

LIBÓRIO JOSÉ FARIA JÚNIOR

DIFERENTES MÉTODOS PARA ANÁLISE CRÍTICA DA OSTEOINTEGRAÇÃO DOS IMPLANTES DE TITÂNIO EM TÍBIAS DE COELHOS

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Anatomia Funcional: Estrutura e Ultra-Estrutura do Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título de Doutor em Ciências Biológicas.

**Área de concentração:
ANATOMIA FUNCIONAL: ESTRUTURA E ULTRA-ESTRUTURA**

**Orientador:
Prof. Dr. Bruno König Júnior**

São Paulo

1999

DADOS DE CATALOGAÇÃO
Serviço de Biblioteca e Imformação Biomédica do
Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo

Faria, Libório José Jr.

Diferentes métodos para análise crítica da osteointegrção de implantes de titânio em tíbias de coelho / Bruno König Junior. -- São Paulo, 1999.

Tese (Doutorado) - Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo. Departamento de Anatomia.

Área de concentração: Anatomia Funcional : Estrutura e Ultra-Estrutura.

Orientador: König Júnior, Bruno.

Descritores: 1. Titânio, Biocompatibilidade 2. Implantes de titânio 3. Osteointegração de Tibia 4. Osteointegração 6. Coelhos

ICB/SBIB.148/99

**Dedico esta tese à minha esposa Anna Lethicia
e à minha filha Luiza Paes Faria**

AGRADECIMENTOS

Não posso registrar os nomes de todos os que me ajudaram e, desde já me desculpem pelas eventuais omissões.

Ao Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté, pela oportunidade de afastamento que me foi concedida para realização da minha pós-graduação.

Ao Departamento de Anatomia da Universidade de São Paulo pela oportunidade de realização da minha tese de doutoramento no curso de pós-graduação.

Especialmente ao Prof. Dr. Bruno König Junior, Professor Titular do Departamento de Anatomia do ICB-USP, mestre e amigo, pela brilhante orientação, disponibilidade e pelas inúmeras informações científicas ao longo desta jornada.

Ao Instituto de Pesquisas Espaciais em nome da Prof. Dr^a. Telma Krug pelo apoio científico.

Aos Eng^{os}. Guilherme e Ricardo Faria, meus irmãos e Eng^o Adjame pelo estimado apoio científico.

Aos meus pais Libório e Luzia Faria pelo incentivo, apoio, carinho e compreensão ao longo de toda a minha vida.

Aos dedicados amigos Romualdo Borrajo e Regina Bindão que desprovidos de qualquer interesse, não mediram esforços em me auxiliar durante todo o desenrolar deste trabalho.

Aos amigos Ricardo Marin e Marcus Vinicius pelo indispensável apoio clínico ao longo deste caminho.

Aos membros docentes, administrativos e técnicos do Departamento de Anatomia do ICB-USP, pela amizade e pela ajuda dada sempre de bom grado.

SUMÁRIO

RESUMO	03
INTRODUÇÃO	04
MATERIAIS E MÉTODOS	21
RESULTADOS	28
DISCUSSÃO	176
CONCLUSÕES	207
ANEXOS	220
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	297
ABSTRACT	314

Candidato(a): Libório José Faria Jr.

Título da Tese: Diferentes métodos para análise crítica da osteointegração de implantes de titânio em tíbias de coelho.

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa da Tese	
de Doutorado, em sessão pública realizada a ____/____/____,	
considerou o(a) candidato(a):	
<input type="checkbox"/> Aprovado(a)	<input type="checkbox"/> Reprovado(a)
1) Examinador(a)	_____
2) Examinador(a)	_____
3) Examinador(a)	_____
4) Examinador(a)	_____
5)Presidente	_____

RESUMO

Foram usados diferentes métodos de pesquisa para uma avaliação crítica da biocompatibilidade e osteointegração de implantes de titânio em tíbias de coelho.

Uma pesquisa bastante extensa, subdividida em vários grupos, forneceu um grande número de dados para o estudo do processo de ossificação perio e endostal, bem como também na região da medula óssea baseados na proximidade da superfície do implante inserido a diferentes tipos de tecidos. Equações matemáticas e gráficos foram aplicadas e criados para permitir uma aproximação científica ao problema da biocompatibilidade.

Com o objetivo de atingir uma aplicabilidade dos processos de pesquisa e dos resultados obtidos, em qualquer tipo de implante e em qualquer região do tecido ósseo, este trabalho foi desenvolvido para aprovar ou não, diferentes regiões escolhidas e eliminar aquelas desvantajosas e definir as apropriadas para que seja feita a inserção do implante.

Os resultados coletados vão de encontro a muitas publicações e por meio de equações proporcionam a possibilidade matemática de prever a quantidade de neoformação óssea que será depositada ao redor do implante, antes da cirurgia. Os resultados também possibilitam estudar a melhor forma ou a ideal de um implante, agora não somente em função de suas características metalúrgicas e mecânicas mas também com o objetivo de atingir a melhor reação tissular óssea ou de medula óssea da região que deve receber o implante.

INTRODUÇÃO

Muito se tem discutido quanto à biocompatibilidade de diferentes implantes e pesquisas de peso têm sido elaboradas no sentido de comprovar a eficácia de diferentes materiais que se encontram ofertados no mercado, além de tentarem com uma análise específica, quantificar e qualificar o tipo de osso formado sobre estas superfícies. Os métodos empregados para as análises dos diferentes processos, por outro lado também sofrem críticas quanto à sua eficácia.

Por experimentação própria pretende-se além de verificar qual o material e qual o revestimento deste, que melhor se adapta e ativa uma osteogênese de qualidade, no sentido de dar uma maior ancoragem ao implante, fazer uma análise crítica dos métodos de pesquisa.

Quanto ao aspecto cirúrgico há vários pontos de vista que devem ser levados em conta: 1) O diâmetro ideal do implante, 2) O comprimento do implante a ser inserido em relação à quantidade de osso onde o leito será preparado; 3) O diâmetro ideal do leito a ser preparado; 4) Superfícies de implantes, se lisas, jateadas ou revestidas de hidroxiapatita ou plasma de titânio, 5) A qualidade óssea medular do leito cirúrgico, 6) Dimensões e espessura do osso cortical, 7) Tipo de ancoragem determinada no presente ato, 8) além de suas sucessivas interrelações com a qualidade de suporte pretendido.

Um dos objetivos desse trabalho é o de justamente verificar diferentes métodos de inserção de implantes dentais em tíbias de coelhos e qual o melhor para se obter uma melhor ancoragem e, portanto, maior sucesso nos resultados clínicos pós-operatórios.

Procura-se também descrever uma técnica de avaliação esta-

tística do osso neoformado independente de tantas outras variáveis incontroláveis pelas técnicas atuais conhecidas.

Verificou-se na literatura uma extensa quantidade de artigos clínicos que já se têm escrito para este tema porém, ainda hoje, poucas são as publicações experimentais que avaliam as características teciduais do perimplante em ML, ML de fluorescência e ME.

A literatura em geral mostra também uma preocupação em descrever o processo de cicatrização óssea após o ato cirúrgico, contudo, são poucos os artigos que correlacionam este com a proximidade do implante ao osso cortical e mais especificamente ao endóstio, se atendo principalmente ao tipo de superfície do implante, ao formato mecânico deste e a sua ancoragem mono-cortical e bi-cortical.

Para que haja um melhor entendimento da apresentação dessa tese, será adotada uma seqüência de diferentes assuntos de pesquisa que levarão a uma conclusão geral final. As análises do material aqui empregado foram divididas em 15 grupos e esta seqüência será usada no desenvolvimento dos capítulos que seguem:-

Grupo 1:- Avaliação da reação tecidual em relação ao tipo de sutura, em microscopia de luz.

Grupo 2:-Avaliação do osso formado sobre a superfície do implante em profundidade com emprego de microscopia de luz e de fluorescência.

Grupo 3:- Avaliação da osteointegração apical do implante de inserção bicortical, em microscopia de luz e de fluorescência.

Grupo 3.1:- Avaliação espectrográfica de RX.

Grupo 4:- Avaliação da osteointegração da cabeça do implante em secção tangencial à mesma, mostrando sua maior largura.

Grupo 5:- Complementação do grupo 4 em secções oblíquas.

Grupo 6:- Complementação do grupo 3 com secções oblíquas.

- Grupo 7:- Avaliação da formação óssea ao redor de todo o implante em secções perfeitamente longitudinais.
- Grupo 8:- Avaliação comparativa entre implantes de superfícies lisa e jateada.
- Grupo 9:- Avaliação da osteointegração em secções transversas em relação à tibia
- Grupo 10.1:- Avaliação de cortes transversos em relação ao implante. Análise morfométrica.
- Grupo 10.2:- Cortes transversos em relação aos implantes de uma mesma tibia. Análise morfométrica.
- Grupo 11:- Avaliação morfométrica de uma seleção de lâminas. Métodos manual e de informática.
- Grupo 12:- Seleção de lâminas em cortes longitudinais para avaliação da segmentação, classificação e mapeamento computadorizado e morfometria em "pixel".
- Grupo complementar:- Avaliação de cortes oblíquos para uma análise complementar da quantidade e qualidade óssea na superfície do implante.
- Grupo B:- Avaliação de um grupo selecionado para uma análise tridimensional para comprovação dos achados em microscopia de luz. Microscopia eletrônica de Varredura.
- Grupo AB:- Avaliação de uma seleção para comprovação dos achados em microscopia de luz na microscopia eletrônica de varredura.

Revisão da literatura

Na literatura, relatos de valor histórico, indicam início destes estudos datando do século XIX, podendo ser destacados alguns dentre estes pioneiros, MAGGIOLO (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 anteriormente a 1565, quando Petronius tentava a colocação de placas de ouro em substituição ao palato (HERSCHFUS, 1954). MARZIANI (1955) relata que os implantes dentais foram empregados desde 2000 a.C. sem aprimoramento de instrumentos cirúrgicos. ULBRICH (1989) relata que em 1647 praticava-se a reimplantação de dentes homólogos mas ainda sem instrumentos cirúrgicos adequados e HUNTER (1756) processa a primeira pesquisa histológica em dentes homólogos reimplantados. Pode-se encarar o século XIX como o início dos estudos e pesquisa na implantodontia seguido por MAGGIOLO (1807) que descreveu a inserção de um implante de ouro em forma de raiz com aplicações de pressões diárias durante 14 dias. Em TILMANN & KÖNIG JR. (1997) encontra-se uma extensa revisão histórica da literatura.

Verifica-se na análise da literatura mais recente, apresentada no trabalho, que diferentes enfoques foram estudados e pesquisados com a implantologia, principalmente no que diz respeito às técnicas e materiais empregados.

O que atualmente é entendido como uma implantodontia moderna, deve-se a um grande impulso dado para a ciência implantodôntica por Brånemark (1966) que passou a empregar implantes dentais a serem inseridos na maxila e na mandíbula com forma de cilindros ou parafusos. Já em sua época o metal eleito foi o titânio cuja biocompatibilidade já havia sido comprovada, mas foi reforçada por estudos elaborados pelo referido autor e seu grupo de pesqui-

sadores. Também foram desenvolvidos diferentes tipos de revestimentos para melhorar a integração osso/implante na interface de inserção.

A literatura passa a ser revisada por assunto de acordo com os grupos apresentados na introdução:-

Grupo 1:-

Reação tecidual em relação ao tipo de sutura.

A melhor relação de contato entre o implante e o epitélio da gengiva, como relata BUSING (1983), e se preocupam outros autores como DEPORTER et alii (1986a), (1986b) e (1988), seguido por BERGLUNDH et alii (1991), foi descrita também por DONATH (1991), que interpretou o implante como material antigênico. Este mesmo conceito também pode ser aplicado ao fio de sutura.

O estudo físico-químico da relação entre o tecido mole mucoso e o implante foi explorado por DONLEY e GILLETE (1991); LISTGARTEM et alii (1991) e CHAVRIER et alii (1994) comprovam a reconstrução perimplantária da mucosa queratinizada, também estudada por WENNSTRÖM et alii no mesmo ano. COCHRAN et alii (1994), desenvolveram um estudo comparativo de aderência da gengiva a implantes de superfície lisa e jateada com óxido de alumínio. SCHENK et alii no mesmo ano verificaram a regeneração óssea protegida por membranas GTAN padrões, em substituição ao periosteio, observando apreciável regeneração. PIATTÉLLI et alii (1996) em experiência clínica, demonstram maior quantidade óssea justaposta ao implante sepulto em relação ao implante exposto.

ELLEN e KOKA, no ano de 1998, apresentam uma extensa revisão bibliográfica sobre a peri-implantite e a relação mucosa / implante, respectivamente.

Grupo 2:-

Avaliação do osso formado ao redor do implante.

Os relatos quanto à ancoragem dos implantes de BÜSING (1983) e KREKELER et alii (1985) são amplos e importantes na implantodontia e se referem à osteointegração.

As brocas utilizadas e preconizadas por FUCHSBERGER (1987) nos atos cirúrgicos na inserção de implantes, as influências de temperatura e diferentes diâmetros dos leitos e as observações mecânico-físicas descritas por BRISMAN (1996), também para a preparação do leito do implante são orientação segura na implantodontia. WAGNER e VALENTIN (1987), compararam diferentes tipos de ligas de titânio, no caso, com e sem vanádio, sem encontrar diferenças significativas entre eles. Os autores têm como objetivo comum, melhorar a ancoragem do implante em tecido ósseo.

KNÖFLER e GRAF (1989), (1990) e (1993), aventam a hipótese de que o processo de cicatrização óssea é influenciado pelos biomateriais. ARVIDSON et alii (1990), observam que implantes revestidos de fosfato de cálcio, geram maior porcentagem de contato entre o osso e o implante de titânio quando a superfície é lisa. Esta relação de contato osso / implante foi bem estudada e introduzida por STEFLIK et alii (1990) após análise de peças em microscopia de luz e eletrônica de varredura. Também LILL et alii (1992) se preocuparam com uma análise comparativa entre implantes, agora com projetos mecânicos distintos. ERICSSON et alii (1994) comparam tipos de superfícies de titânio, liso e jateado, gerando também dados de porcentagem, da relação de contato osso e implante, em relação ao tempo pós-operatório e o mesmo foi feito por PIATELLI (1994a) e (1994b), para implantes revestidos com hidroxiapatita comparados com implantes de titânio usinados.

Mais tarde, em 1996 PIATELLI desenvolve pesquisa clínica, com implantes revestidos com plasma-spray e estabelece relações

distintas quanto à porcentagem de contato entre osso e implante.

Grupo 3:-

Avaliação da osteointegração apical do implante.

Em HAIDER et alii (1991) encontra-se uma análise histomorfométrica da cicatrização óssea após inserção de implantes tipo IMZ, com marcação seqüencial policromática, na diáfise (compacta) e na metáfise (esponjosa) em tibias de carneiros. Os autores, obtiveram um resultado, afirmando que a incongruência da forma do leito não exerce nenhum fator negativo para a cicatrização óssea ao redor de um implante não submetido a forças.

Em estudo histológico da adaptação óssea entre implantes de titânio liso e de implantes titânio revestido de HA, JANSEN et alii (1991), mostraram que não houve diferenças marcantes na relação óssea ao nível da cortical durante os três primeiros meses. HÄUPL (1992) faz uma revisão de trabalhos mencionando inclusive DONATH (1991) que destaca fatores importantes, como a estabilidade primária na fase de cicatrização.

SENNERBY et alii. (1992), utilizando a morfometria através da microscopia de iluminação concluíram que o momento de rotação para remoção do implante e sua estabilidade corresponde à quantidade de osso encontrada em suas proximidades e quanto maior a existência do tecido ósseo, maior a estabilidade do implante.

SISK et alii (1992) após inserirem seis diferentes sistemas de implantes em cães, com a utilização de ML e MEV, após 5 meses, concluíram que em todos os implantes inseridos independentemente da forma mas fabricados com material biocompatível, uma vez implantados no osso, com método cirúrgico o mais atraumático possível, promoveram uma satisfatória osseointegração.

Em STEFLIK et alii. (1993) observa-se um estudo sobre a

morfologia do osso que suporta implantes dentais endostais em microscopia eletrônica, sugerindo que estes deveriam ser apoiados por tecido ósseo para ter um bom desempenho clínico.

PARR et alli (1993), em estudos histológicos e histomorfométricos da reparação óssea ao redor de implantes de titânio, comercialmente puros, tipo parafusados, mostraram haver grande variável, na reparação óssea, dependendo do arco no qual o implante era inserido, e da anatomia original deste sítio. CHANG et alii. 1996, fizeram uma descrição bastante interessante, relatando que a remodelação de osso ao redor de implantes de cerâmica, após 24 semanas, depende do material estar em contato direto com o endóstio. Com o material implantado na cortical, a formação óssea mais abundante se deu em regiões adjacentes ao perióstio, seguido pelo endóstio e cavidade medular na proporção aproximada de 70 %, 40% e 10%, respectivamente. Concluíram que a formação óssea ao redor de implantes está relacionada à osteocondutividade do material e à capacidade osteogênica dos tecidos.

Grupo 3.1:-

Avaliação espectrográfica. Complementação do grupo 3.

A literatura a este respeito não está diretamente relacionada com o objetivo do presente trabalho. Os enfoques são dirigidos à toxicidade e presença de elementos estranhos no espaço implante/osso. O método foi usado para reforçar os dados da pesquisa.

Grupo 4:-

Avaliação da osteointegração na região da cabeça do implante.

BÜSING (1983) já advertia que o implante deveria ter uma forma adequada de modo que se adaptasse firmemente com uma ancoragem mecânica bastante resistente e recomendava ainda a im-

portância do bom contato deste implante com o epitélio da gengiva em uma análise qualitativa. DONATH (1991) resumiu os fatores de uma cicatrização óssea adequada como, a estabilidade primária durante a fase de cicatrização; a superfície do implante deve ser grande; a micromorfologia da superfície do implante e as congruências de forma do implante devem ser conhecidas. A revisão de HÄUPL (1992) menciona DONATH, que vai mais além, destacando fatores importantes, tais como a micromorfologia da superfície do implante, que deve permitir uma adaptação das células ósseas, e a congruência com a forma do implante, que deve estar presente para se obter uma cicatrização óssea com qualquer tipo de implante bio-inerte ou biocompatível.

Autores como SENNERBY et alli. (1992), STEFLIK et alli. (1993) e PARR et alli (1993), desenvolveram estudos sobre a osseointegração da região de cabeça e colo do implante relacionando o material biocompatível com a a camada de osso compacto.

Grupo 5:-

Avaliação de cortes oblíquos da região da cabeça do implante. Complementação do grupo 4.

Autores como BÜSING (1983), DONATH (1991) e HÄUPL (1992) concordam a respeito da estabilidade primária, preconizada aos implantes, em seu ato cirúrgico, como uma relação ideal, pré-osteointegração e SENNERBY et alli (1992) afirmam que a estabilidade de um implante, corresponde à quantidade de osso que se encontra nas proximidades destes. PARR et alli (1993) já descreviam diferenças na osseointegração na mandíbula e na maxila.

Já STEFLIK et alli (1993), afirmando que os implantes deveriam ser apoiados por tecido ósseo, parecem preocupar-se em estimular mais a remodelação do que a neoformação óssea.

Grupo 6:-

Avaliação de cortes oblíquos na região apical do implante.

Complementação do grupo 3.

ADELL et alli (1986), na discussão de seu trabalho, constatam que existe uma grande área para pesquisas em animais, relacionada com a carga funcional do implante. A distribuição das cargas ao longo do implante é de suma importância pois seu conhecimento fará com que haja melhores resultados pós-operatórios.

BLOCK et alli (1989) em pesquisa comparativa entre implantes submetidos a cargas, revestidos de HA e jateados com areia, inseridos em mandíbulas de cães, durante 1 e 10 meses, não verificaram diferença estatística quando há presença de bolsas. A perda da crista óssea, para os autores, também não foi significativamente diferente entre os dois implantes. OHGUSHI et alli (1990) - estudaram, através de histomorfometria, a osteogênese em poros de HÁ e Fosfato Tricalcio (TCP). Em 1991, BUSER et alli, demonstraram que a tensão do contato ósseo está correlacionada positivamente com o aumento da aspereza da superfície e com uma melhor aposição de tecido ósseo. STRUNZ (1993), em resultados semelhantes aos aqui obtidos, descreveu a influência do tempo na osteointegração de um implante no fêmur de um rato, na região compacta e na região medular, depois de 14 dias, verificando que há uma diferença de velocidade de ossificação do implante entre as duas regiões.

YLIHEKKILA et alli (1995) - realizaram um estudo utilizando a cultura primária de células osteoblásticas bovinas, com a superfície de implantes, através de técnica microscópica. Observaram uma rápida diferenciação e mineralização do crescimento dos osteoblastos sobre a superfície do titânio, o que o caracteriza como material osseoindutor.

BAGAMBISA et alli. (1995) concluíram de seus resultados que quando uma superfície de implante não tem uma boa adaptação de macromoléculas, que são importantes para permitir a atividade de osteoblastos, esta superfície obviamente também não vai permitir uma boa osteointegração. Além disso, as depressões e elevações na superfície do implante não devem ser menores do que a superfície necessária para a adaptação das células com a finalidade de garantir uma melhor osseointegração, complementando os resultados de BUSER et alli (1991). WENNERBERG et alli. (1995) em pesquisa com coelhos relataram encontrar uma maior necessidade, de torque de remoção em implantes com superfície jateada, comparados com implantes de superfície torneada. e uma maior área de osso foi encontrada nas helicóides dos parafusos torneados.

TAYLOR et alli. (1996), com reservas, chegam à conclusão que a biocompatibilidade natural do titânio e a habilidade desses implantes de se osteointegrarem com sucesso, são discutíveis. PIATTELLI et alli. (1996), relatam em estudo histológico, dois casos clínicos em humanos de fratura de "abutment", encontrando em ambos um recobrimento de grande parte de sua superfície de osso lamelar maduro compacto, com vários canais de osteonas. CUNE et alli. (1996) e GISO et alli (1996), também desenvolveram pesquisa clínica.

O relato de DAVIES (1998), sobre os mecanismos da integração endostal, está subdividido em 3 fases distintas: Osteocondução, neoformação e o remodelamento, além da sua citação sobre o fato de que "os resultados do tratamento na implantodontia dependerão, desta forma, dos modelos de superfície dos implantes que otimizam a resposta biológica durante cada um destes mecanismos de integração".

Grupo 7:-

Em AUTO CAD

Avaliação completa de área óssea ao redor de implante cortado em plano longitudinal.

SOLTESZ & SIEGELE (1984), em um estudo de elementos finitos, isto é, puramente matemáticos, quanto ao módulo de elasticidade do implante e do osso, onde este será inserido, chegam à conclusão de que não há necessidade de o implante ter elasticidade.

BAHR E LESSING (1993), realizaram estudo comparativo experimental em carneiros com diferentes dimensões de implantes parafusados, analisando a capacidade destes de resistir às forças durante a mastigação funcional após Le Fort I com osteotomia. Apesar da situação experimental não poder ser comparada diretamente ao trauma ou casos de osteotomia, o estudo proporcionou a suposição de que parafusos de 1,5mm poderiam ser usados ao invés de 2,0mm, no terço médio da face associado à grande carga mastigatória.

STEFLIK et alii. (1994) estudando diferentes formas de implantes e materiais em cães, verificaram por meio de métodos morfométricos histológicos computadorizados, que os implantes de titânio atingem uma melhor osteointegração do que os implantes de cerâmica, e também que, com o tempo da aplicação de forças, havia uma progressão na deposição óssea aumentando sua espessura peri-implantar. LINDEN et alii. (1995), pesquisaram em ratos ou cobaias, que receberam os implantes na medula de seus fêmures. Foram feitas análises histológicas e radiológicas de implantes de titânio e de implantes de titânio revestidos de HA. Verificaram um progresso temporal da calcificação. WEHRBEIN et alii. (1993) pesquisaram clínica e histologicamente em cães, a possibilidade de aplicação de implantes dentais para serem usados como retentores

de forças em tratamentos ortodônticos e CARR et alii. (1995), em babuínos, fizeram uso do momento de rotação para a remoção do implante como medida biomecânica de avaliar a estabilidade do implante.

SAADOUN et alii. (1996) em estudo clínico de 8 anos, em implantes de titânio de superfície tratada, recobertos por hidroxiapatita e "plasma spray", demonstraram um alto sucesso dos recobertos em relação aos tratados, especialmente nos implantes curtos, implantados em ossos maxilares macios. SENNERBY et ROOS (1998) revisaram a literatura clínica, analisando a influência dos fatores cirúrgicos nas falhas dos implantes em casos de rotina e daqueles onde os implantes foram usados em conjunto com enxertos ósseos. Observaram, com poucas exceções, que a maioria dos artigos referiam-se a implantes tipo parafusados.

EVANS et alii. (1996) relatam uma comparação de implantes de titânio em forma de parafuso, de superfície lisa, com implantes revestidos de HA, inseridos em mandíbulas de cães. A avaliação clínica, radiográfica e histomorfométrica em nível de microscópio de iluminação, permitiu a detecção de quaisquer diferenças na resposta óssea das condições de sujeição a cargas. Não houve diferenças estatisticamente significantes referentes à mobilidade, profundidade de sondagem, percentagem de osseointegração e posição da crista óssea.

MOTOHASHI et alii (1998), estudaram a reação óssea ao redor de implantes revestidos de HA em ratas ooforectomizadas, deficientes de estrógeno. A cirurgia não afetou seriamente a reparação óssea após a inserção dos implantes em áreas corticais, mas reduziu a proporção do contato ósseo-implante e o osso na área medular, demonstrando distinção entre a reação óssea cortical da medular.

Grupos 8, 9, 10.1 e 10.2:-

Avaliação comparativa entre implantes lisos e jateados em secções longitudinais (grupo 8) e transversas (grupos 9, 10.1 e 10.2).

LESSING (1993) pesquisou a cicatrização de diferentes parafusos empregados na osteosíntese na região média da face em carneiros e comparados por meio de métodos de fluorescência. Após 8 semanas os animais foram sacrificados e foram feitos cortes histológicos para a avaliação morfométrica qualitativa e quantitativa da neoformação óssea marcada por substâncias fluorescentes.

BIESBROCK et alii. (1995) estudaram a literatura no que se refere ao emprego de implantes revestidos de HA na clínica indicando estes implantes portadores de algumas vantagens em relação a outros de titânio não revestidos. DASARATHY et alii. (1996) pesquisaram a inserção de um tecido ósseo neoformado ao redor de implantes ortopédicos e dentais compostos consistentes de substratos metálicos e biocerâmicas sem a fixação com cimento.

-

Grupo 11:-

Avaliação morfométrica

Grupo 12:-

Avaliação morfométrica em pixel

Grupo complementar:-

Grupo B:-

Avaliação de dados fornecidos pela microscopia eletrônica de varredura.

STEFLIK et alii. (1992), examinaram a camada limite entre o implante e a camada óssea circunvizinha no microscópio eletrônico de transmissão, relatando a seguinte estratigrafia: implante, camada eletrodensa, seguida de uma camada eletrolúcida, cristais calcificados e finalmente osso. Já STEFLIK et alii. (1993) em seus estudos sobre a morfologia do osso que suporta implantes dentais endostais através de microscópios eletrônicos de transmissão e de alta voltagem, descrevem histomorfometricamente, que de 30 a 60% da superfície do implante tem contato com tecido ósseo mineralizado. O restante da interface é composta de osteóide, tecido conjuntivo fibroso e componentes da medula óssea. Verificam que a presença da matriz mineralizada fica a cerca de 50 micrômetros da superfície do implante. O espaço é preenchido por um denso depósito eletrodense que pode variar de 20 a 50 micrômetros de espessura. Ainda próximo da superfície do implante foram detectados osteócitos dentro do osso de suporte. Supõem que estes osteócitos podem interagir com o implante por meio de projeções celulares que se estendem por canaliculos até a superfície do implante.

YLIHEIKKILÄ et alii. (1995) com o emprego de uma cultura primária de osteoblastos bovinos verificaram os resultados metabólicos de culturas mineralizadas obtidas na superfície de implantes, de acordo com os aspectos obtidos na microscopia de luz e eletrônica após, 1, 3, 5, 7, 10 e 14 dias de incubação. Pode ser observada uma diferenciação e mineralização rápida da cultura de osteoblastos na superfície da liga do implante. O resultado positivo imediato observado na formação de uma cultura de osteoblastos de mandí-

bula em fase de mineralização, em contato com uma liga de titânio não levou, entretanto, a uma ligação adesiva íntima entre o implante e a cultura celular estratificada.

MURAY et alii. (1996), também em microscopia de luz e eletrônica de transmissão estudaram a interface titânio/osso em tíbias de ratos jovens e adultos. No 14^o dia após a inserção do implante, com a microscopia de luz, observaram o início de formação de osso com o titânio. No 28^o dia em ratos jovens o contato osso/titânio foi maior do que em ratos adultos. Em secções de 1 micrômetro, observaram ao redor do titânio, uma zona amorfa de 0,5 – 1,0 micrômetro de espessura e uma delgada camada de células situava-se paralela ao implante formando a camada superficial da zona amorfa. Ultraestruturalmente estas células delgadas foram identificadas como semelhantes a osteoblastos e faziam um contato direto com o implante por meio de uma fina zona amorfa de 20 – 50 micrômetros. Abaixo desta camada celular foi encontrada uma zona que continha colágeno pobremente mineralizado e limitada por uma camada de osso lamelar com estrutura parecida à Lâmina limitans. Esta camada celular estava ausente em alguns lugares e portanto a espessa zona amorfa apresentava cerca de 20 a 50 micrômetros. Embora o osso tenha sido visto fazendo contato com o implante de titânio, encontraram ultraestruturalmente uma fina camada amorfa de 20 a 50 micrômetros, uma camada celular fina e/ou zona pobremente mineralizada interposta entre o titânio e o osso.

GRUPO AB:-

IVANOFF et alii (1996 a e b) publicaram trabalhos sobre a integração de implantes de titânio estudando a influência da mobilidade inicial de implantes e a influência da contaminação dos implantes por tecido mole, em tíbias de coelhos. Após 12 semanas de cicatrização os implantes eram recuperados junto com o osso circundante e incluídos em resina plástica, e preparados em secções de 10

micrômetros de espessura para a morfometria em microscópio de iluminação. Esta prática é também, muito comum em pesquisas que envolvem materiais orgânicos e inorgânicos desenvolvidas por BECK e KONIG (1997).

-

MATERIAL E MÉTODOS

Para esta pesquisa foram utilizados implantes do tipo rosqueados FIG.1 e 2, Liso FIG. 3 e Jateado FIG. 4 osteointegrado do sistema Titanium-Fix. Embalados em recipientes esterelizados com raio X, representados no anexo pg.220.

Os implantes da marca comercial Titanium-Fix são, segundo informações do fabricante, de titânio puro, de superfície lisa ou áspera jateada com óxido de alumínio.

Foram utilizados nesta pesquisa 44 implantes, sendo um grupo destes implantes especificamente preparado pela empresa, com redução de seu diâmetro comercial para 2,60 mm, outro grupo com o menor diâmetro comercial exposto no mercado de 3,75 mm, ambos com 7,00 mm de comprimento. Em ambos os grupos de 2,60 mm ou de 3,75 mm, havia 50% de superfície lisa e 50% de superfície jateada.

Foi escolhida a região proximal da tíbia de coelhos para a implantação devido à facilidade de acesso cirúrgico procurando comprometer o mínimo possível a estabilidade física dos coelhos.

A técnica de implantação, segundo a seqüência descrita abaixo, é preconizada pelo fabricante e foi rigorosamente adotada. Pode-se observar a obtenção do leito ósseo para o sistema Titanium-Fix nas figuras do anexo de 5 a 12, e implantação dos implantes de 2,60 mm X 7,00 mm da Titânium Fix nas figuras de 13 a 15, em anexo pgs. 221 e 222.

O processo cirúrgico para implantes de 2,60 mm X 7,00 mm, segue os passos descritos no anexo MM1 - pg. 223. O processo cirúrgico para implantes de 3,75 mm X 7,00 mm, segue os passos descritos no anexo MM2 - 223.

Para a realização da pesquisa, foram utilizados 11 coelhos fêmeas com aproximadamente um ano de idade, de mesma linhagem New Zealand, pesando em média 2,7 kg. Os animais foram manti-

*no Departamento de Animais do ICB da USP-SP.

dos no biotério da Universidade de São Paulo*. Permaneceram em gaiolas separadas, recebendo uma alimentação pré e pós operatória constituída de uma ração seca adequada, produzida pela USP, no campus de Pirassununga, acompanhada de água.

Como medicação pré-operatória, foram administradas 1.200.000 U de Benzilpenicilina benzatina para cada 60,00 Kg de massa e 0,09 ml de Ivomec subcutâneo, para prevenir patologias cutâneas.

Para o ato cirúrgico foram utilizados Ketalar, 10,0mg / kg como sedativo e Rompum 0,1ml / kg como anestésico geral intramuscular. Estas dosagens, complementadas com anestesia local à base de xilocaina, foram suficientes para que o animal permanecesse sob profunda narcose durante 90 a 120 minutos. Toda a atividade técnico-científica transcorreu conforme plano apresentado e aprovado pela comissão de ética do ICB da USP, que controla as pesquisas desenvolvidas em animais (anexo no início da tese)

Foram implantados, dois implantes em cada tibia de coelho. Como medicação pós-operatória, foi administrada uma segunda dose de antibiótico, respeitando a mesma marca e a mesma dosagem. Os animais foram sacrificados após um período de oito semanas, padrão no laboratório de Anatomia, por meio de uma dosagem excessiva de Hypnol, sendo, logo em seguida, feita a obtenção do material a ser estudado.

As amostras foram divididas em três grupos: Grupo A, para microscopia de luz, de peças incluídas em resina; Grupo B, para microscopia eletrônica de varredura e Grupo AB, para microscopia eletrônica de varredura também de peças incluídas em resina como as do Grupo A. Para tanto, as peças do Grupo A e Grupo AB foram fixadas em solução neutra de formalina a 4% e as do Grupo B, fixadas em solução de Karnovsky, modificadas pelas respectivas desidratações.

Os processos histoquímicos estão descritos no capítulo Anexo, nas pgs. 224 a 227, para seus respectivos grupos.

No intuito de melhor identificar os animais envolvidos na pesquisa, organizar a fase clínica e laboratorial, além de facilitar a compreensão científica do todo, os 11 (onze) coelhos, foram enumerados em 1 (uma) controle, que tiveram as suas 4 (quatro) peças submetidas às técnicas descritas para o Grupo B, e os demais enumerados de 1 (um) a 10 (dez), que tiveram suas peças submetidas às técnicas descritas para o Grupo A exclusivamente, ou associada às técnicas descritas para o Grupo AB, para análise comparativa entre as do Grupo A e Grupo B.

Os 11 coelhos fêmeas com peso médio de 2,70 Kg, foram implantados com 44 implantes de marca comercial "Titanium Fix", cuja variável reside na característica superficial (Liso e Jateado) e nas dimensões quanto a espessura (2,60 mm x 7,00 mm e 3,75 mm x 7,00 mm).

Estes coelhos foram previamente tratados como já descrito, e sofreram os procedimentos cirúrgicos, com todas as complicações e variações características do processo cirúrgico, que são melhor representados nas tabelas, apresentadas no capítulo anexo nas pgs. 228 a 233.

Nelas foram anotadas informações pertinentes ao desenrolar da pesquisa, tais como, a identificação do coelho (número e sexo), data de realização cirúrgica (dia / mês / ano e dia da semana), para controle interno de aplicação dos marcadores histoquímicos, perna operada (esquerda ou direita), proximidade com a articulação tíbio-femural (proximal ou distal), grupo de estudo para microscopia de luz ou eletrônica de varredura (M.L. ou M.E.), dimensões do implante (2,60 x 7,00 mm ou 3,75 x 7,00 mm.), características de superfície dos implantes (liso ou jateado), observações específicas a cirurgia quanto as variações nas dimensões de incisão, procedimento intrínseco e ancoragem do implante, drogas utilizadas no ato cirúrgico (sedativos e anestésicos gerais e locais), tipo de sutura da pele e data do sacrifício (remoção da peça).

No ato cirúrgico, os coelhos foram sedados com Ketalar 10 mg/Kg e anestesiados geral intra muscular na região da coxa com Rompun 1,0 ml / Kg, e local com Citaneste a 3% um tubete, cada coelho, o CONTROLE e os demais enumerados de 1 a 10 como C1, C2, C3,...,C10, receberam 4 implantes, dois por tibia, esquerda (E) e direita (D), na região proximal desta, estando um mais próximo da articulação tíbio-fermural denominado proximal (P) e o mais afastado distal (D).

Como o objetivo deste trabalho era a avaliação óssea medular da osteointegração dos implantes, variou-se também a forma de fechamento da incisão cirúrgica, para visualização microscópica dos resultados sobre a compacta periostal, acreditando na sua não interferência de resultados sobre a resposta medular na região apical destes implantes. Um grupo recebeu sutura periostal com seda, o outro com "Categute", outro com pequena incisão sem sutura, e o último grupo com grande incisão sem sutura como já descrito. Para uma avaliação da resposta medular, não houve preocupação em variar as características de ancoragem dos implantes, estando um grupo corticalmente, bi- ancorados tanto na cortical cirúrgica quanto na cortical oposta lateral a esta, aqui, por facilidade, denominado apenas (bi - cortical), outros ancorados apenas na cortical cirúrgica, aqui denominado apenas (cortical), outros na cortical oposta lateral a cortical cirúrgica, aqui denominado apenas (cortical oposta), e um outro grupo sem qualquer ancoragem em compacta óssea. Todos o coelhos foram tratados com Alizarina, Calceína e Tetraciclina - corantes fluorescentes que se fixam à apatita - com duas aplicações de cada um destes marcadores histoquímicos, marcando a deposição do osso neoformado, semana pós semana.

Foi distinguido os grupos de coelhos, em função das datas de ocorrências cirúrgicas e aplicações dos marcadores histoquímicos, segundo tabelas apresentadas no capítulo anexo na pg. 234.

Os coelhos foram sacrificados 8 (oito) semanas após a cirurgia com dois implantes inseridos em cada epífise proximal, seguida da remoção de suas tíbias.

De um total de 22 (vinte e duas) epífises tibiais, 2 (duas) removidas do coelho fêmea CONTROLE foram fixadas para microscopia eletrônica de varredura segundo a descrição do Grupo B. As 20 (vinte) peças restantes com 2 (dois) implantes cada, foram divididas em 40 (quarenta) peças, com um implante cada, e classificadas para microscopia de luz seguida ou não de microscopia eletrônica de varredura. Para uma análise exclusiva em microscopia de luz, M.L. foram destinados um total de 32 (trinta e dois) implantes e para uma análise em microscopia de luz, M.L. e de varredura M.E.V. um total de 8 (oito) implantes, sendo estas 40 (quarenta) peças em sua totalidade, agrupadas, fixadas, lavadas, desidratadas e incluídas em acrílico segundo a descrição para o Grupo A.

Cada bloco de resina contendo um único implante resultante foi cortado com um disco de diamante de 0,15 mm de espessura, em um recortador digital de marca ISOMET, do Instituto de Pesquisas Nucleares da Universidade de São Paulo, refrigerado a água, calibrado para cortes de 0,8 mm de espessura, com uma carga de pressão de corte de 0,5 kgf., e velocidade de 1500 rpm.

Seccionadas, geraram um total de 222 (duzentos e vinte e duas) lâminas coradas por Tricromo de Masson, e 8 (oito) placas de resina, as quais, seguidamente foram tratadas para microscopia eletrônica de varredura M.E.V., segundo os procedimentos descritos para o Grupo AB.

As 222 lâminas foram aderidas a lâminas circunferenciais acrílicas leitosas cortadas a partir de placa única, com aproximadamente 4,5 cm de diâmetro e 0,3 cm de espessura, com adesivo a base de éster de cianocrilato. Em seguida, estas lâminas foram polidas como lentes ópticas em equipamento óptico de precisão HAUBRICH SYSTEM 71001, após serem fixadas em placas de

duralumínio com massa plástica DECK SOLDA*

Foram utilizados para o acabamento e polimento destas lâminas, lixas TREVO / TORIC.**, seguidas de um polimento com FELTROS P / CR. 39 TREVO – 75 m / m e pasta de polimento a base de água e óxido de alumínio IMAGE***.

As lâminas foram então separadas de suas bases de duralumínio, limpas, lavadas com água destilada e secadas a ar. Após o polimento estas lâminas atingiram uma espessura média de 0,70 mm descontada a espessura das placas circunferenciais acrílicas.

As 8 (oito) placas de resina preparadas segundo as descrições do Grupo A seguidas da técnica descrita para o Grupo AB fazem, agora parte do GRUPO AB de mesmo nome, servindo de link de análise entre os sub - grupos do Grupo A e o Grupo B.

Das 222 (duzentos e vinte e duas) lâminas preparadas segundo as descrições do Grupo A, foram separadas 157 (cento e cinquenta e sete) lâminas, e estas subdivididas em 12 (doze) sub-grupos segundo os mesmos padrões de corte para avaliações, qualitativas e quantitativas específicas aos cortes.

Os 12 sub-grupos do Grupo A são melhores descritos segundo as tabelas apresentadas no capítulo anexo, nas pgs.235 a 244, doravante denominados como GRUPOS de 1 a 12, e GRUPO COMPLEMENTAR.

No capítulo anexo nas pg. 246 pode-se verificar a distribuição das lâminas dos animais nos GRUPOS B e AB, apresentados na introdução.

Nos sub-grupos do Grupo A de pesquisa, encontram-se um total de 65 (sessenta e cinco) lâminas não classificadas, representadas em anexo pg. 245 e 157 (cento e cinquenta e sete) lâminas classificadas quanto aos mesmos padrões de corte dos GRUPOS de 1 a 12, e do GRUPO COMPLEMENTAR.

* HUMAITA Industria e Com. LTDA.

** GRNA 180, 500, 1200 e1500 da SEGMENT SYSTEM

*** TRANSFLEX DIVISION OF FERRIS CORPORATION

Todas as 157 lâminas, dos GRUPOS supra citados, foram avaliadas em microscopia de luz, em microscópio óptico da LEITZ-GERMANY, e fluorescência no mesmo microscópio, submetidas a uma fonte de ultra-violeta*

Todas as 157 lâminas destes referidos grupos foram fotografadas, com filme para papel KODAK ASA - 400, através de um sistema de câmera fotográfica, para microfotografia automática**, acoplada a este microscópio com lente WETZLAR 2,5 X e objetivas de 0,8 X e 5,0 X , no Laboratório de Neuro Anatomia Química***. As exceções, quando se fez necessário, a exposição de determinadas áreas com melhor resolução, apresentam o aumento da lente de mesma marca, acoplada ao mesmo microscópio, discriminado abaixo das fotografia.

* LEIKA MICROSKOPIE & SYSTEME, GmbH. WETZLAR, Type 301-307. 004, HBO 100 W.

** ORTHOMAT-E da LEITZ

*** Instituto de Ciências Biomédicas da USP SP

RESULTADOS

APRESENTAÇÃO GERAL

Verificou-se nos resultados que a ossificação da região em que foi inserido o implante pode se processar por atividade de deposição óssea tanto na região periostal (fig. 1A) como na endostal (fig.1B). A intensidade de ossificação tanto no volume quanto na densidade variou bastante entre os diferentes cortes conforme pode ser visto nas ilustrações de cortes histológicos.

Foi separado um grupo para a observação de reação em relação ao tipo de sutura. Foi usada sutura periostal com fio de seda onde houve inserção de implantes (fig. 1C). A diferença de intensidades de cor da referida figura mostra uma grande atividade de remodelação óssea (adaptação da estruturação do tecido ósseo após cirurgia) tanto do lado periostal como endostal e ainda na intimidade da compacta. Um aumento geral relativo da atividade metabólica de toda a região mostrada no caso de uma sutura periostal com fio de seda mas em implante de superfície jateada e diâmetro de 2,6mm, foi verificado (fig. 1D). Interessante a reação da camada medular no caso de sutura com fio "cat-gut" periostal com implante de superfície lisa e diâmetro de 2,6 mm (fig. 1E) e implante de superfície jateada (fig. 1F). Houve grande atividade de formação óssea na área medular do osso, normalmente invadida por tecido adiposo. O aspecto da remodelação óssea vista nos casos de incisões pequenas, no implante de superfície lisa (fig. 1G e 1H) e de superfície jateada (fig. 1I e 1J) mostrou-se bastante restrita à área da incisão sendo que uma maior atividade periostal foi vista na área operada para inserção do implante de superfície jateada. No caso de incisões grandes a área de remodelação óssea está relativamente aumentada no caso do implante de superfície lisa, mostrando inclusive áreas convexas na superfície que olha para o lado medular do osso, isto é, na proliferação de tecido ósseo

de estimulação endostal (fig. 1K e 1L). Quando a superfície era jateada, além do tecido ósseo apresentar um crescimento em direção à medula óssea, verificava-se um desarranjo nas camadas de tecido mole (fig. 1M e 1N), como também era o caso do implante de superfície lisa. Nestes casos de incisões amplas, tanto no emprego de implantes de superfície lisa como jateada, apresentados nas figuras, não houve sutura periostal.

A título de comparação das diferentes remodelações e neoformações ósseas, passou-se a comparar implantes de 2,6 mm com 3,75 mm de diâmetro, lisos e jateados, que passaram a ser analisados na região da cabeça e colo, do corpo e do ápice. O corpo do implante pode ser melhor analisado em cortes transversais, conforme ilustrações apresentadas no texto que segue.

também suas periodicidades estão registradas nos gráficos que seguem abaixo, o que dá um panorama geral da direção e extensão do processo de remodelação e formação óssea. Semelhantes observações foram feitas nos cortes observados sob microscópio de luz (fig. 1Q) e de fluorescência (fig. 1R) em implantes de 2,6 mm de diâmetro mas de superfície jateada. A superfície jateada parece estimular uma maior formação de pontes de natureza mineral que atravessam a interface implante/osso e de acordo com a cor apresentada, esta formação se deposita logo nas primeiras semanas. Nos implantes de diâmetro 3,75 e de superfície lisa, na microscopia de luz (fig. 1S) e na de fluorescência (fig. 1T) e de superfície jateada sob microscópio de iluminação, e de fluorescência, observou-se os mesmos aspectos dos implantes de superfície lisa (fig. 1U e 1V), e de superfície jateada (fig. 1X e 1Y), de 2,6 mm de diâmetro, mas como característica havia uma maior injúria causada à camada de osso compacto, inclusive com um aumento das dimensões das áreas vazias de tecido mineralizado.

