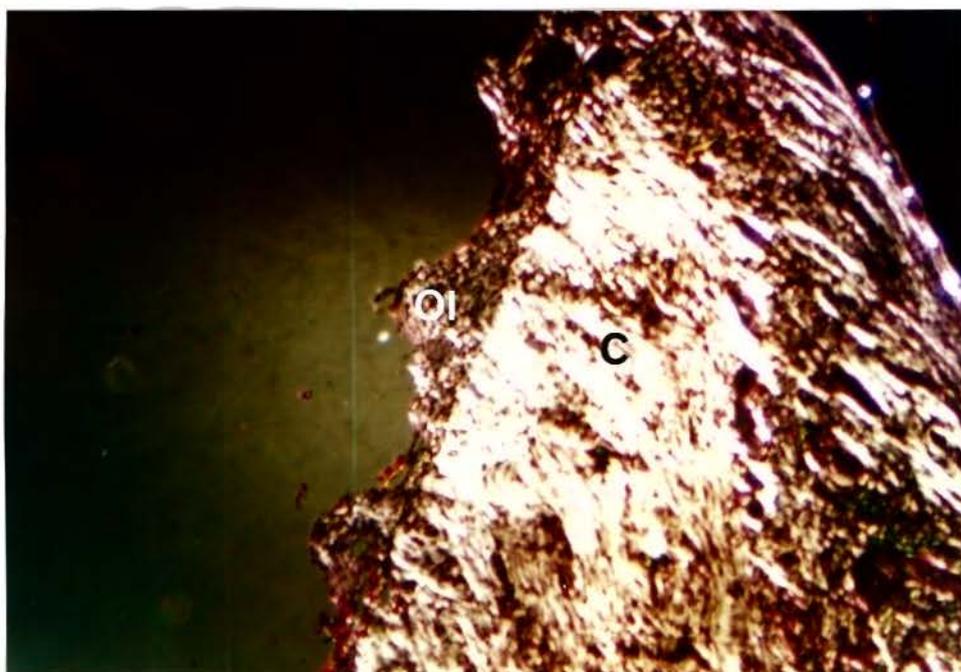


fig. 29B: Mesma área da  
fig. anterior, porém sob  
polarização, ilustrando no  
mínimo, diferente  
birrefringência entre a  
Cortical remanescente (C)  
e o Osso Imaturo (OI) -  
14 dias.  
Polarização A. O.: 25x

A superfície da medula em contato com o implante mostra variações entre os animais. Em alguns ocorreu uma intensa proliferação e diferenciação celular com néo-formação óssea, enquanto em outros se observa um tecido conjuntivo fibroso com um alto grau de organização que envolve quase toda a

extensão da superfície do implante (fibrosamento).

Na região inferior do implante, no seu orifício, em alguns espécimes observa-se a formação de tecido ósseo imaturo circundado por um tecido conjuntivo indiferenciado. Tais trabéculas mostram um grande número de osteócitos e osteoblastos, que atravessam de lado a lado tal orifício (fig. 24).



fig. 24: Detalhe do tecido que preenche o canal do Implante, 14 dias após colocado, onde se observa Trabéculas Ósseas (To), Osteócitos no interior das trabéculas, Osteoblastos circundando-as e Tecido Conjuntivo (Tc).  
Tric. de Gomori A. O.: 25x

Neste período (14 dias) o que se pode destacar é uma intensa proliferação e diferenciação celular que resulta em vasta néo-formação óssea, principalmente na região endosteal, aumentando a área de integração do osso à superfície do implante (fig.25)

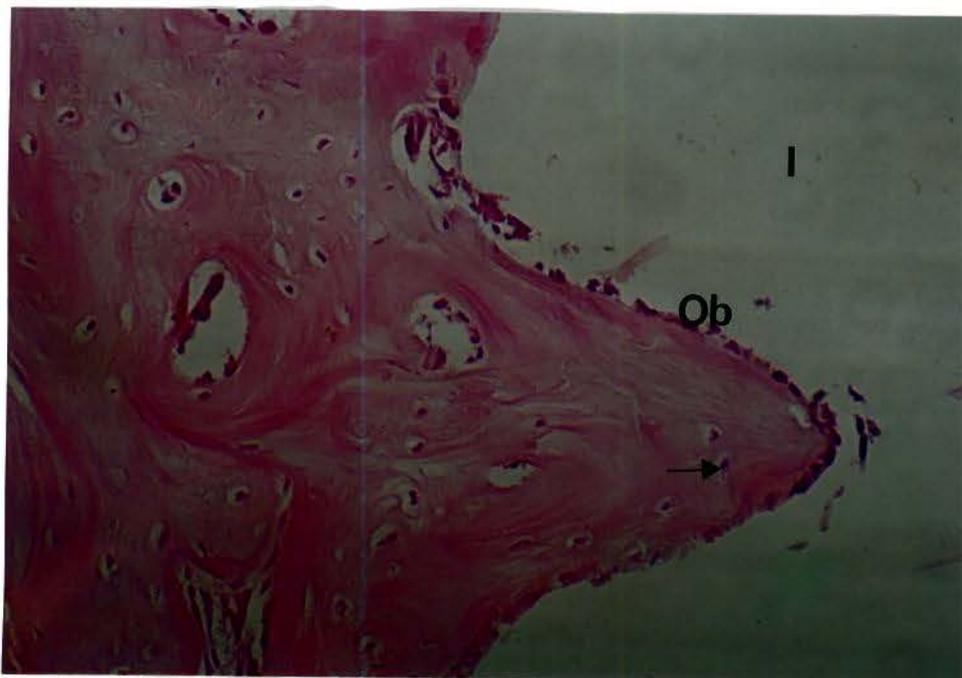


fig. 25: Tecido Ósseo oriundo do Endóstio da cortical em contato com o Implante (I), mostrando-se circundada por Osteoblastos (Ob), e a presença de Osteócitos (setas) nas regiões mais próximas ao Implante (14 dias).  
H & E A. O.: 160x

**\* Animal sacrificado 21 dias após a colocação do Implante:**

Ainda se pode observar uma proliferação e diferenciação celular a nível de perióstio e endóstio resultando em uma aposição de tecido ósseo néo-formado sobre a cortical pré-existente (figs 26 e 27).

Neste período, a região periosteal se encontra ativamente envolvida na atividade osteogênica, com significativo aumento da espessura da cortical óssea em contato com o implante (fig.26). A face da cortical voltada para a superfície do implante mostra em algumas regiões aposição de osso vital sobre aquele necrótico (fig. 26) e,

em outras, é possível observar uma atividade de remodelação, ou seja, a reabsorção do tecido necrosado para sua substituição por tecido ósseo imaturo e vital (fig. 27), resultando em uma interface óssea composta por tecido ósseo vital em quase toda sua extensão. Entretanto a porção mediana da cortical continua a apresentar parte da sua superfície com evidências de osso necrótico (fig. 27).



fig. 2α Região Periosteal (P) que se encontra em atividade osteogênica, acarretando o aumento na espessura da Cortical em contato com o Implante (I) e a aposição de Osso Imaturo (OI) sobre aquele necrótico (On) - 21 dias.

H & E A. O. : 25x

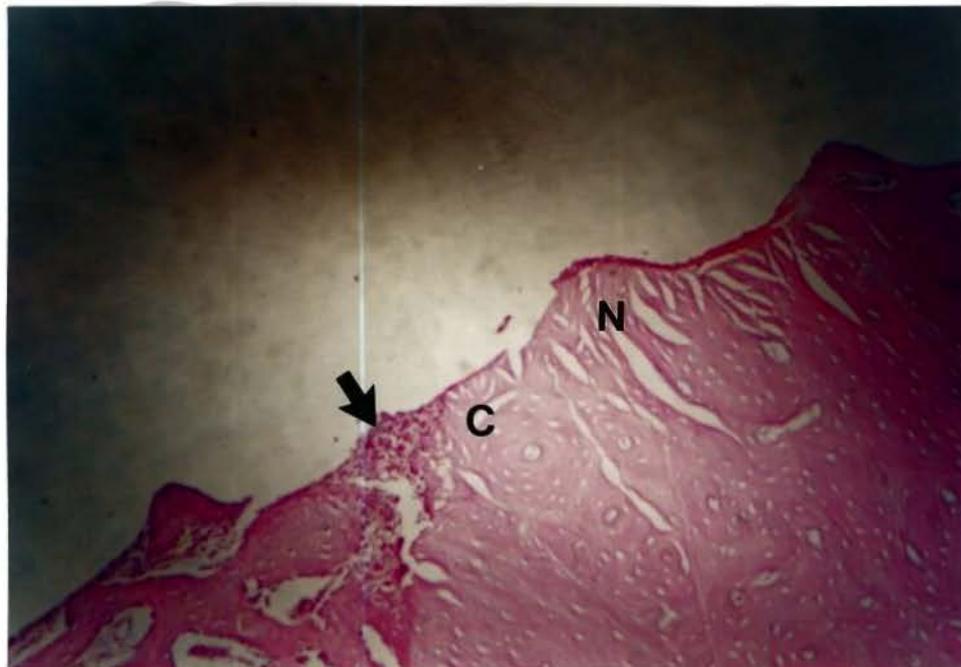


fig. 27: Atividade Remodeladora (seta) na Cortical Óssea Necrosada (C) para sua substituição por osso vital. Porção mediana da Cortical Óssea ainda apresenta evidências de necrose (N) - 21 dias.  
H & E A. O. : 25x

O tecido medular em contato com a superfície do implante apresenta um certo grau de fibrose alternando com áreas de formação óssea (fig. 28).

No orifício da porção terminal do implante, o tecido que o preenche mostra uma satisfatória formação de trabéculas de osso imaturo em meio à uma medula com as mesmas características daquela pré-existente.

Algumas destas trabéculas mostram, junto a sua superfície, macrófagos e osteoclastos, o que sugere uma remodelação funcional, com a reabsorção de parte de osso néo-formado (imaturo) e o preenchimento do espaço criado por tecido conjuntivo fibroso e em algumas áreas, formação de sistemas de Havers com formação de lamelas concêntricas (fig. 29).