As características da interrelação entre implante e osso na região do corpo foram melhor observadas em cortes transversais e, nos gráficos abaixo, pode-se observar a área a que esta análise foi restrita. Para um aspecto geral da extensão do implante para dentro da medula da tibia atingindo ou não a tábua do lado oposto, foi intercalada uma ilustração (fig. 1Z) que representa um implante jateado de 2,6 mm de diâmetro. Trata-se de uma fotografia que mostra atividade de remodelação e neoformação ósseas, sendo que a maior atividade está do lado do implante próximo à tábua compacta do osso, pelo menos no que se pode observar em uma representação bidimensional. Para a visualização tridimensional havia a necessidade de observações em outro plano e foi decidido que seria feito um estudo em cortes transversos.

Em implantes com 2,6 mm de diâmetro, de superfície lisa, sob microscópio de iluminação (fig. 1AA) e de fluorescência (fig. 1AB) e de superfície jateada (figs. 1AC e 1AD) respectivamente sob micros-

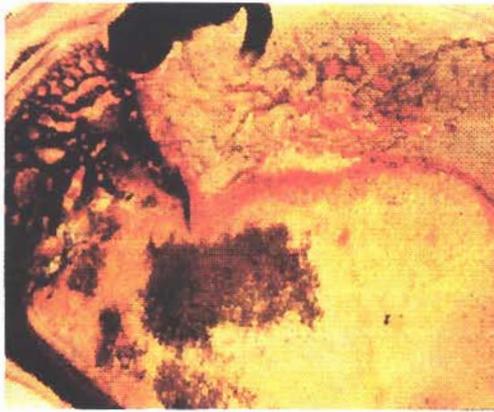
cópia de luz e de fluorescência, pode-se ver que a atividade de neoformação óssea diminuía à medida que o implante avançava para a cavidade medular e portanto se afastava da tábua óssea. Nas figuras 1AE a 1AJ observa-se a presença de dois implantes em corte transverso sendo que o diâmetro de ambos é de 2,6mm mas as superfícies são diferentes.



Fig.1A - Ossificação na região periostal



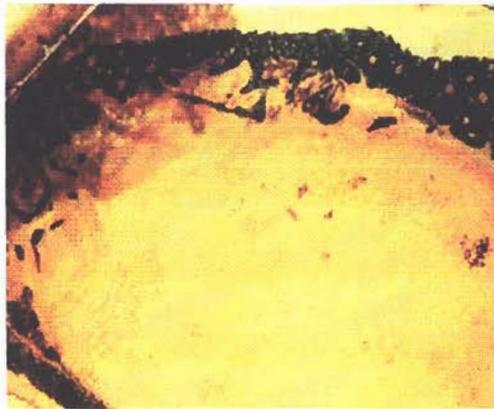
Fig.1B - Ossificação na região endostal



*Fig.1C - C2EP1 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Sutura com Seda*



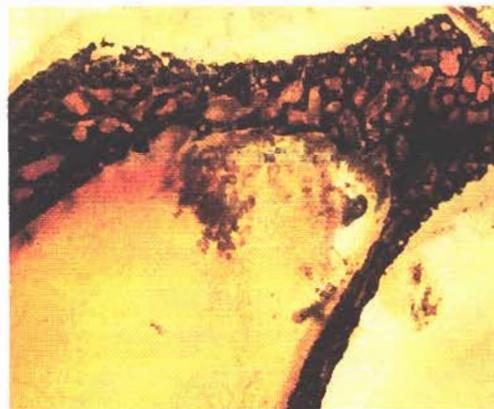
*Fig.1D - C2ED6 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Sutura com Seda*



*Fig.1E - C4EP6 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Sutura com CateGute*



*Fig.1F - C4ED7 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Sutura com CateGute*



*Fig.1G - C6DP1 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Pequena incisão
sem sutura*



*Fig.1H - C6DP6 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Pequena incisão
sem sutura*



Fig. 1I - C6DD1 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Pequena incisão
sem sutura

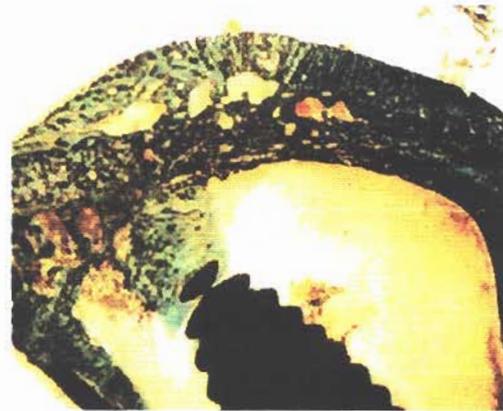


Fig. 1J - C6DD2 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Pequena incisão
sem sutura



Fig. 1K - C7DD1 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Grande incisão sem
sutura

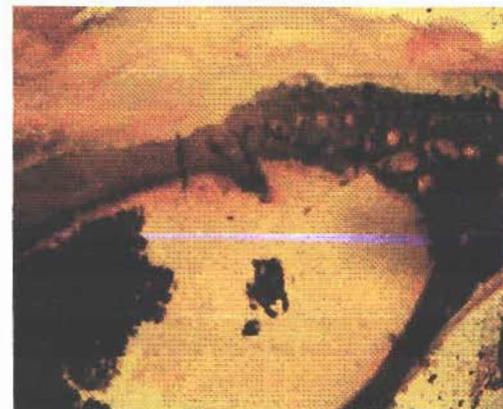


Fig. 1L - C7DD7 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Grande incisão sem
sutura



Fig. 1M - C7DP1 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Grande incisão sem
sutura

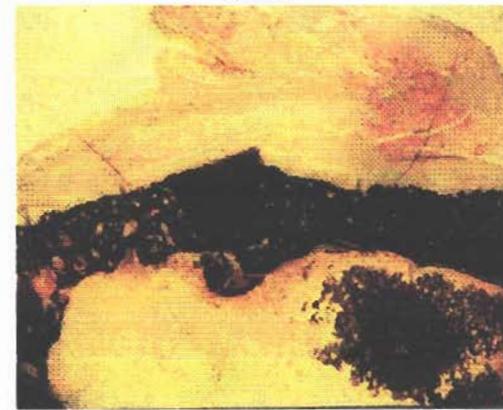


Fig. 1N - C7DP5 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Grande incisão sem
sutura

Em cortes longitudinais



Fig. 1O - C6ED2 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Ótica



Fig. 1P - C6ED2 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência



Fig. 1Q - C6DD4 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Ótica



Fig. 1R - C6DD4 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência



Fig. 1S - C1EP2 - Liso - 3,75 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Ótica

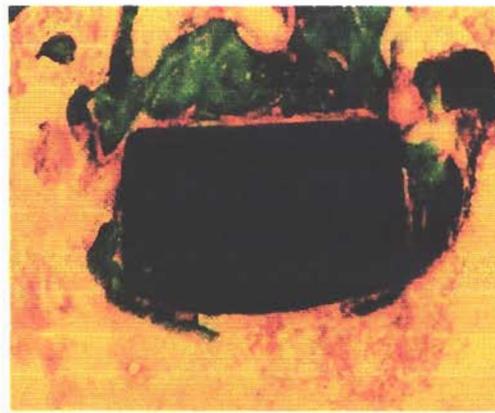


Fig. 1T - C1EP2 - Liso - 3,75 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

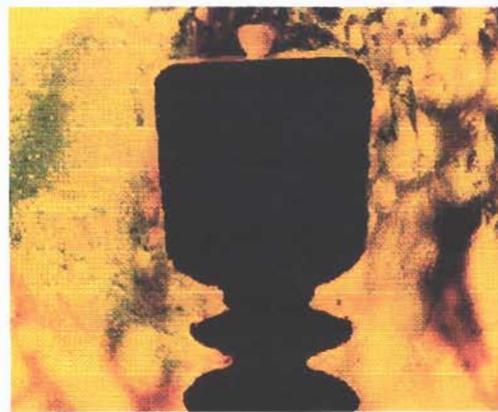


Fig. 1U - C2DP5 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Ótica



Fig. 1V - C2DP5 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

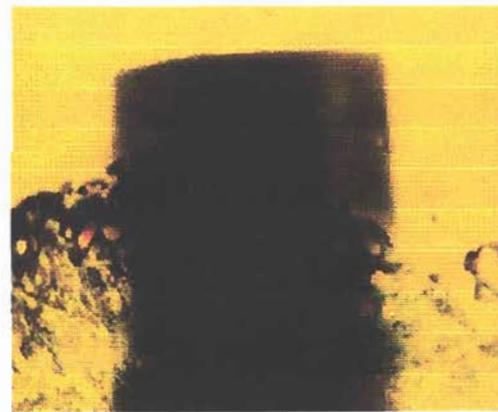


Fig. 1X - C5ED5 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Ótica

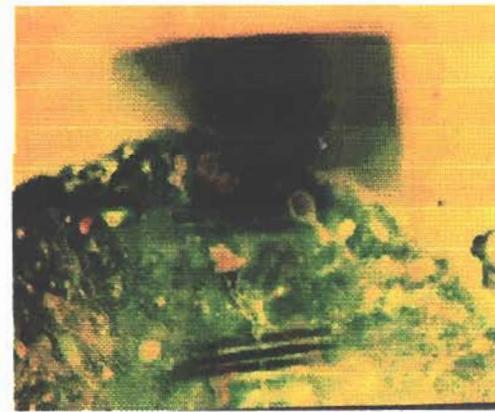


Fig. 1Y - C5ED5 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

Em corte longitudinal



*Fig. 1Z - C8DP4 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Ótica
Sutura periostal com seda*

Em cortes longitudinais



Fig. 1AA - C7EP3 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Ótica

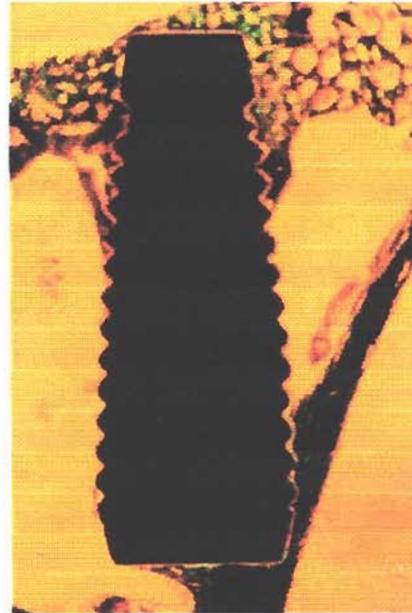


Fig. 1AB - C7EP3 - Liso - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Fluorescência



Fig. 1AC - C6EP2 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Ótica



Fig. 1AD - C6EP2 - Jateado - 2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. - Fluorescência

Em cortes transversias



Fig. 1AE - C10DP1 / C10DD1 - Liso / Jateado
2,6 mm ϕ - aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência



Fig. 1AF - C10DP2 / C10DD2 - Liso / Jateado
2,6 mm ϕ - aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

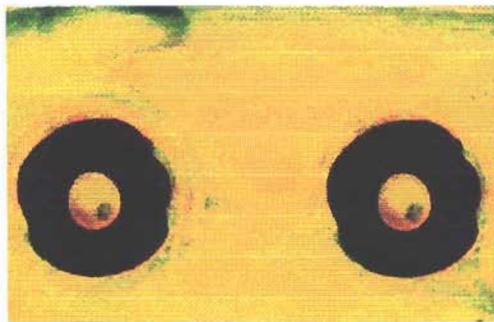


Fig. 1AG - C10DP4 / C10DD4 - Liso / Jateado
2,6 mm ϕ - aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

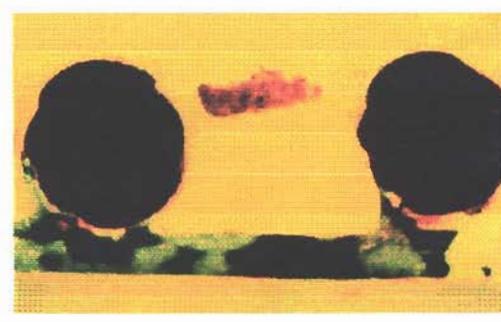


Fig. 1AH - C10DP7 / C10dd7 - Liso / Jateado
2,6 mm ϕ - aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

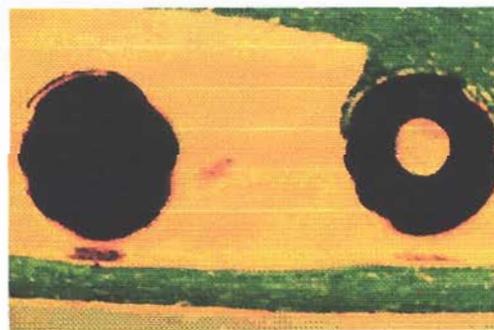


Fig. 1AI - C10DP6 / C10DD6 - Liso / Jateado
2,6 mm ϕ - aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

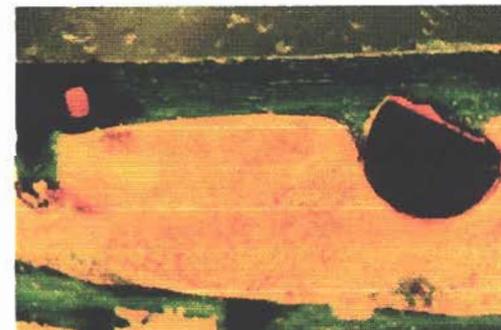


Fig. 1AJ - C10DP9 / C10DD9 - Liso / Jateado
2,6 mm ϕ - aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência

MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

A microscopia eletrônica de varredura veio reforçar as observações que haviam sido detectadas com o uso do microscópio de luz e de fluorescência mas com um acréscimo dimensional e de resolução, portanto, permitindo a interpretação de maiores detalhes. Para esta microscopia, foram utilizadas peças preparadas do CONTROLE segundo a orientação do GRUPO B, e placas de resina, complementares com interfaces comuns às analisadas em microscopia de luz segundo orientação do GRUPO AB, técnicas estas, já apresentadas no processamento laboratorial das amostras.

A análise espectrográfica permitiu verificar a presença de elementos presentes na interface implante/osso e na estrutura óssea onde havia atividade metabólica, que mostrou que o espaço aparentemente vazio entre implante e osso na realidade não havia sido bem evidenciado pelas técnicas empregadas. Nas ilustrações apresentadas acima, pode-se verificar que já havia um ganho de maior número de dados quando era empregada a microscopia de fluorescência.

Para um entendimento global de observações feitas acima e apresentadas com suas respectivas ilustrações, foram diagramados gráficos que permitiram quantificar a atividade óssea com a presença do implante. Devido à sua extensão e quantidade de dados resultantes desta pesquisa, para uma melhor compreensão do leitor, os resultados foram descritos por grupos de pesquisa, em sua seqüência de desenvolvimento, o que também racionaliza este trabalho em módulos para futuras publicações.

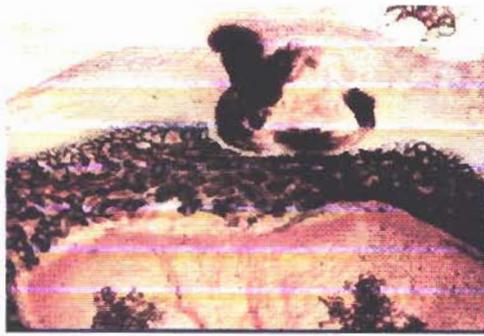
Estes grupos de pesquisa, nos resultados, detêm o mesmo nome dos grupos selecionados para material e métodos. GRUPOS de 1 a 12, com seus respectivos sub-grupos, que não necessariamente seguem a mesma linha de pesquisa do grupo que o gerou, mas obrigatoriamente envolvem materiais de cortes histológicos afins, e os GRUPOS B e AB.

Passa-se a listagem dos dados obtidos nos diferentes GRUPOS:**NO GRUPO 1:**

Para avaliação da reação tecidual em relação ao tipo de sutura em microscópio de luz foram selecionados dois cortes de cada implante liso e jateado, mais tangenciais a estes, sem sua presença física, tendo como variável o tipo de sutura.

Quando avaliadas as características ósseas periostais e endosteais, além da medular da região da cortical de implantação, permitiu-se compará-las em um quadro qualitativo, com o tipo de sutura, implante e a característica da superfície deste implante.

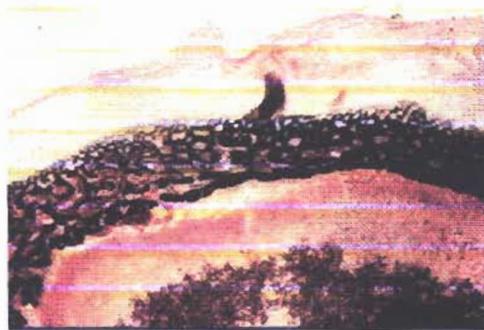
IMPLANTE	CARACTERÍSTICAS ÓSSEAS NA CORTICAL DE IMPLANTAÇÃO OU INSERÇÃO
C2EP X C2ED Liso Jateado 2,6 X 7,0 mm Sutura com Seda	Espessamento da compacta. Quadro caótico organizacional. Grandes lacunas ósseas na compacta. Lâmina externa da compacta irregular. Atividade de formação óssea medular.
C4EP X C4ED Liso Jateado 2,6 X 7,0 mm Sutura com cat-gut	Dimensões mais harmônicas da compacta. Melhor organização da compacta. Pequenas lacunas ósseas. Lâmina Externa da Compacta mais regular. Grande atividade de formação óssea medular.
C6DP X C6DD Liso Jateado 2,6 X 7,0 mm Sem sutura pequena incisão	Espessamento da compacta. Quadro caótico organizacional. Característica de mármore. Grandes lacunas ósseas na compacta. Lâmina externa da compacta porosa. Atividade de formação óssea medular.
C7DD X C7DP Liso Jateado 2,6 X 7,0 mm Sem sutura grande incisão	Adelgaçamento da compacta. Quadro caótico organizacional. Característica de mármore. Grandes lacunas ósseas . Lâmina externa da compacta porosa. Atividade de formação óssea medular.



*Fig. 1A - C2EP5 - Liso -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com seda*



*Fig. 1B - C2ED1 - Jateado -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com seda*



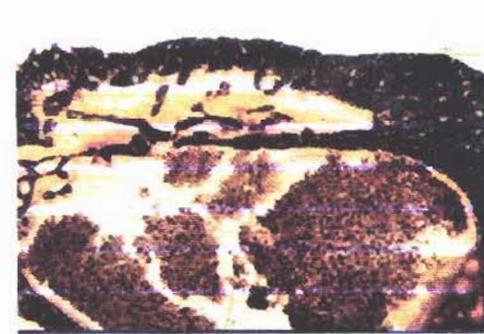
*Fig. 1C - C2EP6 - Liso -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com seda*



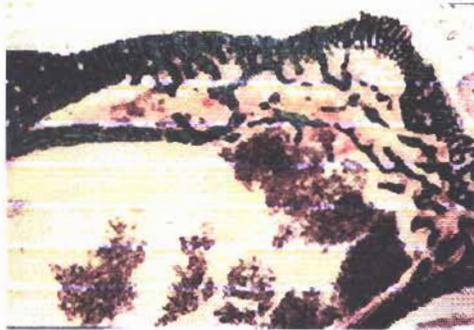
*Fig. 1D - C2ED2 - Jateado -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com seda*



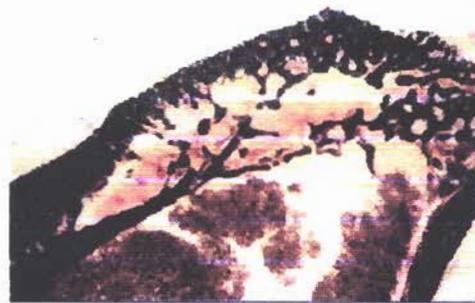
*Fig. 1E - C4EP1 - Liso -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com Cat-Gut*



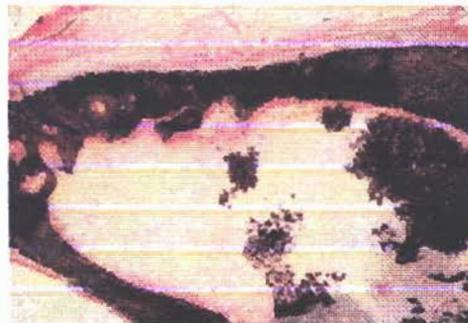
*Fig. 1F - C4ED1 - Jateado -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com Cat-Gut*



*Fig. 1G - C4EP2 - Liso -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com Categute*



*Fig. 1H - C4ED2 - Jateado -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Sutura com Categute*



*Fig. 1I - C7DD6 - Liso -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Grande incisão sem sutura*



*Fig. 1J - C6DD6 - Jateado -2,6 mm ϕ
aumento 10X
Tricromo de Masson em M.L. -Fluorescência
Pequena incisão sem sutura*

INTRODUÇÃO GRUPO 2

Através da avaliação em microscopia de luz e fluorescência, foi observado a influência do tipo de sutura adotada, em relação à reorganização e o crescimento ósseo na região próximo à cabeça e cólo do implante.

O fato levou a questionar, qual seria a influência na osseointegração, de relação entre o implante e sua ancoragem na compacta óssea de inserção, as tábuas ósseas laterais à região de inserção, e a furca óssea oposta à compacta óssea de inserção. Também foi questionada a influência da espessura da compacta óssea da tibia, na região cirúrgica, e em corte transversal a esta, sua forma, que aqui foi classificada em forma triangular ou ogival.

O volume medular também aparentemente se caracteriza como um fator importante na relação de ancoragem e proximidade do implante, e as regiões ósseas circundantes a este, variando-se em função à forma anatômica da tibia, e o volume restante às das dimensões do implante,

Passou-se então, no GRUPO 2 a diagramar uma análise qualitativa das relações de ancoragem do implante em relação ao osso circundante, e uma análise quantitativa do osso justaposto ao redor deste, em cortes transversais à tibia e longitudinais aos implantes.

NO GRUPO 2:

Avaliação do osso formado sobre a superfície do Implante. Microscopia de luz sem fluorescência avaliando linearmente as espiras dos implantes lisos e jateados de 2,6 x 7.0 mm, do respectivo grupo. Nesta série cabe antecipadamente descrever que os dados apresentados no quadro abaixo, são abordados para uma análise qualitativa, quanto às características de ancoragem dos implantes em relação às corticais adjacentes além do volume medular restante após sua inclusão cirúrgica.

C2 EP4 Liso	O implante foi posicionado ancorado em uma única compacta, com seu ápice levemente apoiado sobre a tábua óssea lateral oposta. Inserido na região delgada da compacta, em tibia que apresenta um amplo volume medular, com uma forma mais triangular.
C4 EP5 Liso	O implante foi posicionado ancorado exclusivamente à compacta porém oposta, em região de furca óssea, com grande superfície firmemente ancorada sobre as tábuas ósseas laterais, em tibia que apresenta um amplo volume medular, com uma forma mais triangular.
C8 EP5 Liso	O implante foi posicionado ancorado em uma única compacta, centralizado em região de menor espessura, com seu ápice afastado de forma equidistante às corticais opostas. Inserido na região delgada da compacta, em tibia que apresenta um pequeno volume medular, com uma forma mais ogival.
C8 ED3 Jateado	O implante foi posicionado ancorado em uma única compacta, com seu ápice levemente apoiado sobre a tábua óssea lateral oposta. Inserido na região espessa da compacta, em tibia que apresenta um pequeno volume medular, com uma forma mais ogival.

C8 DP6 Liso	O implante foi posicionado ancorado em uma compacta, com sua face lateral ancorada e apoiada sobre a tábua óssea lateral oposta. Inserido na região espessa da compacta, em tibia que apresenta um amplo volume medular, com uma forma mais triangular.
10 ED5 Jateado	O implante foi posicionado ancorado em uma única compacta, centralizado em região de maior espessura, com seu ápice afastado de forma equidistante às corticais opostas. Inserido na região espessa da compacta, em tibia que apresenta um pequeno volume medular, com uma forma mais ogival.

Quadro 2A

Para uma análise quantitativa do envolvimento destes implantes com a sua respectiva osseointegração, na fotografia, em mensuração milimétrica linear da relação osso e superfície do implante, sem distinção entre osso reorganizado e osso neo formado, pôde-se gerar as tabelas: 2A, 2B, 2C e 2D, e tabela e gráfico 2E, a seguir.

Para a formatação da Tabela 2A, as medidas lineares do osso e superfície do implante na região partindo da porção lateral e superior da cabeça, passando pelo colo, até o corpo ou última inserção óssea entre estes, foram aqui observadas . Estas, são lidas do lado esquerdo e direito gerando uma média aritmética final.

Coelho	Lado E (mm)		Lado D (mm)	Média Aritmética Final
C2EP4 Liso	2,3	X	2,9	2,6
C4EP5 Liso	0,0	X	0,4	0,2
C8EP5 Liso	4,2	X	5,5	4,85
C8ED3 Jateado	6,0	X	5,5	5,75
C8DP6 Liso	4,5	X	3,6	4,05
C10ED5 Jateado	5,2	X	6,9	6,05
Tabela 2A				

A Tabela 2B representa as medidas lineares do osso e superfície do implante na região partindo da porção lateral e inferior do ápice, passando, até o corpo ou última inserção óssea observada entre estes. Estas, são lidas do lado esquerdo e direito gerando uma média aritmética final.

Coelho	Lado E (mm)		Lado D (mm)	Média Aritmética Final
C2EP4 Liso	2,3	X	0,0	1,15
C4EP5 Liso	4,9	X	2,2	3,55
C8EP5 Liso	0,0	X	0,0	0,0
C8ED3 Jateado	0,0	X	1,1	0,55
C8DP Liso	0,0	X	5,4	2,7
C10ED5 Jateado	0,0	X	0,0	0,0
Tabela 2B				

A Tabela 2C representa as medidas lineares do osso e superfície do implante na região partindo da porção lateral e inferior do ápice E até a porção lateral e inferior do ápice D.

Coelho	Ápice
C2EP4 Liso	1,7
C4EP5 Liso	4,2
C8EP5 Liso	0,0
C8ED3 Jateado	1,6
C8DP6 Liso	1,4
C10ED5 Jateado	0,0
Tabela 2C	

A Tabela 2D representa a média aritmética das medidas lineares de osso adjacente às superfícies de cada implante destinado a este grupo de pesquisa, como resultado da integração das Tabelas 1, 2 e 3.

Coelho	Média Aritmética Total
C2EP4 Liso	1,80
C4EP5 Liso	2,65
C8EP5 Liso	1,62
C8ED3 Jateado	2,63
C8DP Liso	2,72
C10ED5 Jateado	2,02
Tabela 2D	

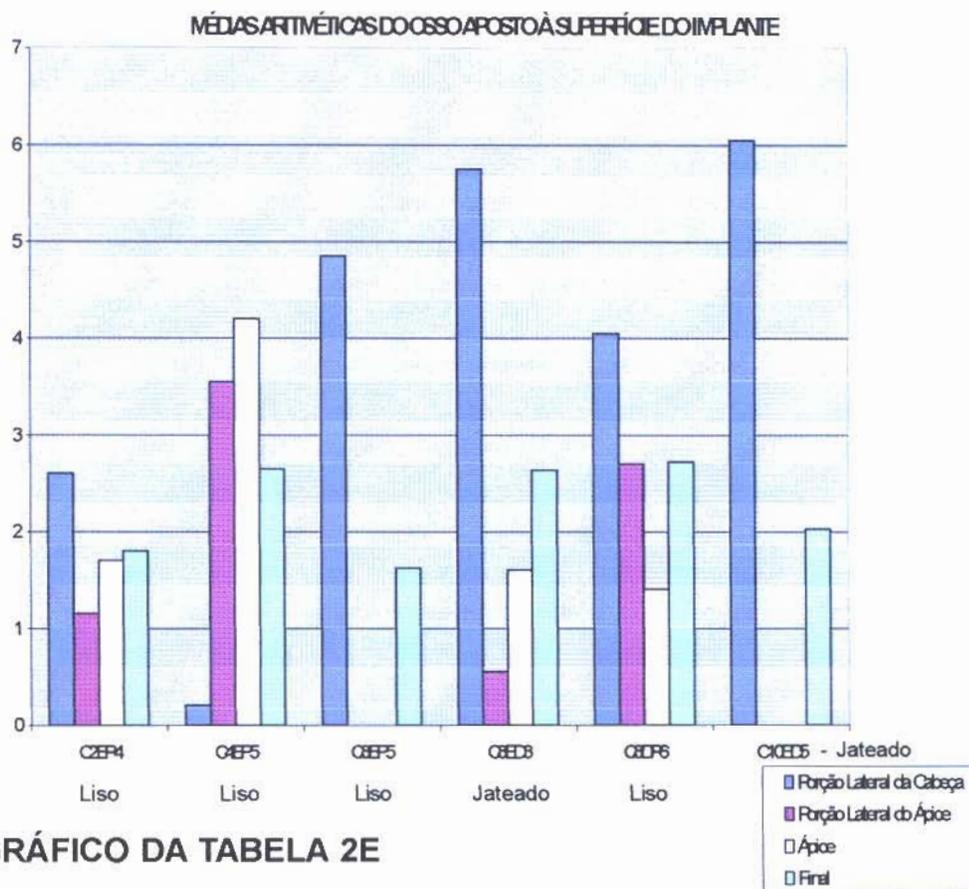


GRÁFICO DA TABELA 2E

MÉDIAS ARITMÉTICAS DO OSSO APOSTO À SUPERFÍCIE DO IMPLANTE							
	C2EP4	C4EP5	C8EP5	C8ED3	C8DP6	C10ED5	
Porção Lateral da Cabeça	2,6	0,2	4,85	5,75	4,05	6,05	
Porção Lateral do Ápice	1,15	3,55	0	0,55	2,7	0	
Ápice	1,7	4,2	0	1,6	1,4	0	
Final	1,8	2,65	1,62	2,63	2,72	2,02	
Tabela 2E							

INTRODUÇÃO GRUPO 3

A clareza dos fotos de que o tipo de sutura, região cirúrgica de inserção do implante na compacta bem como, sua ancoragem, interferem na quantidade de osso ao redor do implante, aparentemente muito mais que a própria característica da superfície destes, provocou, na busca de um padrão de análise quantitativa da reação óssea, em âmbito geral, o direcionamento da pesquisa para regiões aquém da cabeça e do colo do implante.

Passou-se então, ao estudo qualitativo e quantitativo da reação tecidual do osso neoformado (ONF), osso maduro em processo de remodelação, invadido pelo implante (OMI), em relação à espessura do osso maduro já existente na região (EOM), na região do ápice e corpo do implante.

NO GRUPO 3:

Para a avaliação óssea da ósseo integração apical do Implante em microscópio de luz UV, foram selecionados dois cortes de cada implante liso e jateado, mais longitudinais a estes, onde sua presença física permite mensurações de comprovação para tal seleção. Tem como variável o tipo e ou qualidade de sua ancoragem às compactas adjacentes, e dimensões do implante.

Foram realizadas medidas lineares, do osso justaposto à superfície do implante, na região partindo da porção lateral e inferior do ápice E até a porção lateral e inferior do ápice D.

Através da microscopia de luz UV, pode-se distinguir osso cortical maduro reorganizando-se, do osso neo formado endostal, gerando uma razoável noção de suas dimensões lineares ou de espessura.

Quando avaliadas as dimensões ósseas do ápice do implante em relação à sua ancoragem e em relação ao osso maduro já existente, montou-se o seguinte quadro qualitativo para interpretação de uma provável razão de crescimento linear do osso neo formado sobre a base do ápice do implante em relação à sua ancoragem, em razão à sua proximidade com o perióstio adjacente ao ápice.

C1EP3 3,75 Liso	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na furca óssea da compacta oposta;	5,5mm 1,0mm
C1EP4 3,75 Liso	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical E; Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical D; Osso neo-formado.	0,8mm 0,6mm 4,1mm
C1ED3 3,75 Jateado	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na cortical lateral próximo à furca;	3,1mm 1,1mm
C1ED4 3,75 Jateado	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical D; Osso neo-formado.	0,8mm 2,3mm
C2EP2 2,6 Liso	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na cortical lateral ;	2,8mm 1,0mm
C2EP3 2,6 Liso	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical E; Osso neo-formado.	0,7mm 2,1mm
C2ED3 2,6 Jateado	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na cortical lateral E;	2,6mm 0,9mm
C2ED1 2,6 Jateado	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical E; Osso neo-formado.	0,6mm 2,0mm

C4EP3 2,6 Liso	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na furca óssea da compacta oposta E;	5,5mm 1,0mm
C4EP4 2,6 Liso	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical E; Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical D; Osso neo-formado.	0,8mm 0,6mm 4,1mm
C4ED3 2,6 Jateado	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na furca óssea da compacta oposta;	4,2mm 0,8mm
C4ED4 2,6 Jateado	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical E com toda a superfície de sua base; Totalmente apoiado sobre o osso cortical do lado D sem invasão aparente; Não serve de referência pois tem uma de suas faces totalmente apoiada sobre a cortical; Osso neo-formado.	0,7mm 0,0mm 3,4mm
C5EP3 2,6 Liso	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está completamente ancorado na cortical lateral E;	3,5mm 0,8mm
C5EP4 2,6 Liso	Invadiu aproximadamente o osso maduro da cortical E; Osso neo-formado.	0,5mm 3,0mm
C5ED3 2,6 Jateado	Medida linear do osso no ápice; Medida linear do osso maduro; O implante está totalmente apoiado sobre o osso cortical do lado E;	2,6mm 0,8mm
C5ED4 2,6 Jateado	Sem invasão aparente; Osso neo-formado.	0,0mm 2,6mm

QUADRO 3A

Sempre levando em consideração as Dimensões Equivalentes:

LARGURA MÁXIMA DO IMPLANTE

Na foto	Real	Razão de aumento na foto
52,0 mm	2,60 mm	20X de aumento
75,0mm	3,75 mm	20X de aumento

A Compacta Lateral varia na fotografia de 8 mm à 10 mm o que equivale a uma espessura óssea variando de 0,4 mm à 0,5 mm.

O osso endostal neoformado na região superficial do ápice do implante, aparentemente cresce numa razão linear de 2 à 3 vezes a espessura do osso maduro desta mesma região, neste prazo de 8 semanas. Parece lógico a bi ancoragem cortical (BI) gerar osso endostal bi lateralmente com um resultado em sua totalidade maior, contudo a bi ancoragem com alta invasão da cortical madura proporcionalmente gera uma menor quantidade de osso endostal neo formado associado a uma maior reorganização do osso maduro endostal. É claro que totalizando uma maior ancoragem final do implante.

Aparentemente a característica de superfície dos implantes, liso ou jateado, também neste grupo pouco interfere na quantidade de osso neoformado nesta fase inclusive intercalando-se quando analisado em ordem crescente de osso neoformado.

Uma análise gráfica dos dados obtidos pode ser apreciada a seguir, gerada a partir da Tabela 3A, que representa o Osso neo formado (ONF) x Osso maduro invadido (OMI) x Espessura do osso maduro (EOM) e a Tabela 3B, representando o Osso neo formado (ONF) x Osso maduro invadido (OMI) x Espessura do osso maduro (EOM), com seus valores divididos por dois.

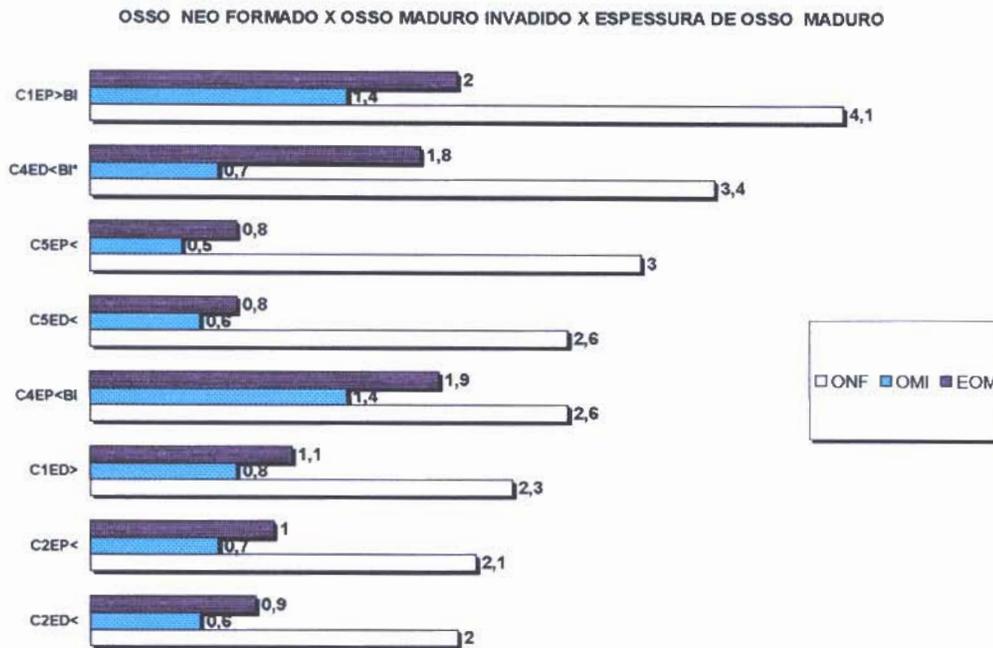


Gráfico 3A

	ONF	OMI	EOM
C2ED<	2	0,6	0,9
C2EP<	2,1	0,7	1
C1ED>	2,3	0,8	1,1
C4EP<BI	2,6	1,4	1,9
C5ED<	2,6	0,6	0,8
C5EP<	3	0,5	0,8
C4ED<BI*	3,4	0,7	1,8
C1EP>BI	4,1	1,4	2

Tabela 3A

* O implante apresenta-se também com uma de suas faces totalmente apoiada em uma das corticais.

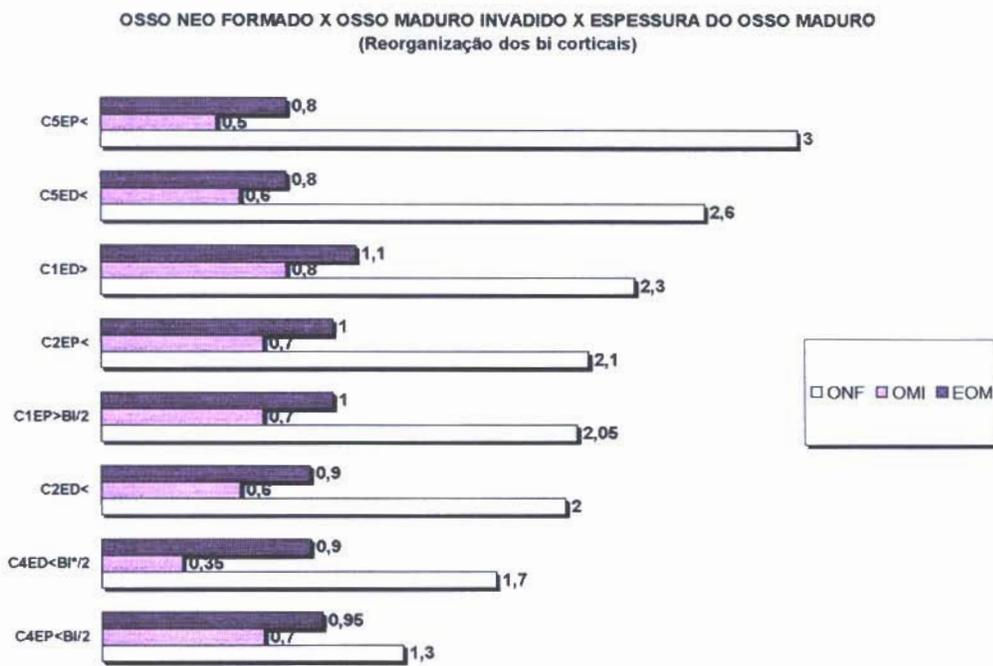


Gráfico 3B

	ONF	OMI	EOM
C4EP<BI/2	1,3	0,7	0,95
C4ED<BI*/2	1,7	0,35	0,9
C2ED<	2	0,6	0,9
C1EP>BI/2	2,05	0,7	1
C2EP<	2,1	0,7	1
C1ED>	2,3	0,8	1,1
C5ED<	2,6	0,6	0,8
C5EP<	3	0,5	0,8

Tabela 3B

* O implante apresenta-se também com uma de suas faces totalmente apoiada em uma das corticais.

INTRODUÇÃO GRUPO 3.1

Verificou-se em microscopia de luz e fluorescência regiões de “links” ósseos ao implante e regiões onde aparentemente não se encontrava justaposição osso/implante. Na expectativa de se compreender a análise deste fato e verificar a existência de limitações oferecidas por estes implantes ao crescimento ósseo nestas regiões de ausência da justaposição osso/implante, avaliou-se no GRUPO 3.1, em energia dispersiva de RX, regiões intrínsecas e extrínsecas à superfície dos implantes.

NO GRUPO 3.1:

Foram separadas lâminas para análise por microscopia eletrônica de varredura e energia dispersiva de RX.(Fig. 3.1)

O equipamento utilizado para este ensaio foi um analisador por energia dispersiva de RX (EDX)*.

Foi procurado identificar qualquer alteração orgânica ou metálica que pudesse estar gerando respostas distintas na ósseointegração.

As lâminas separadas C1EP3, C1EP4, são de dimensões de 3,75 X 0,7mm com superfície lisa.

As lâminas separadas C2EP2, C2EP3, são de dimensões de 2,60 X 0,7mm com superfície lisa.

Todos os implantes acima tiveram seus periosteos suturados com seda.

Em C1EP3 liso (Fig. 3.1A), foram realizadas diversas tomadas, em Microscopia Eletrônica de Varredura e Energia Dispersiva de RX (Fig. 3.1C), sendo separadas as três principais da região da primeira espira após o colo do implante:

- A tomada C1EP3-1 (Fig. 3.1B) refere-se ao osso neo formado sobre esta região, onde pode-se observar a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 1):

molibdênio, vanádio, cálcio e titânio.

- A tomada C1EP3-2 (Fig. 3.1B) refere-se ao implante onde neste aumento de 20X em MO encontra-se uma justaposição osso X implante onde é possível observar a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 2):

molibdênio, alumínio e titânio.

- A tomada C1EP3-3 (Fig. 3.1B) refere-se ao implante onde neste aumento de 20X em MO encontra-se bem próximo, ainda na mesma espira, uma região em que não existe uma justaposição osso X implante onde pode-se observar a presença dos seguintes componen-

* de marca *Trancor-Northen* acoplado a um microscópio eletrônico de varredura marca *Zeiss*, modelo *DSM 950* instalado na *AMR/IAE/CTA*.

tes químicos (Gráfico 3):

molibdênio, alumínio, e titânio, numa distribuição gráfica praticamente idêntica à tomada antecedente.

Em C1ED4 jateado (Fig. 3.1C), foram realizadas diversas tomadas, sendo separadas as três principais da região do ápice da primeira e segunda espira após o colo do implante e tecidual logo após o ápice da segunda espira.

- A tomada C1ED4-1 (fig. 3.1C) refere-se ao metal no ápice da primeira espira após o colo do implante, onde pode-se observar a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 4):

Oxigênio, alumínio e titânio.

- A tomada C1ED4-2 (Fig. 3.1C) refere-se ao metal no ápice da segunda espira após o colo do implante, onde observa-se a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 5):

Oxigênio, alumínio e titânio, estando os dois primeiros em maior concentração nesta tomada.

- A tomada C1ED4-3 (Fig. 3.1C) refere-se ao tecido justaposto ao implante corada pela alizarina onde observa-se a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 6):

Oxigênio e carbono.

Em C2EP2 liso (Fig. 3.1D), foram realizadas diversas tomadas, sendo separadas as duas principais da região do colo do implante onde se encontra uma aparente aderência entre o osso e o implante:

- A tomada C2EP2-1 (Fig. 3.1E) refere-se ao implante onde neste aumento de 20X em MO se encontra uma justaposição osso X implante, e pode-se observar a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 7):

Carbono, oxigênio, alumínio, e titânio.

- A tomada C2EP2-2 (Fig. 3.1E) refere-se ao implante um pouco mais

acima no seu colo, provavelmente em superfície polida, onde neste aumento de 20X em MO encontra-se uma justaposição osso X implante e pode-se observar a presença exclusiva do titânio (Gráfico 8).

- A tomada C2EP2-3 (Fig.3.1F) é idêntica à tomada C2EP2-1, porém contralateral, onde obtivemos os mesmos resultados (Gráfico 9): Carbono, oxigênio, alumínio e titânio.

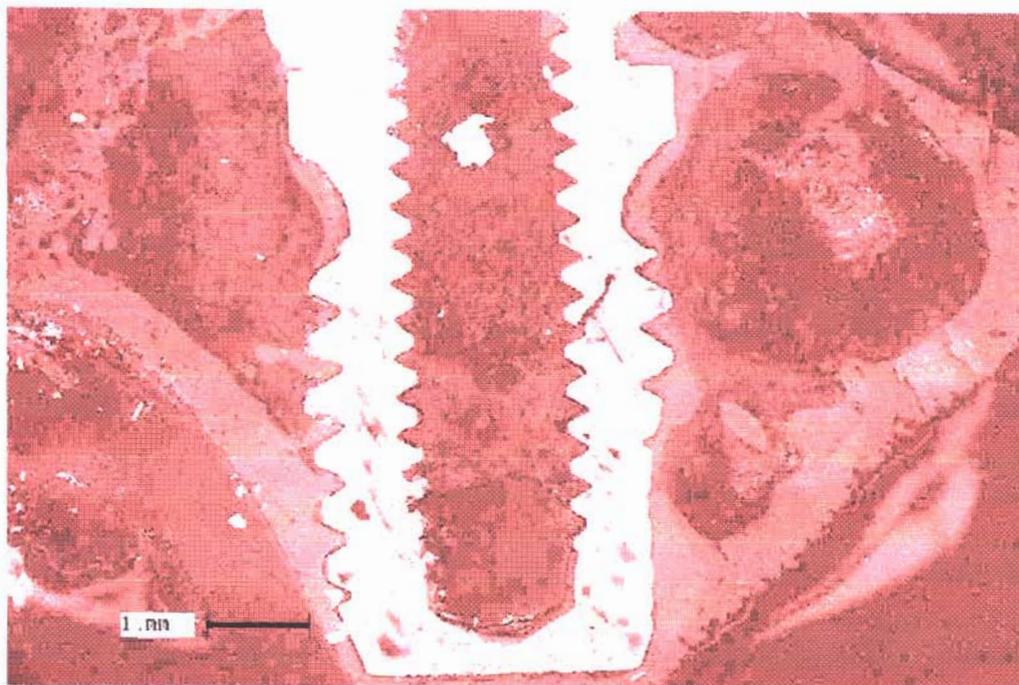
Em C2EP3 liso (Fig. 3.1G), foram realizadas diversas tomadas, sendo separadas as três principais da região da primeira espira após o colo e o colo do implante:

- A tomada C2EP3-1 (Fig. 3.1H) refere-se ao implante onde neste aumento de 20X em MO encontra-se uma justaposição osso X implante onde observa-se a presença dos seguintes componentes químicos (Gráfico 10):

Alumínio e titânio.

- A tomada C2EP3-2 (Fig. 3.1H) refere-se ao implante onde neste aumento de 20X em MO encontra-se uma justaposição osso X implante na região de seu colo onde se pode observar a presença exclusiva do titânio (Gráfico 11).

- A tomada C2EP3-3 e C2EP3-4 (Fig. 3.1I) refere-se ao implante, onde neste aumento de 20X em MO, encontrou-se na região de sua cabeça e colo, a presença exclusiva do titânio (Gráfico 12).



*Fig. 3.1 - C1ED3 - Jateado - 3,75mm ϕ
Preparado para M.E.V. e energia dispersiva de Raio X - Foto da lâmina*



Fig. 3.1A - CIEP3 - Liso - 3,75mm ϕ
Aumento 10X
M.L. - Fluorescência

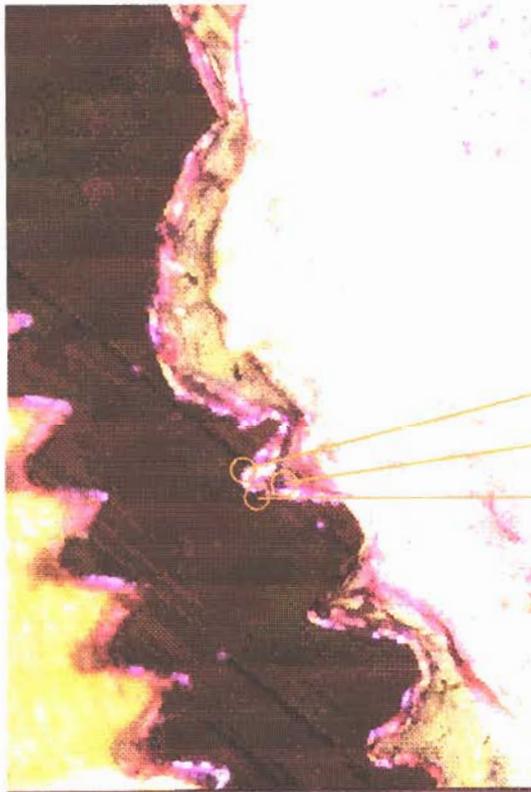
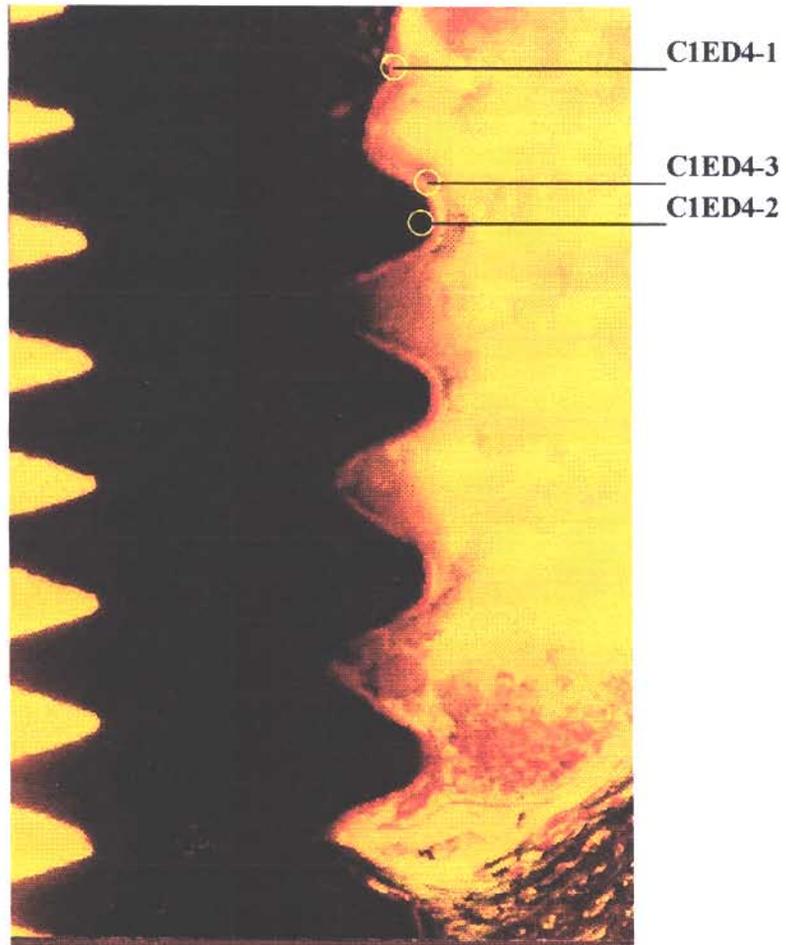


Fig. 3.1B - CIEP3 - Liso - 3,75mm ϕ
Aumento 20X
M.L. - Fluorescência

CIEP3-3

CIEP3-1

CIEP3-2



*Fig. 3.1C - C1ED4 - Jateado - 3,75mm ϕ
Aumento 20X
M.L. - Fluorescência*

C2EP2 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L. - Fluorescência

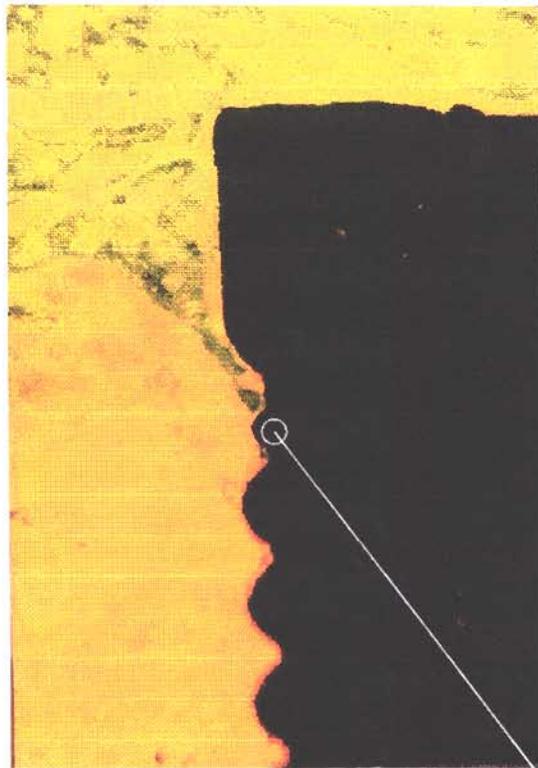


Fig. 3.1F - C2EP2



Fig. 3.1D - C2EP2



Fig. 3.1E - C2EP2

C2EP2-1

C2EP2-2

C2EP2-3

C2EP3 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L. - Fluorescência

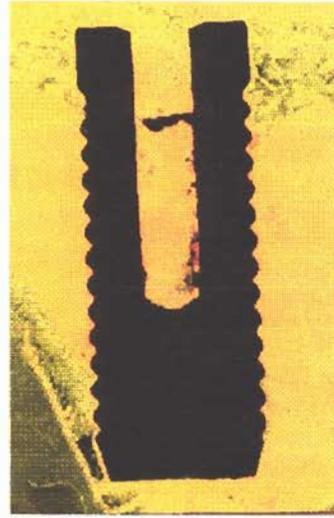


Fig. 3.1G - C2EP3



Fig. 3.1I - C2EP3

C2EP3-3
C2EP3-4

C2EP3-2

C2EP3-1

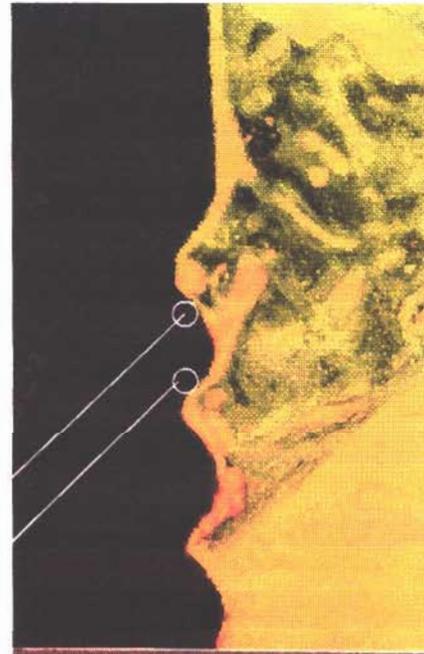


Fig. 3.1H - C2EP3

ANÁLISE DE ENERGIA DISPERSIVA DE RX EM C1EP3

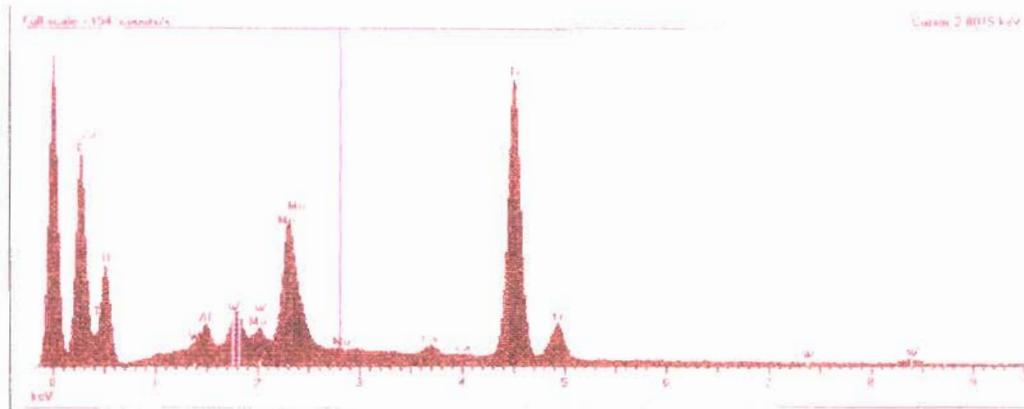


GRÁFICO 1

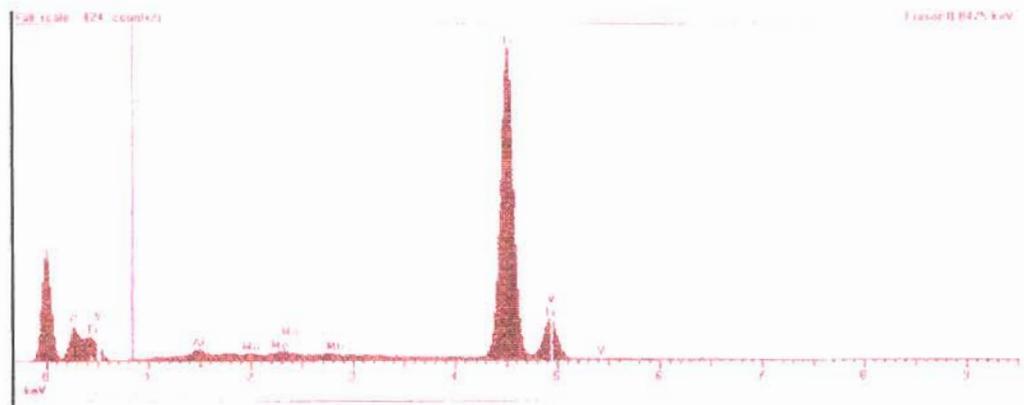


GRÁFICO 2

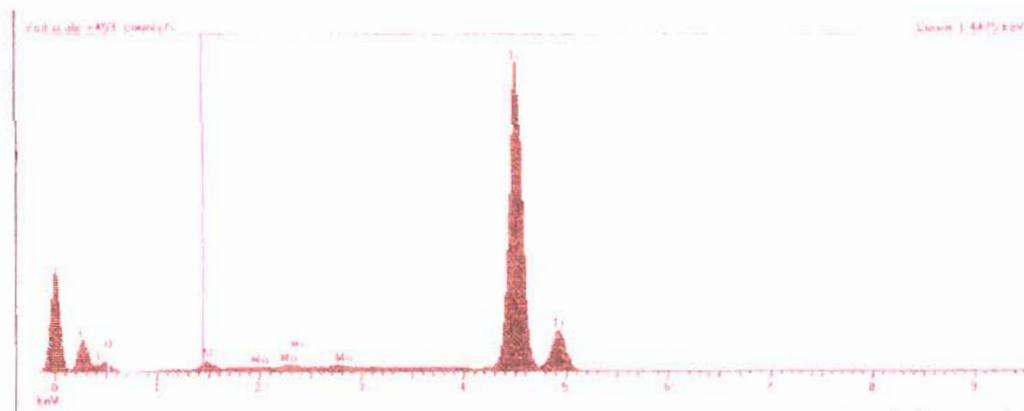


GRÁFICO 3

ANÁLISE DE ENERGIA DISPERSIVA DE RX EM C1ED4

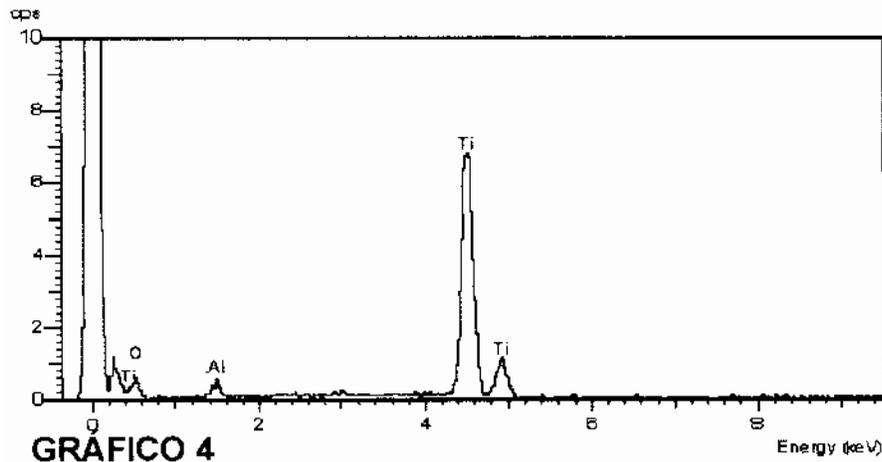


GRÁFICO 4

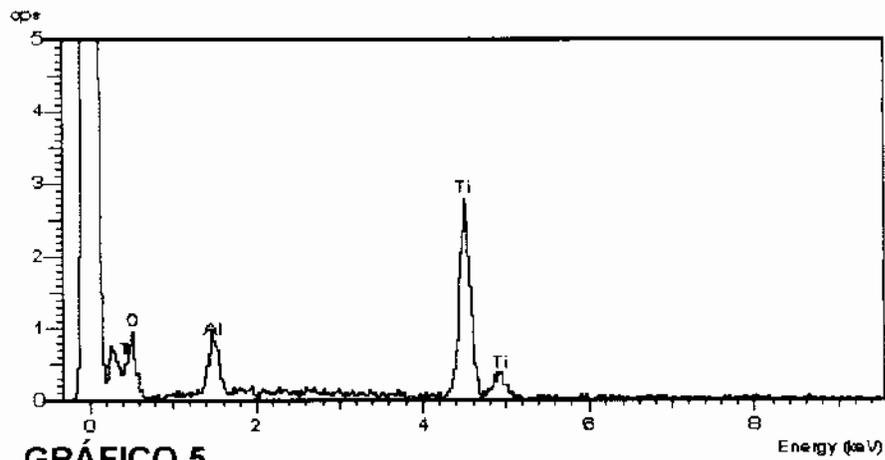


GRÁFICO 5

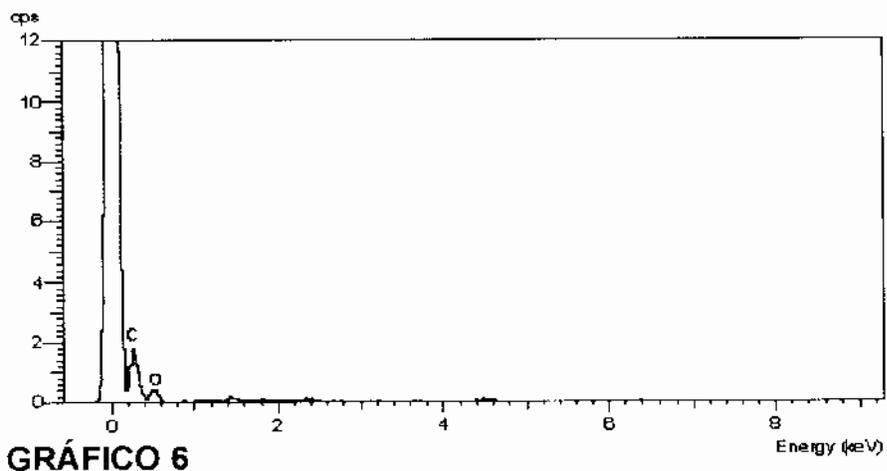
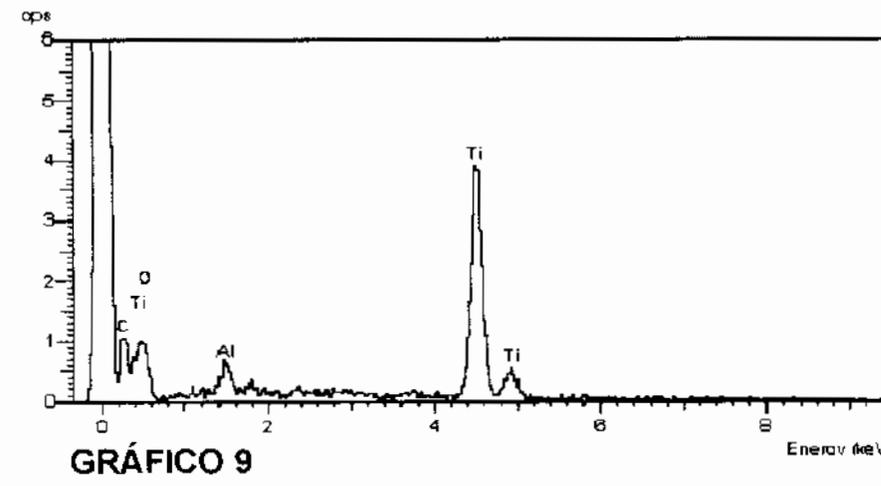
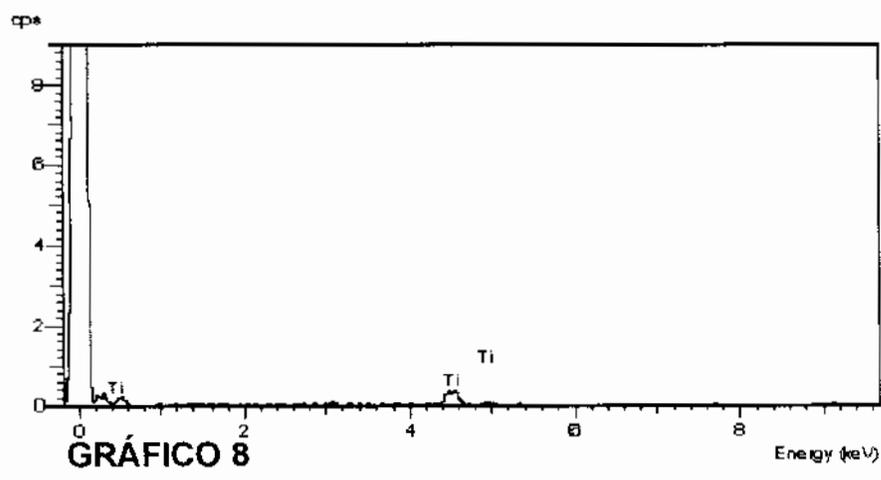
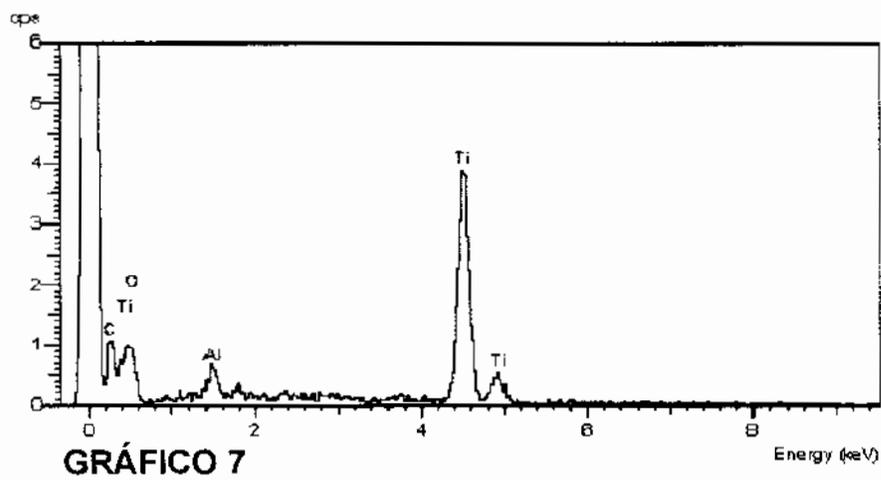


GRÁFICO 6

ANÁLISE DE ENERGIA DISPERSIVA DE RX EM C2EP2



ANÁLISE DE ENERGIA DISPERSIVA DE RX EM C2EP3

cps

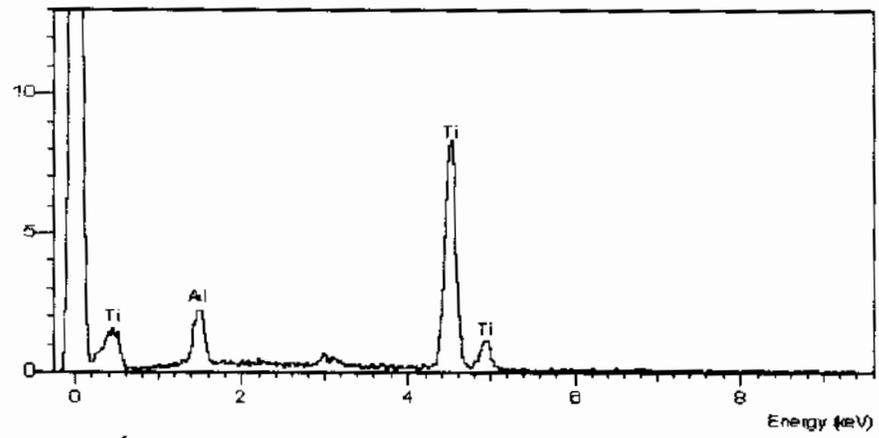


GRÁFICO 10

cps

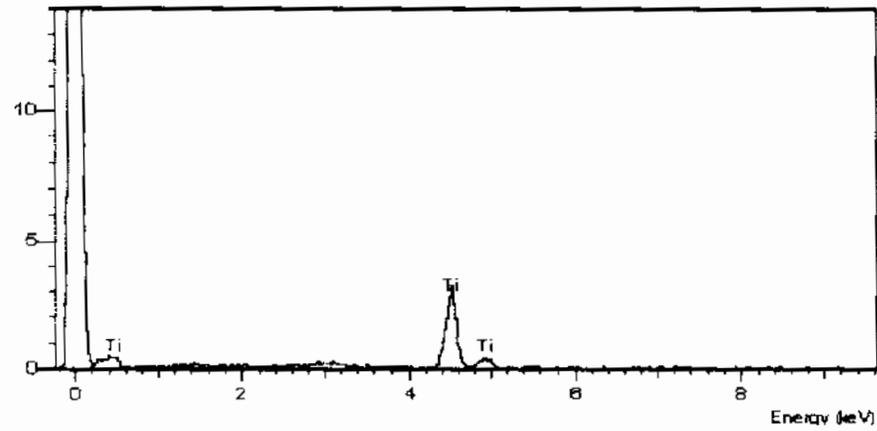


GRÁFICO 11

cps

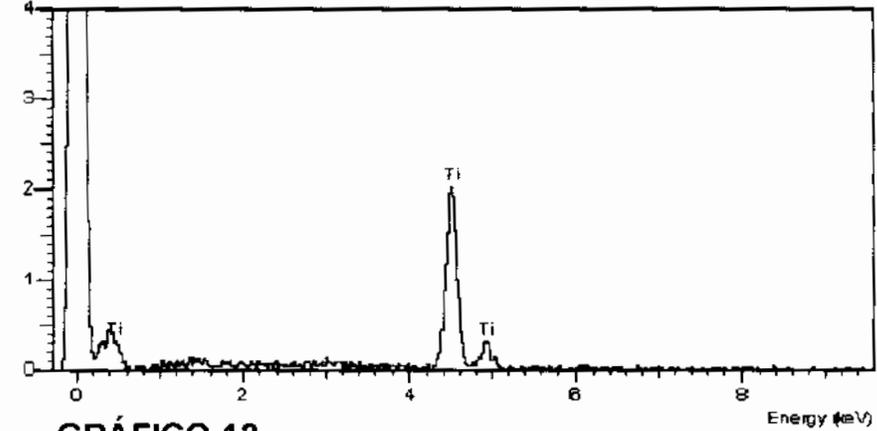


GRÁFICO 12

INTRODUÇÃO GRUPO 4

Em busca de uma razoável justificativa, para a observação de regiões com presença e ausência de lincks ósseos sobre a superfície do titânio, além da intenção de se criar um padrão definitivo de análise quantitativa de osseointegração implantodôntica, seguiu-se a pesquisa em novos GRUPOS.

NO GRUPO 4 :

Avaliação da ósseointegração da cabeça do implante.

Em cortes longitudinais, com diferentes profundidades, submetidos a microscopia de luz, através da combinação da luz branca e da luz UV desenvolveu-se uma análise qualitativa na região da cabeça dos implantes em relação ao osso.

Esta associação de focos e tipos de luzes permitiu em diversas análises uma avaliação com características tridimensionais da superfície do implante e dos tecidos sobrepostos, em função da espessura das lâminas e concavidade apresentadas por estes implantes no ato do seu corte.

Para utilização desta técnica, é de fundamental importância colar a face com maior área de implante seccionado sobre a placa de acrílico, para que fique voltada ao canhão do microscópio de luz a face de menor área de implante seccionado (ver figs. da Apresentação Geral 1X e 1Y).

Um intenso metabolismo ocorre nesta região, tanto de reação periosteal, quanto endosteal, que certamente sofre interferência da largura do implante, do tipo de sutura, da região implantada, do volume do osso cortical e de suas relações com a cabeça do implante (ver figs. da Apresentação Geral 1O até 1Z).

Mesmo sendo as superfícies da cabeça de todos os implantes envolvidos nesta pesquisa, de característica – “lisa”, houve variação do posicionamento destes implantes em relação a cortical, pelo motivo de maior interesse desta pesquisa, além da variação do tipo de sutura por interesse secundário (ver figs. da Apresentação Geral 1AA até 1AD e GRUPO 1).

Pode-se observar também uma significativa variação de dimensão e forma, em cortes transversais, da região proximal da tíbia dos coelhos (ver quadro 2A - GRUPO 2).

Estes implantes foram ancorados, como é de se esperar, apesar

de todo o cuidado cirúrgico, de forma mais ou menos, aproximada ou distanciada, às regiões da compacta óssea de maior resistência, onde ocorrem a absorção e a dispersão de forças e, onde certamente encontramos um maior metabolismo celular.

As implantações foram efetuadas próximo a articulação tibio-femural por facilidade de acesso com já relatado, onde encontra-se o volume tibial aumentando de distal para proximal à articulação, o que torna a proximidade dos implantes às regiões corticais adjacentes, distintas para cada implante em uma mesma tibia.

Para a descrição de uma técnica geral, que possa ser utilizada para uma avaliação quantitativa de todas as marcas comerciais de implantes, quanto a quantidade óssea neoformada ou remodelada, na região de sua cabeça, fatos acima relatados, associado à “falha” humana quanto à exatidão cirúrgica, neste padrão de pesquisa, torna-a impossível.

Constatamos como observadores que a proximidade do implante com a compacta aumenta a concentração de osso maduro em processo de reorganização na região bem como, com o seu distanciamento a diminui. Figuras 4.A , 4.B e 4.C

Independente do implante Liso ou Jateado e das suas dimensões 3,75 x 7 mm ou 2,6 x 7 mm, suas cabeças são lisas. O que na prática caracterizaria uma única variável, a sua dimensão de cabeça. Contudo também observou-se grande variação de concentração óssea endostal devido à intensidade de relação cabeça do implante com a compacta.

É óbvio também que quanto maior a área da cabeça do implante maior a quantidade óssea envolvida ao seu redor.

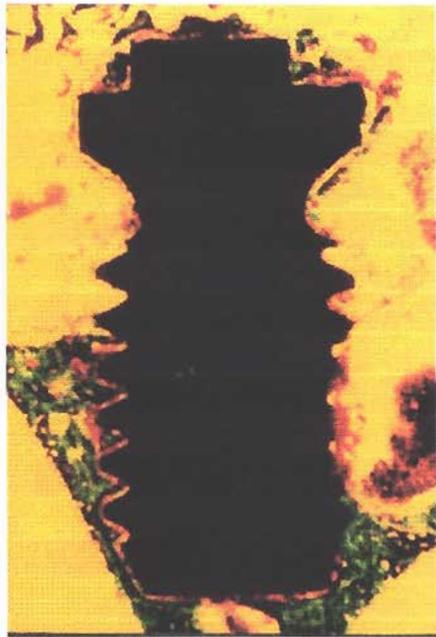


Fig. 4A - C1 EP5

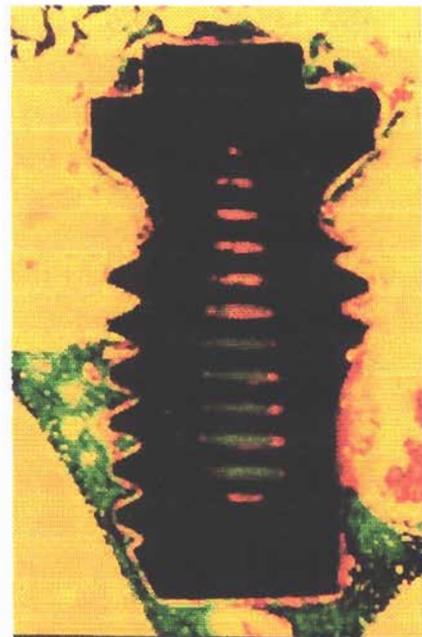


Fig. 4B - C1EP4

C1 EP - Liso - 3,75mm ϕ
Aumento 10X
M.L. Fluorescência

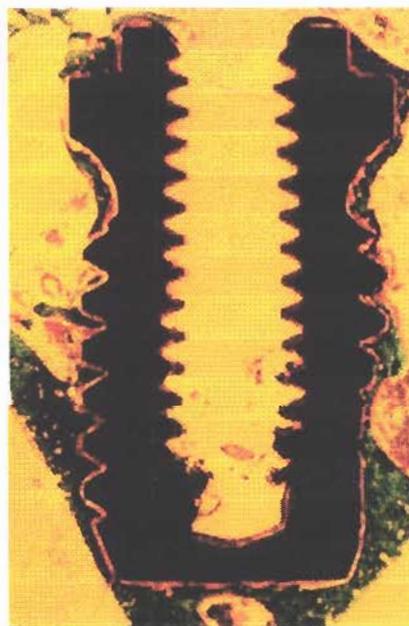


Fig. 4C - C1EP3

INTRODUÇÃO GRUPO 5

Na intenção de reforçar a dificuldade apresentada para uma análise quantitativa na região de cabeça e colo do implante e regurtar a hipótese de que uma análise uni-dimensional não é conclusiva, passou-se a estudar no GRUPO seguinte, as mesmas regiões em cortes oblíquos, gerando uma qualidade tridimensional às amostras.

NO GRUPO 5:

O corte oblíquo um pouco mais profundo da cabeça do implante serviu como uma complementação de análise qualitativa do grupo 4, ficando claro, em microscopia de luz, que a posição espacial do implante, suas dimensões e sua relação com a compacta, dimensões transversais da tíbia e sua forma anatômica, espessura da cortical, região de implantação e o tipo de sutura estão interligados e interrelacionados com a quantidade e qualidade de osso reorganizacional e neo formado nesta região (Figuras 5A, 5C, 5E), confirmando os resultados dos GRUPOS 1, 2, 3 e 4.

Não foi observada diferença significativa entre os implantes Lisos e Jateados quanto à característica do osso neoformado sobre as 3 primeiras espiras proximais dos implante.

O crescimento ósseo endostal parece ocorrer de forma cônica, com sua base voltada para a cortical e seu ápice voltado para o colo e corpo do implante como encontrado nas radiografias. Esta técnica utilizada de microscopia de fluorescência, já descrita no Grupo 4, permitiu uma visão tridimensional do fato (Figuras 5B, 5D, 5E).



Fig. 5A C7DP4
Jateado
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.- combinado
Fluorescência
com menos
iluminação ótica
indireta



Fig. 5B
C7DP4
Jateado
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.-
combinado
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica indireta



Fig. 5C C6DD5
Liso
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.-
combinado
Fluorescência
com menos
iluminação
ótica indireta



Fig. 5D
C6DD5
Liso
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.-
combinado
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica indireta



Fig. 5E
C7ED1
Jateado
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.-
combinado
Fluorescência
com menos
iluminação
ótica indireta



Fig. 5F
C7ED1
Jateado
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.-
combinado
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica indireta

INTRODUÇÃO GRUPO 6

Na seqüência, o GRUPO 6, representa a utilização da mesma técnica utilizada nos GRUPOS 4 e 5 para a avaliação na região do ápice no implante, onde certamente teremos uma menor interferência dos fatores já descritos nos grupos acima.

NO GRUPO 6:

Cortes oblíquos um pouco mais superficial do ápice dos implantes.

Em cortes oblíquos, um pouco mais superficiais, com diferentes profundidades, submetidos à microscopia de luz, através da combinação da luz branca e da luz UV desenvolveu-se uma análise qualitativa na região do ápice dos implantes em relação ao osso para serem utilizados na seqüência do GRUPO 3.

Esta associação de focos, tipos de luzes, e filtros, permitiu em diversas análises uma avaliação com características tridimensionais da superfície do implante e dos tecidos sobre ele justapostos, em função da espessura das lâminas e concavidade apresentadas por estes implantes no ato do seu corte em técnica já descrita para o GRUPO 4.

A partir desta seqüência parece possível prever que parte da ósseo integração ocorre a partir da compacta óssea endostal. Sua proximidade com o implante claramente a estimula, emergindo desta, osso neoformado em forma de cone ou funil com sua maior base voltada para a compacta, como observou-se também no GRUPO 5.

Este estímulo parece ocorrer de formas distintas no endósteo, na medula próximo ao implante e na medula justaposta ao implante, neste período de 8 semanas, sendo estes aqui também, subdivididos em três fases em função das datas de aplicação dos marcadores histoquímicos, alizarina (avermelhado), calceína (alaranjado) e tetraciclina (esverdeado), aqui denominados Fase A, Fase B e Fase C, respectivamente.

No endósteo, podemos descrever as seguintes reações:

Fase A, alizarina (avermelhada) :

Nesta fase foi presenciado um intenso metabolismo na interface óssea endostal com o tecido medular, um intenso metabolismo nas lacunas ósseas corticais do osso maduro e reorganizações teciduais que partem do osso endósteo, em direção a medula, adelgaçando-se próximo ao implante como dedos alongados de uma luva (Figs.6A a 6D).

Fase B, calceína (alaranjada) :

Nesta fase foi presenciado um intenso metabolismo tanto interno, quanto externo a reação tecidual da Fase A (Figs. 6A a 6G).

Fase C, tetraciclina (esverdiado) :

Nesta fase foi presenciado um intenso metabolismo tanto interno, quanto externo a reação tecidual da Fase B, com crescimento e reorganização celular de células endostais internamente as Fases A e B (Figs. 6A a 6L).

Na medula próxima ao implante, podemos descrever as seguintes reações:

Fase A, alizarina (avermelhada) :

Nesta fase foi presenciada a formação de matrizes vesiculosas ou bolhosas no tecido medular ósseo (Figs. 6M e 6N).

Fase B, calceína (alaranjada) :

Nesta fase foi presenciado um metabolismo interno e externo à estas vesículas (Figs. 6M e 6N).

Fase C, tetraciclina (esverdiada) :

Nesta fase foi presenciado também um metabolismo celular de deposições de cálcio-hapatita, tanto interno quanto externo à fase B, que provavelmente resultará e se integrará ao trabeculado ósseo medular (Figs. 6M e 6N).

Na medula justaposta ao implante, pode-se descrever as seguintes reações:

Fase A, alizarina (avermelhada):

Nesta fase foi presenciado um intenso metabolismo na interface entre a medula e implante, assumindo o contorno do implante.

Na análise de energia dispersiva de raios X, só se encontrou oxigênio e carbono nesta região (Figs. 6O a 6R).

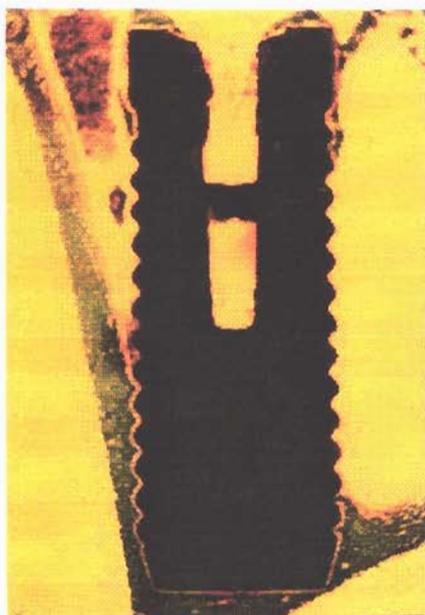
Fase B, calceína (alaranjada) :

Nesta fase foi presenciado um intenso metabolismo na região central da fase A e na superfície externa, mais afastada, sem contato do implante, da fase A (Figs. 6O a 6R).

Fase C, tetraciclina (esverdeada) :

Nesta fase foi presenciado também a deposição de cálcio-hapatita, tanto interno quanto externo a fase B, que provavelmente resultará no trabeculado ósseo medular justaposto ao implante (Figs. 6O a 6S).

Talvez a fase B e a fase C possam estar caracterizando alterações na microcirculação da região em função do implante justaposto à fase A, justificando a posição de autores atuais de que não é encontrada uma completa ou total união osso - implante.



*Fig. 6A - C2EP4 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.- Fluorescência*



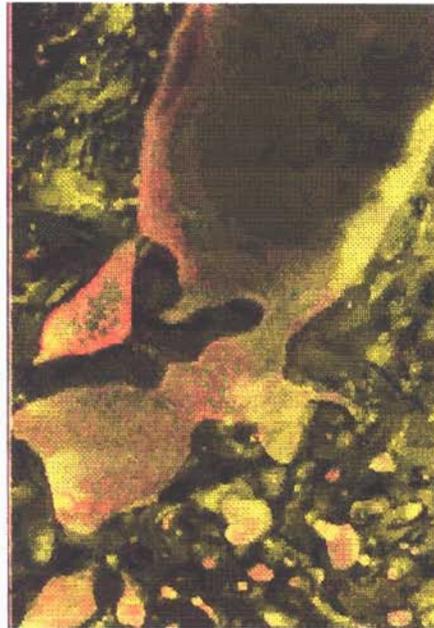
*Fig. 6B - C2EP4- Liso
2,60mm ϕ
Aumento 20X
M.L.- Fluorescência*



*Fig. 6C - C2EP6- Liso
2,60mm ϕ
Aumento 10X
M.L.- Fluorescência*



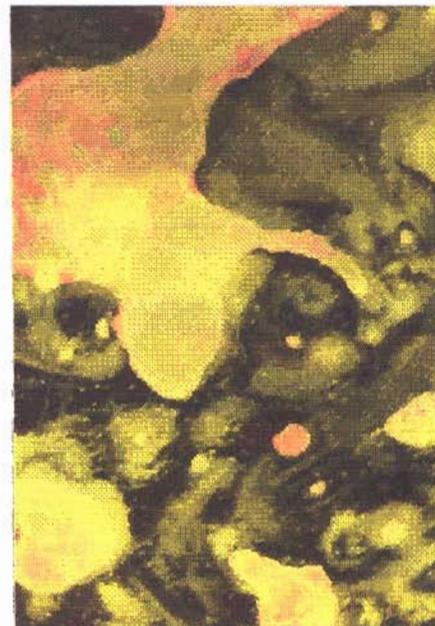
*Fig. 6D - C2EP6- Liso
2,60mm ϕ
Aumento 20X
M.L.- Fluorescência*



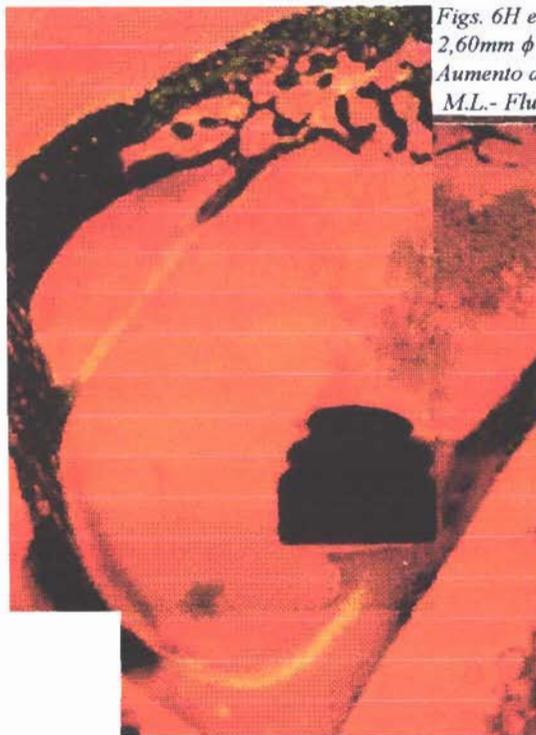
*Fig. 6E - C2EP2- Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L.- Fluorescência*



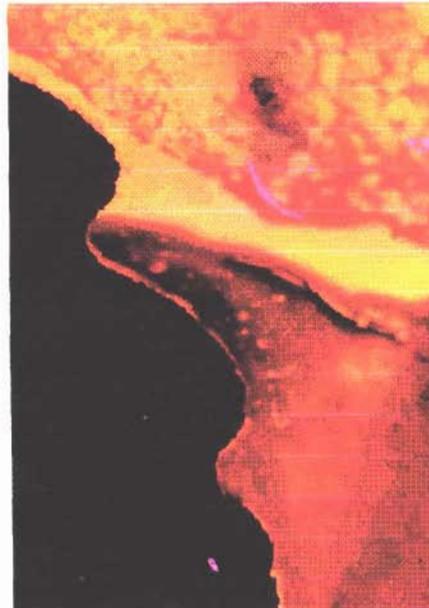
*Fig. 6F - C2EP2- Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência*



*Fig. 6G - C2EP2- Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência*



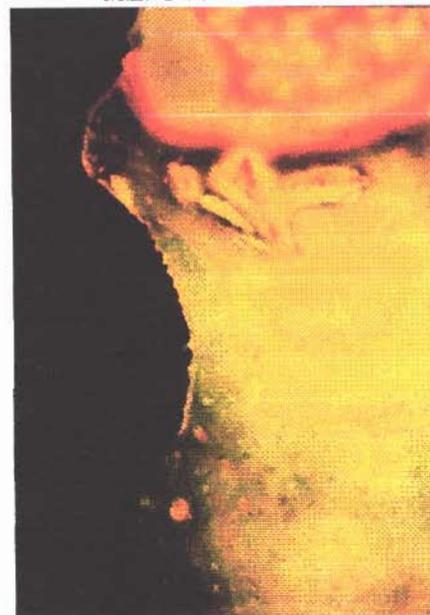
*Figs. 6H e 6I - SOBREPOSTAS - C3ED2 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L.- Fluorescência*



*Fig. 6J - C3ED2 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência*



*Fig. 6K - C3ED3 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L.- Fluorescência*



*Fig. 6L - C3ED3 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência*

Resultados 85



Fig. 6M - C5EP5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L.- Fluorescência

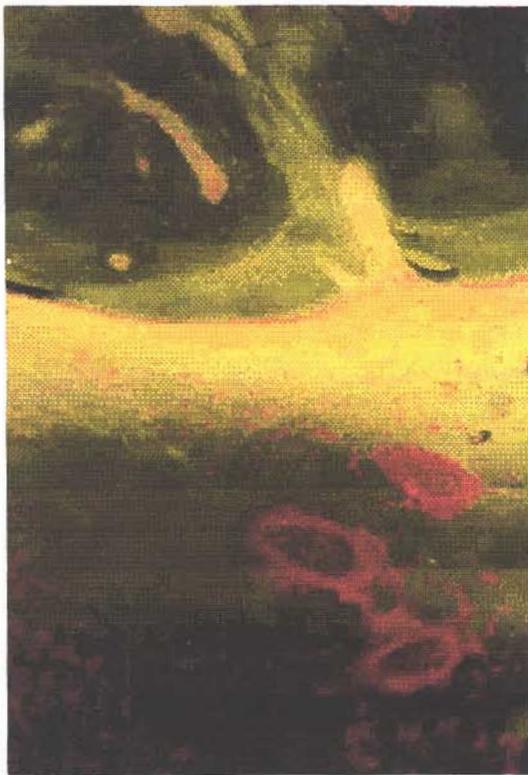


Fig. 6N - C5EP5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência

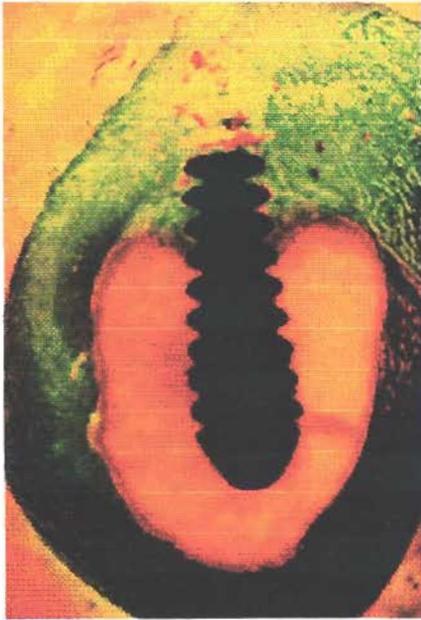


Fig. 6O - C8ED6 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L.- Fluorescência

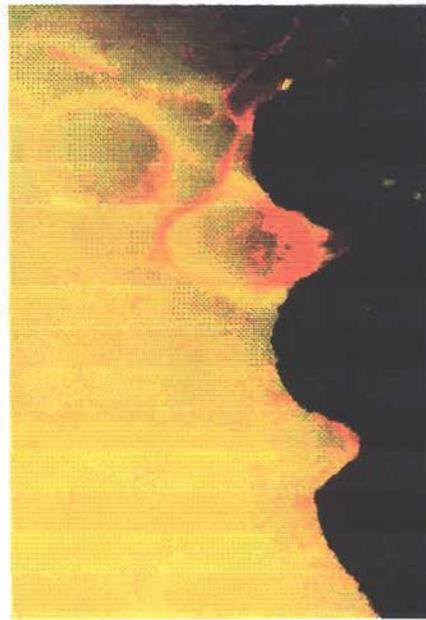


Fig. 6P - C8ED6 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência



Fig. 6Q - C8ED6 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L.- Fluorescência

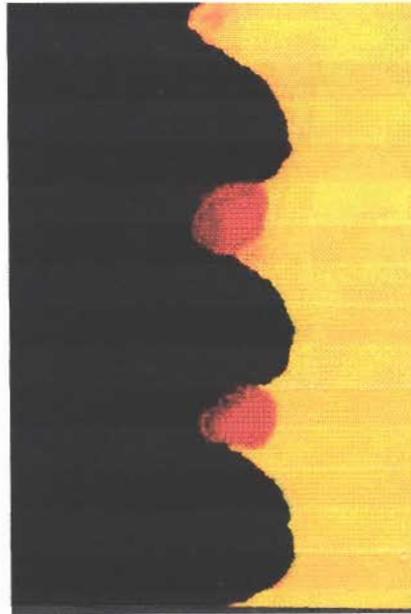


Fig. 6R - C8ED6 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência



*Fig. 6S - C4EP5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência*

INTRODUÇÃO GRUPO 7

Em microscopia de luz

Após avaliação dos dados, principalmente de ordem qualitativa (GRUPOS de 1 a 6), mas também de ordem quantitativa (GRUPOS 2, 3 e 3.1), é possível o desenvolvimento de uma consciência quanto ao quadro reacional ósseo peri-implantário.