Interessantemente, neste período, se observa uma diminuição da massa tecido ósseo imaturo e inicial maturação do tecido ósseo remanescente.

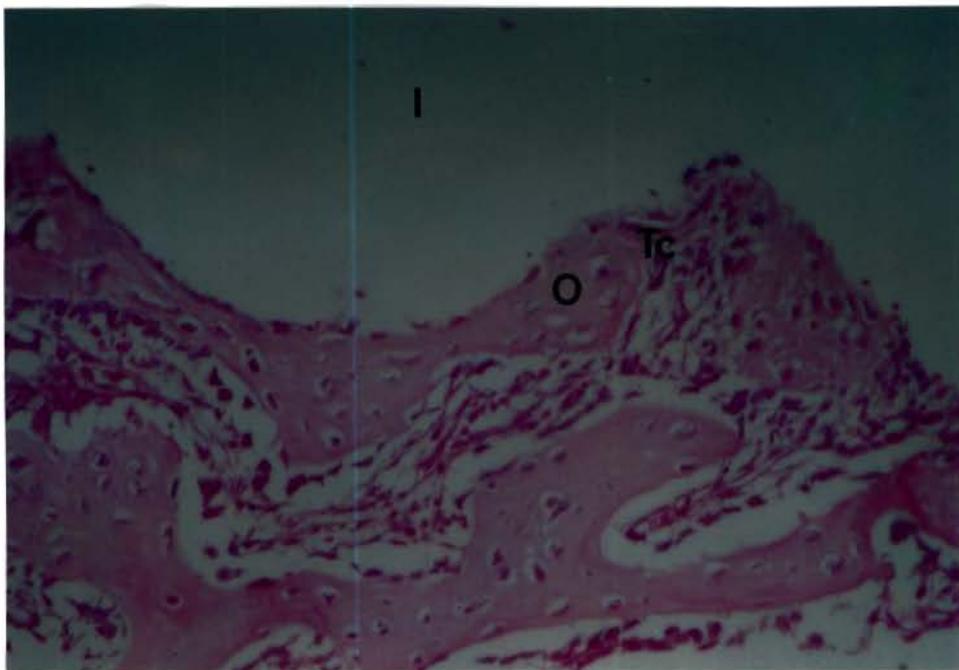


fig. 28: Aspecto microscópico da Medula em contato com o Implante (I), onde se observa áreas de osso (O) e áreas de tecido conjuntivo (Tc) em contato com o Implante (21 dias).

H & E A. O. : 63x

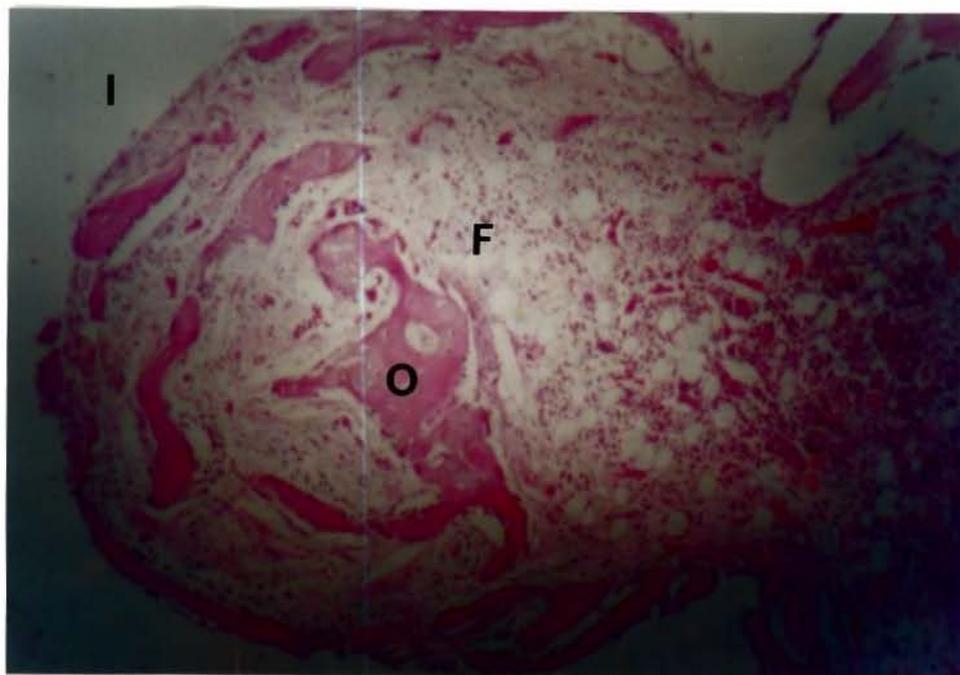


fig. 29: Tecido que preenche o canal do Implante (I) mostrando menor massa óssea, porém, um tecido mais maduro (O), circundado por um Tecido Conjuntivo Fibroso (F) - 21 dias.

H & E A. O. : 25x

**\* Animal sacrificado 28 dias após a colocação do Implante:**

Na superfície externa da cortical, na região do periósteeo, observa-se uma remodelação do "calo" ósseo formado na área de contato do periósteeo com a superfície do implante. Esta remodelação, que também ocorre na margem cortical em contato com o implante, é caracterizada por um significativo número de osteoclastos na região (figs. 30 e 33). Pode-se observar, a este período, tanto uma reabsorção frontal, como uma reabsorção solapante ("undermining").

Na superfície da cortical em contato com o implante, neste período, ainda se pode observar a aposição de tecido ósseo imaturo (proveniente do endósteeo e periósteeo) sobre o remanescente osso necrótico (figs 31 e 32). Aproximadamente 3/4 de toda a superfície cortical em contato com o implante mostra tal processo de aposição óssea sobre o osso que fora lesado e injuriado durante o ato de preparação do leito do implante, enquanto o restante 1/4 permanece com sinais de necrose óssea (figs 31 e 32).

Na superfície da medula em contato com o implante, persiste a alternância de uma "fibrose" (condensação das fibras colágenas) e de algumas trabéculas ósseas.

O tecido ósseo que se formou na região endosteal apresenta-se num estágio de maturação mais avançado do que aquele do periósteeo. Esta diferença pode ser identificada pela presença de sistemas de Havers (osteons primários) já devidamente estruturados no osso oriundo do endósteeo, enquanto no osso periosteal, como citado anteriormente,

encontra-se uma atividade remodeladora caracterizada pela presença de osteoclastos (figs. 31 e 32).

No orifício da região inferior do implante, o tecido ali formado apresenta as mesmas características das observadas no período anterior (21 dias), ou seja, uma superfície externa formada por tecido ósseo em contato com o metal e, um "core" interno de tecido conjuntivo fibroso com algumas poucas trabéculas ósseas.

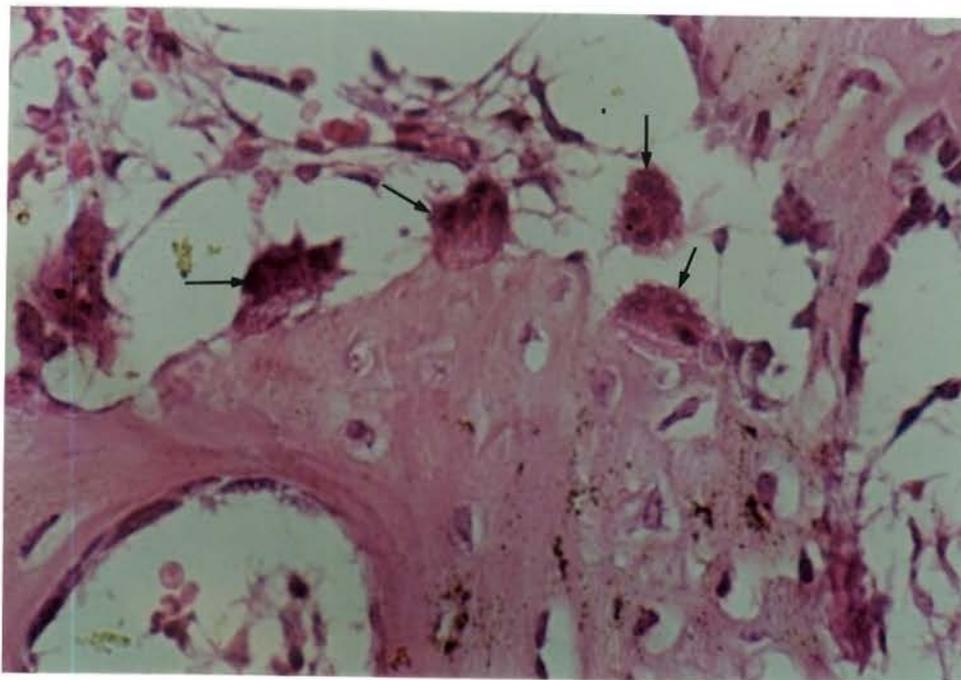


fig. 30: Aspecto microscópico ilustrando  
Osteoclastos (setas) remodelando as  
Ósseas na região Periosteal (28 dias).  
H & E A. O. : 160x

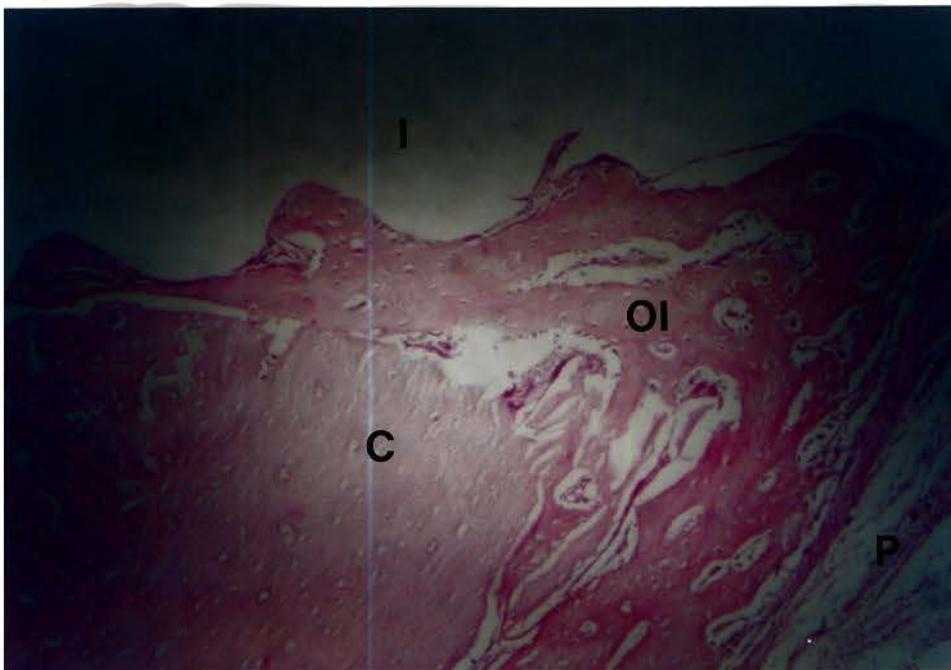


fig. 31: Tecido Ósseo Imaturo (OI) oriundo do PeriÓstio (P) que busca recobrir a Cortical Óssea Necrosada (C) em contato com o Implante (I) - 28 dias.

H & E A. O. : 25x

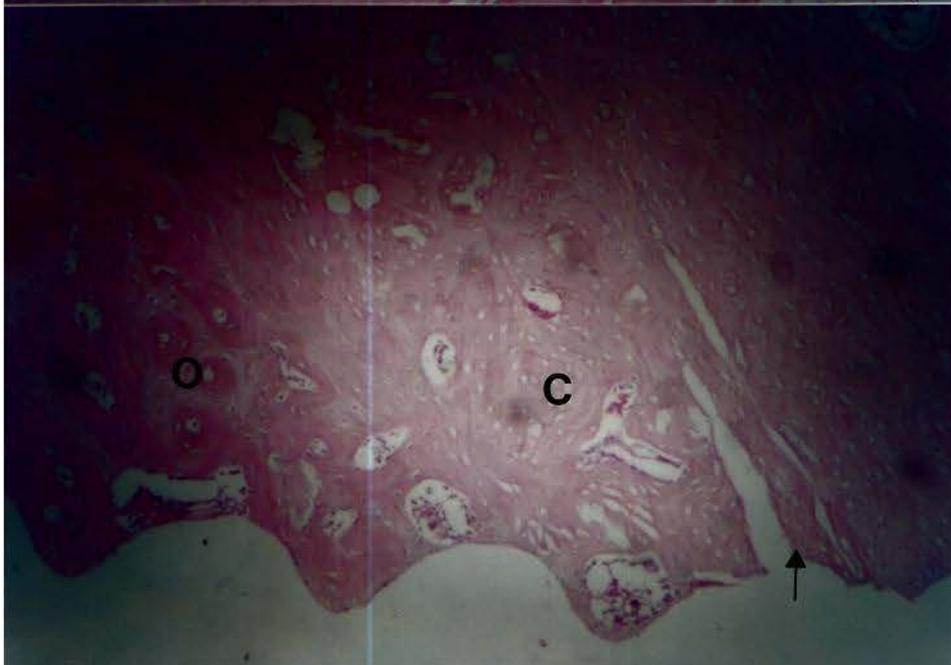


fig. 32: Tecido Ósseo oriundo do EndÓstio (O) que busca recobrir a Cortical Óssea Necrosada (C). Este apresenta um aspecto mais maduro quando comparado com o osso oriundo do PeriÓstio. Observa-se ainda na porção mediana da Cortical, área de necrose (seta) - 28 dias.

H & E A. O. : 25x

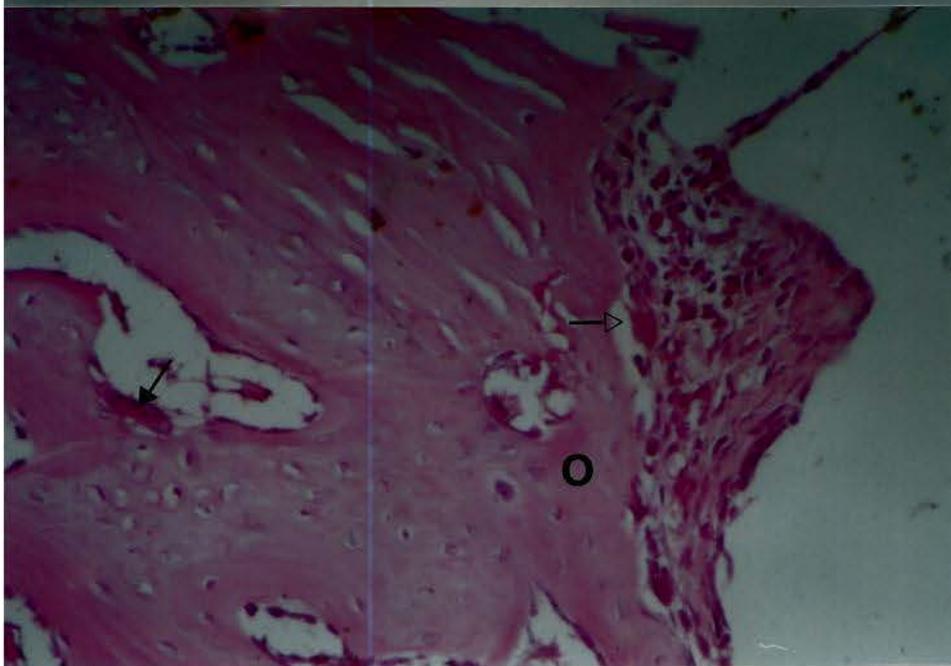


fig. 33: Detalhe microscópico da atividade remodeladora sobre o osso néo-formado (O), na presença de reabsorção frontal (seta branca) e reabsorção "undermining" (seta negra) - 28 dias.

H & E A. O. : 63x

**\* Animal sacrificado 42 dias após a colocação do Implante:**

A este tempo, observa-se uma maior organização do tecido ósseo néo-formado, tanto o periosteal quanto o endosteal. Em consequência disto, a cortical trepanada, próxima ao implante, apresenta-se aumentada na sua espessura.

Além disso, o osso necrótico da cortical primitiva se encontra quase que totalmente recoberto por osso néo-formado (fig. 34). Há ainda alguns pequenos pontos remanescentes de necrose que se apresentam sofrendo reabsorção osteoclástica (figs. 35 e 36).

A medula em contato com o implante, neste período, também mantém seu aspecto de uma condensação das fibras ao redor do implante e a presença de algumas trabéculas ósseas.



fig. 34: Tecido Ósseo de aspecto mais maduro (O), recobrendo a remanescente Cortical Necrosada (C) que estava em contato com o Implante (I) - 42 dias. H & E A. O.: 63x

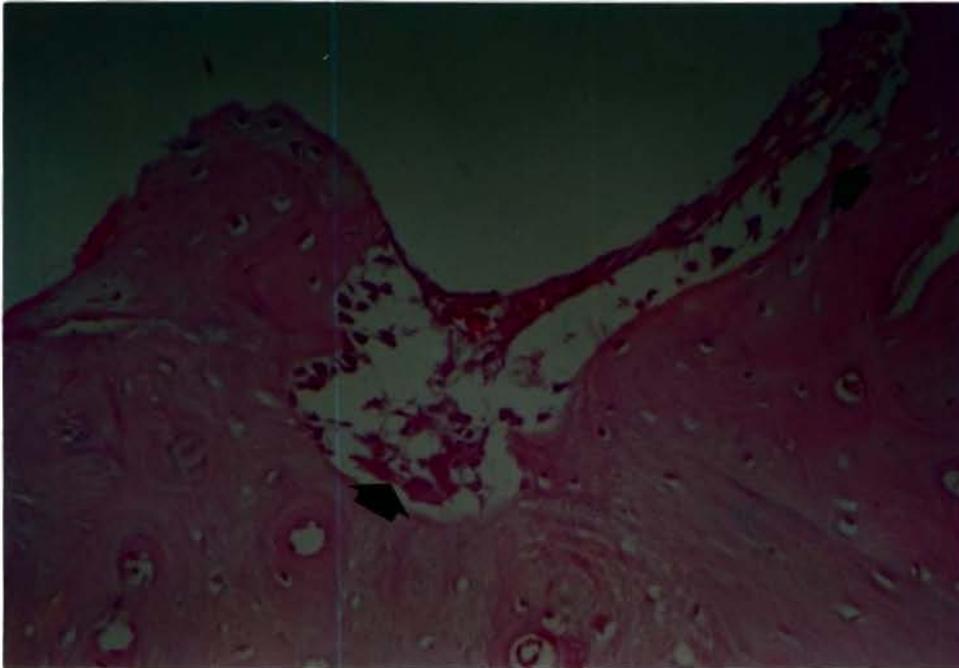


fig. 35: Remodelação do  
Tecido Ósseo, onde se  
observa atividade  
osteoclástica (seta) - 42  
dias.