Encontramos portanto, subsídios científicos para uma pesquisa de relações matemáticas às estruturas e ultra-estruturas ósseas peri-implantárias.

No GRUPO 7, para uma avaliação geral da ósseo integração ao redor dos implantes, em cortes longitudinais a estes, foi correlacionado, tanto o osso neoformado, quanto o osso remodelado, as respectivas superfícies destes implantes e o relacionamento destas superfícies ósseas adjacentes, bem como a posição destes implantes em relação as regiões de compacta óssea de maior ou menor volume com maior ou menor metabolismo respectivamente.

Com isto, procuramos comprovar que a quantidade óssea neoformada e ou remodelada está intimamente relacionada a um fator de proximidade ou intimidade, entre o osso cortical e o implante, desenvolvendo para tanto uma relação matemática.

A não observação deste fato, que também está completamente vinculado ao volume ósseo cortical e ao volume do canal medular, certamente acarretará em falhas estatísticas.

NO GRUPO 7:

Em microscopia de luz

Cortes perfeitamente longitudinais no implante passando através do seu canal central em microscopia de luz.

Estes cortes foram utilizados para uma avaliação da osteointegração nos implantes em seu maior eixo.

As lâminas do grupo foram avaliadas de duas formas:

Em microscopia de luz foram fotografadas e interpretadas qualitativa e quantitativamente quanto à quantidade óssea depositada sobre as quatro superfícies do implante vislumbradas nas fotografias, descritas como – Teto (T), lado esquerdo (LE), lado direito (LD) e Base (B), em medidas lineares milimétricas, gerando um total final.

No lado esquerdo, como no lado direito, pode-se encontrar osso sobreposto ao implante tanto descendendo do teto para o Corpo (C), como ascendendo da base para o corpo, estando estes valores respectivamente sobrepostos graficamente, quando fato ocorrido.

As observações e os valores obtidos são melhores descritos através do quadro 7A representado no anexo pgs. 247 a 249.

A relação dos valores ósseos justapostos à superfícies do implante supra discriminadas, podem ser avaliadas no gráfico 13, individualmente por implante, representando a tabela 7A.

Este gráfico permite-nos concluir neste plano, a variação da quantidade óssea justaposta ao implante em suas distintas superfícies, quando interpretado em razão da posição implante e tibia.

**VALORES LINEARES DO OSSO JUSTAPOSTO À CADA
IMPLANTE EM SUAS RESPECTIVAS SUPERFÍCIES**

	LE	BASE	LD		TOTAL
C2DP	2,9	1,2	4,8	C2DP	19,7
C7EP	0	3,2	3,8	C7EP	21,2
C9EP	0	2,2	0	C9EP	21,3
C9DP	0	2,5	0	C9DP	20,1
C9ED	0	2,6	0	C9ED	19,6
C8EP	1,5	0,2	0	C8EP	13,2
C8ED	0	2,4	1,7	C8ED	20,5
C8DP	0	2,5	5,5	C8DP	20,5
C10EP	2,5	1,9	0	C10EP	19,1
C10ED	1,4	3	2,1	C10ED	24,4
	LD	TETO	LE		
C10ED	6,2	4,5	7,2		
C10EP	6,5	2,2	6		
C8DP	5,2	0	7,3		
C8ED	6,7	0	5,1		
C8EP	4,5	1,2	5,2		
C9ED	10,2	0	6,8		
C9DP	11,6	1,5	4,5		
C9EP	12,7	0	6,4		
C7EP	4,5	4,5	5,2		
C2DP	2,5	4,5	3,8		

TABELA 7A

A avaliação linear em mm, da quantidade óssea encontrada justaposta ao ápice dos implantes estudados neste grupo subdivididos em lado esquerdo - LE, base e lado direito - LD, nos mostram resultado médio total com características não significativas entre os implantes de superfície lisa e os de superfície jateada, e nos força a respeitar mais uma vez a sua relação de ancoragem já anteriormente estudada.

VALORES LINEARES DO OSSO JUSTAPOSTO À CADA IMPLANTE EM SUAS RESPECTIVAS SUPERFÍCIES

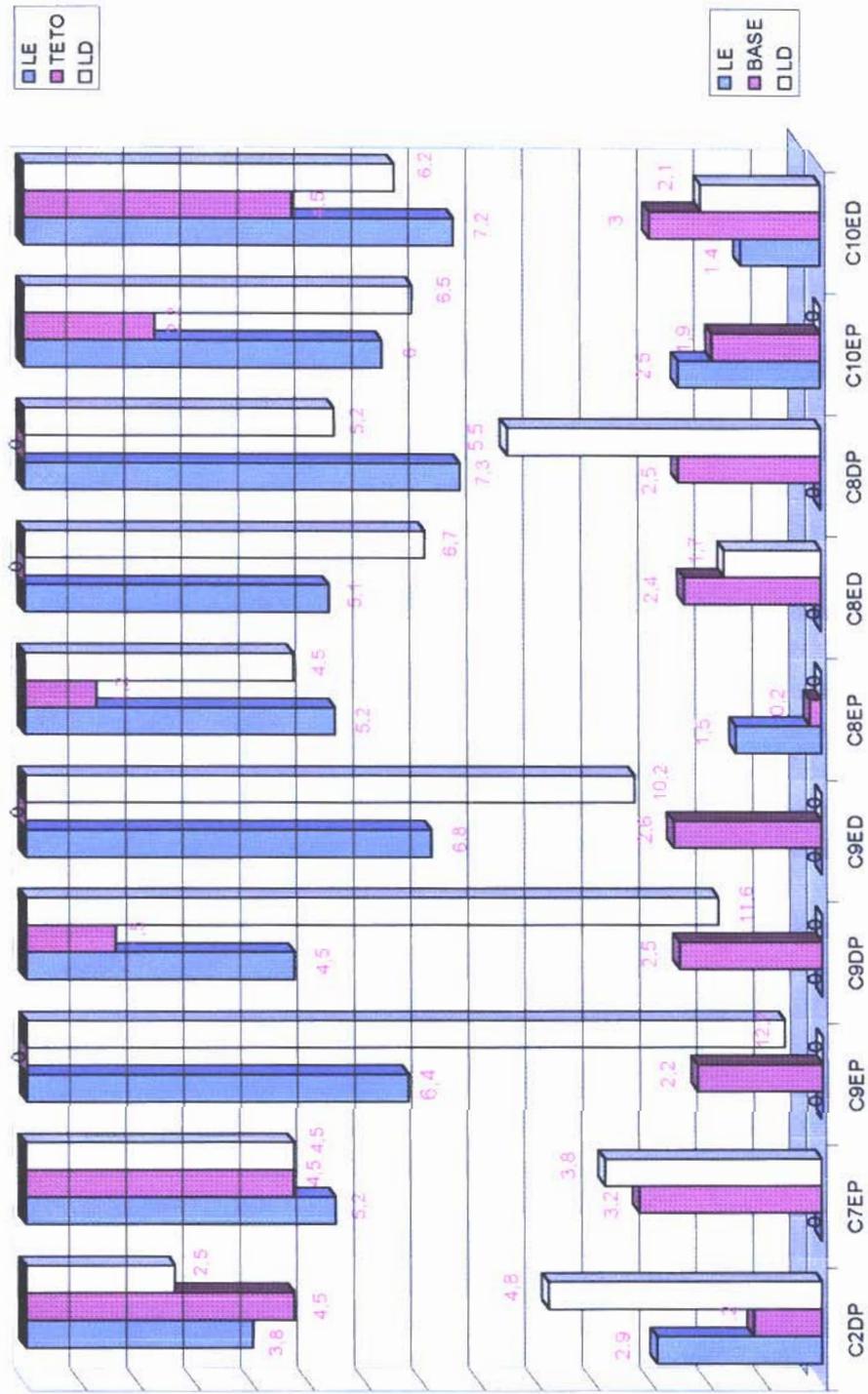


GRÁFICO 13

Se analisada a quantidade linear de osso neoformado em ordem crescente encontrar-se-á.

1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°
(Jateado)	(Jateado)	(Liso)	(Liso)	(Jateado)	(Jateado)	(Jateado)
8°	9°	10°				
(Liso)	(Jateado)	(Liso)				

INTRODUÇÃO GRUPO 7

Em AUTO CAD

No intuito de reafirmar os dados e as conclusões precessoras, além de gerarmos, em dois eixos de análise (X eY), uma maior quantidade de dados para eventual análise estatística, que pudesse ser aplicada aos mais variados tipos de implante, passamos a interpretar as mesmas lâminas selecionadas para o GRUPO 7, em AUTO CAD.

NO GRUPO 7:

Em AUTO CAD

Cortes perfeitamente longitudinais no implante passando através do seu canal central em AUTO CAD.

As mesmas lâminas do GRUPO 7, foram passadas a um computador pântium 233 através de um scanner Genius color page EP, para uma análise quantitativa do osso justaposto ao implante na região do seu ápice, em AUTO CAD R14

Com uma análise da quantidade linear de osso justaposto ao implante na região do seu ápice, em relação a distância deste as superfícies corticais periostais, nos eixos cartesianos X e Y, permitiu uma melhor compreensão das características de neoformação e reorganização óssea a partir do endósteo, em função do interrelacionamento da cortical com o implante sem a interferência direta da remodelagem e neoformação periostal.

As Figs. 7A, 7B, 7C e 7D representam também o crescimento e a remodelagem óssea endostal, nos eixos cartesianos, em relação a cortical periostal.

As Figs. 7E, 7F e 7G representam e exemplificam as lâminas circunferenciais acrílicas escaneadas.

As Figs. 7H, 7I e 7J representam e exemplificam as mesmas lâminas acima, tratadas para leitura no AUTO CAD R14.

As Figs. 7K, 7L e 7M representam e exemplificam ainda as mesmas lâminas acima, diagramadas em AUTO CAD R14. Após a obtenção dos dados de todas as lâminas do referente grupo, e sua análise, é possível descrever as tabelas que as seguem.



Fig. 7A - C7DP2 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L.- Fluorescência

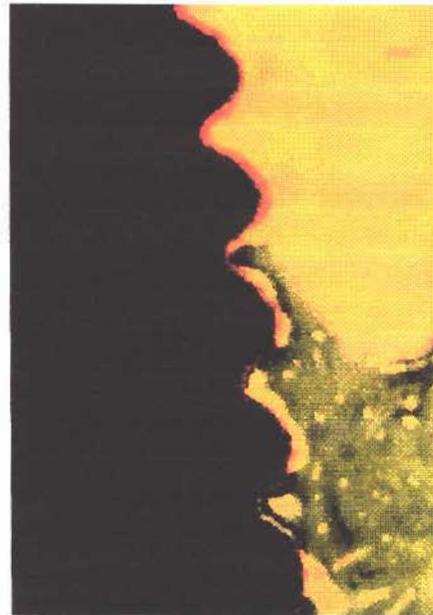


Fig. 7B - C7DP2 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L.- Fluorescência



Fig. 7C - C8DD3 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L.- Fluorescência

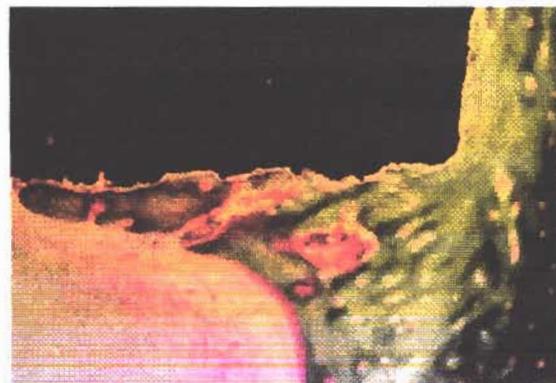
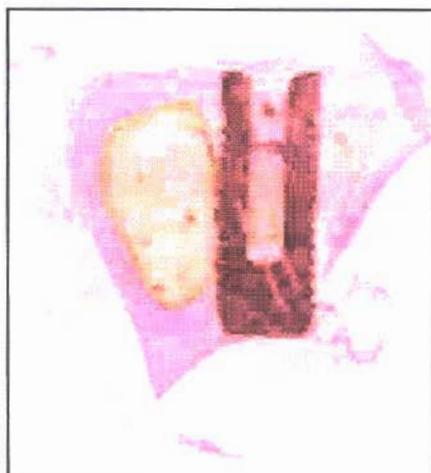
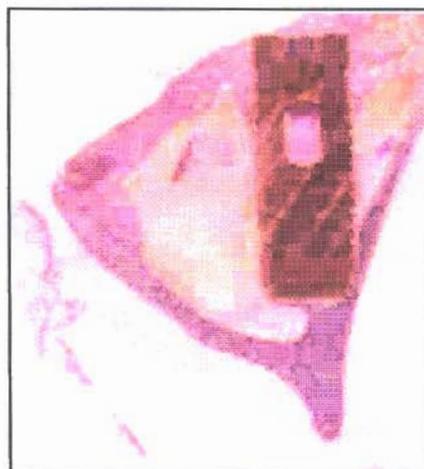


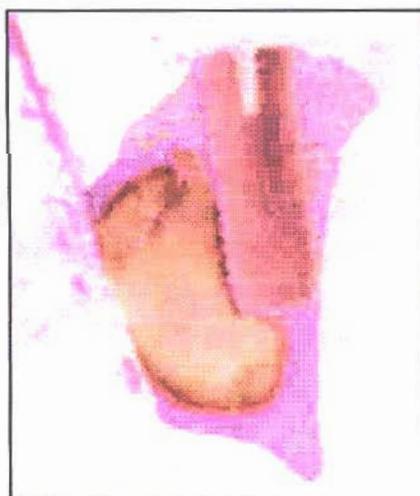
Fig. 7D - C8DD3 - Jateado
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L.- Fluorescência



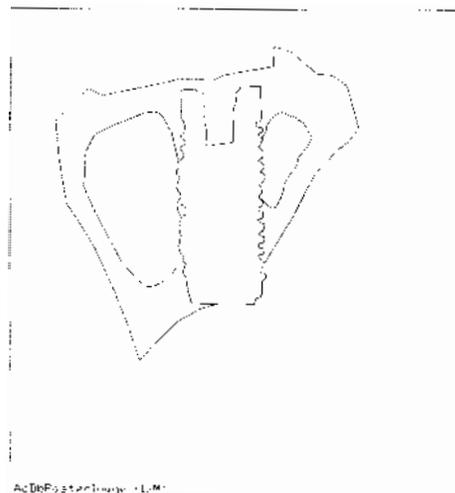
*Fig. 7E - C2DP3 - Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina escaneada*



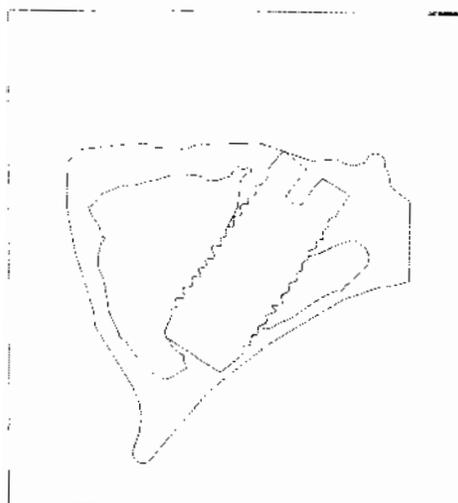
*Fig. 7F - C7EP2- Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina escaneada*



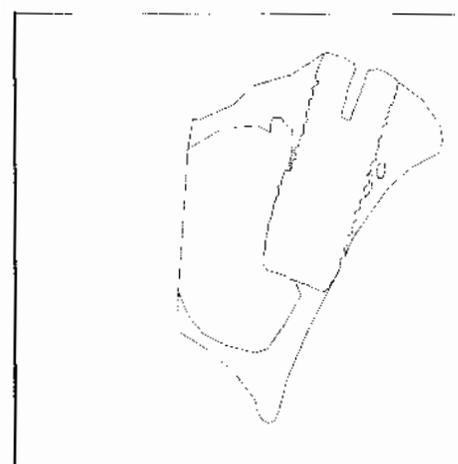
*Fig. 7G - C8DP4- Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina escaneada*



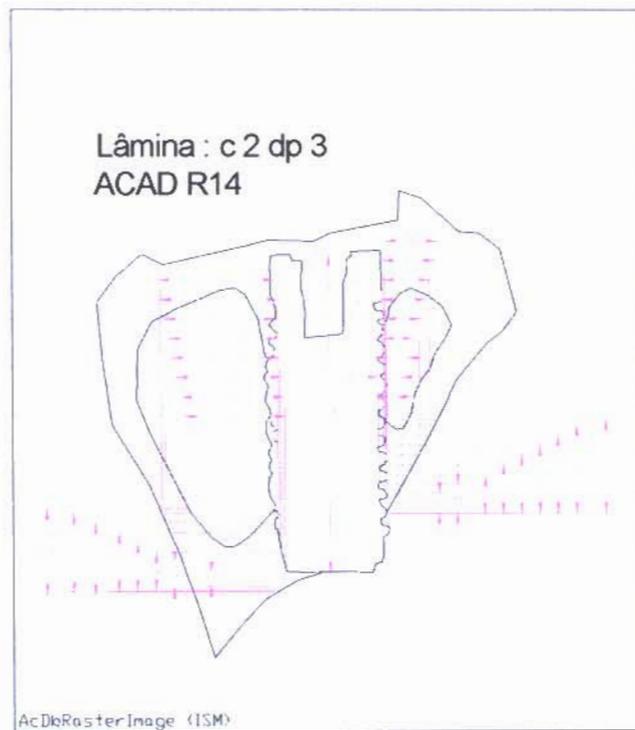
*Fig. 7H - C2DP3- Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina
margeada no Auto Cad*



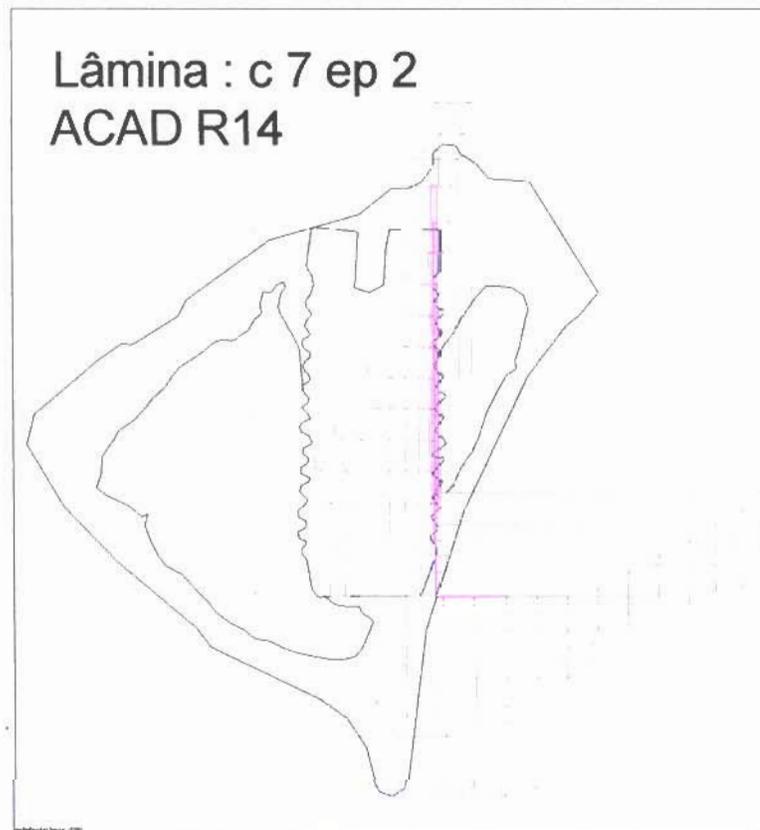
*Fig. 7I - C7IEP2 Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina
margeada no Auto Cad*



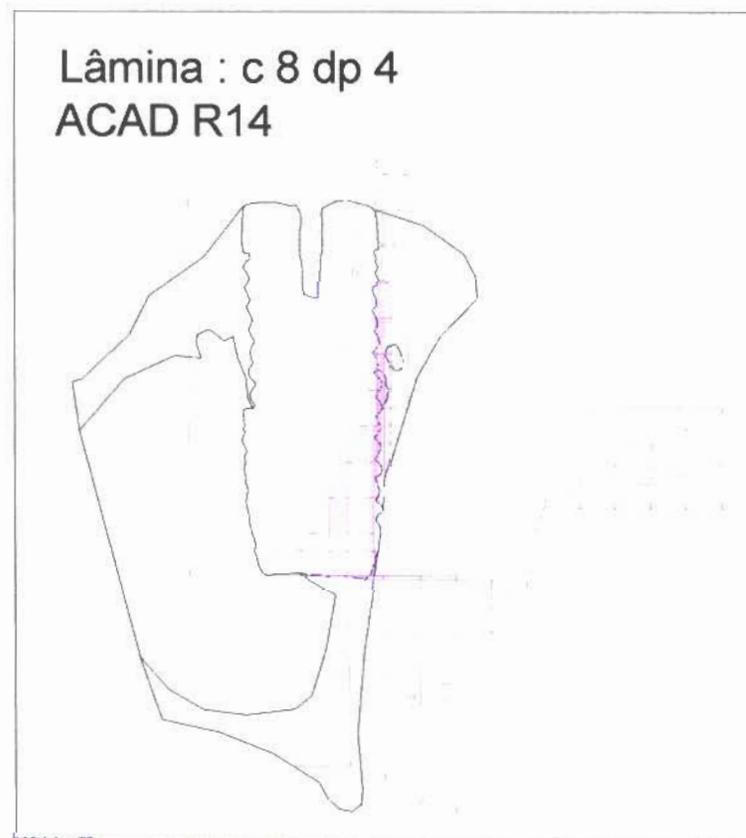
*Fig. 7J - C8DP4 Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina
margeada no Auto Cad*



*Fig. 7K - Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina mensurada nos eixos
cartesianos x e y no Auto Cad*



*Fig. 7L - Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina mensurada nos eixos
cartesianos x e y no Auto Cad*



*Fig. 7M - Liso
2,60mm ϕ
Imagem da lâmina mensurada nos eixos
cartesianos x e y no Auto Cad*

A distribuição total dos pontos (gráfico 14) em ordem crescente de X demonstra o crescimento ósseo nos planos longitudinais aos implantes e transversais às tíbias, sobre os eixos horizontais perpendiculares aos longos eixos dos implantes, em relação às corticais laterais a estes, em suas regiões apicais. Tabela em anexo pg. 250.

A distribuição total dos pontos (gráfico 15) em ordem crescente de Y demonstra o crescimento ósseo nos planos longitudinais aos implantes e transversais às tíbias, sobre os eixos verticais, paralelos aos longos eixos dos implantes, em relação às corticais laterais a estes, em suas regiões apicais. Tabela em anexo pg. 250

Observar que tanto em X quanto em Y, os pontos que se encontram inferiores à faixa de aproximadamente 0,5 mm representam remodelações ósseas e nas faixas acima de aproximadamente 0,5 mm representam neoformações ósseas, devido à espessura óssea da compacta pré-cirúrgica apresentar-se variando de 0,4 a 0,5 mm.

DISTRIBUIÇÃO TOTAL DOS PONTOS (Ordem crescente de X)

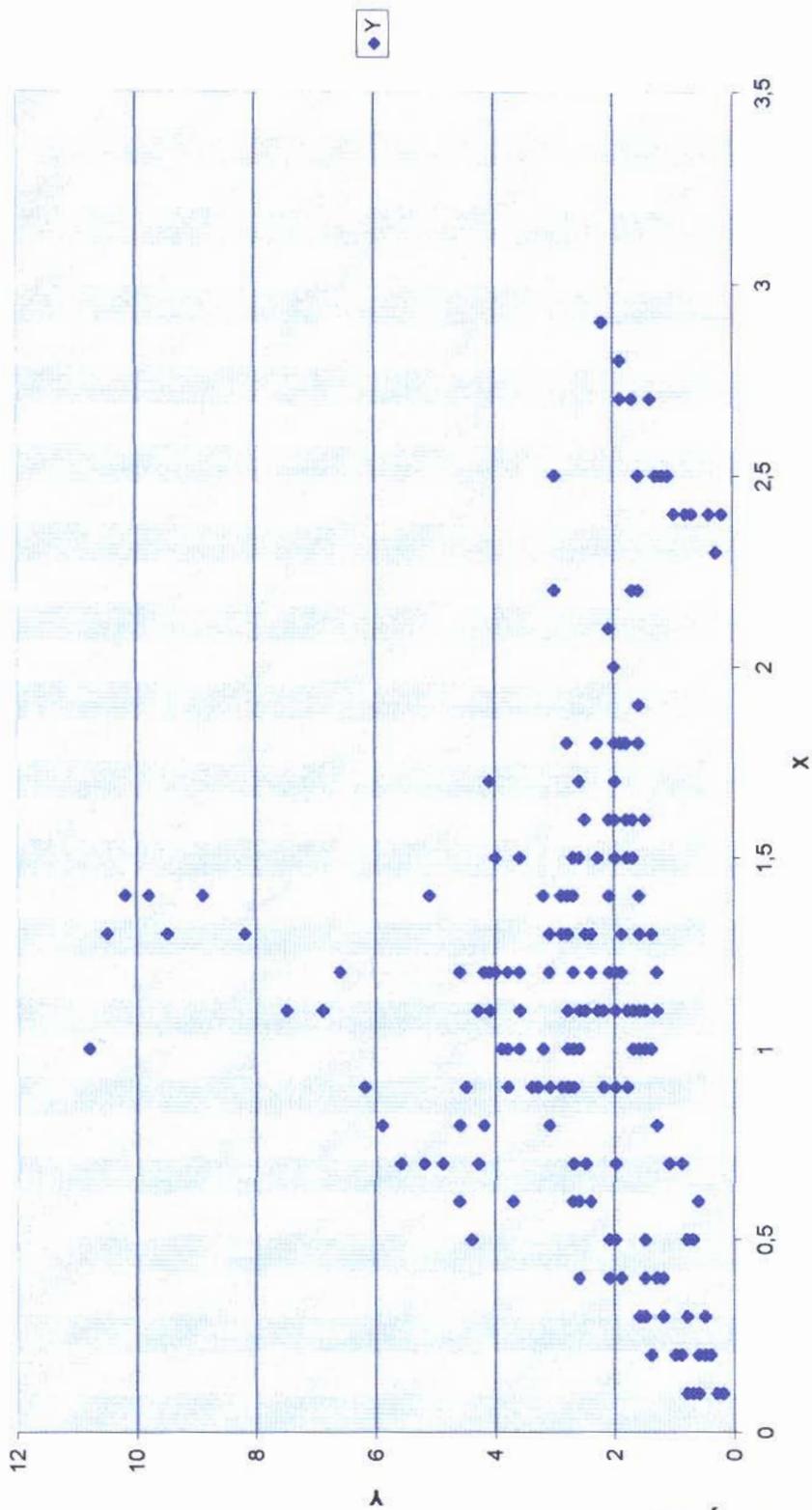


GRÁFICO 14

DISTRIBUIÇÃO TOTAL DOS PONTOS (Ordem crescente de Y)

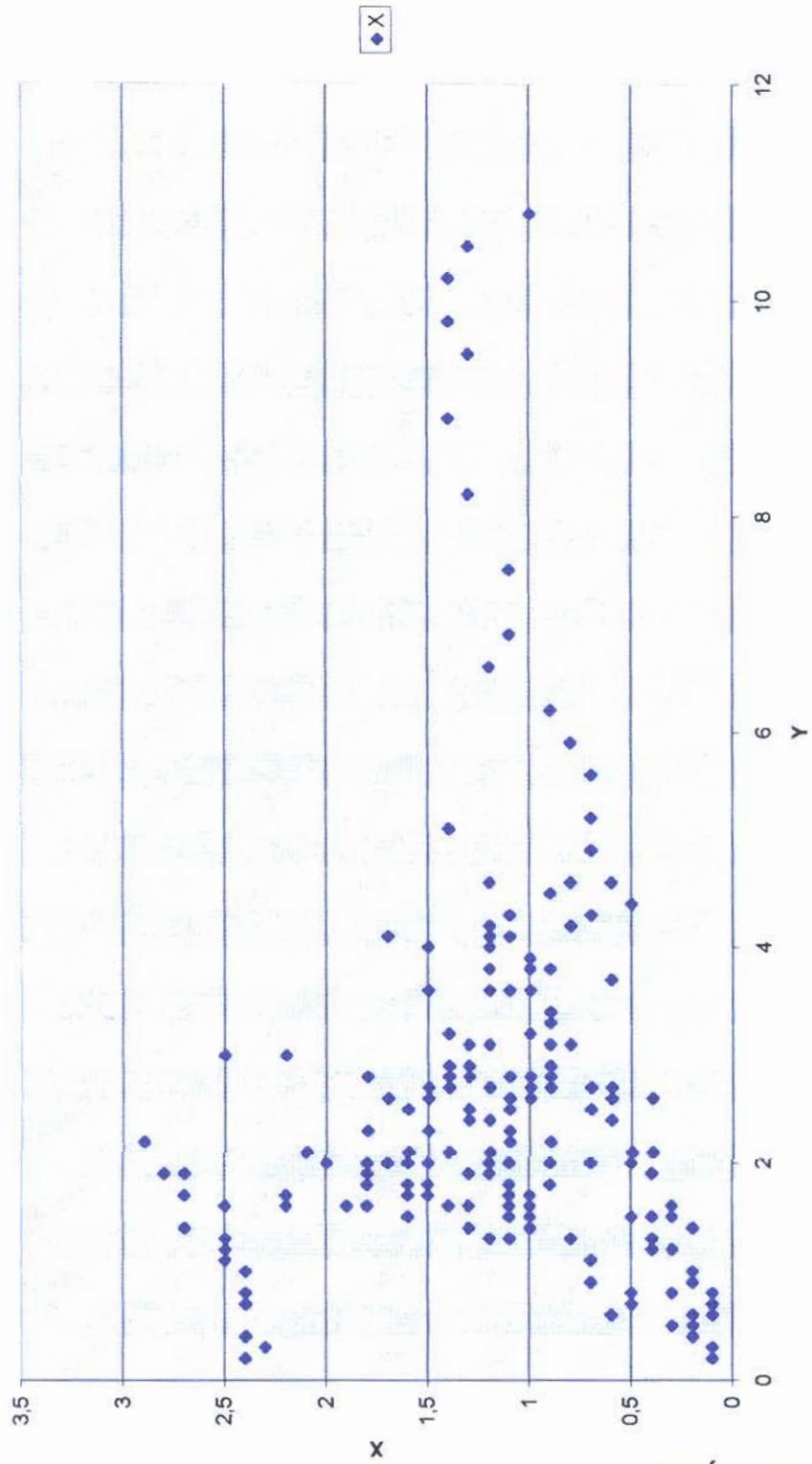


GRÁFICO 15

Como a própria forma geométrica dos implantes criam uma variação de distância de suas superfícies (na região do ápice) com as compactas laterais circunvizinhas, dividiu-se a distribuição total dos pontos de crescimento ósseo justapostos aos implantes, em relação à superfície externa periostal, em duas:

- Sobre as paredes laterais dos implantes foram nomeadas como A, estes pontos que apresentam uma posição no plano em XA e YA (Gráfico 16). Tabela em anexo pg. 251.
- Sobre as bases dos implantes foram nomeadas como B, estes pontos que apresentam uma posição no plano em XB e YB (Gráfico 17). Tabela em anexo pg. 252.

Desta forma, torna-se possível, melhor visualizar, eliminando a interferência entre as duas porções endostais das duas paredes circunvizinhas aos implantes, a razão de crescimento ósseo sobre a superfície lateral do implante e de sua base distintamente, bem como, avaliar qual delas apresentam uma reação de osteointegração endostal mais significativa em relação ao implante.

VALORES DECRESCENTES DE X ASCENDENDO SOBRE A FACE LATERAL DO IMPLANTE (XA)

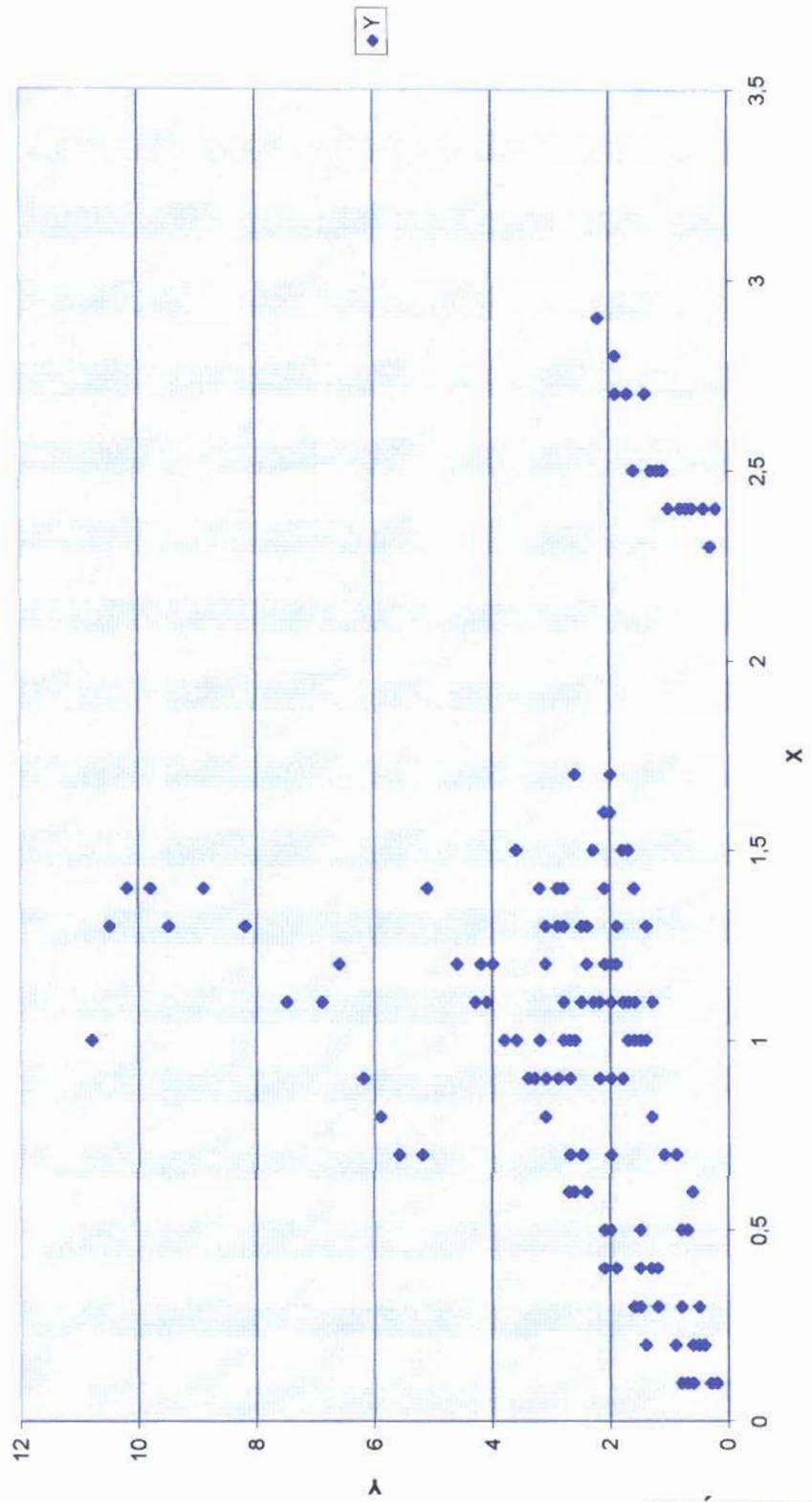


GRÁFICO 16

VALORES CRESCENTES DE X ASCENDENDO SOBRE A BASE DO IMPLANTE (XB)

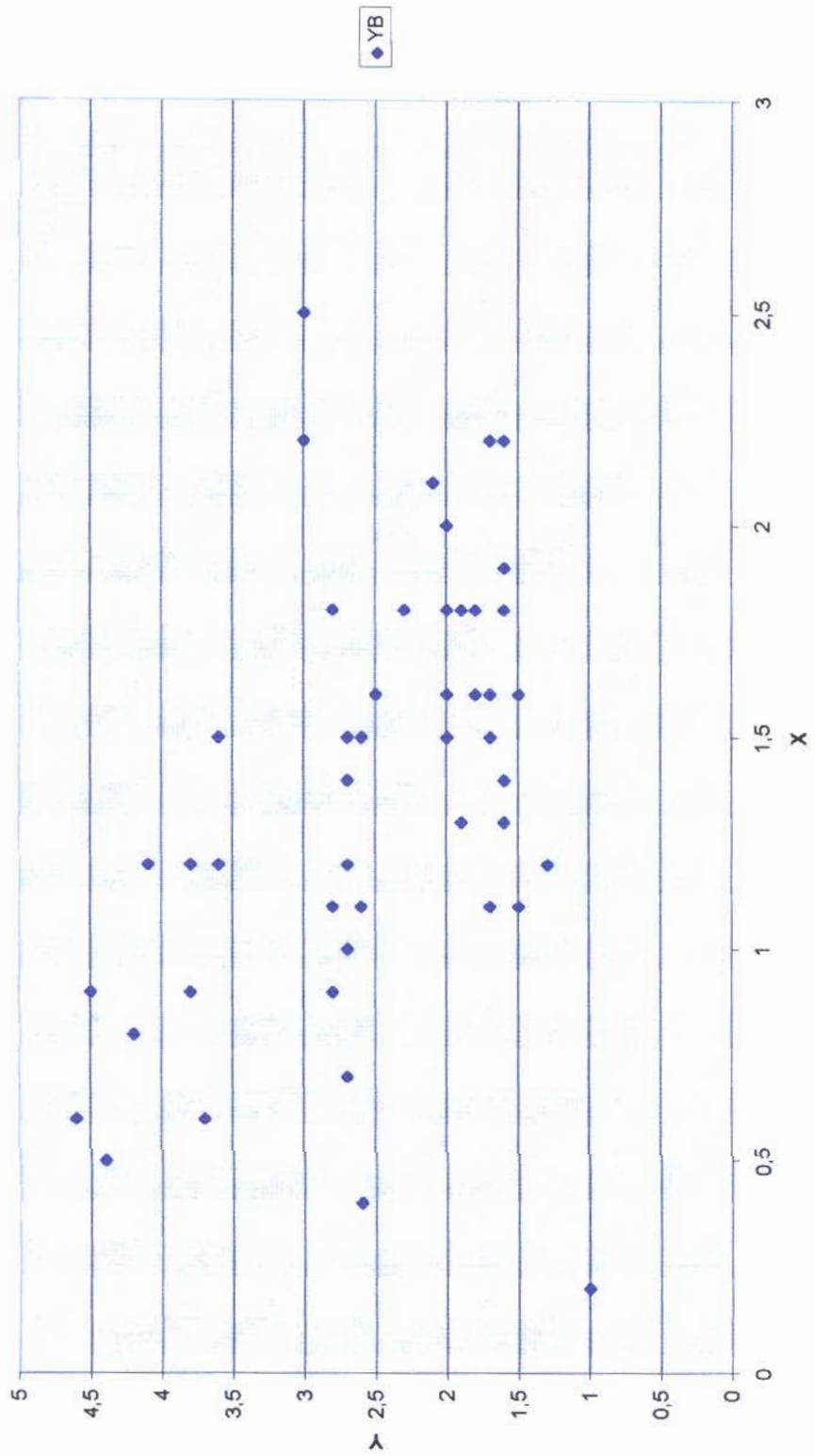


GRÁFICO 17

Através da média de pontos de Y em ordem crescente de X, e da média de pontos de X em ordem crescente de Y, pode-se eliminar repetições e criar-se gráficos onde, o primeiro representa o osso ascendendo lateralmente ao ápice do implante (Gráfico 18), e o segundo, apicalmente a este mesmo ápice (Gráfico 19). A tabela se encontra representada no capítulo anexo pg. 253.

Os gráficos expostos no capítulo anexo pgs. 259 a 262 foram criados a partir dos resultados obtidos no AUTO - CAD e interpretados no programa MATLAB. Estes representam respectivamente a tendência, o pico, e a razão de crescimento ósseo endostal em função da relação de distância entre a superfície do implante e o perióstio proximal.

As equações matemáticas de 1ª, 2ª, 3ª e 4ª ordem, representativas de cada gráfico estão abaixo deles descritas.