H & E A. O.: 63x

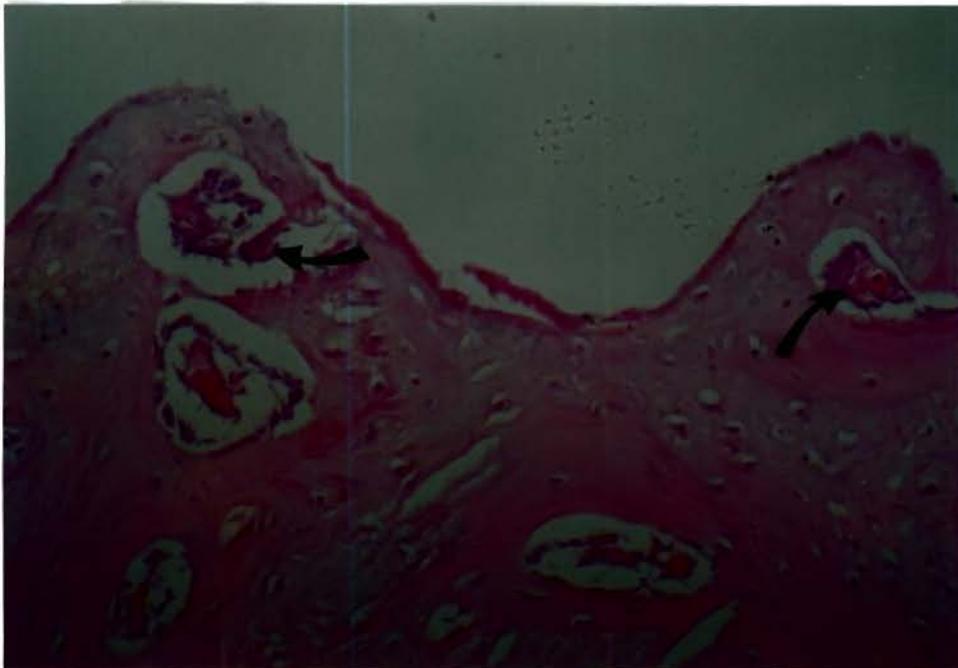


fig. 36: Aspecto  
microscópico de áreas  
sofrendo remodelação, ou  
seja, Osteoclastos  
reabsorvendo a Matriz  
Mineralizada (setas) - 42  
dias.

H & E A. O.: 63x

### 5.3 Radiograficamente:

Através da observação radiográfica do fêmur do coelho, é possível confirmar as características anatómicas descritas anteriormente, ou seja, a presença de uma cortical óssea radiopaca funcionando como uma moldura para uma grande área radiolúcida no seu interior, esta composta pelo tecido medular e denominada cavidade medular (fig. 37).

Com a colocação do implante, não é possível se observar nenhuma alteração no quadro de normalidade do tecido vizinho ao implante. Observa-se que os implantes foram inseridos perpendicularmente ao longo eixo do fêmur, existindo raras exceções que eram observados mais obliquamente.

No período de 3 dias os implantes se apresentavam seguros na região da cortical óssea, demonstrando uma justa posição em relação à esta. Não foi possível observar qualquer radiolucência entre osso e implante (fig. 38).

Nos espécimes seguintes (7 dias) não se observou alterações do quadro descrito acima, apenas em alguns animais havia ocorrido deslocamento de um pequeno fragmento de tecido ósseo na face externa da cortical junto ao implante, provavelmente decorrente do ato operatório.

No período de 14 dias observou-se um espessamento na cortical óssea em duas regiões: no endóstio da cortical em contato com o implante e no endóstio da cortical oposta ao implante. Este espessamento também é observado no período de 21 e de 28 dias, entretanto, devido a uma maior radiopacidade nestes períodos, este mostra-se mais

organizado e compacto (fig. 39).

Finalmente, no tempo de 42 dias, este aumento na espessura da cortical em contato com o metal é ainda mais evidenciado por uma proliferação similar à do endóstio porém observada na região periosteal (fig. 40).

#### 5.4 *Clinicamente:*

Quando testados da presença ou não de mobilidade clinicamente detectável, em nenhum período houve qualquer implante com tal comprometimento, ou seja, nenhum implante apresenta mobilidade no tempo da sua colocação ou ao tempo do sacrifício do animal.

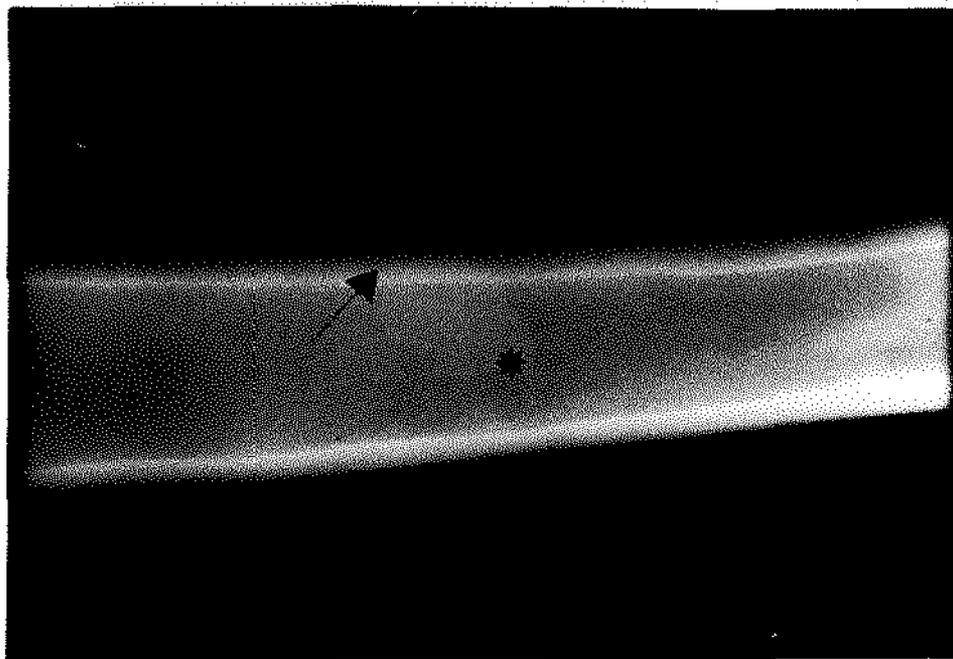


fig. 37: Aspecto radiográfico do fêmur de Coelho. Observa-se uma linha mais radiopaca (seta), e uma área maior, radiolúcida, que corresponde à Cavidade Medular (\*).

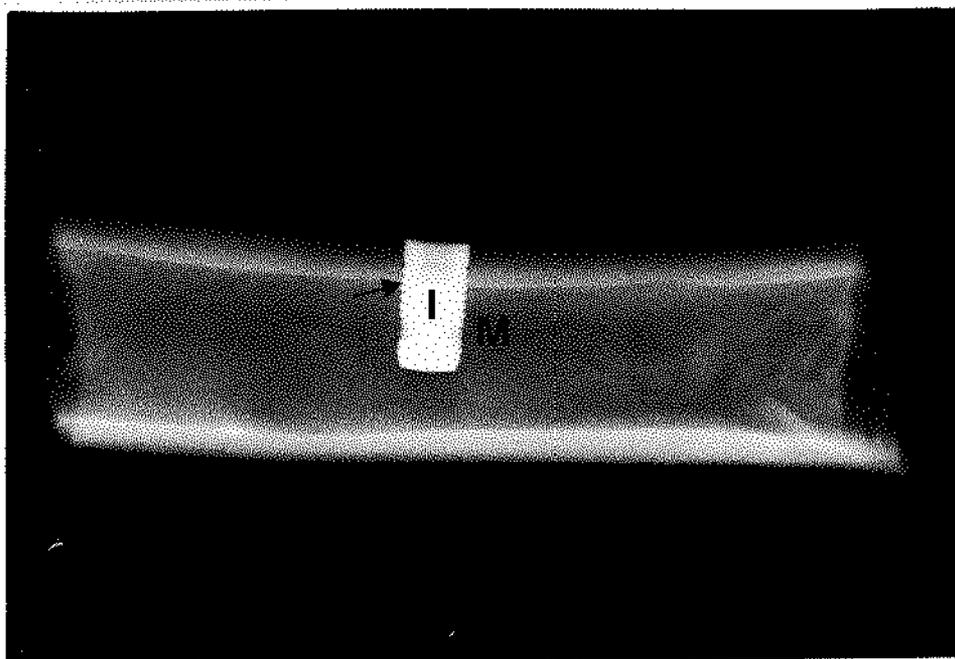


fig. 38: Espécime radiografado 3 dias após colocado o Implante (I), onde se observa este intimamente adaptado a Cortical (setas), com a ausência de áreas radiolúcidas entre o osso e o Implante. Os 2/3 finais do Implante encontram-se mergulhados na Medula (M).

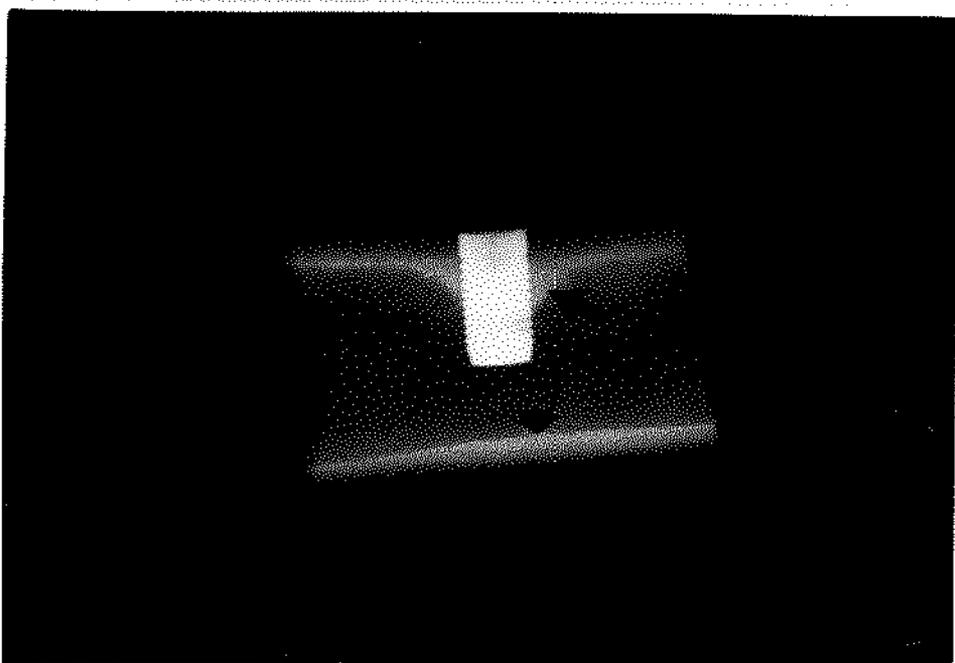


fig. 39: Com 28 dias após colocado o Implante, nota-se um espessamento da Cortical em contato com e abaixo deste (setas).