Média de pontos em Y (ordem crescente de X)

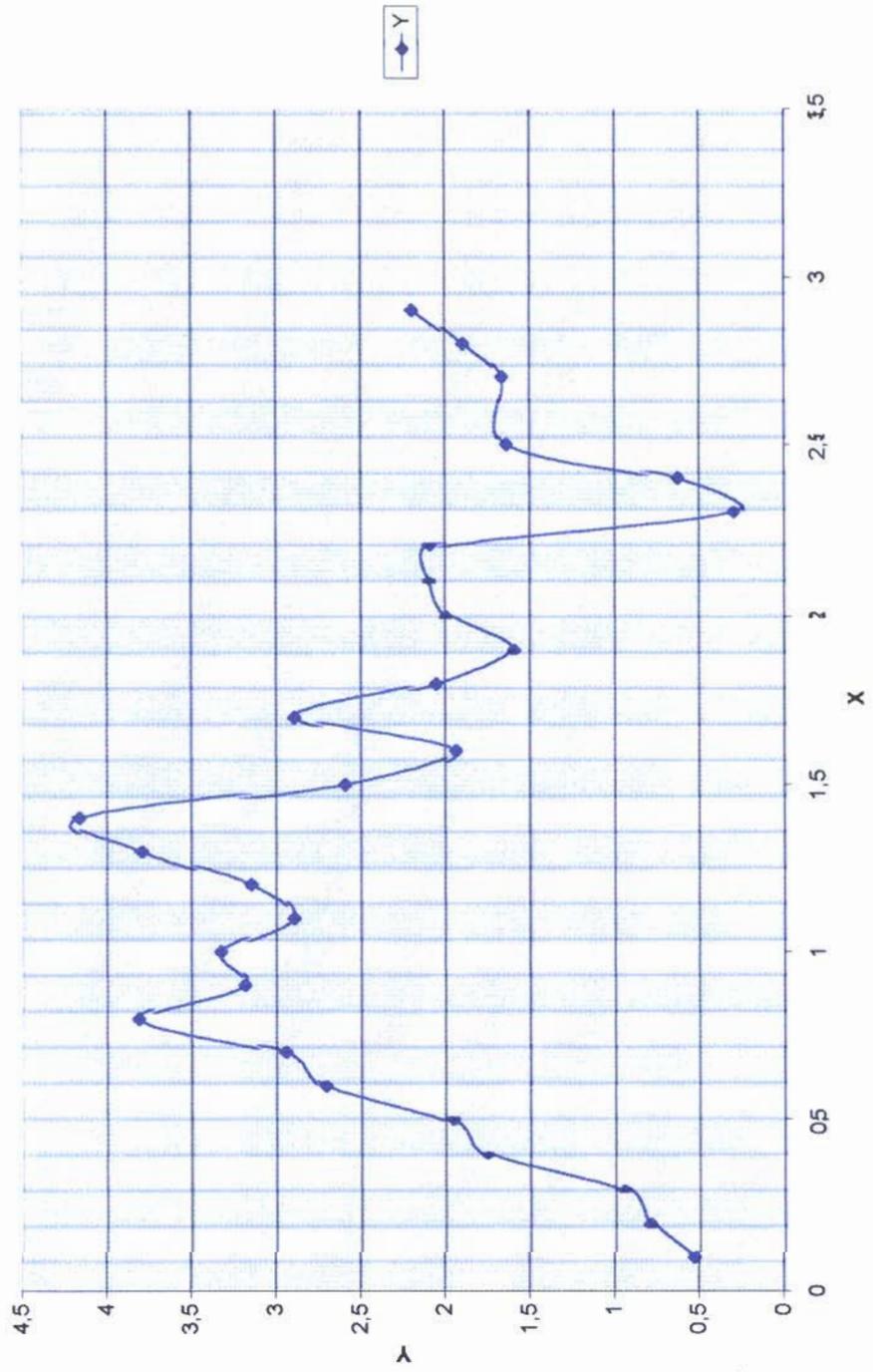


GRÁFICO 18

Média dos Pontos de X (crescentes em Y)

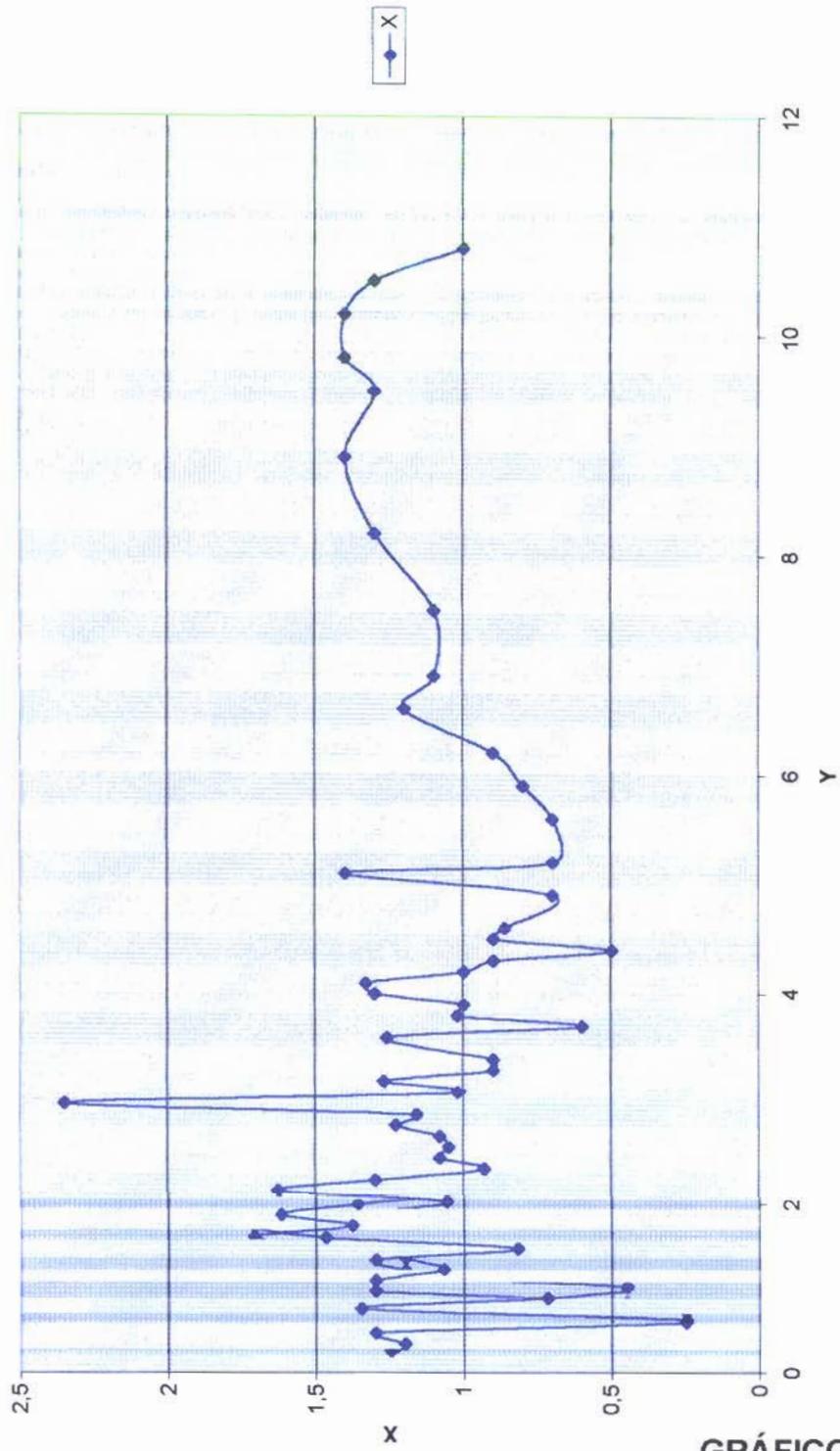


GRÁFICO 19

INTRODUÇÃO AOS GRUPOS 8, 9 E 10

O terceiro plano espacial pode ser descrito como uma justaposição de cortes longitudinais ao implante em diferentes profundidades, promovendo-se assim uma visão tridimensional do quadro de crescimento ósseo endostal em função da mesma razão.

Na seqüência, o GRUPO 8, exime as dúvidas nesta pesquisa, da relação entre as características de superfícies dos implantes aqui utilizados e a justaposição óssea a estes implantes. Como a lógica prévia, e os resultados desta pesquisa a confirma, os GRUPOS 9 e 10, se destinaram a comprovação numérica, de que a resposta de osteointegração dos implantes, em sua face voltada para o canal medular, é significativamente distinta à resposta metabólica das suas faces voltadas às corticais. Este fato vem se opor a qualquer análise de osteointegração exclusivamente bidimensional.

NO GRUPO 8:

Análise comparativa entre um implante Liso e Jateado em um mesmo coelho com lâminas selecionadas com o mesmo padrão de corte.

Neste grupo foi adotado o mesmo processo qualitativo e quantitativo do grupo 7 em microscopia de luz, buscando-se apenas interpretar variações na quantidade óssea linear depositada sobre a superfície do implante em função da característica de suas rugosidades de superfície, lisa ou jateada.

Também como no grupo 7 melhor representadas esquematicamente

	Cabeça	LE	LD	Base	Total
C6 EP2	4,3	5,2	7,5	0,0	17,00
C6 EP3	3,3	4,2	9,7	0,0	17,02
2,6 Jateado			Média final =		6,84
C6 ED2	4,5	12,7	6,9	2,7	26,8
C6 ED3	4,2	13,0	3,2	7,7	28,1
2,6 Liso			Média final =		10,98
C6 DP3	1,0	5,2	8,5	3,0	17,7
C6 DP4	1,5	5,7	11,0	2,3	20,5
2,6 Liso			Média final =		7,64
C6 DD3	0,0	8,5	12,0	2,5	23,0
C6 DD4	2,2	13,8	5,5	0,0	21,5
2,6 Jateado			Média final =		8,90
C7 EP3	2,6	5,5	8,5	3,7	20,3
2,6 Liso			Média final =		8,12
C7 ED3	4,5	9,0	6,7	4,0	24,2
2,6 Jateado			Média final =		9,68
C7 DP3	2,0	4,6	6,5	5,5	18,6
2,6 Jateado			Média final =		7,44
C7 DD4	0,0	5,2	12,8	3,7	21,7
2,6 Liso			Média final =		8,68

Não houve uma organização numérica significativa da média aritmética total do osso justaposto a cada implante com características de superfícies Lisas ou Jateadas, nestas 8 semanas de implantação.

Os resultados obtidos reafirmam a estreita relação entre a quantidade linear de osso justaposto ao implante, e a justaposição deste com a compacta.

Cabe aqui salientar que o osso justaposto ao implante pode estar em processo de necrose e remodelação ou neoformação, não sendo neste grupo distinguido tais fatos.

NO GRUPO 9:

9.1 - Para pesquisa comparativa em eixos de corte e análise morfométrica em cortes transversais em relação à tibia.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
2	EP	1	2,6 Liso	Com seda
2	EP	2	2,6 Liso	Com seda
2	EP	3	2,6 Liso	Com seda
2	EP	4	2,6 Liso	Com seda
2	EP	5	2,6 Liso	Com seda
2	EP	6	2,6 Liso	Com seda

9.2 - Para pesquisa comparativa em eixos de corte e análise morfométrica em cortes transversais em relação à tibia.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
4	EP	1	2,6 Liso	Com cat-gut
4	EP	2	2,6 Liso	Com cat-gut
4	EP	3	2,6 Liso	Com cat-gut
4	EP	4	2,6 Liso	Com cat-gut
4	EP	5	2,6 Liso	Com cat-gut
4	EP	6	2,6 Liso	Com cat-gut

Como já descrito no Grupo 7, o terceiro plano espacial fica a cargo de sucessivas justaposições de planos em diferentes profundidades.

Em cortes longitudinais ao implante, em sucessivos graus de profundidade, pode-se avaliar a variação da relação osso e implante, em microscopia de luz (figs. 9A, 9C, 9E, 9G, 9I, 9K, 9M, 9O, 9Q, 9S) e em microscopia de fluorescência (figs. 9B, 9D, 9F, 9H, 9J, 9L, 9N, 9P, 9R, 9T), respectivamente, na região endostal, medular e medular próximo ao implante.

Chama-se a atenção a diferença de reação entre o tecido ósseo endostal e o medular (figs. 9C e 9D) e (fig. 9Q e 9R).

Como era de se prever, as faces do implante voltadas para o canal medular, sofrem uma reação orgânica, de osseointegração

distinta e mais lenta do que as faces voltadas para as corticais da tibia, neste período de 8 semanas.

Torna-se portanto, descabida uma análise da osseointegração em cortes exclusivamente transversais à tibia. Seria como afirmar que existe pouquíssima osseointegração do implante em 8 semanas quando em uma análise em cortes longitudinais ao canal medular ou à tibia.



Fig. 9A -
C2EP6 -Liso
2,60mm ϕ
Aumento de
10X
M.L de
Fluorescência
com menos
iluminação
ótica indireta.



Fig. 9B -
C2EP6 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento de
10X
M.L de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

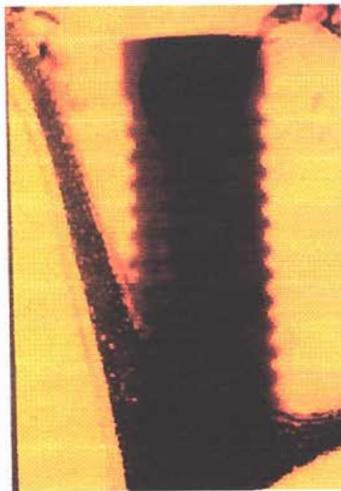


Fig. 9C -
C2EP5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de
10X
M.L de
Fluorescência
com menos
iluminação
ótica indireta.

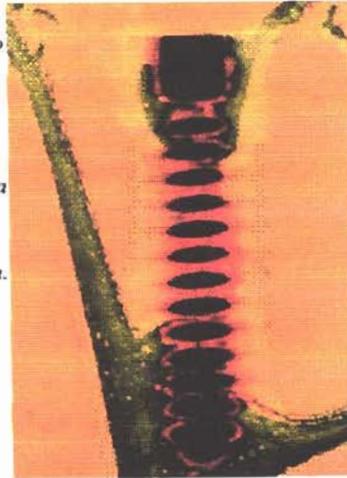


Fig. 9D -
C2EP5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de
10X
M.L de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

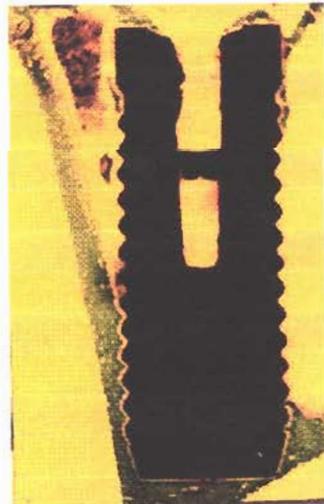


Fig. 9E -
C2EP4 -Liso
2,60mm ϕ
Aumento de
10X
M.L de
Fluorescência
com menos
iluminação
ótica indireta.

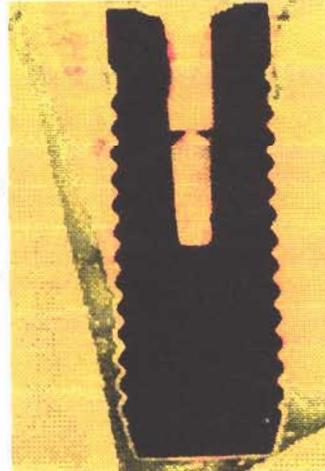


Fig. 9F -
C2EP4 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento de
10X
M.L de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

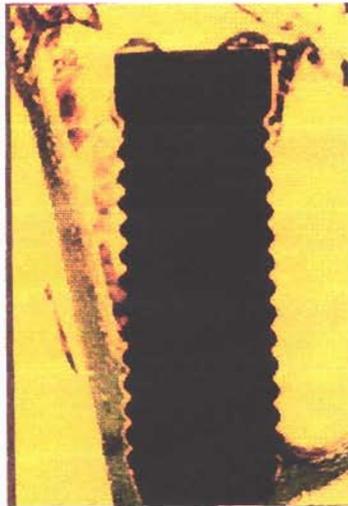


Fig. 9G -
C2EP3 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.

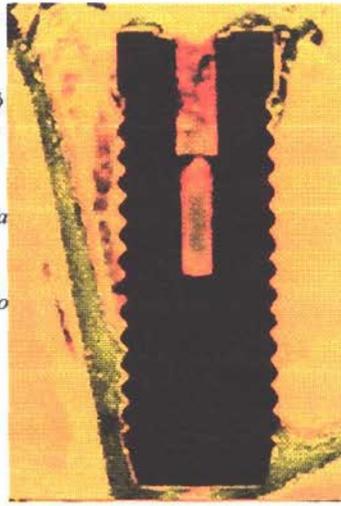


Fig. 9H -
C2EP3 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

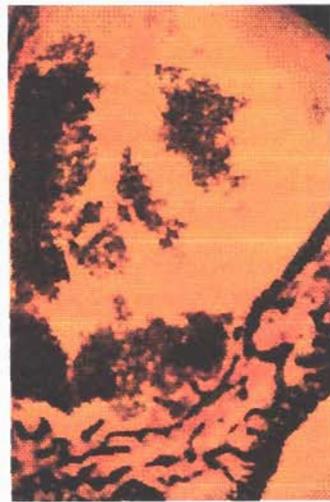


Fig. 9I -
C2EP2 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.



Fig. 9J -
C2EP2 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.



Fig. 9K -
C4EP1 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.



Fig. 9L -
C4EP1 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

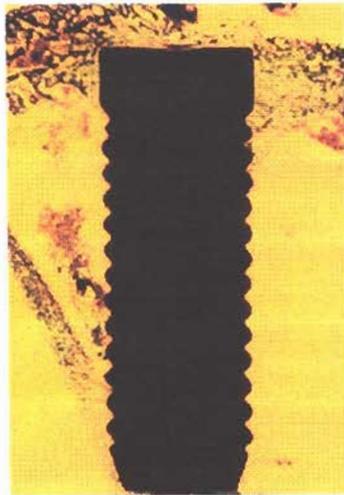


Fig. 9M -
C4EP2 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.



Fig. 9N -
C4EP2 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

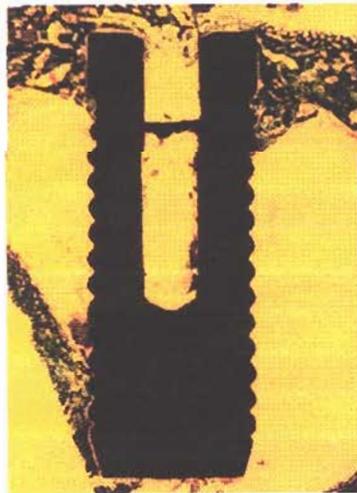


Fig. 9O -
C4EP3 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.

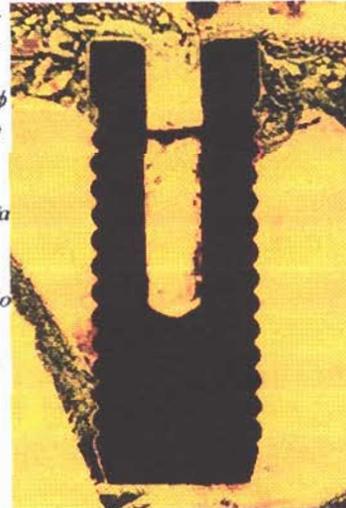


Fig. 9P -
C4EP3 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

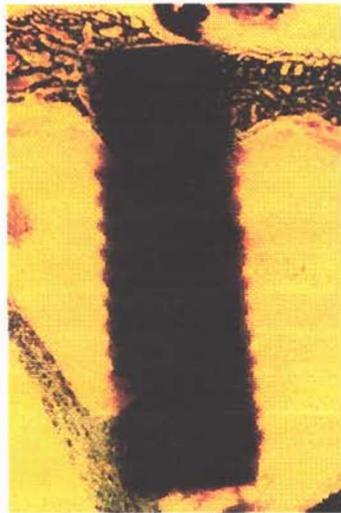


Fig. 9Q -
C4EP4 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.

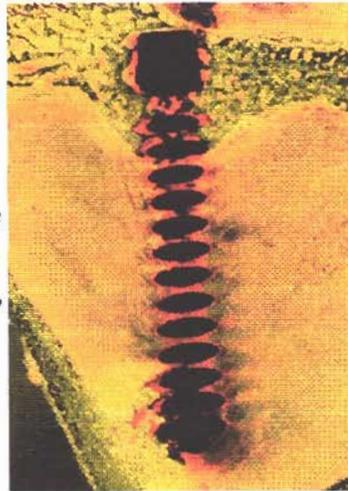


Fig. 9R -
C4EP4 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

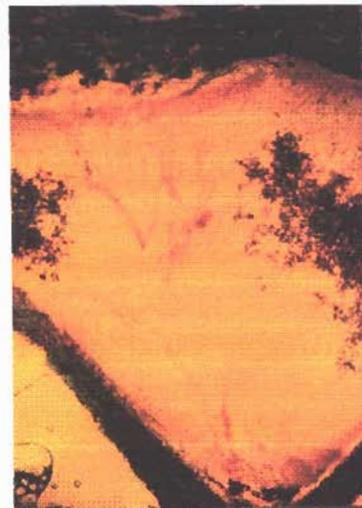


Fig. 9S -
C4EP5 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com
menos
iluminação
ótica
indireta.



Fig. 9T -
C4EP5 -
Liso
2,60mm ϕ
Aumento
de 10X
M.L. de
Fluorescência
com mais
iluminação
ótica
indireta.

INTRODUÇÃO GRUPO 10

Para compreender melhor o processo de osseointegração medular, passou-se a estudar no GRUPO 10, implantes em cortes transversais aos implantes, permitindo-se a visão do terceiro plano e interrelacioná-lo com cortes longitudinais ao implante e transversais à tibia, em uma área central afastada da cabeça e do ápice do implante e centralizada na medula, obtidos através do GRUPO 11.

NO GRUPO 10:

10.1 Em cortes transversais (Em relação à tibia)

10.2 Em cortes transversais (Em relação à tibia)

Nestes grupos tornou-se possível uma visão ao redor de todo implante (fig. 10A a 10P), permitindo contar com auxílio de uma grade milimetrada criada no programa Corel Draw, sobreposta à imagem fotográfica escaneada e projetada por um canhão multi-mídia* sobre tela, as áreas de metabolismo na região perimplantária, em função dos marcadores histoquímicos, alizarina, calceína e tetraciclina.

A região contada foi delimitada por uma circunferência centralizada ao implante, com um diâmetro de 7 cm, gerando as tabelas 10A, 10B e 10C, representadas em anexo pg. 254 e respectivos gráficos 20, 21 e 22.

Os gráficos permitem uma avaliação neste plano de corte da relação de áreas de deposição da apatita em relação ao tempo (marcadores histoquímicos) e a área do implante.

Observa-se, portanto, que nas regiões mais profundas dos sulcos das roscas entre as espiras, ou seja, nas regiões de menor área de implante neste corte, encontra-se maior concentração de alizarina e calceína, como exemplificadas graficamente nas lâminas C10DP6, C10DD7, C9DD6 e C9DD7.

A área relativa à alizarina, decresce; à calceína, aumenta; à de tetraciclina aumenta conforme o aumento da área do implante, porém de uma forma mais violenta, o que significa tendência à cortes margeando os ápices das espiras, como pode se observar nas lâminas C10DP2, C10DP7, C10DP8, C10DD4, C10DD6, C10DD8, C9DD3 e C9DD4.

Observa-se nas lâminas C10DP1, C10DD1, C10DD9, C10DD10 e C9DD2 a relação de proporção entre os marcadores histoquímicos em cortes quase que tangenciais (C.T.) às extremidades dos implan-

*LIGHTWARE VP800

tes, o que por possuir uma forma de parafuso, implica numa secção menor de implante. Pode-se também perceber uma maior concentração de tetraciclina.

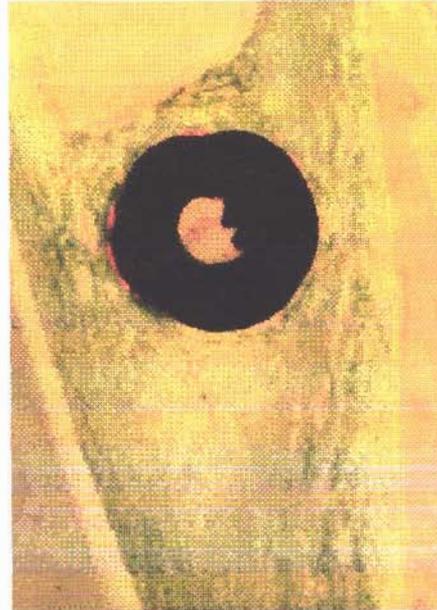
As lâminas C10DD9, C9DD9 e C9DD10 representam secções tangenciais aos implantes sem a sua presença física (S.I.), onde observa-se também os resultados acima descritos.

As figuras 10A, 10B, 10E, 10F, 10I e 10J representam implantes em secções transversais utilizadas neste GRUPO, deixando claro ao comparar as figuras, que dependendo da “altura” (que aqui se entende como variação da dimensão longitudinal do implante) de secção, pode-se observar um grau de osseointegração que persiste em função da proximidade do implante à parede endostal e aumenta em função do seu afastamento desta parede.

As figuras 10C, 10D, 10G, 10H, 10K, 10L, 10M, 10N, 10O e 10P mostram, neste plano de corte, o metabolismo de osseointegração, em maior aumento, de um mesmo GRUPO em diferentes níveis de “altura” de corte, reproduzindo e incrementando o que já foi descrito para o GRUPO 6.



*Fig. 10A - C9DD4 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - ótica*



*Fig. 10B - C9DD4 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - Fluorescência*



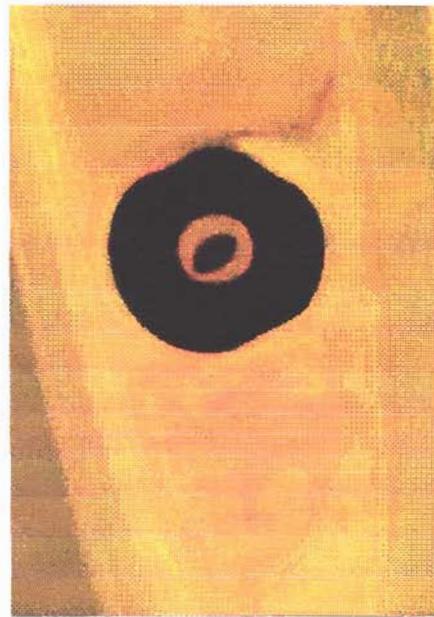
*Fig. 10C - C9DD4 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L - Fluorescência*



*Fig. 10D - C9DD4 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L - Fluorescência*



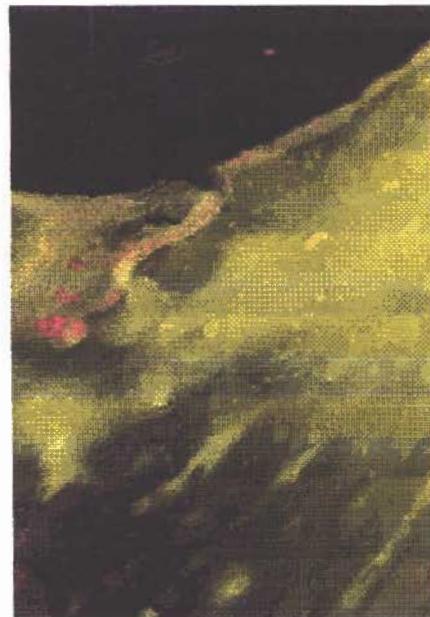
*Fig. 10E - C9DD5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - ótica*



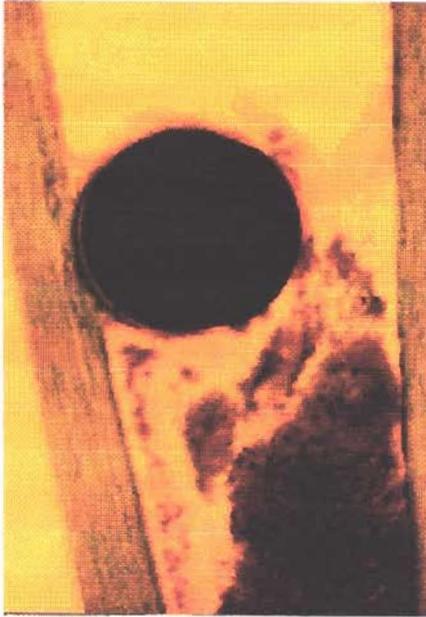
*Fig. 10F - C9DD5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - Fluorescência*



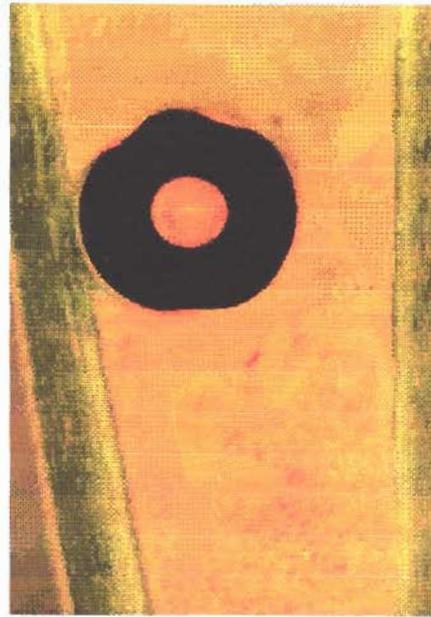
*Fig. 10G - C9DD5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L - Fluorescência*



*Fig. 10H - C9DD5 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L - Fluorescência*



*Fig. 10I - C9DD6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - Ótica*



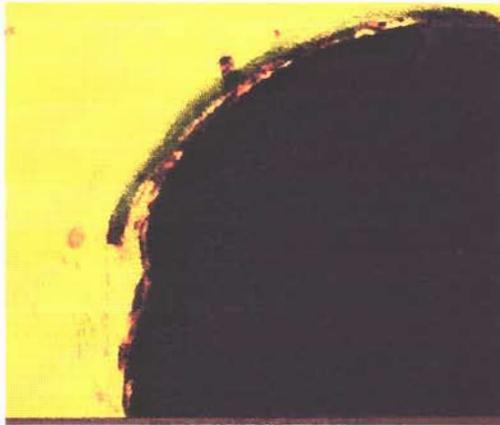
*Fig. 10J - C9DD6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - Fluorescência*



*Fig. 10K - C9DD6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L - Fluorescência*



*Fig. 10L - C9DD6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L - Fluorescência*



*Fig. 10M - C10DP6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L - Fluorescência
Referente à fig. 1AI*



*Fig. 10N - C10DP6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 20X
M.L - Fluorescência
Referente à fig. 1AI*



*Fig. 10O - C10DP6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 40X
M.L - Fluorescência com filtro
Referente à fig. 1AI*



*Fig. 10P - C10DP6 - Liso
2,60mm ϕ
Aumento de 10X
M.L - Fluorescência
Referente à fig. 1AI*

CORTE TRANSVERSAL - IMPLANTE LISO C10DP

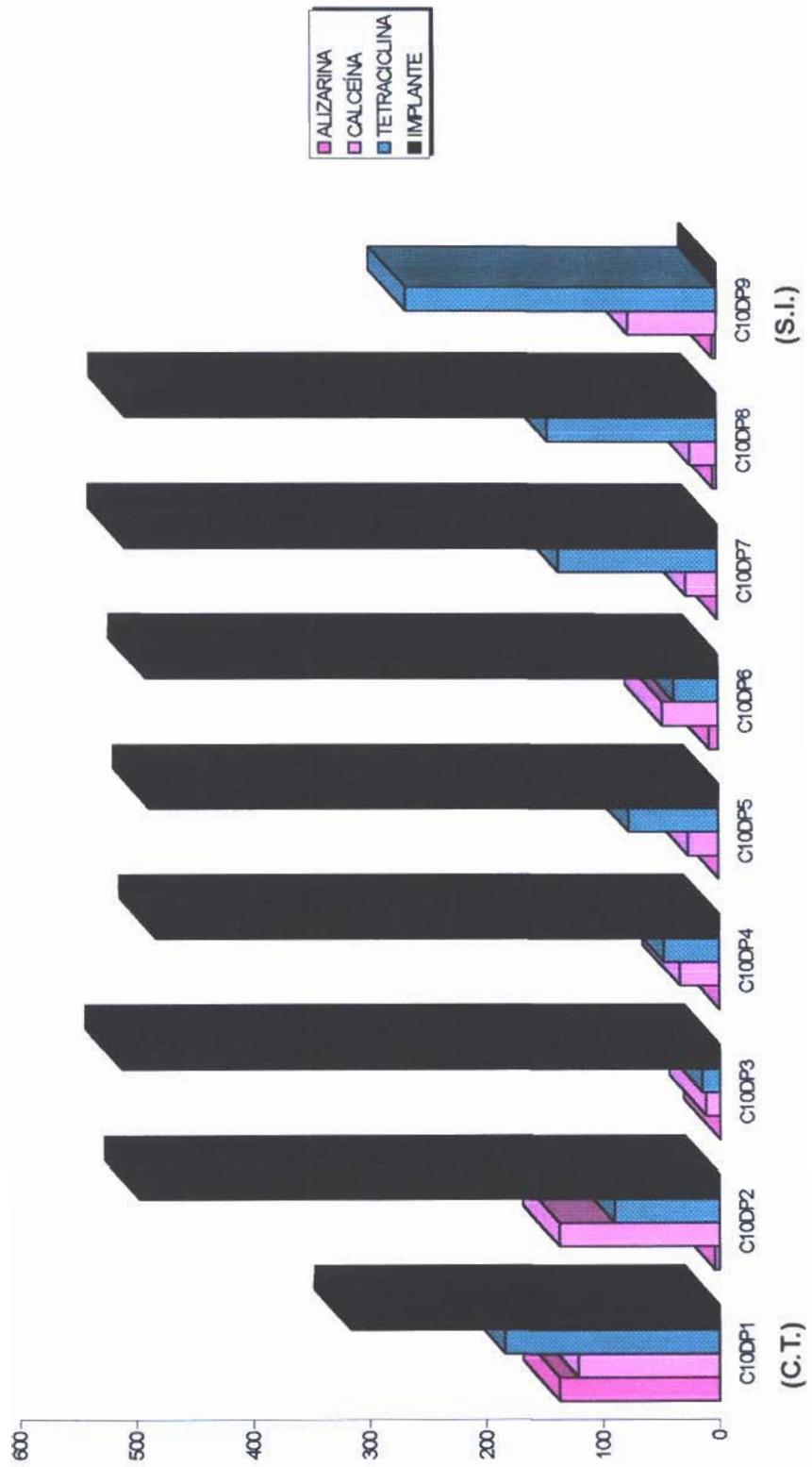


GRÁFICO 20

CORTE TRANSVERSAL - IMPLANTE JATEADO C10DD

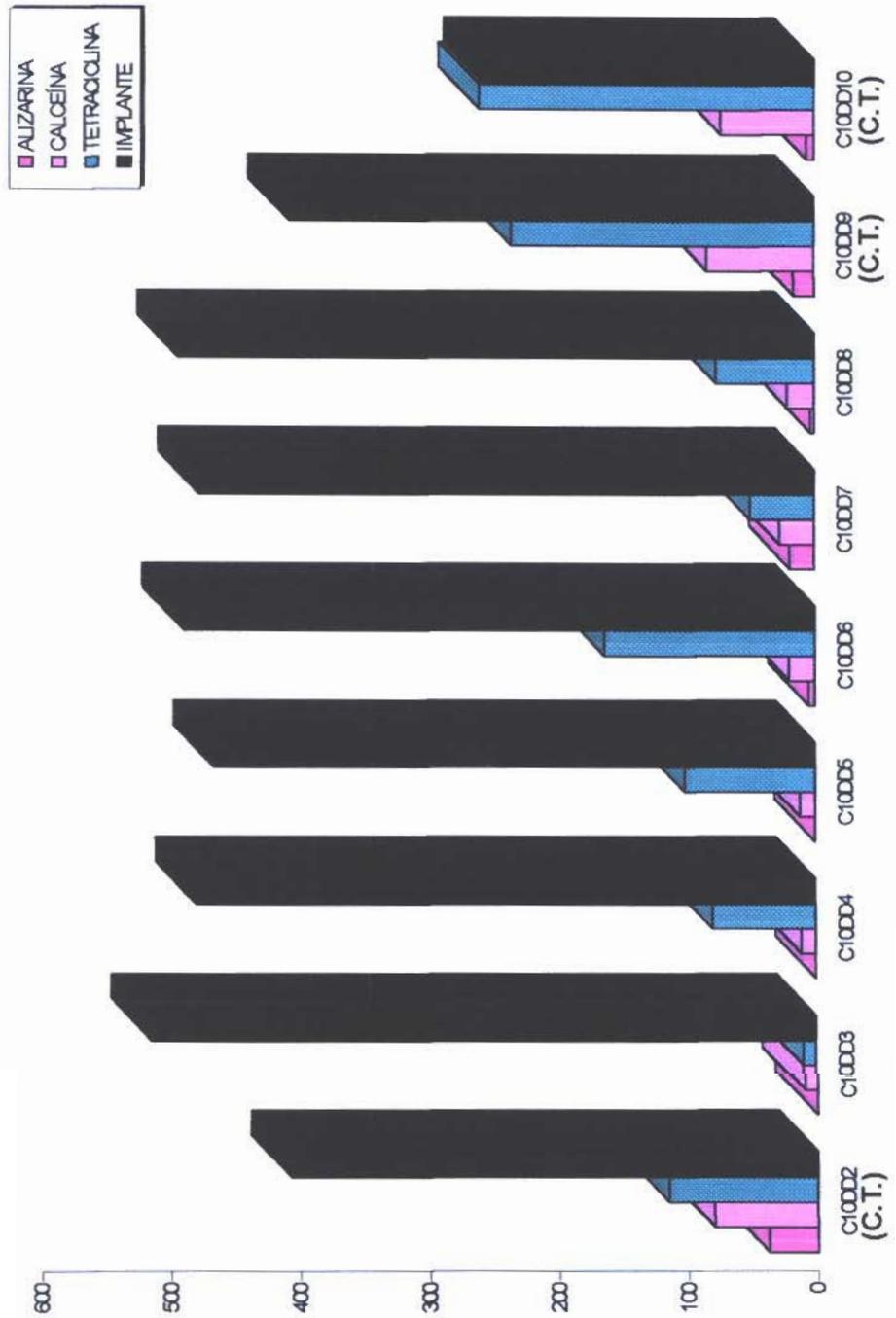


GRÁFICO 21

CORTE TRANSVERSAL - IMP. LISO - C9 DD

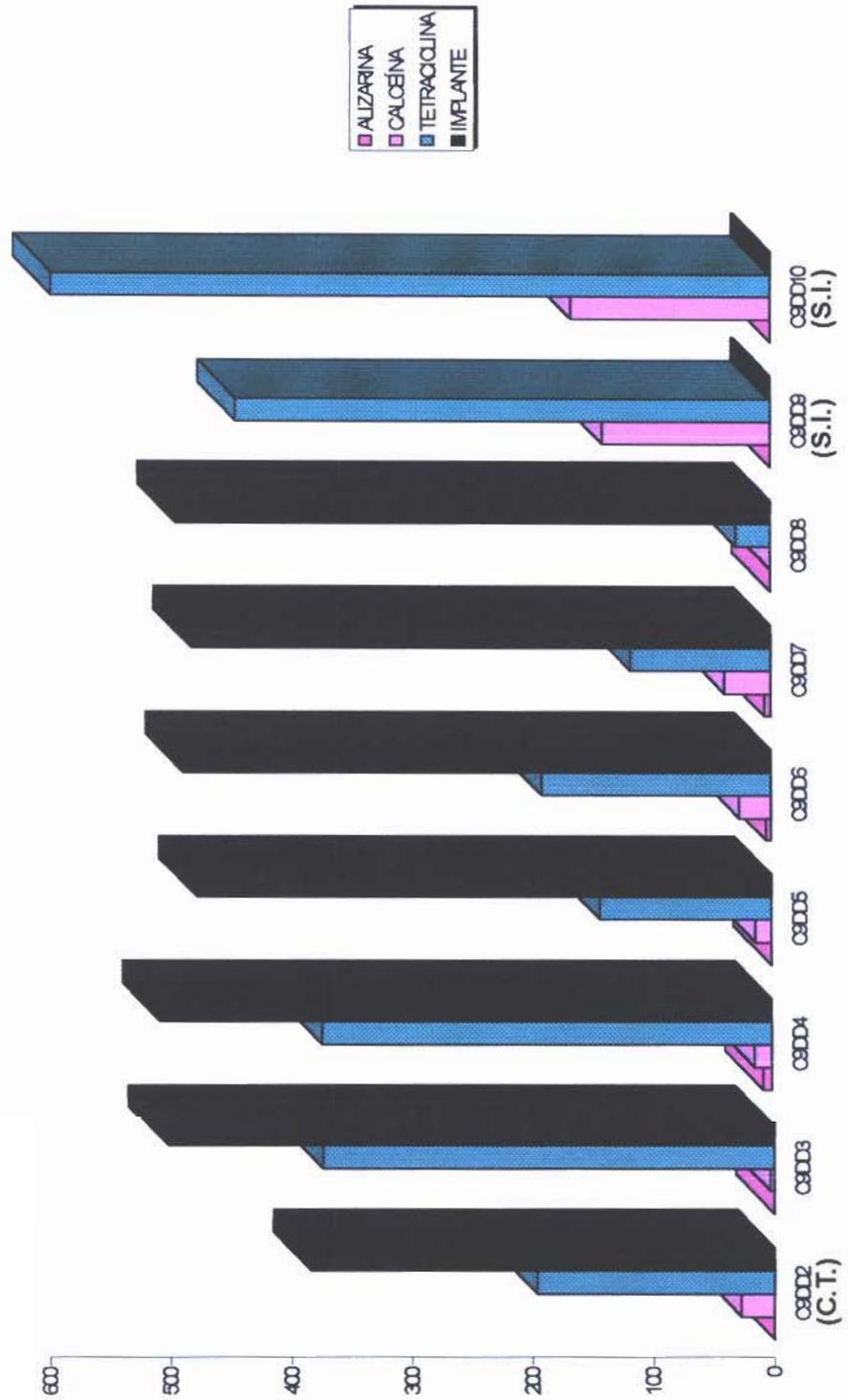


GRÁFICO 22

SOBREPOSIÇÃO GRÁFICA DOS CORTES TRANSVERSAIS

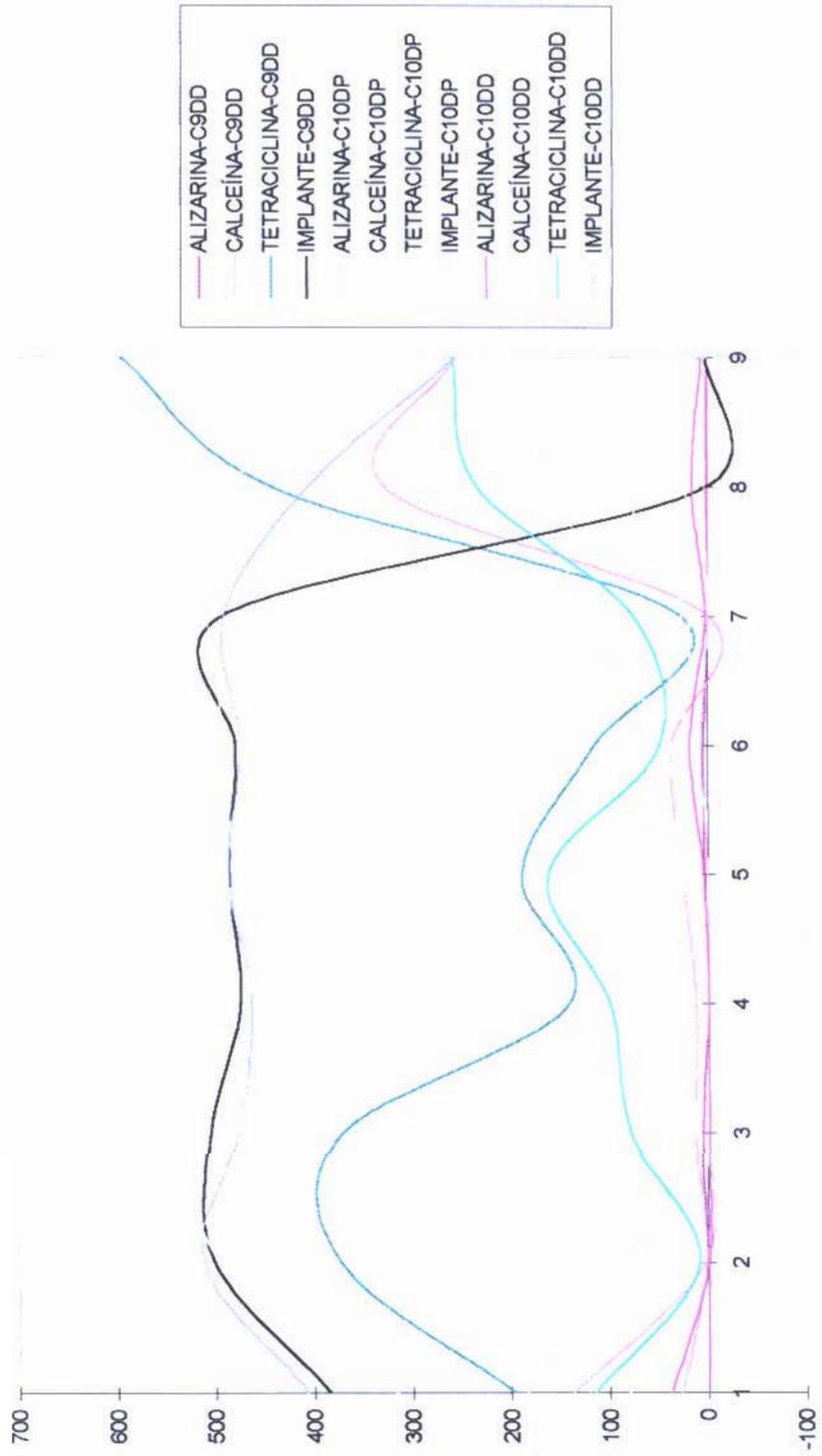


GRÁFICO 23

INTRODUÇÃO GRUPO 11

Para uma interpretação tridimensional da reação medular, da face central do corpo do implante, voltada para o canal medular, por esta região sofrer pouca ou nenhuma interferência cortical neste prazo de 8 semanas, passou-se a estudar esta área no GRUPO 11, em cortes longitudinais aos implantes em diferentes profundidades.

NO GRUPO 11:

Os dados obtidos no GRUPO 10, foram sendo associados a uma morfometria das lâminas do GRUPO 11, obtida da mesma forma já descrita para este grupo antecessor, da deposição de apatita, marcada pela alizarina, calceína e tetraciclina, sobre a superfície do implante em profundidade, na região mais central do seu corpo em relação à cavidade medular, (figs. 11A a 11D).

Esta região delimita-se por um retângulo com sua base de 3,6 cm e seu lado de 1,6 cm, sendo este posicionado de forma a centralizar a espira ou filete de rosca principal, e transpassar na região central as duas espiras adjacentes no corte. Látero-lateralmente o retângulo é centralizado a partir do centro da espira principal, estando as bases do retângulo passando pelos ápices das espiras adjacentes.

A partir destes dados foi gerada tabela 11A em anexo pg. 255 e seu gráfico correlato (Gráfico 24).

A sobreposição gráfica dos cortes transversais do GRUPO 10 e longitudinais do GRUPO 11 pode ser vista no gráfico 24. A relação entre a área do implante, em ordem crescente, e os marcadores histoquímicos, alizarina, calceína e tetraciclina, em cortes longitudinais e transversais, geraram a tabela 11B em anexo 256, que pode ser visualizada através do gráfico 25.

O marcador de maior concentração nos cortes longitudinais e transversais, a tetraciclina, em ordem crescente em relação aos demais marcadores histoquímicos, alizarina e calceína, e a área do implante nos respectivos cortes, podem ser vistos no gráfico 26.