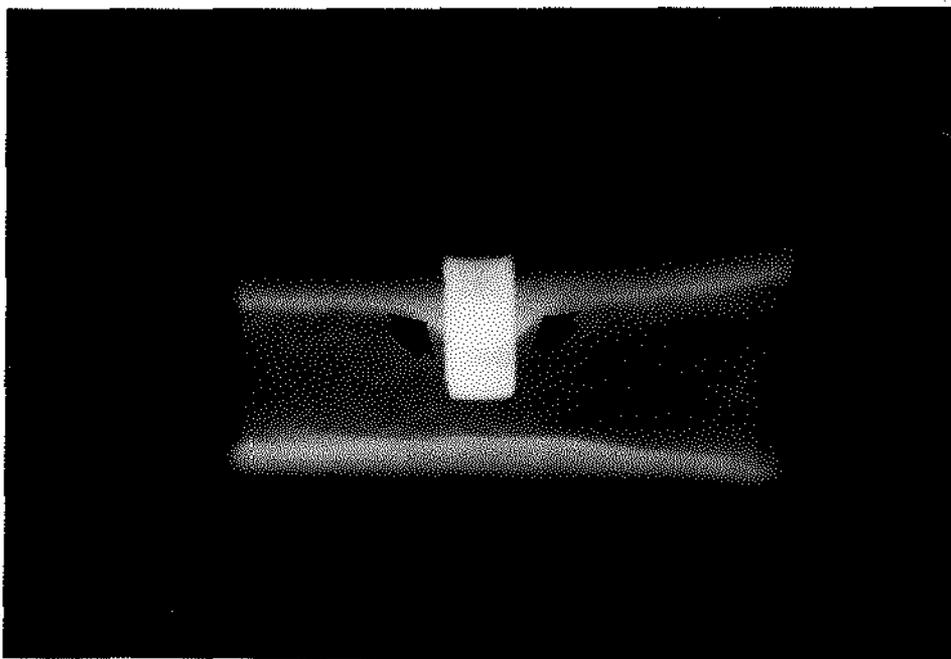


fig. 40: Ao período de 42 dias, radiograficamente, observa-se uma corticalização ao redor do implante, ou seja, a Cortical em contato com o Implante sofre um espessamento (setas), sendo bastante característico neste período.

---

DISCUSSÃO

## 8 DISCUSSÃO

Atualmente vários trabalhos (BRANEMARK et.al., 1969; BRANEMARK et.al., 1977; ALBREKTSSON et.al., 1981; ALBREKTSSON et.al., 1983; BLOCK & KENT, 1990; WEINLAENDER, 1991) definem os requisitos básicos necessários para se obter sucesso com a colocação de um implante dental. Sucesso esse definido pela permanência do implante por longos períodos em função, ou seja, conectado à prótese e submetido a atividade mastigatória funcional.

Ciente destes requisitos, neste experimento procurou-se assegurá-los dentro dos padrões mais estritos. Como exemplo pode-se citar a preocupação quanto ao tipo, a composição e preparo dos implantes, a utilização de uma técnica cirurgica pouco traumática e a não função destes implantes durante o período de "cicatrização" óssea.

Para tornar possível a avaliação histológica das interações osso-implante, neste trabalho, optou-se pela separação do implante do seu leito ósseo, o que para alguns (ALBREKTSSON & JACOBSSON, 1987; GROSS & HOLMES, 1989; BARZILAY et.al., 1991) promoveria um prejuízo na análise final por promover a perda de material interposto na interface osso/implante.

Entretanto, muitos foram os estudos que lançaram mão deste procedimento (ARMITAGE et.al., 1971; ALBREKTSSON et.al., 1981; ANNEROTH et.al., 1985; SATOMI et.al., 1988; SCHWEIGER, 1989), sem qualquer relato de prejuízo nos

resultados finais. Além disso, o objetivo primeiro foi a avaliação da sequência das alterações estruturais que ocorrem após a colocação de implantes de titânio (Implantes HT - Carbontec - materiais especiais ltda) no interior da estrutura óssea, para o que este método se mostrou eficiente.

Basicamente o que se observa de início, é um quadro hemorrágico com um variado grau de infiltração inflamatória, que posteriormente é substituído por um tecido de granulação e em seguida por tecido ósseo, inicialmente imaturo e, posteriormente remodelado para maduro, semelhante aos achados de PALLAN (1960), HODOSH (1964), AGREN & ARWILL (1968) SIMPSON (1969), HUEBSCH et.al.(1969), ARMITAGE et.al. (1971), ALBREKTSSON (1983), ZIATS et.al. (1988), GROSS (1988), IZUCA et.al. (1992) e WEINLAENDER (1992). Quanto ao processo de ossificação primária ao redor do implante, SELA & BAB (1985) acreditam que vesículas de matriz extracelular possam ter um papel fundamental no seu início.

É óbvio que em decorrência dos procedimentos de trepanação óssea para a colocação do implante, apesar de serem os mais gentis, provocam lesões de diferentes intensidades nos tecidos que constituem o osso como um órgão.

Uma das resultantes deste procedimento é o rompimento da rede vascular e conseqüente extravasamento dos seus componentes preenchendo de sangue o leito preparado. A principal conseqüência disto é o prejuízo no suprimento de

nutrientes essenciais para os tecidos.

Seguramente uma das estruturas mais afetadas é a cortical óssea, pois os nutrientes não se difundem através da matriz intercelular, e as células no seu interior morrem gerando uma área de necrose óssea, observável próxima à área da trepanação, a diferentes distâncias da superfície de corte (fig. 06). Contrário a estas observações da presença de necrose óssea após a colocação do implante, também relatadas por outros (ROBERTS et.al., 1984; ROBERTS, 1988; ROBERTS et.al., 1989), HANSSON et.al. (1983) não observa qualquer área de necrose próxima ou distante do implante após as primeiras semanas de cura.

Além desta consequência indireta, os procedimentos preparatórios atuam diretamente sobre as células (osteócitos), não só pela produção de calor friccional, mas também por lesão física direta das células ósseas, que acarretaria necrose e o esvaziamento das lacunas ocupadas por estas células no interior da matriz calcificada.

Quanto à avaliação do grau ou mesmo da presença desta área de necrose, através da observação das lacunas vazias no interior da matriz da cortical, alguns autores (KENZORA et.al., 1978; ERIKSSON, 1982; CRUESS, 1986) levantam a possibilidade da sub estimação desta por esse método. ERIKSSON et.al. (1984), através de estudos histoquímicos observou que estas células podem ocupar suas lacunas durante um significativo período de tempo mesmo após estarem mortas. Entretanto PALLAN (1960), MOSS (1964), CALDERWOOD et.al.

(1964), BOYNE (1966), AGREN & ARWILL (1968), JACOBS & RAY (1972) e CORMACK (1991-A) lançam mão deste método para avaliar esse tipo de lesão óssea.

De qualquer maneira, o fato é que mesmo nas intervenções menos traumáticas haverá variáveis extensões de necrose óssea (ALBREKTSSON et.al., 1986), e que a presença de lacunas vazias, mesmo havendo a sub estimação da sua extensão, caracterizará esta lesão. A extensão desta área necrótica tem um papel fundamental na reparação do tecido (JACOBS & RAY, 1972). No presente estudo, entre os aspectos observados na cortical óssea em contato com o implante destaca-se o aspecto ondulado da interface implante/cortical. Aos 3 dias, este detalhe era bem evidente (fig. 06), não por néo-formação óssea, mas sim porque o implante (2.6 mm de diâmetro) foi rosqueado com alguma pressão para dentro do leito ósseo (2.5 mm de diâmetro), o que faz com que o osso, mais maleável, se amoldasse às roscas do implante.

Radiograficamente, não se nota qualquer radiolucência na interface osso/implante nos períodos iniciais (fig. 38), nem mobilidade do implante, através do exame clínico direto. Mostrando que o implante após colocado é firmemente mantido em posição pela cortical necrosada.

Este mesmo aspecto ondulado também foi observado no tecido medular em contato com o implante, que se pode atribuir a uma adaptação deste tecido mole à superfície ondulada do implante (fig. 09).

Uma área de grande atividade proliferativa foi observada junto ao endóstio da cortical em contato com o implante, e na cortical oposta ao orifício, onde já no período de 3 dias, havia a formação de trabéculas ósseas imaturas (figs. 11 e 12), mostrando que a atividade metabólica do tecido ósseo em coelhos é bastante intensa, e talvez maior, por exemplo, quando comparado com humanos (BRANEMARK et.al., 1977; ALBREKTSSON et.al., 1981; ROBERTS et.al., 1984; ROBERTS, 1988).

Sete dias após a colocação do implante, os focos hemorrágicos e o processo inflamatório observados anteriormente se mostram parcialmente resolvidos, restando ainda um significativo número de macrófagos, com pigmentos de hemossiderina no seu interior resultantes da fagocitose e digestão de hemáceas. Para BOYDE & JONES (1985), a presença de macrófagos é de particular interesse na remodelação óssea devido à: sua demonstrada habilidade em digerir fragmentos ósseos diretamente, servir como precursores e estimuladores para osteoclastos e finalmente por formar macrófagos multi-nucleados os quais ingeririam grandes fragmentos ósseos mortos. Além disso, SAUTHOUSE (1984), atribui aos macrófagos um papel central no reparo e reorganização tecidual em algumas áreas do leito do implante. Para ZIATS et.al. (1988) estas células podem desempenhar fundamental papel em uma interação muito complexa, através da qual, pode alterar a ativação, proliferação e habilidades de síntese de certas células, entre elas: fibroblastos, osteoclastos e

osteoblastos.

A resposta inicial à colocação do implante, que envolveu aos 3 dias, formação de um coágulo sanguíneo, infiltração de células inflamatórias e necrose óssea, foram gradualmente se alterando durante o processo de reparação, resultando aos 7 dias, na formação de uma espécie de "calo" ósseo junto a zona de trepanação, com intensa proliferação do periósteeo e do endósteeo, formação de trabéculas ósseas, reabsorção de fragmentos ósseos deslocados durante a trepanação, formação de tecido conjuntivo fibroso nas áreas de reabsorção e entre as trabéculas ósseas néo-formadas (fig. 16).