GRUPO 11



Fig. 11A - C3EP3 - Liso - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L. - Fluorescência

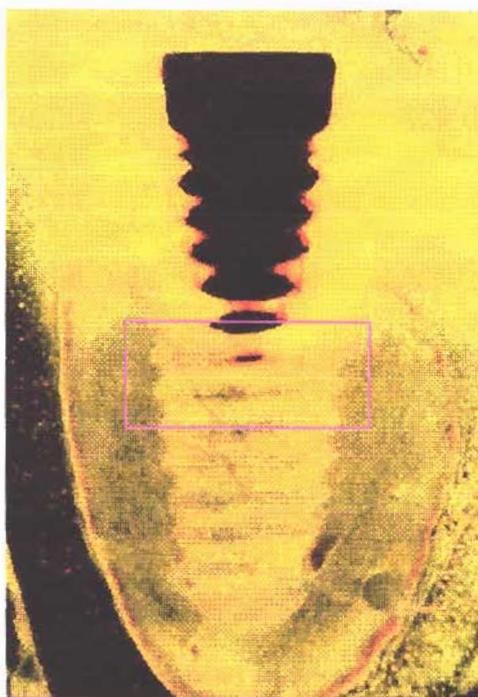


Fig. 11B - C8EP5 - Liso - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L. - Fluorescência

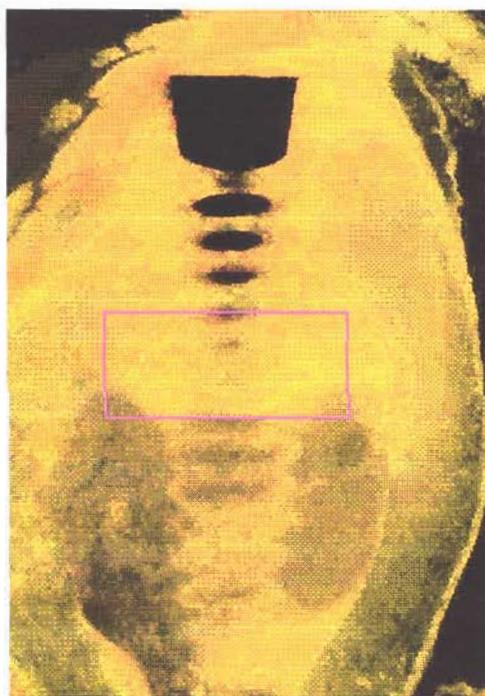


Fig. 11C - C10ED5 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L. - Fluorescência

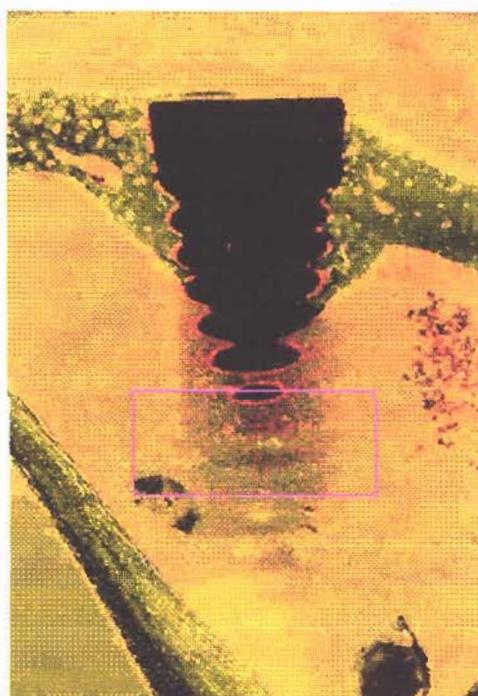


Fig. 11D - C7DP4 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L. - Fluorescência

CORTES LONGITUDINAIS - EM PROFUNDIDADE - EM ORDEM CRESCENTE DE ÁREA DE IMPLANTE

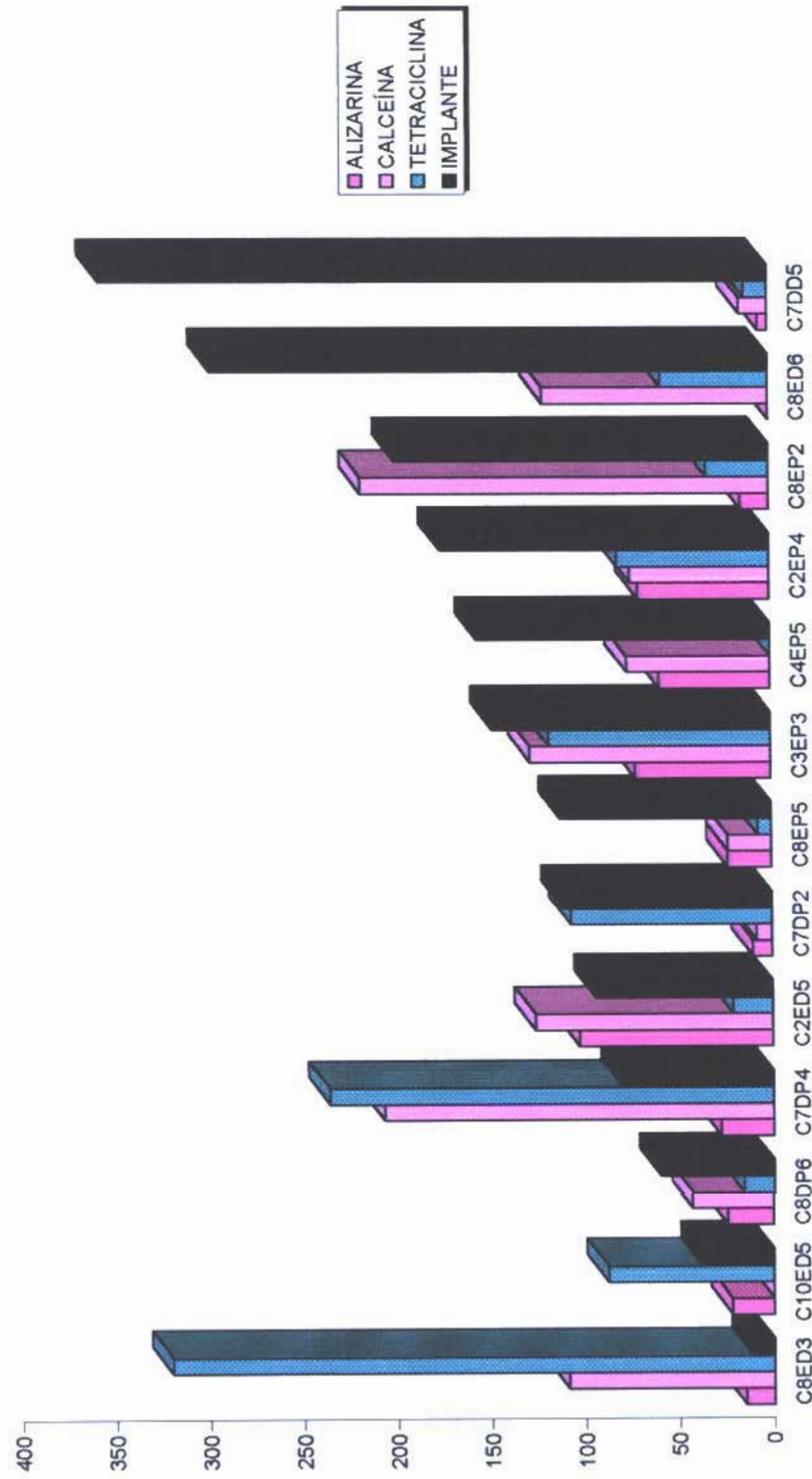


GRÁFICO 24

Para uma análise tridimensional da reação medular, desenvolveu-se relações entre os planos de corte transversal do GRUPO 10 e longitudinal do GRUPO 11, da seguinte forma:

No plano transversal foram selecionadas lâminas que correspondiam às regiões avaliadas nos planos longitudinais, ou seja, das 9 lâminas de cada coelho, C10DP, C10DD e C9DD, tiveram contabilizados seus dados as lâminas C10DP4, C10DP5, C10DP6, C10DP7, C10DD5, C10DD6, C10DD7, C10DD8, C9DD5, C9DD6, C9DD7 e C9DD8. Pode-se visualizar estes dados, em ordem crescente de área de implante representados na tabela 11B.

Estas lâminas transversais selecionadas foram associadas na tabela 11C em anexo pg. 257, às lâminas longitudinais classificadas do GRUPO 11, descrevendo o gráfico 25, em ordem crescente de área de implante.

Para uma interpretação da intensidade de deposição da Apatita, na fase marcada pela Tetraciclina, por ser esta a mais volumosa entre as três, Alizarina, Calceína e Tetraciclina, foi criada a tabela 11D representada no anexo pg. 258, em ordem crescente de Tetraciclina e seu respectivo gráfico 26, com os mesmos dados do seu antecessor.

Para facilitar a interpretação gráfica do leitor, segue-se fatos, alguns deles também representados no esquema 11e suposições lógicas.

Fatos:

- Para o implante de 2,60mm de diâmetro, tem-se o seu diâmetro equivalente a 5,20cm na foto (ϕ_1).
- A distância longitudinal entre o vértice de três espiras na foto, equivale a 1,60cm.
- Uma grade de 1 X 1mm aplicada sobre a foto implica em uma grade de 0,05 X 0,05mm real.
- Estimado em cortes transversais, uma contagem na foto de 0,90cm ao redor do vértice do implante equivale a uma circunferência de contagem com 7,0cm de diâmetro na foto (ϕ_c).

Portanto, na foto:

- A_I (Área do implante em cortes transversais) $\cong 21,23\text{cm}^2$.
- A_C (Área total de contagem em cortes transversais) $\cong 38,46\text{cm}^2$.
- A_T (Área de contagem tecidual em cortes transversais) $\cong 17,24\text{cm}^2$.

$$A_T = A_C - A_I$$

Se em cortes longitudinais, contar-se uma área de 1,60cm de altura (h) X 3,60cm de largura (L), estará se contando uma terça parte da área tecidual (A_T) em área total.

Suposições:

- Se A_{IT} transversal tende ao seu valor máximo, estará se desenvolvendo uma contagem tecidual ao redor do vértice de suas espiras.
- Se A_{IT} transversal tende ao seu valor mínimo, estará se desenvolvendo uma contagem tecidual ao redor da região mais profunda do sulco entre duas espiras.
- Se A_{IL} longitudinal tende ao seu valor máximo, estará se desenvolvendo uma contagem tecidual na região mais profunda de dois sulcos entre três espiras.
- Se A_{IL} longitudinal tende ao seu valor mínimo, estará se desenvolvendo uma contagem tecidual na região tangencial superficial de vértices entre três espiras.

Portanto, sendo: $A_{TT} = A_{TL} / 3$

- A_{IT} => ao valor máximo e

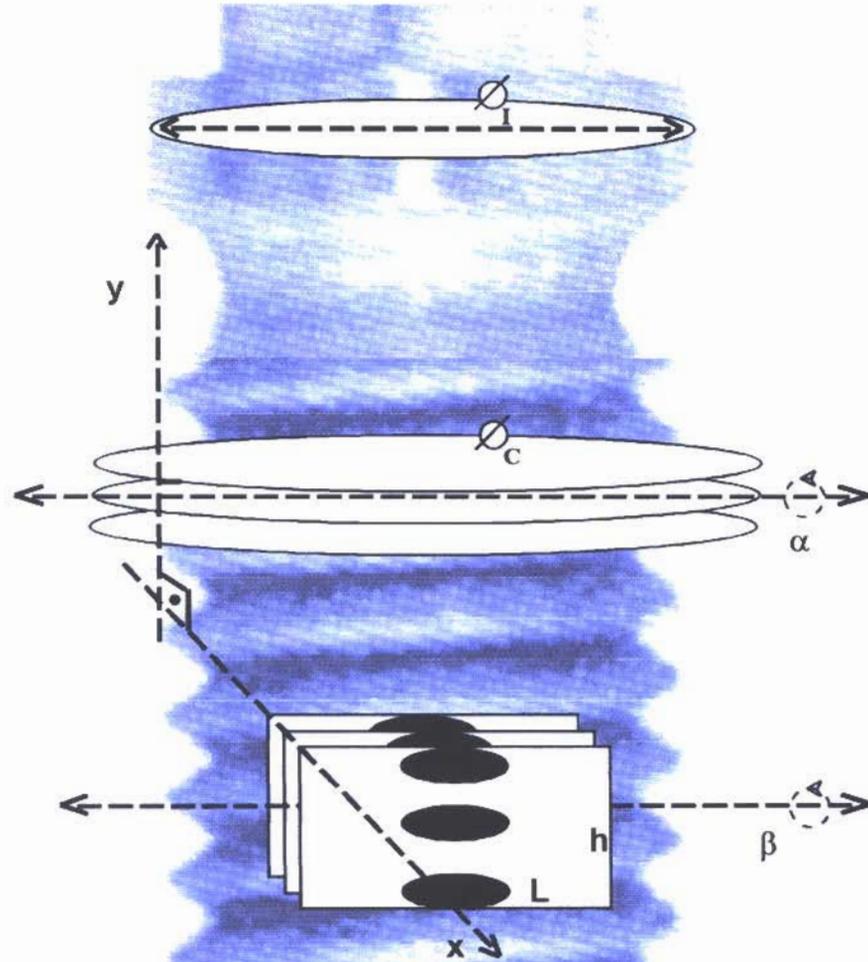
- A_{IL} => ao valor mínimo

Implica em uma análise tridimensional na região mais superficial do vértice.

- A_{IT} => ao valor mínimo e

- A_{IL} => ao valor máximo

Implica em uma análise tridimensional na região mais profunda do sulco.



\varnothing_1 - 5,20cm

\varnothing_c - 7,0cm

L - 3,60cm

h - 1,60cm

α - Variação do ângulo de corte no plano transversal

β - Variação do ângulo de corte no plano longitudinal

X - Variação da profundidade dos cortes longitudinais

Y - Variação da profundidade dos cortes transversais

CORTES TRANSVERSAIS E LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE IMPLANTE

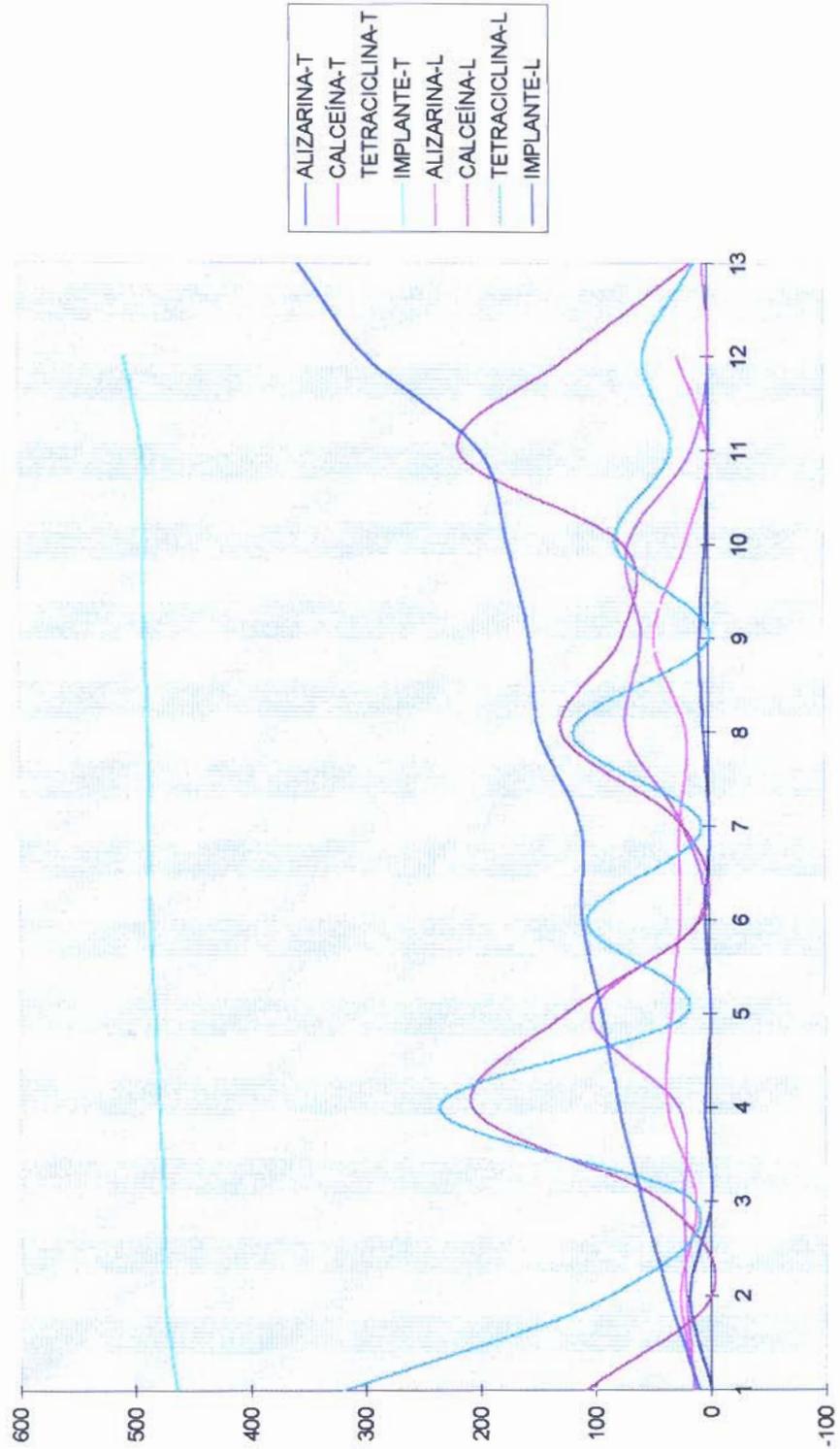


GRÁFICO 25

CORTES TRANSVERSAIS E LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE IMPLANTE

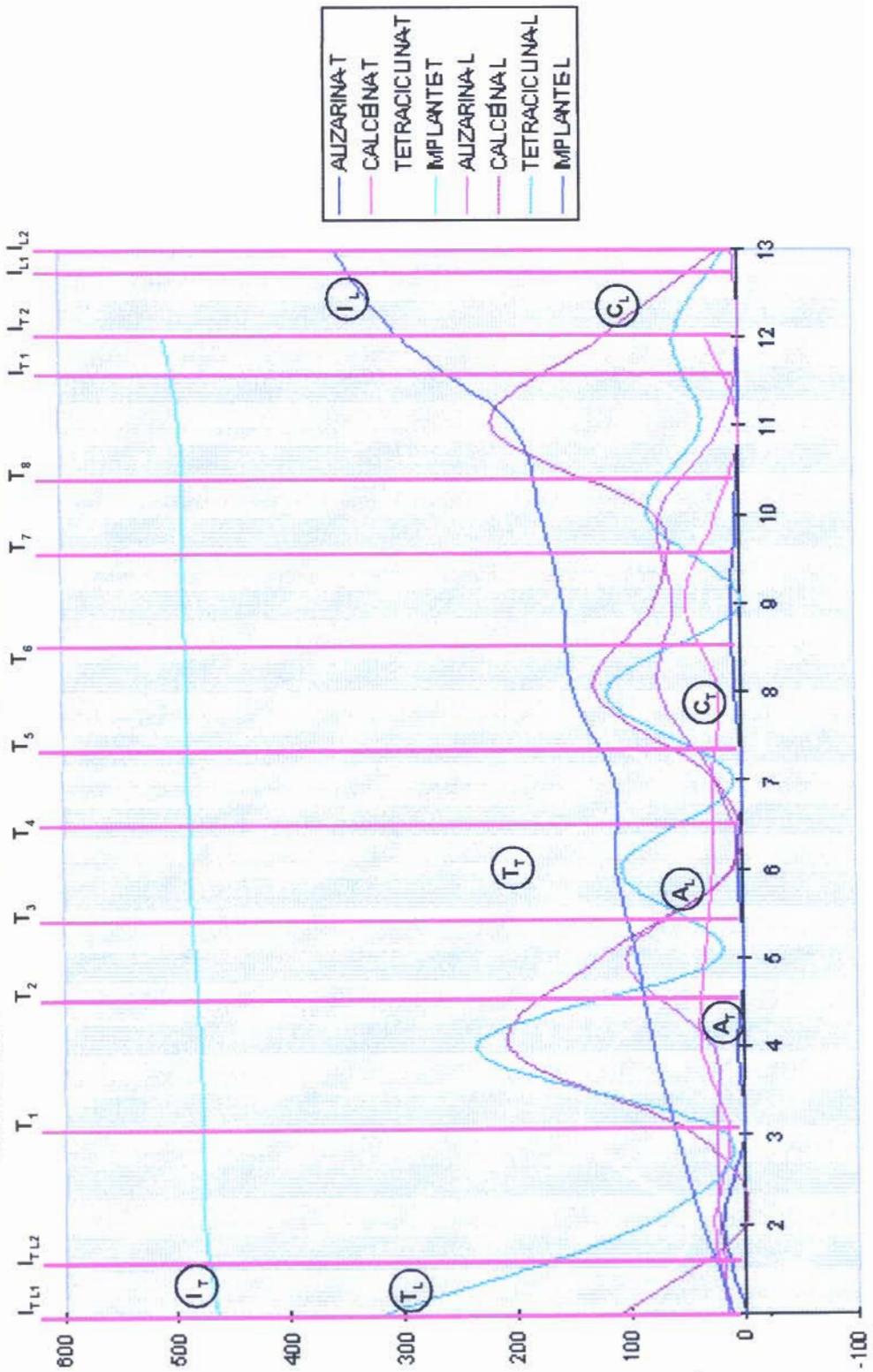


GRÁFICO 25 - I

CORTES TRANSVERSAIS SELECIONADOS E LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE TETRACICLINA

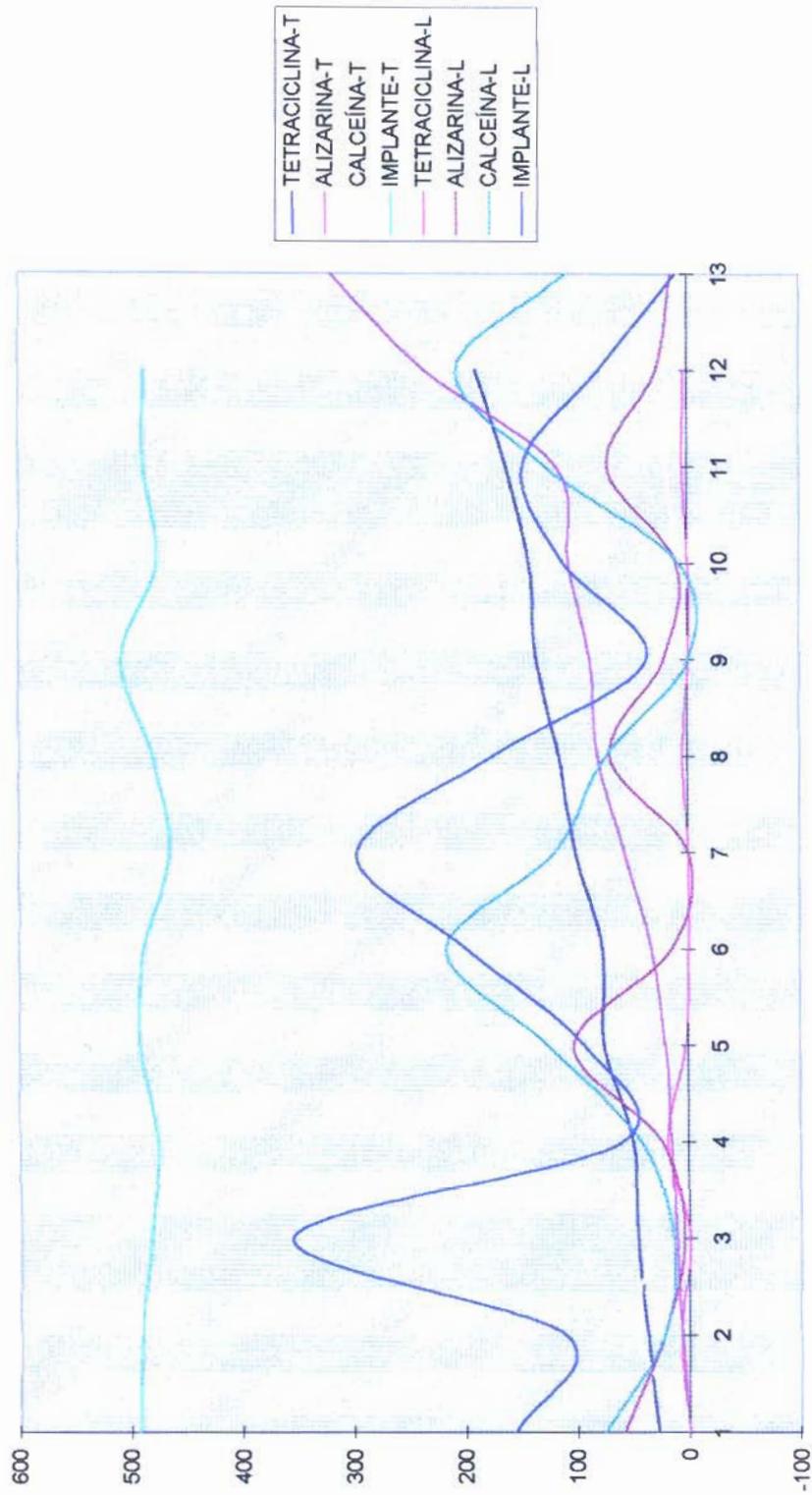
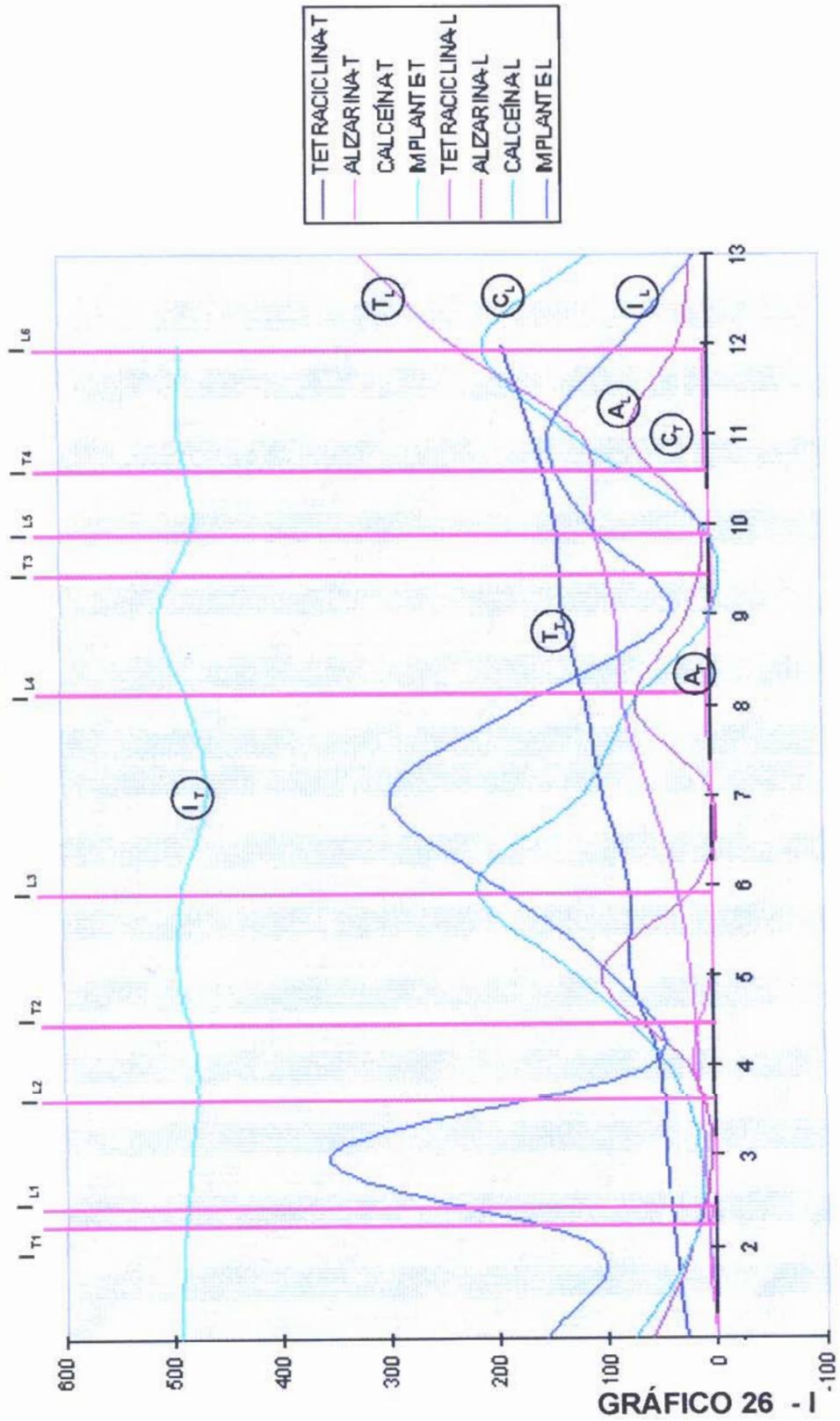


GRÁFICO 26

CORTES TRANSVERSAIS SELECIONADOS E LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE TETRACICLINA



NO GRUPO 12:

Para a confirmação dos dados obtidos, dos GRUPOS 10 e 11, através da contagem manual, em projeção por DATA SHOW, de imagens escaneadas, sobrepostas por uma grade de pontos, passou-se então a interpretar as imagens do GRUPO 11 (Figs. 12C e 12E) em análise de PIXEL, no programa SPRING*. O programa SPRING, utilizado na avaliação de imagens de satélite permite uma análise computadorizada da imagem, eliminando o erro humano, este se adequa perfeitamente para uma avaliação tanto do macro como do

Foi selecionado nas fotografias, as mesmas regiões e áreas do grupo antecessor (Figs. 12D e 12F) e transportadas ao programa SPRING, através de um scanner GENIUS Color Page - EP em alta resolução.

Para gerar uma classificação a partir de uma imagem escaneada (Figs. 12a1, 12a2,...até 12a6), seguiu-se os passos abaixo enumerados.

1. Criou-se uma imagem segmentada.
2. Criou-se o arquivo de Contexto.
3. Executou-se o treinamento.
4. Analisou-se as amostras.
5. Extraíu-se as regiões.
6. Classificou-se as regiões.
7. Executou-se o Mapeamento para as Classes.

* do Instituto de Pesquisa Espacial - IMPE.

Segmentação de Imagens:

A classificação estatística é o procedimento convencional de análise de imagens. Constitui um processo de análise de pixels de forma isolada.

Esta abordagem apresenta a limitação da análise pontual ser baseada unicamente em atributos espectrais. Para superar estas limitações, usou-se a segmentação de imagem, anterior à fase de classificação, onde se extraem os objetos relevantes para a aplicação desejada.

Neste processo, divide-se a imagem em regiões que devem corresponder às áreas de interesse da aplicação. Entende-se por regiões um conjunto de "pixels" contíguos, que se espalham bidirecionalmente e que apresentam uniformidade.

A divisão em porções consiste basicamente em um processo de crescimento de regiões, de detecção de bordas (Fig 12A).

Crescimento de regiões:

É uma técnica de agrupamento de dados, na qual somente as regiões adjacentes, espacialmente, podem ser agrupadas.

Inicialmente, este processo de segmentação rotula cada "pixel" como uma região distinta. Calcula-se um critério de similaridade para cada par de região adjacente espacialmente. O critério de similaridade baseia-se em um teste de hipótese estatístico que testa a média entre as regiões. A seguir, divide-se a imagem em um conjunto de sub-imagens e então realiza-se a união entre elas, segundo um limiar de agregação definido.

Para a união de duas regiões A e B vizinhas, deve-se adotar o seguinte critério:

- (A e B) são similares (teste das médias) ;
- A similaridade entre (A e B) satisfaz o limiar estabelecido ;
- (A e B) são mutuamente próximos.
- Dentre os vizinhos de A, B é a mais próximo.
- Dentre os vizinhos de B, A é a mais próximo.

Caso as regiões A e B satisfaçam estes critérios, estas regiões são agregadas, caso contrário o sistema reinicia o processo de teste de agregação.

Treinamento:

O primeiro passo em um processo de classificação multi-espectral é o treinamento. Treinamento é o reconhecimento da assinatura espectral das classes.

Existem basicamente duas formas de treinamento: supervisionado e não supervisionado.

Quando existem regiões da imagem em que o usuário dispõe de informações que permitem a identificação de uma classe de interesse, o treinamento é dito supervisionado.

Para um treinamento supervisionado o usuário deve identificar na imagem uma área representativa de cada classe. É importante que a área de treinamento seja uma amostra homogênea da classe respectiva, mas ao mesmo tempo deve-se incluir toda a variabilidade dos níveis de cinza. Recomenda-se a utilização de mais de uma área de treinamento, utilizando o maior número de informações disponíveis.

Para a obtenção de classes estatisticamente confiáveis, são necessários de 10 a 100 "pixels" de treinamento por classe. O número

de "pixels" de treinamento necessário para a precisão do reconhecimento de uma classe aumenta com o aumento da variabilidade entre as classes.

Como a intensidade luminosa na microscopia de fluorescência variou em função da co-utilização da luz branca, devido as variações de espessura encontradas nas lâminas do grupo (entre elas e ao longo dela), dos diversos eixos de corte com maior ou menor quantidade de metal, e da necessidade de visualização, da superfície opaca da face do implante voltada para o canal medular, optou-se para o treinamento não supervisionado (Figs. 12b1, 12b2,...até 12b6).

Quando utiliza-se algoritmos para reconhecer as classes presentes na imagem, o treinamento é dito não supervisionado. Ao definir áreas para o treinamento não supervisionado, não deve-se preocupar com a homogeneidade das classes. As áreas escolhidas devem ser heterogêneas para assegurar que todas as possíveis classes e suas variabilidades sejam incluídas.

Os "pixels" dentro de uma área de treinamento são submetidos a um algoritmo de agrupamento ("clustering") que determina o agrupamento do dado, numa feição espacial de dimensão igual ao número de bandas presentes. Este algoritmo assume que cada grupo ("cluster") representa a distribuição de probabilidade de uma classe.

MAXVER é o método de classificação "pixel a pixel" mais comum. Considera a ponderação das distâncias entre médias dos níveis digitais das classes, utilizando parâmetros estatísticos.

Para que a classificação por máxima verossimilhança seja precisa o suficiente, é necessário um número razoavelmente elevado de "pixels", para cada conjunto de treinamento.

Os conjuntos de treinamento definem o diagrama de dispersão das classes e suas distribuições de probabilidade, considerando a distribuição de probabilidade normal para cada classe do treinamento.

Apresentam-se duas classes (1 e 2) com distribuição de probabilidade distintas. Estas distribuições de probabilidade representam a probabilidade de um "pixel" pertencer a uma ou outra classe, dependendo da posição do "pixel" em relação a esta distribuição.

Pôde-se observar uma região onde as duas curvas sobrepõem-se, indicando que um determinado "pixel" tem igual probabilidade de pertencer às duas classes. Nesta situação estabelece-se um critério de decisão a partir da definição de limiares.

Os limites de classificação são definidos a partir de pontos de mesma probabilidade de classificação de uma e de outra classe.

O limiar de aceitação indica a % de "pixels" da distribuição de probabilidade de uma classe que será classificada como pertencente a esta classe. Um limite de 99%, por exemplo, engloba 99% dos "pixels", sendo que 1% serão ignorados (os de menor probabilidade), compensando a possibilidade de alguns "pixels" terem sido introduzidos no treinamento por engano, nesta classe, ou estarem no limite entre duas classes. Um limiar de 100% resultará em uma imagem classificada sem rejeição, ou seja, todos os "pixels" serão classificados.

Para diminuir a confusão entre as classes, ou seja, reduzir a sobreposição entre as distribuições de probabilidade das classes, aconselha-se a aquisição de amostras significativas de alvos distintos e a avaliação da matriz de classificação das amostras.

A matriz de classificação apresenta a distribuição de porcentagem de "pixels" classificados corretamente e erroneamente.

Análise das amostras:

Enquanto o classificador Maxver associa classes considerando pontos individuais da imagem, o classificador MAXVER-ICM (Iterated Conditional Modes) considera também a dependência espacial na classificação. Em uma primeira fase, a imagem é classificada pelo

algoritmo MAXVER atribuindo classes aos "pixels", considerando os valores de níveis digitais. Na fase seguinte, leva-se em conta a informação contextual da imagem, ou seja, a classe atribuída depende tanto do valor observado nesse "pixel", quanto das classes atribuídas aos seus vizinhos.

O algoritmo atribui classes a um determinado "pixel", considerando a vizinhança interativamente. Este processo é finalizado quando a % de mudança (porcentagem de "pixels" que são reclassificados) definida pelo usuário é satisfeita. O SPRING fornece as opções de 5%, 1% e 0.5% para valores de porcentagem de mudanças. Um valor 5% significa que a reatribuição de classes aos "pixels" é interrompida quando apenas 5% ou menos do total de "pixels" da imagem foi alterado.

Classificação:

Classificação é o processo de extração de informação em imagens para reconhecer padrões e objetos homogêneos.

Utilizam-se os métodos de classificação para mapear áreas da superfície que apresentam um mesmo significado em imagens digitais (Fig 12B).

Uma informação espectral de uma cena pode ser representada por uma imagem espectral, onde cada "pixel" tem as coordenadas espaciais x , y e a coordenada espectral L , que representa a radiância de um alvo no intervalo de comprimento de onda de uma banda espectral. Cada "pixel" de uma banda possui uma imagem de k bandas, existem k níveis de cinza associados a cada "pixel" sendo um para cada banda espectral.

O conjunto de características espectrais de um "pixel" é denotado pelo termo atributos espectrais.

Conforme o processo de classificação empregado, os classificados podem ser divididos em classificadores "pixel a pixel" e

classificadores por regiões.

Classificadores "pixel a pixel " utilizam apenas a informação espectral isoladamente de cada pixel para achar regiões homogêneas.

Estes classificadores podem ser ainda separados em métodos estatísticos (que utilizam regras da teoria de probabilidade) e determinísticos (que não o fazem).

Classificadores por regiões, adotado nesta pesquisa, utilizam além de informação espectral de cada "pixel ", a informação espacial que envolve a relação entre os "pixels" e seus vizinhos. Estes classificadores procuram simular o comportamento de um foto-intérprete, ao reconhecer áreas homogêneas de imagens baseados nas propriedades espectrais e espaciais de imagens. A informação de borda é utilizada inicialmente para separar regiões e as propriedades espaciais e espectrais irão unir áreas com mesma textura.

Representa-se o resultado de uma classificação digital por classes espectrais (áreas que possuem características espectrais semelhantes). Quando diferentes tipos de alvos estão presentes, como é o caso da alizarina, calceína, tetraciclina, implante, osso e demais componentes, todos nas mais variadas concentrações ou densidades, cria-se uma dificuldade.

Diante desta dificuldade, em uma classificação, deve-se considerar a relação entre a resposta espectral dos alvos e a classe que deseja mapear, no caso a alizarina, calceína, tetraciclina e o implante.

O resultado final de um processo de classificação é uma imagem digital que constitui um mapa de "pixels" classificados, representados por símbolos gráficos ou cores (Figs.12c1, 12c2,... até 12c6).

O processo de classificação digital transforma um grande número de níveis de cinza em cada banda espectral em um pequeno número de classes em uma única imagem.

As técnicas de classificação que podem ser aplicadas apenas a um canal espectral (banda da imagem) são conhecidas como classificações unidimensionais.

O classificador de imagens segmentadas - Isoseg é o algoritmo disponível no Spring para classificar regiões de uma imagem segmentada. É um algoritmo de agrupamento de dados não supervisionado, aplicado sobre o conjunto de regiões, que por sua vez são caracterizadas por seus atributos estatísticos de média e matriz de covariância, e também pela área.

Um algoritmo de "clustering" não assume nenhum conhecimento prévio da distribuição de densidade de probabilidade dos temas, como ocorre no algoritmo de máxima verossimilhança. É uma técnica para classificação que procura agrupar regiões, a partir de uma medida de similaridade entre elas. A medida de similaridade utilizada consiste na distância de Mahalanobis entre a classe e as regiões candidatas a relação de pertinência com esta classe.

O Isoseg utiliza os atributos estatísticos das regiões: a matriz de covariância e o vetor de média, para estimar o valor central de cada classe. Este algoritmo resume-se em três etapas, descritas a seguir.

Definição do limiar:

Define-se um limiar de aceitação, que por sua vez define uma distância de Mahalanobis, de forma que todas regiões pertencentes a uma dada classe estão distantes da classe por uma distância inferior a esta. Quanto maior o limiar, maior esta distância e conseqüentemente maior será o número de classes detectadas pelo algoritmo .

Detecção das classes:

As regiões são ordenadas em ordem decrescente de área e inicia-se o procedimento para agrupá-las em classes. Serão tomados como parâmetro estatísticos de uma classe a média e matriz de covariância. Em seguida, associa-se a esta classe todas regiões cuja distância de Mahalanobis for inferior a distância definida pelo limiar

de aceitação.

Competição entre classes:

As regiões são reclassificadas, considerando-se os novos parâmetros estatísticos das classes, definidos na etapa anterior, com vista a eliminar este "favorecimento", procede-se então a competição entre classes. Esta competição consiste em reclassificar todas as regiões. O parâmetro estatístico (média de cada classe) é então recalculado. O processo repete-se até que a média das classes não se altere (convergência).

Ao término, todas regiões estarão associadas a uma classe definida pelo algoritmo. Deve-se então associar estas classes (denominadas temas, no Spring) às classes por ele definidas no banco de dados, na opção Arquivo – Esquema Conceitual.

Pós Classificação:

Aplica-se este procedimento em uma imagem classificada, com o objetivo de uniformizar os temas, ou seja, eliminar pontos isolados, classificados diferentemente de sua vizinhança. Com isto, gera-se uma imagem classificada com aparência menos ruidosa.

Em uma janela de 3 x 3 "pixels", o ponto central é avaliado quanto à frequência das classes (temas), em sua vizinhança. De acordo com os valores de peso e limiar definidos pelo usuário, este ponto central terá ou não sua classe substituída pela classe de maior frequência na vizinhança.

O peso varia de 1 a 7 e define o número de vezes que será considerada a frequência do ponto central.

O limiar varia também de 1 a 7 e é o valor de frequência acima do qual o ponto é modificado.

Mapeamento:

A execução do mapeamento para classes permite transformar a imagem classificada (categoria Imagem) para um mapa temático raster (categoria Temático), observados nas figuras 12d1, 12d2, ... até 12d6.

As técnicas em que o critério de decisão depende da distribuição de níveis de cinza em vários canais espectrais são definidas como técnicas de classificação multi-espectral.

As técnicas de classificação multi-espectral "pixel a pixel " mais comuns são: máxima verossimilhança (MAXVER), distância mínima e método do paralelepípedo (não implemento nesta versão do SPRING). O programa fornece a quantidade de Pixels por mm^2 , e a quantidade de Pixels classificados, existente no espaço amostral, o que permitiu o calculo da área ocupada por cada um dos marcadores histoquímicos, alizarina, calceína e tetraciclina, além da área ocupada por implante, em cada um dos cortes avaliados.

Em ordem crescente de preto, ou seja, ordem crescente em área de implante, foi construido uma tabela da análise computadorizada em Pixel (P) e comparada a contagem manual (M) em anexo pg.295

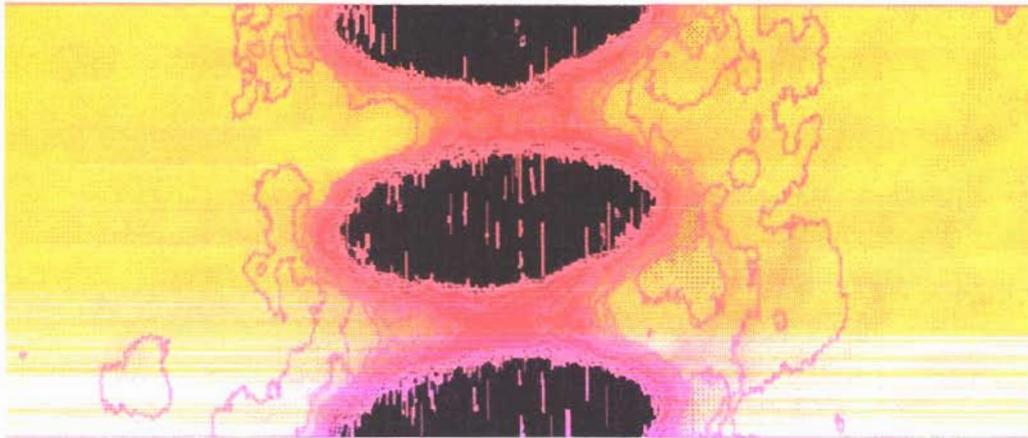
Cada superfície selecionada das lâminas do GRUPO 12 teve sua contagem computadorizada (P), comparada graficamente com sua respectiva contagem manual (M) no GRUPO 11. Pode-se ver a representação nos gráficos de 27 a 32.

Pode-se observar, através destes gráficos que o erro não é significativo entre a contagem "M" e a "P", validando assim os resultados obtidos nos GRUPOS 10 e 11.

Para uma avaliação do quadro de deposição da alizarina, calceína e tetraciclina em função da área do implante, nestes cortes longitudinais, construiu-se o gráfico 39, em ordem crescente de área de implante ou de preto, como foi representado no mapeamento em Pixel.

A análise do desvio padrão pode ser observada na sequência cuja tabela esta representada no capítulo anexo pg.296.

Fotografia original escaneada com as bordas da segmentação



*Fig. 12A - C2EP4 - Liso - 2,60mm ϕ
em M.L. - Fluorescência - PIXEL*

Fotografia classificada



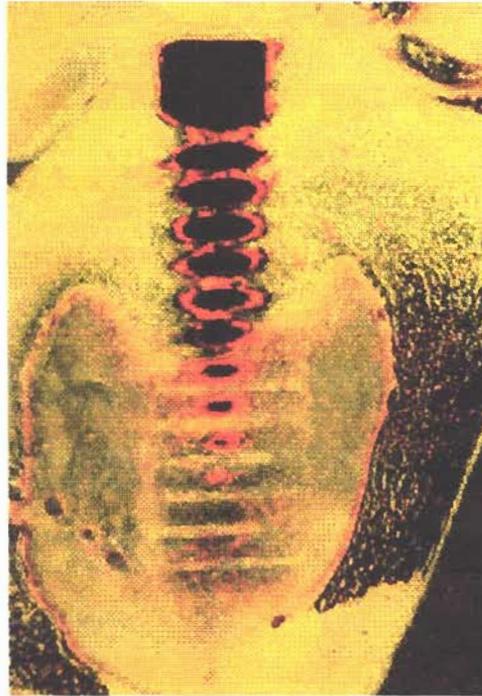
*Fig. 12B - C2EP4 - Liso - 2,60mm ϕ
em M.L. - Fluorescência - PIXEL*



*Fig. 12C - C2ED5 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L - Fluorescência*



*Fig. 12D - C2ED5 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 40X em M.L - Fluorescência*



*Fig. 12E - C8ED3 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L - Fluorescência*



*Fig. 12F - C8ED3 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X em M.L - Fluorescência*

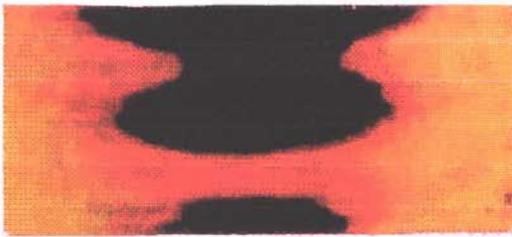


Fig. 12a1

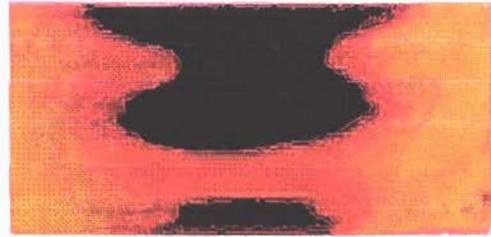


Fig. 12b1

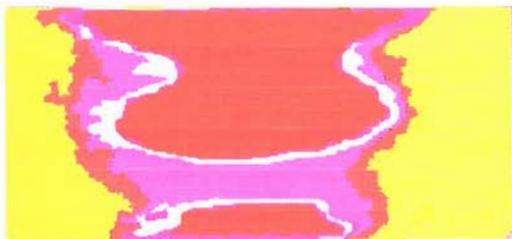


Fig. 12c1

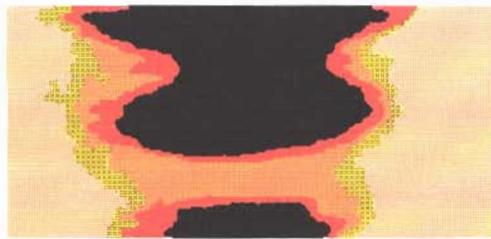


Fig. 12d1

C2ED5 - Jateado - 2,60mm φ

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO C2ED5

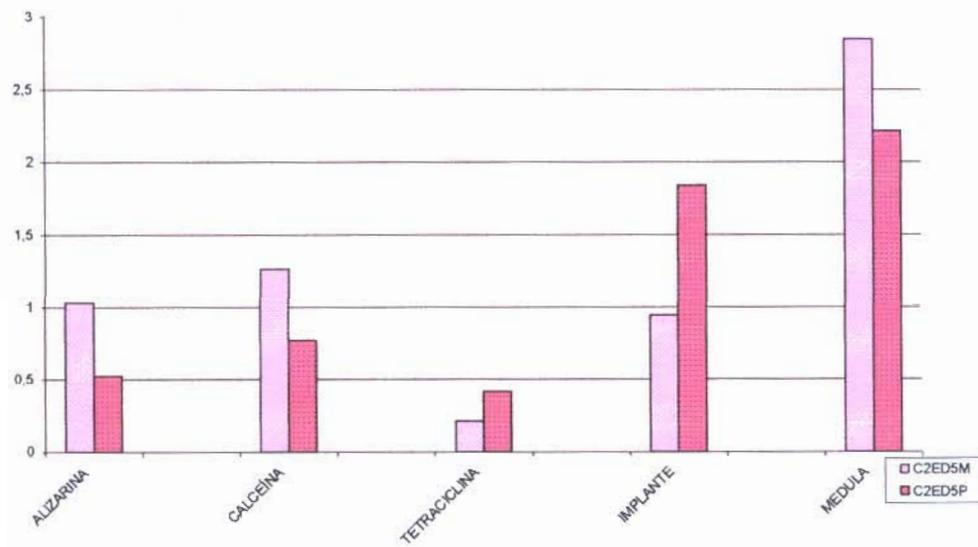
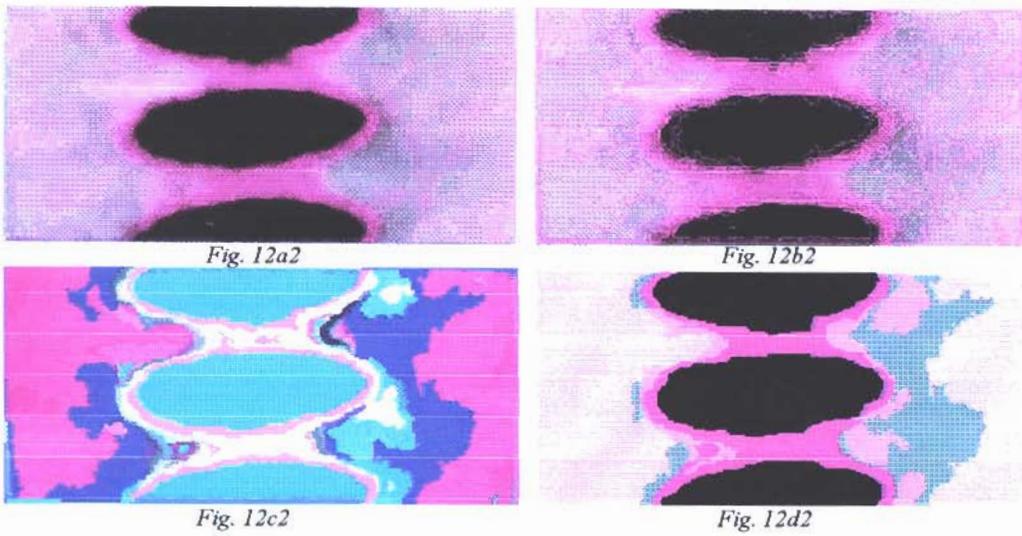


GRÁFICO 27



C2EP4 - Liso - 2,60mm ϕ

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO C2EP4

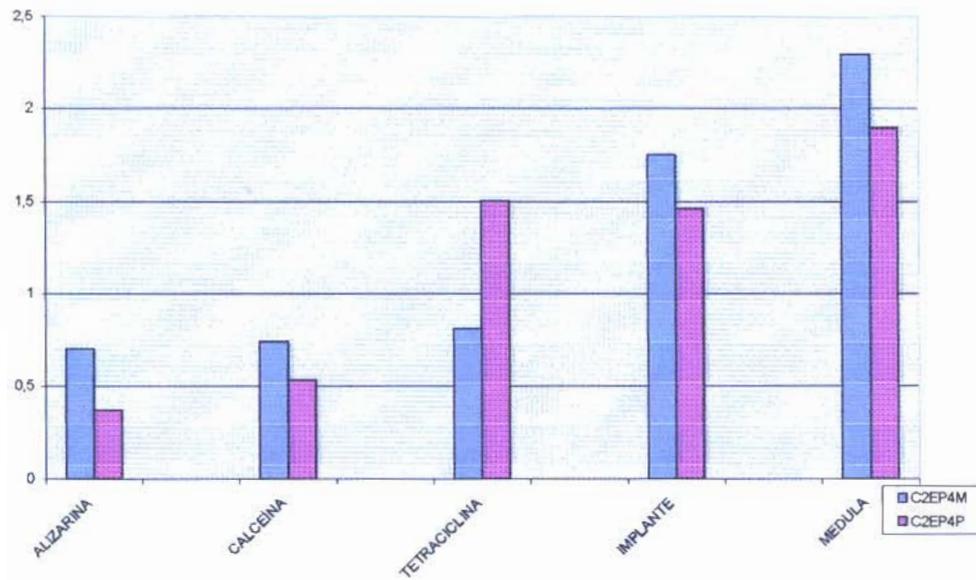
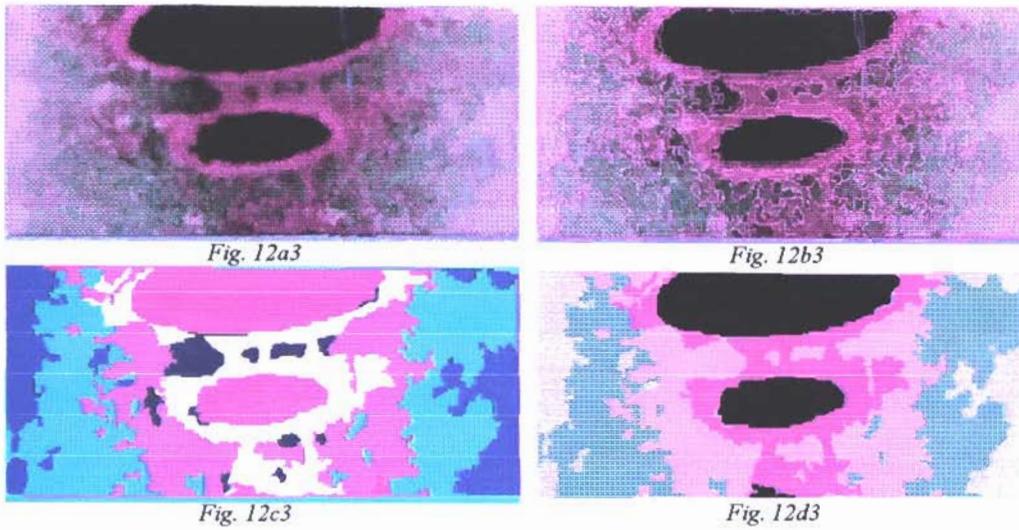


GRÁFICO 28



C7DP4 - Jateado - 2,60mm ϕ

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO C7DP4

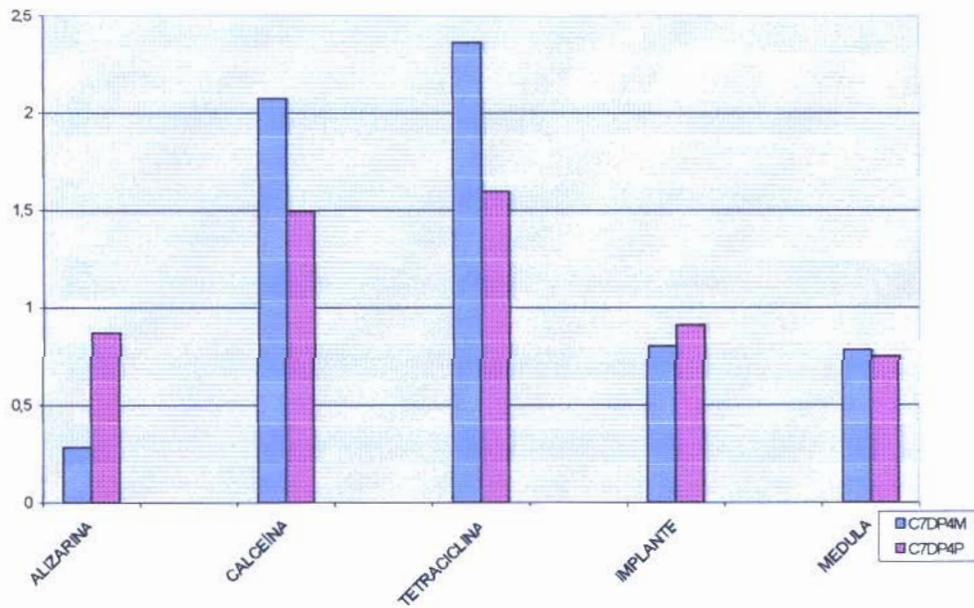
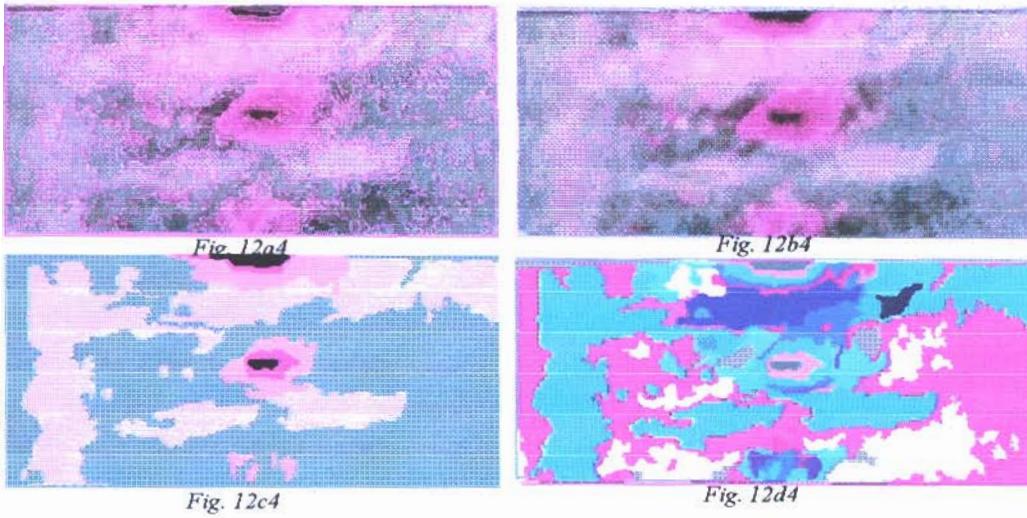


GRÁFICO 29



C8ED3 - Jateado - 2,60mm φ

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO C8ED3

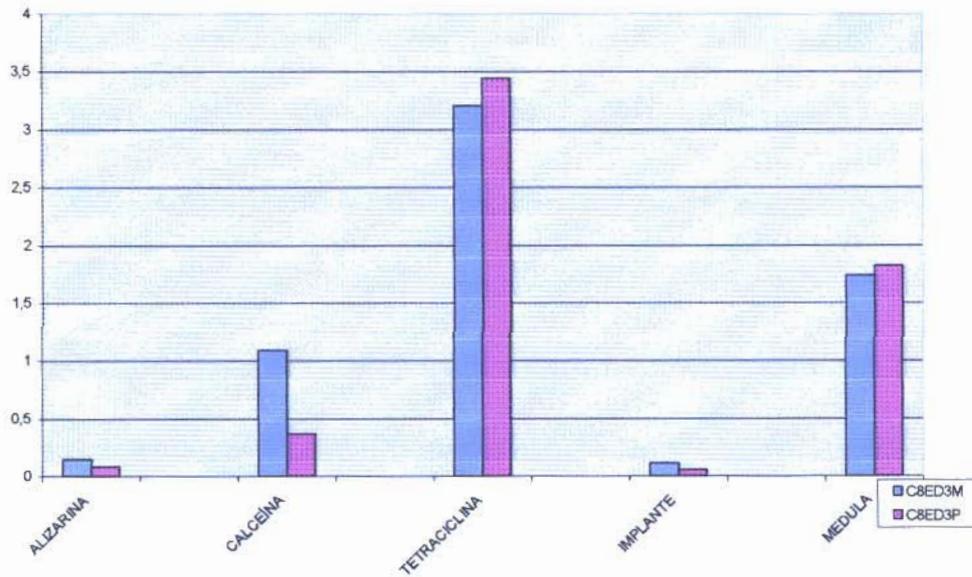
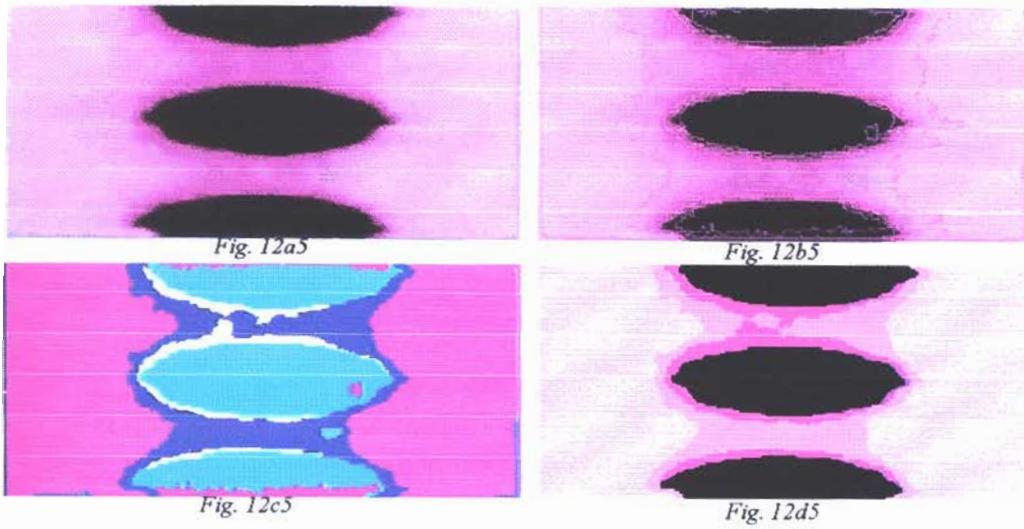


GRÁFICO 30



C10ED5 - Jateado - 2,60mm ϕ

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO C10ED5

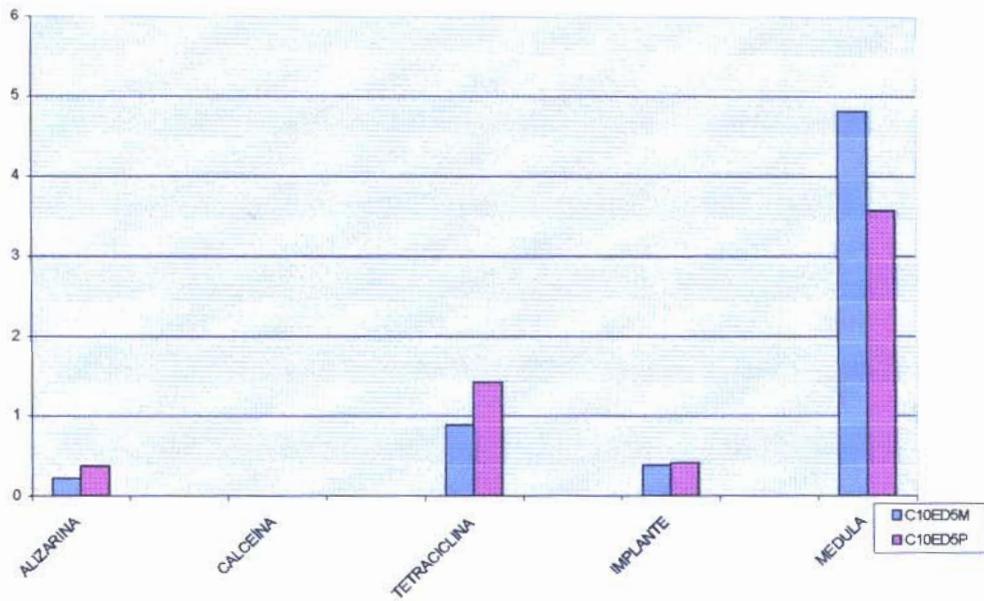
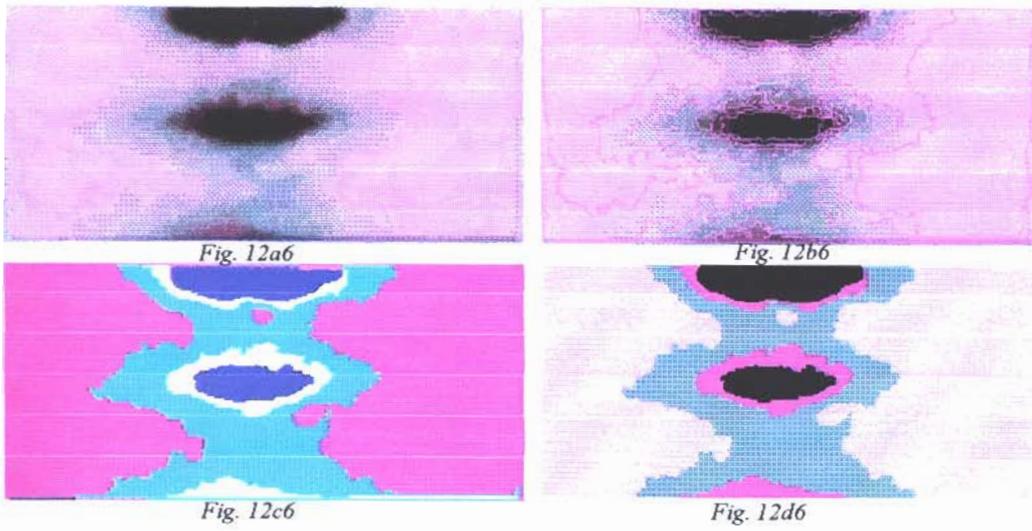


GRÁFICO 31



C4EP5 - Liso - 2,60mm ϕ

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO C4EP5

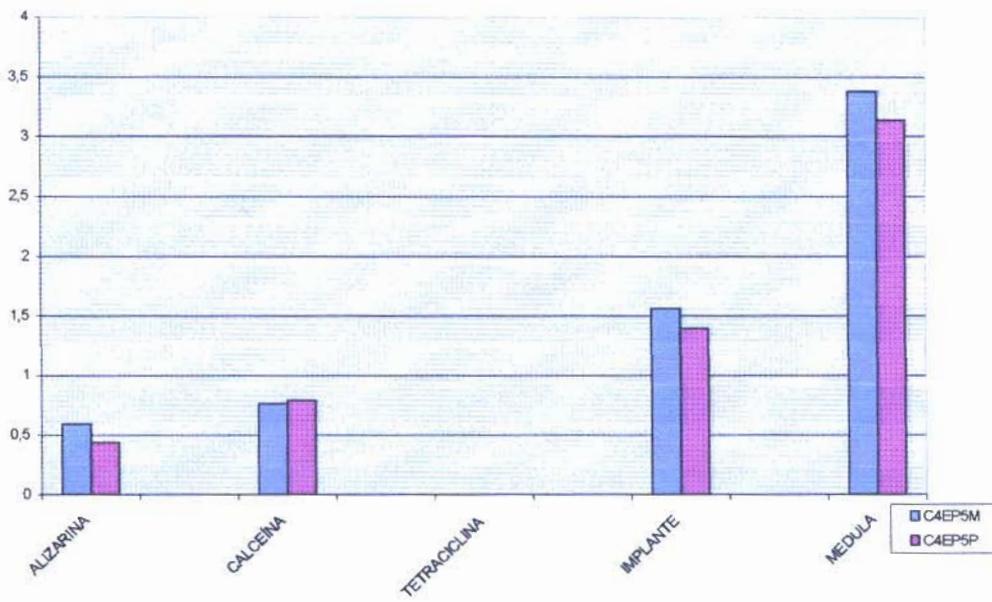


GRÁFICO 32

DESVIO PADRÃO ENTRE AS CONTAGENS MANUAL/PIXEL POR MARCADOR HISTOQUÍMICO

C2ED5

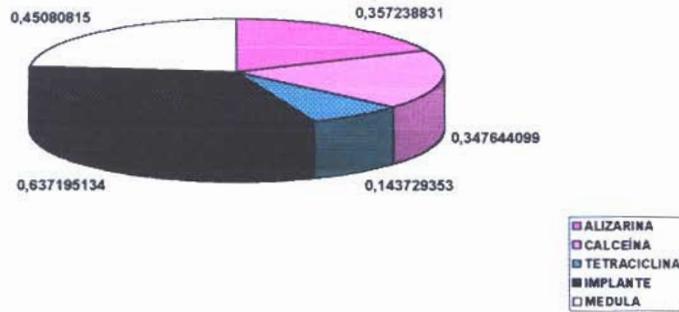


GRÁFICO 33

C2EP4

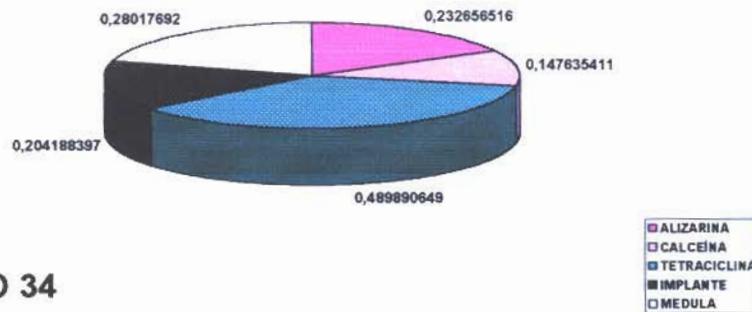


GRÁFICO 34

C7DP4

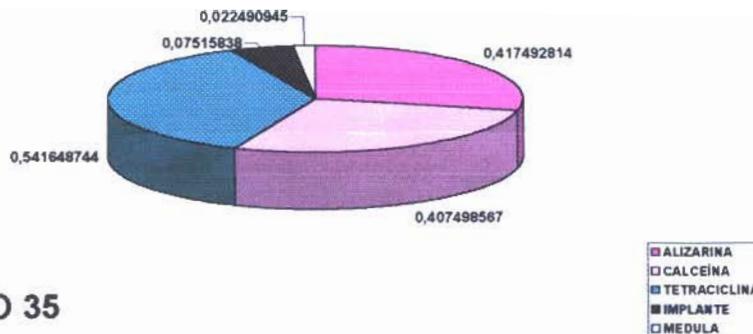


GRÁFICO 35

DESVIO PADRÃO ENTRE AS CONTAGENS MANUAL/PIXEL
POR MARCADOR HISTOQUÍMICO

C8ED3

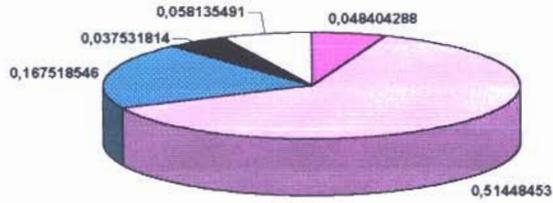


GRÁFICO 36



C4EP5

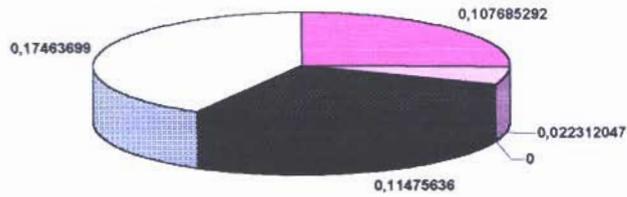


GRÁFICO 37



C10ED5

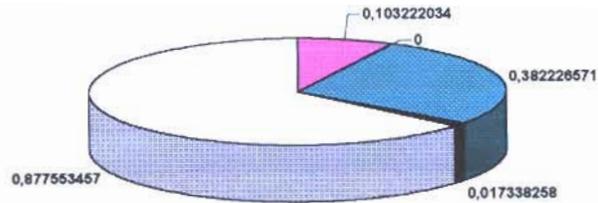


GRÁFICO 38



CORTES LONGITUDINAIS - CRESCENTES DE PRETO EM PIXEL



GRÁFICO 39

No GRUPO COMPLEMENTAR:

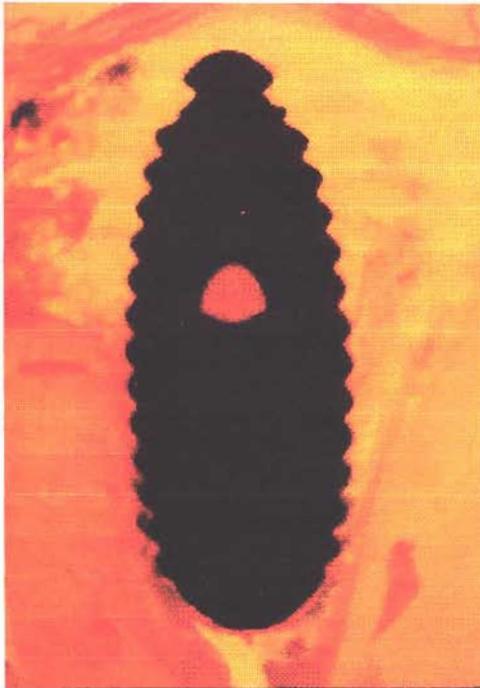
Em cortes oblíquos aos implantes, para uma avaliação complementar da quantidade óssea na superfície do implante.

Nestes cortes em microscopia de luz (Figs CA e CC) e em microscopia de fluorescência (Figs. CB e CD), conjugadas, em função da espessura das lâminas e sua posição da colagem na placa acrílica, torna-se possível uma interpretação qualitativa espacial, dos resultados obtidos nos GRUPOS 7, 8, 9,10 e 11.

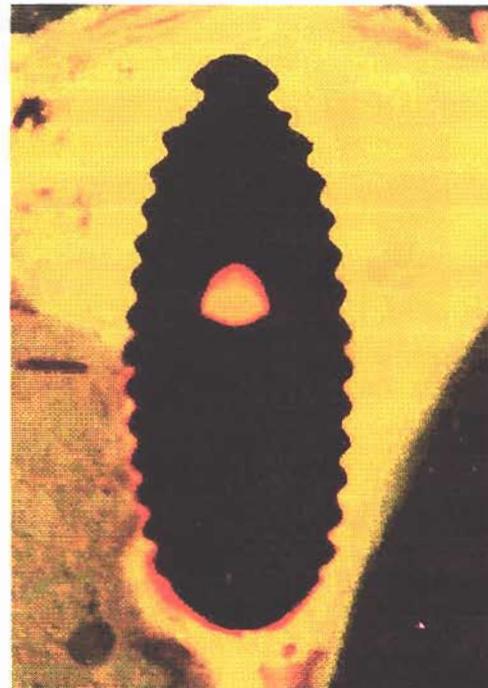
A proposta dos GRUPOS 10 e 11 validam-se pelo GRUPO 12.

No GRUPO COMPLEMENTAR pode-se distinguir a reação óssea cortical, a medular e a medular próxima ao implante, devido aos diversos graus de profundidade e altura de corte, em relação a tibia e ao implante.

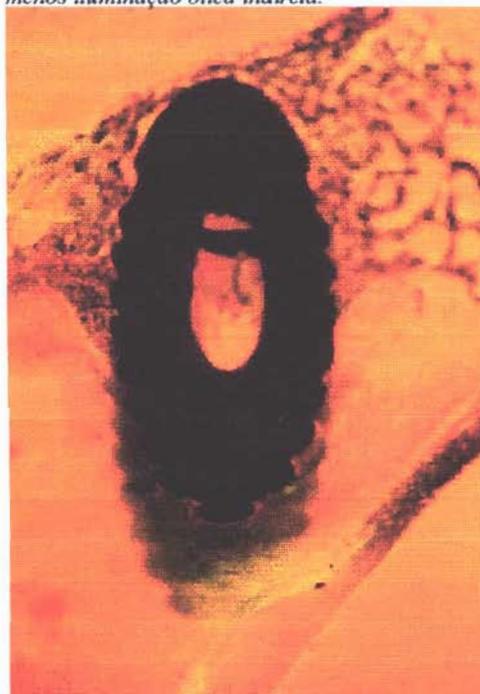
GRUPO COMPLEMENTAR



*Fig. A - C8DD1 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X - M.L. de Fluorescência com
menos iluminação ótica indireta.*



*Fig. B - C8DD1 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X - M.L. de Fluorescência com
mais iluminação ótica indireta.*



*Fig. C - C3ED5 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X - M.L. de Fluorescência com
menos iluminação ótica indireta.*



*Fig. D - C3ED5 - Jateado - 2,60mm ϕ
Aumento de 10X - M.L. de Fluorescência com
mais iluminação ótica indireta.*

No GRUPO B:

Seleção para comprovação dos achados em microscopia de luz, em estudo em 3ª dimensão, em microscopia eletrônica de varredura.

Neste grupo pode-se avaliar em maior aumento os achados em microscopia de luz e fluorescência.

Foram aqui observados implantes de superfícies lisa e jateada, e de dimensões transversais de 2,65mm e 3,70mm.

Verificou-se neste grupo que há sempre um espaço entre a camada óssea e a superfície do implante, fig. A1. Observa-se, em análise geral, uma incidência pequena de uma perfeita adaptação do osso ao implante. Para se ter certeza de não tratar-se de um ponto de observação oblíquo, variou-se constantemente o "tilting" do porta objeto.

A biocompatibilidade do material fica aqui também demonstrada pela calcificação presente ao redor do implante.

Como era de se esperar, uma melhor adaptação do osso ao implante foi encontrado na região de cabeça, colo e ápice.

Pode-se observar também o tecido gorduroso medular servindo de matriz para a deposição óssea.

Na fig. B2 encontra-se uma montagem de diversas fotografias de MEV ao longo do corpo e ápice onde pode-se visualizar em terceira dimensão e em maior aumento, as observações já descritas no GRUPO COMPLEMENTAR.

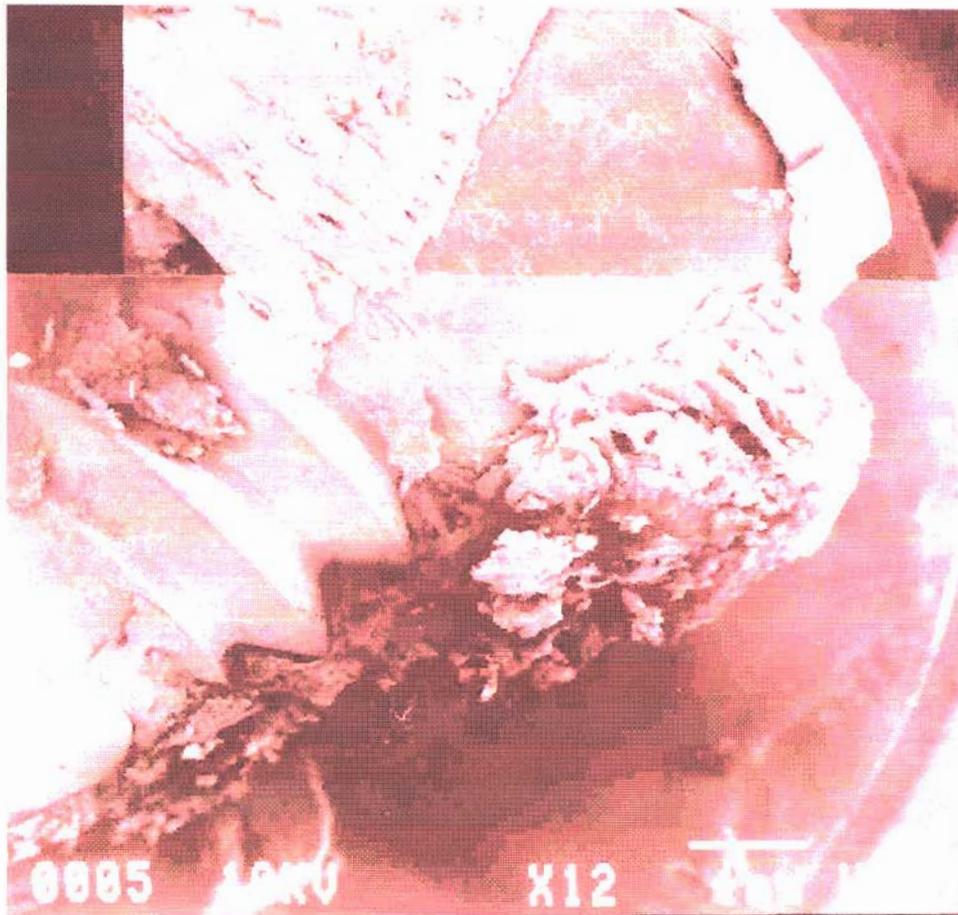


fig. B1

Na foto acima , pôde-se vizualizar a justaposição óssea ao implante na região cortical, com crescimento do osso endostal sobre a região do colo e espiras seguintes a este. Nota-se no lado esquerda da foto, ente a 1ª e 2ª , e 2ª e 3ª espiras centros de ossificação que correspondem as regiões marcadas pela tetraciclina, confirmando a ossificação cintrífuga a partir da 6ª a 8ª semana, circundada pela apatita marcada pela calceina; ver fig 77 - GRUPO 6.

Entre a 1ª e 2ª espira e a 2ª e 3ª espira, do lado direito da foto encontramos um espaço entre o osso neoformado e o implante, que aumenta em razão da profundidade do sulco, equivalente a área de deposição da apatitamarcada pela alizarina que se ossifica mais tardiamente as demais; ver figs. 73, 74, 75 e 76 - GRUPO 6.

Na montagem de fotos B2 pode -se visualizar o processo de ossificação ao longo do corpo e apice do implante.

Na região do corpo, pode-se observar a medula adiposa se ossificando.

O crescimento ósseo sobre a superfície do implante por reação endostal pode ser observado em profundidade na região da 3ª espira e apice especificados na montagem. Percebe-se nesta região uma ossificação mais madura e coaptada a superfície do implante.

O tecido mais profundo entre as espiras, na região de seus sulcos, apresenta-se gorduroso, fio bem exposto entre a 3ª e 4ª, e 4ª e 5ª espiras; onde pode-se observar regiões superficiais a esta mais densas.

Zonas de formação óssea medular próximo ao implante, também são observadas nesta montagem, como o centro de ossificação centrífuga entre a 5ª e a 6ª espiras, mais justaposto a primeira.

Pode-se perceber uma lamina de ossificação que parece vir recobrir o tecido adiposo justaposto ao implante entre a 6ª e a 8ª espira; trata-se de uma ossificação medular.

Pode-se também observar a ossificação externa as vesículas gordurosas, na região do apice, que se processa como um dedo o envolvemo.

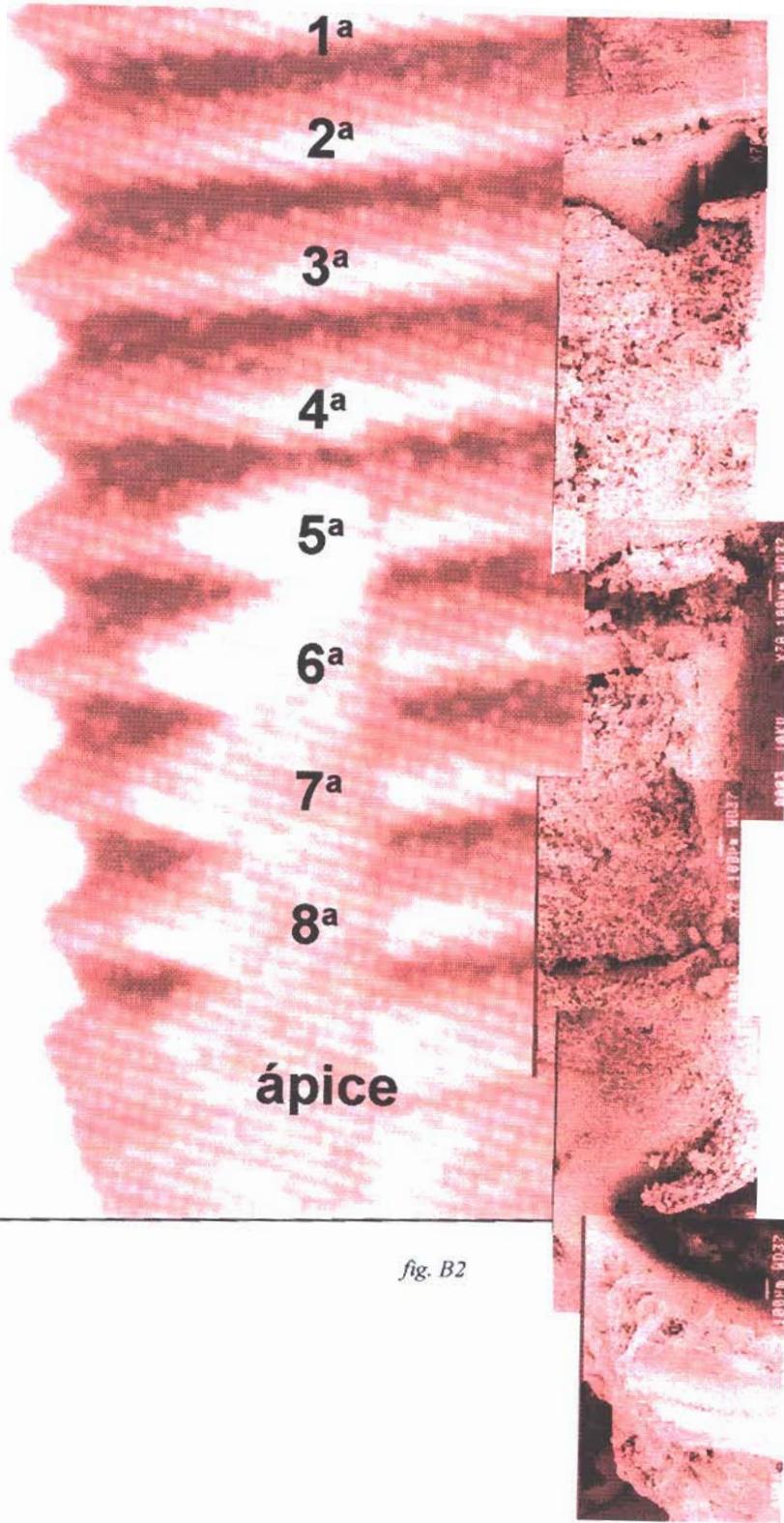


fig. B2

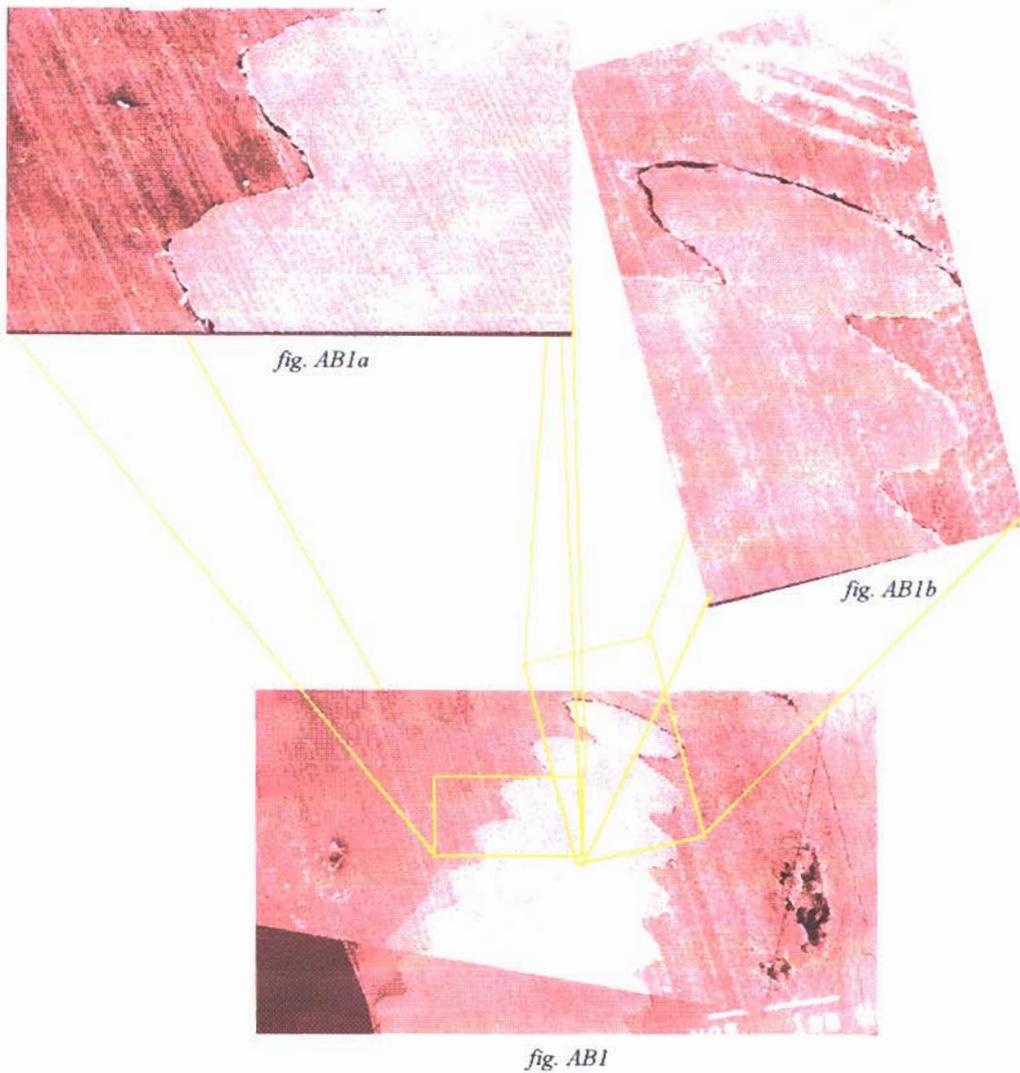
No GRUPO AB:

Seleção para comprovação dos achados em microscopia de luz, em estudo em 2ª dimensão, de placas acrílicas, em microscopia eletrônica de varredura.

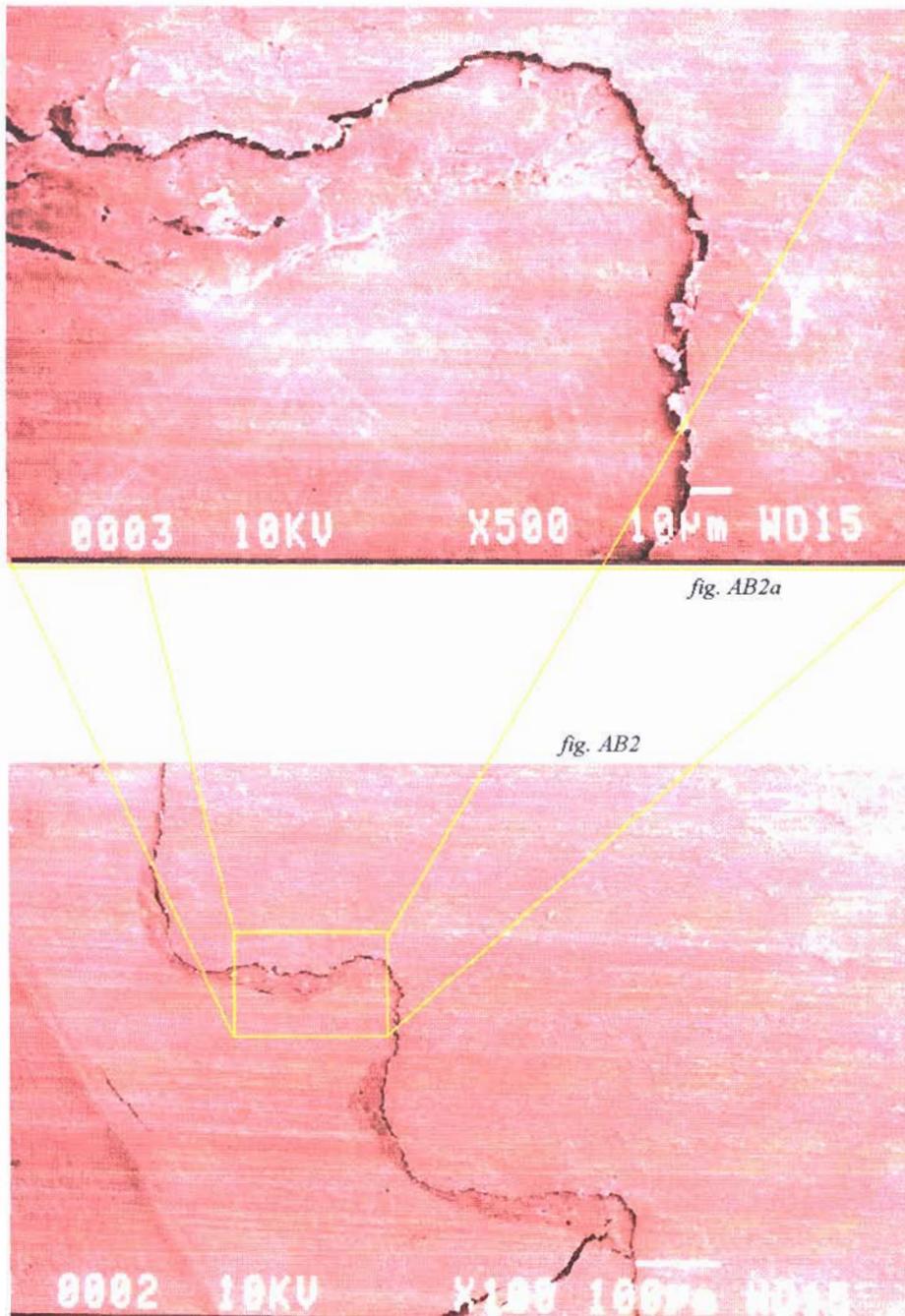
Após a análise de peças incluídas em resina de metacrilato e processadas pela técnica descrita para o Grupo AB, pôde-se comprovar que a contração de polimerização característico das resinas não provocam o afastamento tecidual ósseo do implante ao longo de seu corpo.