Simultaneamente a estas alterações na cortical, também ocorreram modificações na interface medula/implante, já descritas (fig. 17).

Estes resultados permitem, já a este tempo (7 dias), observar um alto grau de biocompatibilidade do titânio, promovendo um processo de remodelação e adaptação tecidual às superfícies do implante. Tais propriedades já descritas desde 1940 por BOTHE et.al. e mais recentemente discutida e comprovada por BRANEMARK et.al. (1977), ALBREKTSSON & JACOBSSON (1987), WEINLAENDER (1992) e LISTGARTEN et.al. (1992). Estudos atribuem, fundamentalmente, esta biocompatibilidade ao titânio, devido à formação de uma camada de óxido sobre a superfície do implante (ALBREKTSSON et.al., 1983, ALBREKTSSON et.al., 1981).

Tem sido descrito que a remodelação óssea segue uma

ordenada sequência de eventos celulares, envolvendo uma fase de ativação, de reabsorção osteoclástica e de formação osteoblástica (FROST, 1964; TRAN VAN et.al., 1982; IZUCA et.al., 1984). Embora estes eventos estejam sujeitos à influências de natureza circunstanciais, no presente trabalho, ficou claro que tal sequência existe e que a sua previsibilidade permite orientar os procedimentos clínicos relacionados com o sucesso ou insucesso dos implantes.

Segundo CRUESS (1986), a substituição da cortical morta por osso vital é um processo relativamente lento, necessitando a sua remoção por osteoclastos e a formação osteoblástica do novo osso, enquanto em outras regiões lesadas, ocorre a deposição de osso vital diretamente sobre o osso morto. KENZORA et.al. (1978) também observa, em coelhos, essa lentidão na reparação da cortical necrosada e uma proliferação inicial, principalmente do endósteeo.

Portanto, neste experimento, toda a área de necrose observada na superfície da cortical voltada para o implante, parece permanecer inicialmente intacta, justificando a idéia de que este sequestro ósseo serve tanto como a estrutura que mantém o implante no lugar como também servirá de alicerce para o tecido ósseo neo-formado (BOYNE, 1966; ROBERTS, 1988; ROBERTS et.al., 1989). Assim, o que na realidade se observa ao invés da inicial reabsorção osteoclástica descrita por FROST (1964), TRAN VAN et.al. (1982) e IZUCA et.al. (1984), é o início de uma atividade proliferativa, no endósteeo da cortical voltada para o implante e, a partir de 7 dias

observada de maneira mais evidente no periósteeo desta região. Estas observações são confirmadas por ROBERTS et. al. (1984) e ROBERTS (1988) que relatam que em seguida à colocação do implante (0 a 2 semanas), observa-se a formação de um calo de tecido imaturo proveniente do endósteeo e do periósteeo, que subsequentemente (2 a 6 semanas), será parcialmente substituído por um osso lamelar (maduro). No presente estudo, o tecido ósseo observado aos 42 dias é quase que na sua totalidade um tecido maduro e, a observação de áreas de necrose na cortical a este período (42 dias), parece justificar as observações de ROBERTS et. a. (1984) e ROBERTS (1988), segundo as quais a completa substituição do sequestro ósseo por osso vital néo-formado ocorre por volta da 18ª semana.

ÅGREN & ARWILL (1968), também relatam, em coelhos, uma proliferação e diferenciação celular resultando em néo-formação óssea, principalmente a nível de endósteeo, antes de qualquer atividade osteoclastica na cortical necrosada. Interessantemente, também se observa, em alguns espécimes, néo-formação óssea no endósteeo da cortical oposta ao implante, provavelmente resultado de estímulo provocados pela utilização de instrumentos rotatórios na preparação do leito do implante ou, em decorrência da variação da pressão durante a irrigação do leito antes da colocação do implante ou ainda, pela compressão das estruturas no sentido da cortical oposta durante a colocação do implante, o que servira como estímulo para o endósteeo.

Nos espécimes sacrificados com 14 dias após a colocação do implante, observa-se ainda, intensa atividade de proliferação e diferenciação celular com conseqüente formação e remodelação do osso imaturo néo-formado. Em alguns espécimes é possível observar em toda a extensão do implante, inclusive na sua porção medular, envolvimento por tecido ósseo, o qual se apresenta morfológicamente ondulado, se adaptando às roscas do implante (fig. 21). No interior do orifício na porção inferior do implante, o tecido de granulação que era observado anteriormente, aparece quase totalmente substituído por osso composto (primário e secundário). Nesta mesma região, do orifício do implante, GROSS & HOLMES (1989) relatam uma média de 41.1% de tecido ósseo bem mineralizado e do tipo fibroso em íntimo contato com a superfície do titânio, estando este osso interposto por tecido conjuntivo, o que parece ser bastante próximo dos resultados observados no presente trabalho e mostrados na fig. 24.

Diferentemente do que ocorre na interface medula/implante, na qual a medula sofre diferenciação que resulta na formação de osso imaturo; na margem necrótica da cortical voltada para o implante inicia-se, em algumas áreas, uma aposição de osso vital imaturo originário, em parte do endóstio e em parte do perióstio (figs. 22 e 23).

Assim, o osso necrótico não reabsorvido, como já discutido anteriormente, estará servindo como matriz sobre a

qual se forma um osso novo. Similar ao presente estudo, CARLSSON (1986), relata em seus estudos, que em alguns casos onde se colocou implantes, o osso pré-existente não era totalmente remodelado. Entretanto, esse osso "velho" estava sempre separado da superfície do titânio por osso néo-formado, sendo este aspecto ilustrado pela fig. 23B.

Radiograficamente, a néo-formação óssea a partir do endóstio e perióstio, pode ser observado pelo aumento da espessura da cortical justa posta ao implante (fig. 39).

BRANEMARK et.al. (1983), também observou este processo de espessamento da cortical óssea ao redor da grande maioria dos implantes avaliados em seu estudo. Este processo foi por ele denominado "Corticalização". Estes autores, acreditam que a corticalização seria indicativa de uma remodelação óssea à função do implante (carga mastigatória). Entretanto, no presente estudo, na grande maioria dos implantes colocados, foi possível observar histológica e radiograficamente este processo de corticalização, apesar da não colocação de cargas sobre o implante. Assim, acredita-se que este processo seja resultante da reparação (cicatrização) do osso após a colocação do implante, induzida pelo titânio, independente deste estar em função ou não.

A partir do período de 14 dias são observados com maior frequência osteoclastos reabsorvendo a área de necrose da cortical para sua substituição por osso vital, o que também é relatado por ROBERTS (1988) quando cita que a remodelação

da cortical necrosada tem início após duas semanas da colocação do implante.

Esta atividade remodeladora parece intensificar-se a partir deste período, sendo que aos 21 e 28 dias é possível observar um maior número de osteoclastos atuando sobre a superfície óssea voltada para o implante e em outras regiões como por exemplo, na região do orifício do implante, e nas áreas de fratura em galho an zona da trepanação óssea (fig. 30). Em razão deste processo de remodelação (reabsorção/néo-formação), pode-se observar tecido ósseo vital néo-formado assumindo a forma das roscas do implante. Na maioria dos espécimes, este novo osso se superpoe ao osso necrótico que parece estar sofrendo reabsorção. Diferenças observadas entre o tecido "morto" remanescente e o tecido néo-formado imaturo, podem ser detectadas pela tonalidade de coloração, pelo grande número de vasos e células (osteócitos) no osso néo-formado e pela presença de uma linha cementante entre tais tecidos.

Esta nova onda de remodelação também pode ser observada na região medular, onde parte do osso primário imaturo ali formado inicialmente, é reabsorvido e substituído por osso secundário haversiano que prevalece. Este processo de substituição de osso primário por osso secundário também é destacado por SELA & BAB (1985), ANNEROTH et.al. (1985), ROBERTS (1988), ZIATS et.al. (1988) e WEINLAENDER (1992).

O resultado deste processo é uma menor massa óssea imatura e o início da sua substituição por osso lamelar

haversiano que é menos celularizado, mais compacto e apresenta maior resistência.

Nos períodos que se sucedem, 28 e 42 dias, se observa uma situação mais estável, de menor intensidade remodeladora. Observa-se nestes períodos (28 e 42 dias) a presença de um tecido fibroso adaptado em algumas áreas da interface implante/medula. Este tecido medular em contato com a superfície do metal, semelhante ao que relatam BRANEMARK (1969), ALBREKTSSON et.al. (1981) e HANSSON et.al. (1983), apresenta-se dentro dos padrões fisiológicos demonstráveis na medula óssea sem a colocação do implante, ou seja, não se observa sinais de reação adversa neste tecido.

No orifício do implante a remodelação resulta em uma moldura de tecido ósseo rica em sistemas de Havers contactando o metal e preenchida por tecido conjuntivo fibroso.

Em relação à cortical, restam pequenos pontos de necrose sofrendo remodelação (reabsorção e aposição de osso néo-formado), ao passo que o restante já fora substituído por osso composto (imaturado/lamelar) que após 42 dias, apresenta-se amoldado ao implante boa extensão. Fato este comprovado por outros estudos, ROBERTS et.al. (1984) e ROBERTS (1988); que determinam, que em fêmur de coelhos, 6 semanas é tempo suficiente para o reparo do leito ósseo com implante.

Apesar de muitos trabalhos (BRANEMARK et.al., 1969;

BRANEMARK et.al.,1983; ROBERTS et.al., 1984; ALBREKTSSON et.al., 1988; SCHWEIGER, 1989; ALBREKTSSON et.al., 1990; ANNEROTH et.al., 1990; BARZILAY et.al., 1991; LISTGARTEN et.al., 1992) se utilizarem de avaliação radiográfica e clínica (mobilidade) para interpretar o quadro de inserção óssea de implantes, estes apresentam valor bastante limitado. Entretanto, neste estudo, a avaliação radiográfica e clínica associada ao exame histológico, determinou aspectos interessantes. Por exemplo, histologicamente pode-se observar a proliferação endosteal e periosteal ao redor do implante. Radiograficamente esse processo pode ser identificado como o espessamento da cortical óssea sem a presença de qualquer linha radiolúcida na interface osso/implante. Isto justificaria a ausência de mobilidade clinicamente detectável.

Um outro aspecto bastante interessante, é a idéia da grande maioria dos implantodontistas de que osseointegração implicaria em que toda a superfície do implante seria interfaciada por osso. Neste e em outros estudos (BARZILAY, 1991), sob as condições experimentais apresentadas, uma interface implante/hospedeiro 100% calcificada não ocorreu. Na literatura (BLOCK et.al., 1988; NEARY et.al., 1988; BRUNSKY, 1988) existem relatos de taxas de 50% a 80% de osso em contato com o implante, embora o tecido medular que permaneça em contato com o implante pode se tornar ossificado no futuro (BARZILAY, 1991). Para ALBREKTSSON & JACOBSSON (1987), um implante adequadamente osseointegrado,

na sua porção cortical, deveria ter um mínimo de 90% a 95% de contato ósseo, o que parece ocorrer no presente trabalho.

Alguns trabalhos (SCHWEIGER, 1989; ROBERTS et.al., 1984) utilizam antibióticos pós implantação, tanto para prevenir infecções como marcadores histológicos. No presente estudo optou-se pela não administração de qualquer medicação pós-cirúrgica pois, todos os procedimentos foram realizados dentro dos padrões de assepsia já protocolados e em animais bastante saudáveis. Além do mais se elimina uma possível interferência na resposta celular do hospedeiro ao implante colocado.

---

CONCLUSÕES

## 7 CONCLUSÕES

1- A metodologia utilizada para a colocação do implante no interior do tecido ósseo, ofereceu condições ao tecido hospedeiro para sua perfeita reparação na presença do implante, envolvendo basicamente: formação de um coágulo sanguíneo e um infiltrado de células inflamatórias que são gradualmente substituídos por um tecido de granulação, formação de trabéculas ósseas imaturas e sua substituição por um osso mais maduro denominado secundário ou lamelar.

2- Apesar da utilização de uma técnica pouco traumática na preparação do leito ósseo, esta promove um certo grau de lesão ao tecido ósseo, caracterizada pela ausência de osteócitos no interior de suas lacunas e a desorganização da matriz óssea ("fratura em galho").

3- Neste trabalho observou-se em primeiro lugar, uma intensa proliferação e diferenciação periosteal e endosteal que resulta em trabéculas de osso imaturo promovendo o espessamento desta cortical, tentando recobrir com osso vital a superfície da cortical necrótica em contato com o implante.

4- A colocação do implante de titânio (Carbontec - materiais especiais ltda), promoveu uma estimulação do potencial osteogênico do periósteeo, do endósteeo e da medula óssea, resultando na formação de um tecido ósseo junto à superfície do implante.

5- A presente pesquisa mostrou uma excelente compatibilidade biológica do titânio com o osso, resultando em uma perfeita adaptação óssea ao implante.

---

RESUMO

## 8 RESUMO

Devido ao grande sucesso alcançado por pesquisadores escandinavos no desenvolvimento de um implante dental capaz de permanecer longos períodos em função, surgiram inúmeros implantes dentais no mercado em todo o mundo. Entretanto, grande parte destes, apenas referem-se às taxas de sucesso comprovadas pelo sistema escandinavo, sem suficiente comprovação científica.

Assim, este trabalho teve por objetivo avaliar a resposta do tecido hospedeiro à colocação de um implante endósseo. Para isso, foram utilizados 21 coelhos (Nova Zelândia) adultos, os quais foram adequadamente anestesiados e através de uma técnica cirúrgica, a menos traumática possível, foi colocado um implante em cada fêmur do animal. Estes foram sacrificados 3, 7, 14, 21, 28 e 42 dias após a colocação do implante. Os espécimes foram removidos, radiografados e, processados por técnicas de rotina para H.E. e Tricrômico de Gômori. Alguns segmentos ósseos (sem implantes) foram desgastados e observados sob luz Polarizada.

Observou-se inicialmente um quadro hemorrágico e infiltração inflamatória, que na sequência, foi substituído por um tecido de granulação fibroso e, posterior formação de tecido ósseo.

Na cortical óssea observou-se a presença de uma área de necrose que posteriormente é remodelada e, uma intensa proliferação do endóstio e perióstio das regiões próximas ao implante, processo este denominado "corticalização". No período final desta avaliação (42 dias) quase toda a superfície óssea em contato com o implante mostra-se vital e composta por um tecido maduro. Radiograficamente não se observa qualquer zona radiolúcida na interface osso/implante.

Assim, dentro das condições experimentais aqui apresentadas, observou-se que estes implantes de titânio (Carbontec - materiais especiais ltda) promovem a estimulação do potencial osteogênico e conseqüente regeneração do tecido ósseo após a colocação destes implantes, resultando em uma adaptação do osso ao implante.

---

ABSTRACT

## 9 ABSTRACT

The success achieved by Scandinavian researchers in the development of long term implants has stimulated many dentists to apply them worldwide. However, most of the implants did not have sufficient scientific support.

The purpose of this study was to evaluate the host tissue response to the insertion of the endosseous implants. Twenty-one adult rabbits (New Zealand) were used. They were adequately anesthetized and submitted to an implant insertion in each femur. After 3, 7, 14, 21, 28 and 42 days the animals were sacrificed. The femurs were removed and were then submitted to radiographic evaluation and histological analysis. Some bone segments, without implants, non decalcified were observed under Polarized light.

Results demonstrated a hemorrhagic aspect and inflammatory infiltration which was subsequently substituted by a granulation tissue and later, formation of bone tissue.

In the bone cortical, the presence of a necrosis area was observed which later is remodelled and also an intense proliferation of endosteum and periosteum in the regions near the implant. This process is referred to as "corticalization". At the end of this evaluation (42 days) almost all of the bone surface in contact with the implant appears strong and made up of a mature tissue.

Radiographically no radiolucent areas were observed on the interface of the bone/implant.

Therefore, within the experimental conditions presented, it was observed that the titanium implants (Carbontec - materiais especiais ltda) stimulate the potencial osteogenesis and consequently the regeneration of bone tissue after the insertion of these implants, resulting in an adaptation of the bone to the implant.

---

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## 10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

- 1 ADELL, R., et.al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Int. J. oral Surg., Copenhagen, v.10, p.387-416, 1981.
  
- 2 AGREN, E., ARWILL, T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III- A histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. Acta odont. scand., Oslo, v.26, p.223-246, 1968.
  
- 3 ALBREKTSSON, T., JACOBSSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.57, n.5, p.597-607, May, 1987.
  
- 4 —————, LEKHOLM, U. Osseointegration: current state of the art. Dent. Clin. N. Am., Philadelphia, v.33, n.4, p.537-555, Oct. 1989.

---

\* De acordo com a NBR 6023, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviatura dos periodicos de conformidade com o "World of Scientific Periodicals".

- 5 ALBREKTSSON T., JANSSON, J., LEKHOLM, U. Osseointegrated dental implants. Dent. Clin. N. Am., Philadelphia, v.30, n.1, p.151-174, Jan. 1986.
- 6 ————, et.al. Direct bone anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. Int. J. Prosthod., Lombard, v.3, n.1, p.30-41, 1990.
- 7 ————, et.al. The interface zone of inorganic implants *in vivo*: Titanium implants in bone. Ann. Biomed. Engng., New York, v.11, p.1-27, 1983.
- 8 ————, et.al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelfarma implants. J. Periodont., Chicago, v.59, n.5, p.287-296, May, 1988.
- 9 ————, et.al. Osseointegrated titanium implants. Requiriments for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. Acta orthop. scand., Kobenhavn, v.52, p.155-170, 1981.

- 10 ALBREKTSSON, T., et.al. The preformed autologous bone graft. An experimental study in the rabbits. Scand. J. Plast. Reconst. Surg., Stockholm, v.12, p.215-223, 1978.
- 11 ANNEROTH, G., ERICSSON, A.R., ZETTERQVIST, L. Tissue integration of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-ceramic dental implants (Frialit) - a case report. Swed. dent. J., Stockholm, v.14, p.63-70, 1990.
- 12 ————., et.al. Endosseus titanium implants in extraction sockets. An experimental study in monkeys. Int. J. oral Surg., Copenhagen, v.14, p.50-54, 1985.
- 13 ARMITAGE, J., et.al. An evaluation of early bone changes after the insertion of metal endosseus implants into the jaws of rhesus monkeys. Oral Surg., Saint Louis, v.32, n.4, p.558-568, Oct. 1971.
- 14 BARZILAY, I. et.al. Immediate implantation of a pure titanium implant into on extraction socket: Report of a pilot procedure. Int. J. oral maxillofac. Surg., Copenhagen, v.6, p.277-284, 1991.

- 15 BERGMAN, B. Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.50, n.1, p.114-115, July, 1983.
- 16 BLOCK, M.S., KENT, J.N. Factors associated with soft and hard tissue compromise of endosseous implants. J. oral maxillofac. Surg., Orlando, v.48, p.1153-1160, 1990.
- 17 ———., et.al. Loaded HA-coated and grit titanium implants in dogs. J. dent. Res., Washington, v.67, p.178, 1988 [abstract 523].
- 18 BOYDE, A., JONES, S.J. Bone modelling in the implantation bed. J. Biomed. Mat. Res., New York, v.19, p.199-224, 1985.
- 19 BOYNE, P.J. Histologic response of bone to sectioning by high-speed rotatory instruments. J. dent. Res., Washington, v.45, n.2, p.270-276, Mar./Apr., 1966.

- 20 BRANEMARK, P.I. Introducción a la osseointegración. In: \_\_\_\_\_, ZARB, G.A., ALBREKTSSON, T. Prótesis tejido-integradas: la osseointegración en la odontología clínica. Berlin: Quintessenz, 1987. cap.1, p.11-76.
- 21 \_\_\_\_\_, et.al. Intra osseous anchorage of dental protheses. I- Experimental studies. Scand. J. Plast. Reconst. Surg., Stockholm, v.3, p.81-100, 1989.
- 22 \_\_\_\_\_, et.al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. Scand. J. Plast. Reconst. Surg., Stockholm, Suppl. 16, 1977.
- 23 \_\_\_\_\_, et.al. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. Biomaterials, Surrey, v. 4, p.25-28, Jan. 1983.
- 24 BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Saúde. Divisão Nacional de Saúde Bucal. Fundação Serviços de Saúde Pública. Levantamento Epidemiológico em Saúde Bucal: Brasil, Zona Urbana, 1986. Brasília: 1988. p.109.

- 25 BREINE, U., BRANEMARK, P.I. Reconstruction of alveolar jaw bone. An experimental and clinical study of immediate and preformed autologous bone graft in combination with osseointegrated implants. Scand. J. Plast. Reconst. Surg., Stockholm, v.14, p.23-48, 1980.
- 26 BRUNSKI, J.B. Biomechanics of oral implants: future research direction. J. dent. Educ., Washington, v.52, n.12, p.775-787, 1988.
- 27 BUSER, D., WARRER, K., KARRING, T. Formation of a periodontal ligament around titanium implants. J. Periodont., Chicago, v.61, n.9, p.597-601, Sept. 1990.
- 28 CALDERWOOD, R.G. et.al. A comparasion of the healing rate of bone after the production of defects by various rotatory instruments. J. dent. Res., Washington, v.43, p.207-216, Mar./Apr., 1964.
- 29 CARLSSON, L., et.al. Osseointegration of titanium implants. Acta orthop. scand., Kobenhavn, v.57, p.285-289, 1986.

- 30 CORMACK, D.H. Osso. In: ————. Histologia. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991a. cap.12, p. 216-251.
- 31 ————. Tecido Mielóide. In: ————. Histologia. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991b. cap.9, p.170-174.
- 32 CRUESS, R.L. Osteonecrosis of bone. Currents concepts as to etiology and pathogenesis. Clin. orthop. related. Res., Philadelphia, n.208, p.30-39, July, 1986.
- 33 ERICSSON, R.A., ALBREKTSSON, T., MAGNUSSON, B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. Scand. J. Plast. Reconst. Surg., Stockholm, v.18, p. 261-268, 1984.
- 34 ERICSSON, A., et.al. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description on heat effects. Int. J. oral Surg., Copenhagen, v.11, p.115-121, 1982.

- 35 FROST, H.M. Mathematical elements of bone remodelling.  
Apud VAN, T.P., VIGNERY, A., BARON, R. op. cit ref. 70.
- 36 GROSS, H.N., HOLMES, R.E. Surgical retrieval and histologic evaluation of an endosteal implant: a case report with clinical, radiographic and microscopic observations. J. oral Implantol., Abington, v.15, n.2, p.104-113, 1989.
- 37 GROSS, U.M. Biocompatibility : the interaction of biomaterials and host response. J. dent. Educ., Washington, v.52, n.12, p.798-803, 1988.
- 38 HAM, A.N. Osso. In: ————. Histologia. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977. cap.15, p.318-376.
- 39 HANSSON, H.A., ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P.I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.50, n.1, p. 108-113, July, 1983.
- 40 HERSCHFUS, L. Histopathologic findings on vitallium implants in dogs. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.4, n. 3, p.413-419, May, 1954.

- 41 HODOSH, M., et.al. Implants of acrylic teeth in human beings and experimental animals. Oral Surg., Saint Louis, v.18, n.5, p.569-579, Nov. 1964.
- 42 ————., et.al. Periodontal tissue acceptance of plastic tooth implants in primates. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.70, p.362-371, Feb. 1965.
- 43 ————., et.al. Plastic tooth implants with root channels and osseous bridges. Oral Surg., Saint Louis, v.24, n.6, p.831-836, Dec. 1967.
- 44 HUEBSCH, R.F., HANSEN, L.S. A histopathologic study of extraction wounds in dogs. Oral Surg., Saint Louis, v.28, n.2, p.187-196, Aug. 1969.
- 45 IZUCA, T., MILLER, S.C., MARKS JUNIOR, S.C. Alveolar bone remodelling after tooth extraction in normal and osteopetrosis (ia) rats. J. oral Path. Med., Copenhagen, v.21, p.150-155, 1992.
- 46 JACOBS, R.L., RAY, R.D. The effect of heat on bone healing. A disadvantage in the use of power tools. Archs Surg., Chicago, v.104, p.687-691, May, 1972.

- 47 JOHANSSON, C., et.al. Ultrastructural differences of the interface zone between bone and Ti 6Al 4V or commercially pure titanium. J. Biomed. Engng., Surrey, v.11, p.3-8, Jan. 1989.
- 48 JUNQUEIRA, L.C., CARNEIRO, J. Tecido Ósseo. In: \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Histologia básica. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1974. cap.8, p.132-155.
- 49 KENZORA, J.E., et.al. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. Clin. ortoph. related Res., Philadelphia, v.130, p.8-46, Jan./Feb. 1978.
- 50 LINDSTRÖM, J, BRÄNEMARK, P.I., ALBREKTSSON, T. Mandibular reconstruction using the preformed autologous bone graft. Scand. J. Plast. Reconst. Surg., Stockholm, v.15, p. 29-38, 1981.
- 51 LINKOW, L.I. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. N.Y. St. dent. J., New York, p.31-35, June/July, 1991.

- 52 LISTGARTEN, M.A., et.al. Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva. J. dent. Res., Washington, v.71, n.2, p.364-371, Feb. 1992.
- 53 MARKS, S.C., POPOFF, S.N. Bone cell biology: the regulation of development, structure, and function in the skeleton. Am. J. Anat., New York, v.183, p.1-44, 1988.
- 54 MEGHJI, S. Bone remodelling. Br. dent. J., London, v.172, p.235-242, Mar. 1992.
- 55 MOSS, R.W. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. Oral Surg., Saint Louis, v.17, n.3, p.405-414, Mar. 1964.
- 56 NAERT, I., et.al. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.67, n.2, p.236-245, Feb. 1992.

- 57 NEARY, J., BLOCK, M.S., RANKINE, C. A comparasion of osseus response to orthodontics loading of HA coated and non HA coated implants. J. dent. Res., Washington, v.67, p.178, 1988. [abstract 524].
- 58 PALLAN, F.G. Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. J. oral Surg. Anesth. Hosp. dent. Serv., Chicago, v.18, p.38-46, Sept. 1960.
- 59 ROBERTS, W.E. Bone tissue interface. J. dent. Educ., Saint Louis, v.52, n.12, p.804-809, 1988.
- 60 ————., GARETTO, L.P., De CASTRO, R.A. Remodelling of desvitalized bone threatens periodontal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: Indications for provisional loading and axially directed occlusion. J. Ind. dent. Ass., Indianapolis, v.68, n.4, p.19-24, July/Aug. 1989.
- 61 ————., et al. Osseus adaptation to continous loading of rigid endosseous implants. Am. J. Orthod., Saint Louis, v.86, n.2, p.95-111, Aug. 1984.

- 62 SALTHOUSE, T. Observation of implanted biomaterials. J. Biomed. Mat. Res., v.18, p.395, 1984. Apud NATIELLA, J.R. The use of animals in research on dental implants. J. dent Educ., Washington, v.52, n.12, p.792-797, 1988.
- 63 SATOMI, K., et.al. Bone-implant interface structures after non-tapping and tapping insertion of screw type titanium alloy endosseous implants. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.59, n.3, p.339-342, Mar. 1988.
- 64 SCHWEIGER, J.M. Titanium implants in irradiated dog mandibles. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.62, n.2, p. 201-205, Aug. 1989.
- 65 SELA, J., BAB, I. The mechanism of "primary mineralization" in the reaction of bone to injury and administration of implant. J. Biomed Mat. Res., New York, v.19, p.225-231, 1985.
- 66 SIMPSON, H.E. The healing of extraction wounds. Br. dent. J., London, v.17, p.550-557, June, 1969.
- 67 SMITH, R.A., et.al. Placemnt of a endosseous implant in a growing child with ectodermal dysplasia. Oral Surg., Saint Louis, v.75, p.669-673, 1993.

- 68 STEENBERG, V.D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial protheses in the treatment of partial edentulism. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.61, n.2, p.217-223, Feb. 1989.
- 69 SULLIVAN, E.J. Fundamentals of the implant denture. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.2, n.1, p.49-50, Jan. 1952.
- 70 VAN, P.T., VIGNERY, A., BARON, R. Cellular kinetics of the bone remodelling sequence in the rat. Anat. Rec., New York, v.202, p.445-451, 1982.
- 71 WEINLAENDER, M. Bone growth around dental implants. Dent. Clin. N. Am., Philadelphia, v.35, n.3, p.585-601, July, 1991.
- 72 WEISS, C.M. A comparative analysis of fibro-osteal and osteal integration and other variables that affect long term bone maintenance around dental implants. J. oral Implant., Abington, v.13, n.3, p.467-487, 1987.

- 73 WEISS, C. M. Fibro-osteal and osteal integration: a comparative analysis of blade and fixture type dental implants supported by clinical trials. J. dent. Educ., Washington, v.52, n.12, p.706-711, 1988.
- 74 ————, Short- and long-term bone maintenance surrounding fibro-osteal and osteal integrated dental implants. J. oral Implant., Abington, v.16, n.1, p.12-19, 1990.
- 75 WHITSON, S. M. Osso. In: TEN CATE, A. R. Histologia bucal. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. cap.8, p.95-112.
- 76 WIENS, J. P. The use of osseointegrated implants in the treatment of patients with trauma. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.67, n.5, p.670-678, May, 1992.
- 77 WORTHINGTON, P. Current implant usage. J. dent. Educ., Washington, v.52, n.12, p.692-695, 1988.

- 78 ZARB, G.A., SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.63, p.451-457, 1990.
- 79 ZIATS, N.P., MILLER, K.M., ANDERSON, J.M. *In vitro* and *in vivo* interactions of cells with biomaterials. Biomaterials, Surrey, v.9, p.5-13, Jan. 1988.