Esta contração polimérica pode ser observada como fissuras na placa em região de trabeculado ósseo, e como qualquer polímero, tipo I ou tipo II, tende sua contração para a região de sua maior massa.

Ainda observando-se estas peças, verifica-se regiões de justaposição entre o osso e o implante como também, lacunas entre ambos, similares as peças não incluídas em resina do GRUPO B, o que valida a técnica de inclusão descrita para o Grupo A.



Na fig. AB1 nota-se o crescimento ósseo endostal com sua base voltada para cortical, e seu ápice voltado para a região apical do implante; o mesmo pode ser observado do lado esquerdo inferior da foto. Pode-se perceber nas regiões profundas dos sulcos, entre as espiras, fig. AB1a áreas marcadas em M.L. pela alizarina principalmente, bem como pela calceína, regiões de ossificação tardia em relação a apatita marcada pela tetraciclina. O espaço observado entre a última espira apical de corte do implante, fig. AB1b é um artefato de técnica, por flexão e deslocamento do metal da resina, devido a sua espessura no ato de corte.



As figuras AB2 e AB2a mostram regiões de lincks ósseos em região de remodelamento endostal, com áreas ainda não ósseointegradas que em M.L., marcam-se com a alizarina e calceína. Na região inferior percebe-se uma fratura provocada pela contração de polimerização da resina.

As figuras AB3 e AB3a mostram em maior aumento, uma área de "linck" ósseo ao implante na região de vertice de sua espira, e interposto a este "linck" e a porção mais profunda do sulco entra as espiras do implante, encontra-se um espaço preenchido por resina, equivalente ao ocupado pela apatita marcada principalmente pela alizarina, que através da microscopia eletrônica de varredura e energia dispersiva de R.X. comprovou-se não tratar-se de um espaço vazio.

As figuras AB4 e AB4a mostram em maior aumento, uma área de espaço entre uma região preenchida pela resina e o implante, provavelmente provocado pela contração de polimerização da resina, em vista deste aumento de espaço comumente aparecer em regiões de maior volume de resina, nas áreas marcadas pela alizarina principalmente e calceína, ou seja com baixa concentração de apatita e pouca neoformação óssea neste período de 8 semanas.

A fig. AB5 demonstra a cortical e o trabeculado medular, onde pode-se claramente identificar o tecido ósseo do tecido medular permeado pela resina. Nota-se nesta figura fissuras provocadas pela contração de polimerização da resina, estando estas presentes em sua maior parte em região de tecido ósseo, demonstrando uma polimerização uniforme; a polimerização da resina não afasta o tecido medular adiposo do tecido ósseo trabecular, ou pelo menos não de forma percebida neste aumento. A fig. AB5a em maior aumento vem confirmar as observações na sua antecessora e acrescentar dados como uma altíssima concentração de fissuras no tecido ósseo trabecular, que logicamente apresenta maior resistência a contração, se opondo ao estiramento. Neste aumento já é possível observar as mínimas fissuras entre o tecido adiposo medular e o tecido ósseo trabecular. A fig. AB5b mostra em aumento ainda maior estas fissuras, como as laminae aqui estudadas em microscopia de luz estavam quando contabilizadas para análise quantitativa sobre uma lente de 2,5 X e objetivas de 0,8 X e 5,0 X, estas em nada alteram os resultados aqui demonstrados.



fig. AB3a

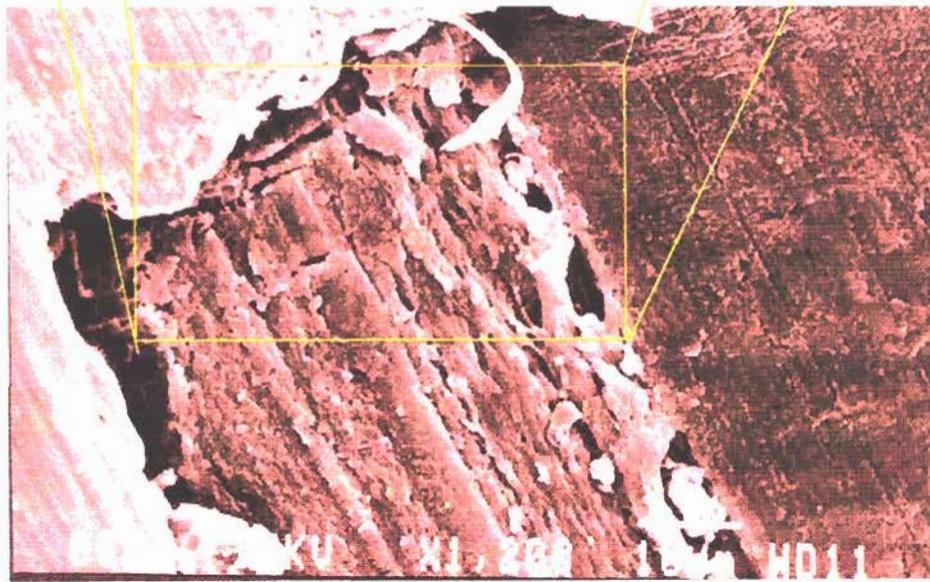


fig. AB3

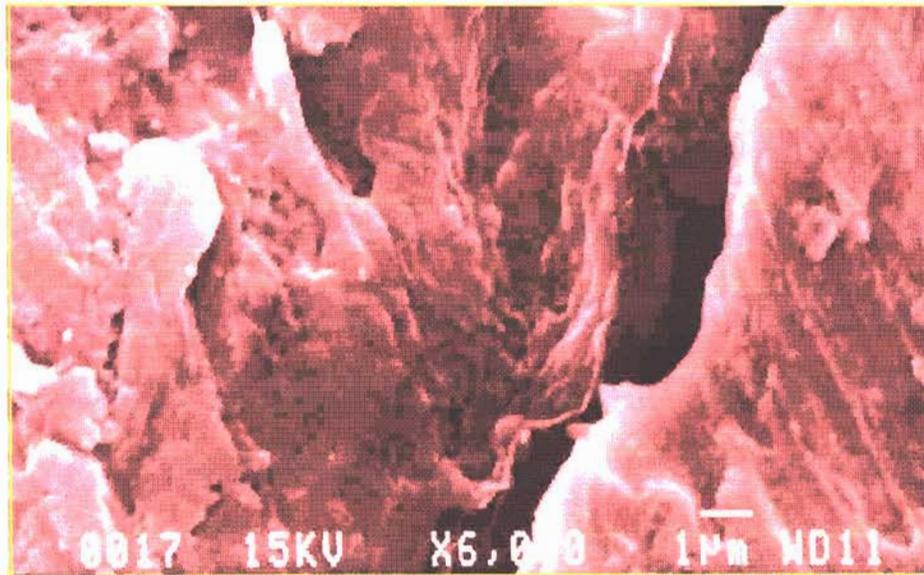


fig. AB4a

fig. AB4





fig. AB5



fig. AB5a

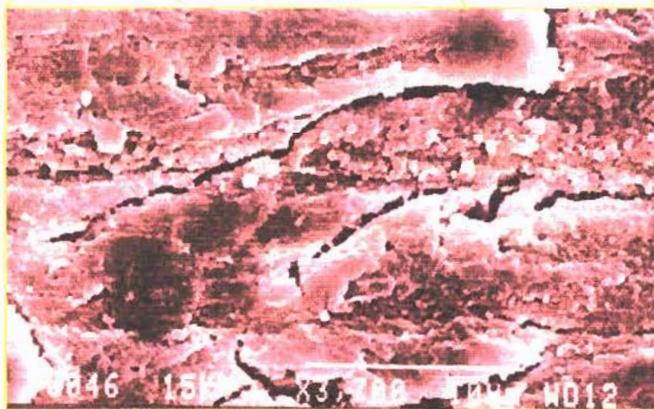


fig. AB5b

Discussão GRUPO 1:

A melhor relação de contato entre o implante e o epitélio da gengiva, foi relatado por BUSING (1983), DEPORTER et alii (1986a), (1986b) e (1988), seguido por BERGLUNDH et alii (1991) com resultados contraditórios ao seu antecessor, e também descrita por DONATH (1991) que interpretou como material antigênico o implante. Estes mesmos conceitos também podem-se aplicar ao fio de sutura.

O estudo físico-químico da relação entre o tecido mole mucoso e o implante foi explorado por DONLEY e GILLETE (1991); LISTGARTEM et alii (1991) e CHAVRIER et alii (1994), comprovando a reconstrução perimplantária da mucosa queratinizada, também estudada por WENNSTRÖM et alii no mesmo ano.

COCHRAN et alii (1994), desenvolveu estudo comparativo de aderência da gengiva a implantes de superfície lisa e jateada com óxido de alumínio, obtendo resultados que favorecem o colo do implante de superfície lisa, como adotado nesta pesquisa. SCHENK et alii (1994) verificaram a regeneração óssea protegida por membranas GTAN padrões em substituição ao periosteio, observando apreciável regeneração.

PIATTÉLLI et alii (1996) em experiência clínica, demonstrou maior quantidade óssea justaposta ao implante sepulto em relação ao implante exposto, o qual apresenta quadro inflamatório.

ELLEN & KOKA (1998), apresentaram uma extensa revisão bibliográfica sobre a peri-implantite e a relação mucosa / implante, respectivamente. A inflamação perimplantária bem como a busca da relação ideal entre a mucosa e o implante estão intimamente ligados, além das características de aceitação orgânica (biocompatibilidade) e estímulo osteogênico (bio-indutor) do material implantado, com os procedimentos cirúrgicos de implantação, reduzindo-se ao máximo o quadro inflamatório pós-cirúrgico, tornando - se essencial a escolha do material envolvido, como é o caso do fio de sutura.

Pôde-se observar neste GRUPO 1 que aparentemente, o implante de corpo jateado estimula mais o crescimento endostal sobre este, na região cirúrgica, aumentando a espessura final de sua compacta nesta região em comparação com o implante liso, entretanto, uma série de fatores que arduamente são discutidos neste trabalho, podem nos induzir a um resultado duvidoso. É fato que ambos estimulam a formação de um intenso trabeculado ósseo na região cirúrgica da compacta voltada para a medula (Figs. 1A, 1B, 1C e 1D). Este trabeculado apresenta-se mais definido em relação a face da compacta voltada para o periósteo em cirurgias suturadas com "Categute" (Figs. 1E, 1F, 1G e 1H), que também apresentam-se com sua superfície externa mais lisa em relação as demais, e com menor volume em suas lacunas reorganizacionais. Apesar de não ser desenvolvido neste grupo um estudo histológico, pelas características finais do osso neoformado através da análise de microscopia de luz fluorescente, pode se afirmar que as suturas com CAT-GUT produziram um quadro inflamatório menor que as demais respeitando a seguinte ordem crescente: seda, pequena incisão sem sutura, grande incisão sem sutura.

No ato cirúrgico, preocupou-se em rebater o periósteo sobre os implantes, ficando assim sua união ou junção pós-cirúrgica aquém de região de trepanação. Na região de sutura, ou mesmo ausência de sutura, pode-se observar um adelgaçamento ósseo de convexidade voltada para o periósteo (Figs. de 1A até 1J) , caracterizando uma redução do estímulo de neoformação periostal nesta região, que num aspecto geral fica menor em suturas com "CAT-GUT" em relação as demais. Os casos suturados com fio de seda (Figs. 1A, 1B, 1C e 1D), tiveram uma reação óssea bastante similar aos casos com pequena incisão sem sutura periostal (Fig. 1I), com grandes lacunas ósseas na porção da cortical voltada para a sutura, e com pouca entre esta e a face da cortical voltada para a medula, sem um trabeculado bem definido; observar também as figuras da Apresentação Geral.

Os casos com grande incisão sem sutura apresentam (Fig. 1J), em relação as demais, um adelgaçamento da compacta óssea na região cirúrgica, com nenhuma distinção entre as faces periostais e endostais, e com nenhuma característica de organização óssea; observar também as figuras da Apresentação Geral.

Discussão - GRUPO 2

A forma de parafuso de titânio, já preconizada por BRANEMARK em 1966, foi adotada nesta pesquisa.

Os relatos quanto a ancoragem dos implantes de BÜSING (1983) e KREKELER et alii (1985) foram observados neste grupo de pesquisa. As brocas utilizadas seguiram a forma preconizada por FUCHSBERGER (1987), e as observações mecânico-físicas descritas por BRISMAN (1996), para a preparação do leito implantário, foram aqui respeitadas.

Como diversos autores que os precedem e sucedem, WAGNER & VALENTIN (1987), compararam diferentes tipos de ligas de titânio, no caso, com e sem vanádio, sem encontrarem diferenças significativas entre eles. Outros autores, também em análise comparativa, se atentaram a diferentes tipos de osso indutor, bem como para diferentes tipos de forma e superfície dos implantes.

KNÖFLER e GRAF (1989), (1990) e (1993), aventaram a hipótese de que o processo de cicatrização óssea é influenciado pelos biomateriais, fato também observado neste trabalho com a liga de Titânio.

ARVIDSON et alii (1990), em implantes revestidos de fosfato de cálcio, geraram em porcentagem, a relação de contato entre o osso e o implante de titânio de superfície lisa. Esta relação de contato osso / implante foi bem introduzida por STEFLIK et alii (1990) após analisada peças em microscopia de luz e eletrônica de varredura. Novamente, LILL et alii (1992) também se ateve a uma análise comparativa entre implantes, com projetos mecânicos distintos. ERICSSON et alii (1994) também compararam tipos de superfícies de titânio, liso e jateado, gerando também dados de porcentagem, da relação de contato osso e implante, em relação ao tempo de deposição, o mesmo foi feito por PIATELLI (1994a) e (1994b), para implantes revestidos por hidroxiapatita em relação a implantes de titânio industrializados.

Em 1996 PIATELLI desenvolveu pesquisa clínica, com implantes revestidos com plasma-spray e relações distintas de implantação, também gerando porcentagem entre osso e implante.

É claro que observação pura é de valor inestimável, principalmente quando e ela se atem as ciências básicas, como a descrição da reação histológica da ósseo integração cortical, na região de cabeça e colo do implante desenvolvida por SENNERBY et alii (1993a), contudo, quando se trata de uma análise percentual sem um real envolvimento estatístico, principalmente no que diz respeito a uma excessiva gama de variáveis descontroladas, envolvidas na pesquisa, deve o leitor compreender a volubilidade da informação, e a sua não aplicabilidade num âmbito geral.

Foi atentado neste trabalho a busca do desenvolvimento de, materiais e método que, obviamente questionam diversos resultados obtidos.

Discussão GRUPO 3

Em HAIDER et alii (1991) encontramos uma análise histomorfométrica da cicatrização óssea após inserção de implantes tipo IMZ, em métodos semelhantes aos aqui utilizados, com marcação seqüencial policromática, na diáfise (compacta) e na metáfise (esponjosa) em tíbia de carneiros. Os autores, obtiveram um resultado diferente do aqui encontrado, afirmando que a incongruência da forma do leito não exerce nenhum fator negativo para a cicatrização óssea ao redor de um implante não submetido a forças.

Em estudo histológico da adaptação óssea entre implantes de titânio liso e de implantes titânio revestido de HA, JANSEN et alii (1991), mostraram que não houve diferenças marcantes na reação óssea ao nível da cortical durante os três primeiros meses. HÄUPL (1992) faz uma revisão de trabalhos mencionando DONATH que destacou fatores importantes, como a estabilidade primária na fase de cicatrização. Aqui observa-se que a estabilidade primária tem sua importância, mas esta em absoluto representa uma maior osteogênese neste período de oito semanas no coelho.

SENNERBY et alii. (1992), utilizando a morfometria através da microscopia de iluminação concluíram que o momento de rotação para remoção do implante e sua estabilidade corresponde à quantidade de osso encontrada em suas proximidades e quanto maior a existência do tecido ósseo, maior a estabilidade do implante. Concordando com os autores, fica claro que o cirurgião deve buscar uma maior neoformação óssea possível para o implante em questão.

SISK et alii (1992) após inserirem seis diferentes sistemas de implantes em cães, com a utilização de microscopia de iluminação e MEV, após 5 meses, concluíram que em todos os implantes inseridos independentemente do "design", com um material biocompatível com

implante no osso, e com método cirúrgico o mais atraumático possível, promoveram uma satisfatória osseointegração. Apesar de em alguns aspectos, esta pesquisa concordar com as observações de SISK, acredita-se que uma das grandes dificuldades da área de pesquisa pura, é determinar o que é ou não satisfatório, a não ser pôr uma análise comparativa, que idealmente deve se processar em função da melhor ou pior reação tecidual em função da implantação. Portanto, o "design" do implante se torna de irrefutável importância.

Em STEFLIK et alii. (1993) observou-se um estudo sobre a morfologia do osso que suporta implantes dentais endostais em microscopia eletrônica, sugerindo que os implantes endostais deveriam ser apoiados por tecido ósseo para ter um bom desempenho clínico, divergindo em certos aspectos desta pesquisa onde observa-se com distinção o que é osso remodelado do osso neo formado.

PARR et alii (1993), em estudos histológicos e histomorfométricos da reparação óssea ao redor de implantes de titânio, comercialmente puros, tipo parafusados, mostrou haver grande variável, na reparação óssea, dependendo do arco no qual o implante era inserido, e da anatomia original deste sítio, o que é bastante compatível com os resultados aqui apresentados. CHANG et alii. (1996), desenvolveram uma descrição bastante interessante, relatando que a remodelação de osso ao redor de implantes de cerâmica, após 24 semanas, depende do material estar em contato direto com o endóstio, e com o material implantado na cortical, a formação óssea mais abundante se deu em regiões adjacentes ao perióstio, seguido pelo endóstio e cavidade medular na proporção aproximada de 70 %, 40% e 10%, respectivamente. Concluíram que a formação óssea ao redor de implantes está relacionada à osteocondutividade do material e à capacidade osteogênica dos tecidos, bastante compatível com os resultados aqui observados.

Discussão GRUPO 3.1

Apesar de na atualidade discutir-se a presença do vanádio e molibidênio nos implantes como toxígeno, estes foram encontrados dispersos em osso neo-formado aparentemente inalterando a osteogênese, o que pode-se observar na figura 3.1B, gráfico 1, sugerindo maiores pesquisas sobre o assunto.

O molibidênio e o alumínio encontrado sobre a superfície do implante, parece também não ser causa para a não formação óssea sobre a superfície do parafuso, haja visto o "linck" ósseo observado na figura 3.1 B - gráfico 2. e a região próxima - figura 3.1B - gráfico 3. onde observamos a presença dos mesmos componentes químicos, molibidênio e alumínio, e a não justaposição óssea. Nas demais tomadas como era de se esperar, foi exaustivamente encontrado a presença de carbono, oxigênio, alumínio e titânio.

Discussão GRUPO 4

BÜSING (1983) já advertia que o implante deveria ter uma forma adequada de modo que se adaptasse firmemente com uma ancoragem mecânica bastante resistente e recomendava ainda a importância do bom contato deste implante com o epitélio da gengiva em uma análise qualitativa.

DONATH (1991) resumiu os fatores de uma cicatrização óssea adequada como, a estabilidade primária durante a fase de cicatrização; a superfície do implante deve ser grande; a micromorfologia da superfície do implante e as congruências de forma do implante devem ser conhecidas. A revisão de HÄUPL (1992) vai mais além, destacando fatores importantes, tais como a micromorfologia da superfície do implante, que deve permitir uma adaptação das células ósseas, e a congruência com a forma do implante, que deve estar presente para se obter uma cicatrização óssea com qualquer tipo de implante bio-inerte; sendo estes conceitos já consagrados na implantodontia.

Autores como SENNERBY et alli. (1992), STEFLIK et alli. (1993) e PARR et alli (1993), desenvolveram estudos sobre a osseointegração da região de cabeça e colo do implante. Portanto, aqui não mais se discute a importância da estabilidade primária, objetivada e fundamentada com os conceitos descritos acima.

Preocupa-se portanto se a cortical de implantação cirurgica se presta para uma análise quantitativa de ampla aplicabilidade.

Discussão GRUPO 5

Autores como BÜSING (1983), DONATH (1991) e HÄUPL (1992) concordaram a respeito da estabilidade primária, preconizada aos implantes, em seu ato cirúrgico, como uma relação ideal, pré-osteointegração, aqui já discutidos, e SENNERBY et alli (1992) afirmaram que a estabilidade de um implante, corresponde a quantidade de osso que se encontra nas proximidades destes, o que aqui se busca mensurar.

PARR et alii (1993) já descreviam diferenças na osteointegração na mandíbula e na maxila. Aqui observou-se que mesmo em uma única estrutura anatômica, encontrou-se diferenças em função da variação das regiões de implantação. Já STEFLIK et alii (1993) afirmando que os implantes deveriam ser apoiados por tecido ósseo parecem preocuparem-se em estimular mais a remodelação óssea do que a neo formação óssea, discordando dos resultados aqui obtidos e do objetivo clínico final.

Discussão GRUPO 6

ADELL et alli (1986), na discussão de seu trabalho, constatou que existe uma grande área para pesquisas em animais, relacionadas com a carga funcional do implante. A distribuição das cargas ao longo do implante é de suma importância pois seu conhecimento fará com que haja melhores resultados pós-operatórios. É preciso para tanto, uma real compreensão da reação cortical e principalmente medular, ainda pouco estudado, frente as ações osteoindutoras.

BLOCK et alli (1989) em pesquisa comparativa entre implantes submetidos a cargas, revestidos de HA e jateados com areia, inseridos em mandíbulas de cães, durante 1 e 10 meses, não verificaram diferença estatística quando há presença de bolsas. A perda da crista óssea, para os autores, também não foi significativamente diferente entre os dois implantes; Aparentemente os autores se dispuseram a avaliar muito mais a reação cortical, do que a medular.

OHGUSHI et alli (1990) estudaram através de histomorfometria, a osteogênese em poros de HA e Fosfato Tricalcio (TCP), induzida por célula medular, discos cerâmicos foram implantados com ou sem células medulares, em sítios subcutâneos de ratos. Implantes sem células medulares não mostraram formação óssea, ao passo que, implantes com células medulares mostraram formação óssea em poros de cerâmica. Tais formações ocorreram inicialmente na superfície da cerâmica e voltaram-se para o centro dos poros; resultado bastante semelhante ao obtido nesta pesquisa, quanto a reação medular sobre a superfície do implante.

Em 1991, BUSER et alli, demonstraram que a tensão do contato ósseo está correlacionada positivamente com o aumento da aspereza da superfície do que teve melhor aposição de tecido ósseo.

Portanto, deve-se preocupar o operador, em garantir uma máxima aposição óssea sobre o implante, pois o fato do aumento da aspereza aumentar o coeficiente de atrito entre duas estruturas não passa de

uma lei física, o que novamente reflete na necessidade de compreensão da reação de osteointegração.

STRUNZ (1993), em resultados semelhantes aos aqui obtidos, descreveu a influência do tempo na osseointegração de um implante no fêmur de um rato, na região compacta e na região medular, depois de 14 dias, verificando que há uma diferença de velocidade de ossificação do implante entre as duas regiões.

YLIHEKKILA et alli (1995) realizaram um estudo utilizando a cultura primária de células osteoblásticas bovina, com a superfície de implantes, através de técnica microscópica. Observaram uma rápida diferenciação e mineralização do crescimento dos osteoblastos sobre a superfície do titânio, o que caracteriza como material osseoindutor. BAGAMBISA et alli. (1995) concluíram de seus resultados que quando uma superfície de implante não tem uma boa adaptação de macromoléculas, que são importantes para permitir a atividade de osteoblastos, esta superfície obviamente também não vai permitir uma boa osseointegração. Além disso, as depressões e elevações na superfície do implante não devem ser menores do que a superfície necessária para a adaptação das células com a finalidade de garantir uma melhor osseointegração.

WENNERBERG et alli. (1995) em pesquisa com coelhos relataram encontrar uma maior necessidade, de torque de remoção para desparafusar implantes com superfície jateada, comparados com implantes de superfície torneada e uma maior área de osso foi encontrada nas helicóides dos parafusos torneados, comparados com um dos modelos jateados.

TAYLOR et alli. (1996), com reservas, chegaram à conclusão que a biocompatibilidade natural do titânio e a habilidade desses implantes de se osseointegrarem com sucesso, são discutíveis, discordado por PIATTELLI et alli. (1996), que relataram em estudo histológico, dois casos clínicos em humanos de fratura de abutment, encon-

trando em ambos um recobrimento de grande parte de sua superfície de osso lamelar maduro compacto, com vários canais de osteonas . Seguidamente pôde-se citar CUNE et alli.(1996) e GISO et alli (1996), que também desenvolveram pesquisas clínica. Pode-se ainda vislumbrar uma extensa quantidade de pesquisas, onde os autores buscam a maior ancoragem final entre o osso e o implante, procurando este resultado através dos diversos tipos de tratamentos de superfícies, ou recobrimentos do bio-material. É fato, a importância da superfície à justaposição orgânica, seja pela compactibilidade de dimensões desta a micro-estrutura, seja pela física, contudo, a bioquímica das áreas medulares sobrepostas aos implantes, medulares próximas correlatas e endostais, aqui se mostraram em reações distintas, independentes do tratamento de superfície, talvez em função da micro-circulação.

Como a física da ancoragem está intimamente ligada à quantidade de osso justaposto ao implante, o estudo do estímulo osteogênico, torna-se fundamental e de igual importância às características de superfícies.

O relato de DAVIES (1998), sobre os mecanismos da integração endóssea, subdividido em 3 fases distintas, osteocondução, neoformação e o remodelamento, além da sua citação sobre o fato de que “os resultados do tratamento na implantodontia dependerão, desta forma, dos modelos de superfície dos implantes que otimizam a resposta biológica durante cada um destes mecanismos de integração”, vem de forma ampla, de encontro aos resultados aqui obtidos.

Discussão GRUPO 7

SOLTESZ & SIEGELE (1984), em um estudo de elementos finitos, isto é, puramente matemáticos, quanto ao módulo de elasticidade do implante e do osso, onde este será inserido, chegaram à conclusão de que não há necessidade de o implante ter elasticidade. Este trabalho tornou-se importante pelo seu aspecto de inter-relacionamento do biológico com o matemático.

BAHR E LESSING (1993), realizaram estudo comparativo experimental em carneiros com diferentes dimensões de implantes parafusados, analisando a capacidade destes de resistir às forças durante a mastigação funcional após Le Fort I com osteotomia. Apesar da situação experimental não poder ser comparada diretamente ao trauma ou casos de osteotomia, o estudo proporcionou a suposição de que parafusos de 1,5mm poderiam ser usados ao invés de 2,0mm, no meio da face associado à grande carga mastigatória. Contudo neste trabalho, deve-se observar que os autores não se preocuparam em avaliar uma maior ou menor área de osseointegração, mas a resistência de carga mastigatória de todo um bloco ósseo.

STEFLIK et alii. (1994) estudando diferentes formas de implantes e materiais em cães, verificaram pôr métodos morfométricos histológicos computadorizados, que os implantes de titânio atingem uma melhor osseointegração do que os implantes de cerâmica, e também que, com o tempo da aplicação de forças, havia uma progressão na deposição óssea aumentando sua espessura peri-implantar. O resultado é um espessamento lamelar do osso situado ao redor do implante, indo de encontro ao trabalho apresentado por LINDEN et alii. (1995), onde os ratos, ou cobaias, receberam os implantes no canal de seus fêmures e foram feitas análises histológicas e radiológicas de implantes de titânio e de implantes de titânio revestidos de HÁ, e verificam que a calcificação progride com o passar do tempo.

WEHRBEIN et alii. (1993) pesquisaram clínica e histologicamente em cães, a possibilidade de aplicação de implantes dentais para serem usados como retentores de forças em tratamentos ortodônticos e CARR et alii. (1995), em babuínos, fizeram uso do momento de rotação para a remoção do implante como medida biomecânica de avaliar a estabilidade do implante. Ambos procurando o máximo de ancoragem óssea para os implantes em questão.

SAADOUN et alii. (1996) em estudo clínico de 8 anos, em implantes de titânio de superfície tratada, recobertos por hidroxiapatita e "plasma spray", demonstraram um alto sucesso dos recobertos em relação aos tratados, especialmente nos implantes curtos, implantados em ossos maxilares macios. SENNERBY & ROOS (1998) revisaram a literatura clínica, analisando a influência dos fatores cirúrgicos nas falhas dos implantes em casos de rotina e daqueles onde os implantes foram usados em conjunto com enxertos ósseos. Observaram, com poucas exceções, que a maioria dos artigos referiam-se a implantes tipo parafusados. A razão de muitas falhas foram associadas com a pobre qualidade óssea e o uso de implantes curtos e enxertos ósseos em maxila atrófica e pacientes irradiados. Daí entende-se a busca destes e diversos outros autores e pesquisadores, das formas geométricas, dimensões, e materiais ótimos para a osseoindução e osseointegração.

EVANS et alii. (1996) relataram uma comparação de implantes de titânio em forma de parafuso, de superfície lisa, com implantes revestidos de HA, inseridos em mandíbulas de cães. A avaliação clínica, radiográfica e histomorfométrica em nível de microscópio de iluminação, permitiu a detecção de quaisquer diferenças na resposta óssea das condições de sujeição a cargas. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes referentes à mobilidade, profundidade de sondagem, percentagem de osseointegração e posição da crista óssea. Além de testes como o de mobilidade e

profundidade de sondagem, resta na atualidade ao clínico, sobre seu paciente, uma avaliação radiográfica, tanto pré como pós-cirúrgica, podendo esta ser evoluída a partir dos dados aqui descritos.

MOTOHASHI et alli (1998), estudaram a reação óssea ao redor de implantes revestidos de HA em ratos ovariectomizados, deficientes de estrógeno. A ovariectomia não afetou seriamente a reparação óssea após a inserção dos implantes em áreas corticais, mas reduziu a proporção do contato ósseo-implante e o osso na área medular, demonstrando distinções entre a reação óssea cortical da medular, como as por este trabalho definidas.

DISCUSSÃO GRUPO 8

Como este grupo foi utilizado como definição de técnica para os GRUPOS que o seguem, e suas lâminas, cujas características de corte e características de análise em microscopia de luz, permitiram a comprovação de resultados de GRUPOS que o antesseguem, não se faz necessário uma exclusiva discussão.

Discussão GRUPO 9

LESSING (1993) pesquisou a cicatrização de diferentes parafusos empregados na osteosíntese na região média da face em carneiros e comparados por meio de métodos de fluorescência. Esta descrição se torna importante por ser uma das técnicas, com algumas variações, utilizadas neste trabalho, variações estas, já adotadas a partir do GRUPO 4.

BIESBROCK et alii. (1995) estudaram a literatura no que se refere ao emprego de implantes revestidos de HA na clínica, indicando estes implantes portadores de algumas vantagens em relação a outros de titânio não revestidos e DASARATHY et alii. (1996) pesquisaram a inserção de um tecido ósseo neoformado ao redor de implantes ortopédicos e dentais compostos consistentes de substratos metálicos e biocerâmicas sem a fixação com cimento. Entretanto, a partir desta pesquisa, propõe-se a necessidade da avaliação dos materiais, classificados como osseointegradores, osteogênicos e osseointegráveis, isoladamente em pesquisa com cobaias, atentando a todos os fatores intrínsecos e extrínsecos, aqui arduamente discutidos, inclusive as alterações de dimensões e formas mecânicas, provocadas por exemplo pelos recobrimentos de superfícies, se não as já existentes sob a forma comercial.

Discussão GRUPO 10

Este grupo foi destinado a uma análise semelhante ao GRUPO 9 porem em padrões de cortes transversais aos implantes.

Não foi encontrado na literatura autores, que descrevessem semelhantes técnicas e que permitissem uma comparação dos resultados aqui obtidos.

Os resultados aqui obtidos foram integrados aos resultados do GRUPO 11 para uma análise tridimensional da reação medular, apresentando-se portanto este GRUPO seguinte mais indicado para uma discussão geral.

DISCUSSÃO GRUPO 11

No gráfico de interpretação 25-I, observa-se que:

- Na faixa I_{TL1} à I_{TL2} .

A redução mínima da área de implante I_T , promove um aumento na quantidade de T_T , porém não maior do que a máxima já obtida neste corte, representada na faixa T_3 à T_4 , uma área relativa de C_T e A_T crescente a partir de zero.

A redução mínima da área de implante I_L , promove um aumento máximo de T_L , aumento relativo de C_L , e uma constância de A_L . Neste corte, I_L tende a zero, portanto esta faixa representa a quantidade em área de T_L , C_L e A_L , ao redor de um ponto, distribuídas na área total cortada longitudinalmente.

- Na faixa I_{T1} à I_{T2} .

O aumento máximo da área de implante I_T , promove um aumento na quantidade de T_T , porém não maior do que a máxima já obtida neste corte, uma área relativa a antecessora de C_T e uma quase que completa ausência de A_T .

Em cortes transversais, encontra-se de forma mais significativa, o marcador histoquímico alizarina em maior quantidade, nas regiões mais profundas dos sulcos, entre os passos das roscas dos implantes. Com aumento da área de corte dos I_T , os marcadores A_T tendem ao desaparecimento.

- Na faixa I_{L1} à I_{L2} .

O aumento máximo da área de implante I_L , promove uma redução na quantidade de T_L , C_L e A_L como era de se esperar, pois nesta

técnica foi-se utilizada a refração da luz para a contagem. Com a opacificação da região central dos cortes ou seja, na região dos sulcos, tende-se a contar mais as bordas ou as margens dos implantes.

Nota-se a maior presença de C_L em relação a T_L , demonstrando que recobrimo a A_L e as espiras do parafuso de implante, observa-se primeiramente e em maior quantidade C_L seguida de T_L .

- Nas faixas T_1 à T_2 , T_3 à T_4 , T_5 à T_6 , T_7 à T_8 .

Encontra-se os picos de aumento de T_T e T_L , sendo T_T máximo na faixa T_3 à T_4 e T_L quando a área do implante tende a zero.

- Nas faixas I_{TL1} à T_1 , T_2 à T_3 , T_4 à T_5 , T_6 à T_7 , T_8 à I_{T1} .

Encontra-se os picos de redução de T_T e T_L , sendo T_T mínimo na faixa T_8 à I_{T1} e T_L na faixa T_6 à T_7 .

Os pontos médios dos ápices de cada uma destas curvas de T_T e T_L , geram pontos que interligados, permite-se a visualização tridimensional do padrão médio de comportamento, do marcador histoquímico mais encontrado tanto nos cortes transversais quanto longitudinais, nesta região de interesse, a tetraciclina.

- Na faixa T_1 à T_2 .

Encontra-se picos de intensa quantidade de C_T e C_L , demonstrando nela a área de implante, a ser cortada transversalmente e longitudinalmente nesta região, ou avaliada tridimensionalmente, com alta concentração de calceína.

A alizarina pode ser visualizada em proporções muito maiores em cortes longitudinais (A_L) como nas faixas T_2 à T_3 e T_5 à T_8 , do que em cortes transversais (A_T), apesar das relações de áreas teciduais

de contagens de cortes, do primeiro ser de apenas um terço do segundo.

A alizarina tem seu pico de apresentação em cortes transversais (A_T) na faixa I_{TL1} à T_1 demonstrando se assim, a sua deposição às superfícies mais profundas dos sulcos entre as espiras.

No gráfico de interpretação 26-I, observa-se que:

- Na faixa de zero à I_{T1}

Encontra-se os valores mínimos em área de T_T e T_L , relacionadas com áreas médias de I_T e I_L ,

- Na faixa I_{L6} ao valor máximo.

Encontra-se os valores máximo em área de T_L , relacionada relacionadas com áreas mínimas de I_L .

- Nas faixas I_{L1} à I_{L2} , I_{L3} à T_4 e I_{L5} à I_{L6} .

Encontra-se os picos de área de I_L , que tendem a diminuir com o aumento de T_T e T_L . A_L e C_L mantêm um padrão mais homogêneo nesta análise assemelhando-se a senóides, também observado em A_T e C_T de forma não tão harmônica, demonstrando seus vínculos diretos com os sulcos das espiras dos parafusos de titânio.

- Nas faixas I_{T1} à I_{T2} , I_{L3} à T_4 e I_{T3} à I_{T4} .

Encontra-se os picos positivos de área de I_L se sobrepondo a picos negativos de área de I_T , durante um crescimento em área de T_T e T_L , que demonstram uma inversa proporcionalidade entre as áreas

de implantes e as reações de deposição da apatita relacionadas pelo tempo, dos cortes longitudinais aos cortes transversais.

- Na faixa de zero à I_{L3} .

Encontra-se os valores máximos de A_T , C_T , A_L e C_L , como a área de I_T nesta faixa apresenta-se em seus valores médios, os valores de A_T , C_T , A_L e C_L oscilam segundo a variação de I_L . Os valores máximos de A_T e C_T de forma inversamente proporcional a I_T e A_L e C_L de forma diretamente proporcional a I_T , é claro que até um limite de aumento de área tal que se tenda mais para o vértice das espiras do que para os

seu sulcos.

Discussão GRUPO 12

Realizou-se através da formula:

$$(D.P.)^2 = \frac{n \cdot \bar{x}^2 - (\sum x)^2}{n \cdot (n - 1)}$$

o calculo do desvio padrão, por lâmina contabilizada, entre as contagens manuais e computadorizadas, dos GRUPOS 11 e 12, em cortes longitudinais aos implantes. Estes D.P. aparecem representados na tabela 12C e esquematizados em relação a 100%, nos gráficos 33,34,35,36,37 e 38 por área de marcador histoquímico, área de implante e área medular restante em suas respectivas lâminas. O desvio padrão D.P. demonstra-se pouco significativo para variar ou invalidar o resultado final dos GRUPOS 10 e 11, entretanto também demonstra a existência de falhas na contagem manual exercidas nos GRUPOS 10 e 11, ou na dimensão e ou posicionamento da mascara de delimitação pré escaneamento do GRUPO 12.

O resultado gráfico 39, representa a área de alizarina, calceína e tetraciclina em relação a área crescente de implante, em cortes longitudinais analisadas por computador em contagem de pixel. Este apresenta-se bastante similar a porção gráfica que representa as mesmas regiões, das mesmas lâminas em contagem manual.

O leitor deve se ater ao fato de que o numero de lâminas contabilizadas neste grupo é reduzido em relação aos seus antecessores, por este GRUPO 12 apenas estar direcionado a comprovação dos resultados obtidos em seus antecessores e visando o desenvolvimento de técnicas de contagem mais precisas e mais ágeis, também em relação aos grupos que o antecedem. Portanto, seus dados não foram matematicamente contabilizados nos gráficos finais expostos no anexo.

Discussão GRUPO B.

STEFLIK et alii. (1992), examinaram a camada limite entre o implante e a camada óssea circunvizinha no microscópio eletrônico de transmissão, relatando a seguinte estratigrafia: implante, camada eletrodensa, seguida de uma camada eletrolúcida, cristais calcificados e finalmente osso. Já STEFLIK et alii. (1993) em seus estudos sobre a morfologia do osso que suporta implantes dentais endostais através de microscópios eletrônicos de transmissão e de alta voltagem, descreveram histomorfometricamente, que de 30 a 60% da superfície do implante tem contato com tecido ósseo mineralizado. O restante da interface é composta de osteóide, tecido conjuntivo fibroso e componentes da medula óssea. Verificaram que a presença da matriz mineralizada fica cerca de 50 nm da superfície do implante. O espaço é preenchido por um denso depósito eletrodense que pode variar de 20 a 50 nm de espessura. Ainda próximo da superfície do implante foram detectados osteócitos dentro do osso de suporte. Supõem os autores que estes osteócitos podem interagir com o implante por meio de projeções celulares que se estendem por canalículos até a superfície do implante. YLIHEIKKILÄ et alii. (1995) com o emprego de uma cultura primária de osteoblastos manipulares bovinos verificaram os resultados metabólicos de culturas de osteoblastos mineralizados obtidos na superfície de implantes, de acordo com os aspectos obtidos na microscopia de luz e eletrônica após, um, três, cinco, sete, dez e catorze dias de incubação. Pode ser observada uma diferenciação e mineralização rápida da cultura de osteoblastos na superfície da liga do implante. O resultado positivo imediato observado na formação de uma cultura de osteoblastos de mandíbula em fase de mineralização, em contato com uma liga de titânio não levou, entretanto, a uma ligação adesiva íntima entre o implante e a cultura celular estratificada.

MURAY et alii. (1996), também em microscopia de luz e

eletrônica de transmissão estudaram a interface titânio/osso em tíbias de ratos jovens e adultos. No 14^o dia após a inserção do implante, com a microscopia de luz, observaram o início de formação de osso com o titânio. No 28^o dia em ratos jovens o contato osso/titânio foi maior do que em ratos adultos. Em secções de 1nm, observaram ao redor do titânio, uma zona amorfa de 0,5 – 1,0nm de espessura e uma delgada camada de células situava-se paralela ao implante formando a camada superficial da zona amorfa. Ultraestruturalmente estas células delgadas foram identificadas como semelhantes a osteoblastos e faziam um contato direto com o implante por meio de uma fina zona amorfa de 20 – 50nm. Abaixo desta camada celular foi encontrada uma zona que continha colagens pobremente mineralizado e limitada por uma camada de osso lamelar com estrutura parecida à Lâmina limitans. Esta camada celular estava ausente em alguns lugares e portanto a espessa zona amorfa apresentava cerca de 20 a 50nm. Embora o osso tenha sido visto fazendo contato com o implante de titânio, encontraram ultraestruturalmente uma fina camada amorfa de 20 a 50 nm, uma camada celular fina e/ou zona pobremente mineralizada interposta entre o titânio e o osso.

Os implantes de superfície lisa, macroscopicamente, apresentam um brilho e um aspecto polido nas helicoidais. Ao microscópio eletrônico de varredura, em um aumento de 50x, pode-se visualizar traços de tensão, parecendo riscos ou desgastes, que o material sofre durante sua fusão. Em um aumento de 500x sua superfície parece quase lisa. Estes riscos causados durante a usinagem, correm paralelamente separados por uma distância de 90mm entre si; sendo que não possuem profundidade digna de nota. Pode-se observar outros tipos de imperfeições, detectadas em aumentos maiores ou em microscópios de boa resolução.

Apesar da presença destas imperfeições, a superfície do implante é considerada do tipo lisa no seu aspecto macroscópico segundo BECK & KÖNIG (1997).

Discussão GRUPO AB.

IVANOFF et alii (1996 a e b) publicaram trabalhos sobre a integração de implantes de titânio estudando a influência da mobilidade inicial de implantes e a influência da contaminação dos implantes por tecido mole, em tíbias de coelhos. Após 12 semanas de cicatrização os implantes eram recuperados junto com o osso circundante e incluídos em resina plástica, e preparados em secções de 10 nm de espessura para a morfometria em microscópio de iluminação. Esta prática é também, muito comum em pesquisas que envolvem materiais orgânicos e inorgânicos desenvolvidas por BECK e KONIG (1997).

Discussão GERAL

Acredita-se que os resultados aqui descritos viabilizem um futuro planejamento implantodôntico em exames radiográficos por tomografias computadorizadas, com visualização da melhor relação implante/ osso cortical, buscando a melhor osteogênese, para o caso em questão, indo de encontro ao relato de WYATT et PHAROAH (1998), que em revista da literatura, estudando técnicas de imagens radiográficas e suas interpretações para tratamento de implante, afirmaram que as imagens radiográficas são meios indispensáveis na avaliação de estruturas ósseas para o planejamento do tratamento de implantes osteointegrados.

KOKA (1998), também revisou a literatura, investigando a anatomia e o papel da interface implante-mucosa, com sucesso a longo prazo, de implantes endósseos. Afirmam que a anatomia da interface implante-mucosa é discreta. Esta interface apresenta características semelhantes à mucosa periodontal, cuja cicatrização clínica é certa.

PATRA et alli (1998), também em implantes endósseos realizaram uma simulação de procedimentos mecânicos, com representações bi e tri dimensionais, com cargas estática e dinâmica, carga axial e carga direcionada, em diferentes modelos de materiais, e mostraram que o osso cortical teve maior carga, conduzindo à perda da crista óssea. A porção de stress mostrou que com o aumento da perda da crista óssea, a maioria da carga foi transferida diretamente ao tecido ósseo trabecular, concluindo que, com o remodelamento próprio do implante, cargas podem ser transferidas ao implante, melhorando a fadiga óssea. Pode-se também chamar a atenção, em coerência com o autor supra citado, a importância de se promover sobre o implante, uma melhor e maior, indução e neoformação óssea medular, bem como sua integração as porções endostais das compactas circunvizinhas. MEREDITH (1998), avaliou a estabilidade dos parâ-

metros necessários para monitorar o sucesso da inserção dos implantes e da osteointegração, verificando que a estabilidade do implante é o principal fator para a osteointegração, sendo a estabilidade primária um fenômeno mecânico que é relatado qualitativamente e quantitativamente ao osso local e ao tipo de técnica utilizada. A estabilidade secundária dos implantes é relatada como um aumento de tal estabilidade atribuída a formação óssea e remodelamento da interface implante-osso e ao redor deste, concordando parcialmente com DHERT et alli que no mesmo ano, estudaram a integração dos implantes por pressão em osso cortical em análise histomorfométrica do contato ósseo com o implante através de um sistema de contagem quantitativo que discriminava vários tecidos em contato com o implante. Seus resultados demonstraram que o parâmetro mais importante na reparação inicial foi o osso e não a característica do material implantado.

HOLMGREN et alli (1998), avaliaram os parâmetros da osteointegração fazendo uso da Análise de Elemento Finito (FEA) para examinar os efeitos do diâmetro do implante, formato e direção de carga; os resultados sugeriram que usar o implante de diâmetro mais largo não é necessariamente a melhor escolha quando considera-se a distribuição do stress circundando osso, divergindo dos resultados aqui apresentados quando se avalia a reação óssea endostal; relatam também que o stress é eventualmente dissipado através do implante cilíndrico quando comparado com o implante reto, o que também favorecem o crescimento ósseo endostal segundo os resultados aqui obtidos.

BRYANT (1998) revisou a literatura, avaliando a idade, sítio mandibular em relação à maxila, quantitativamente e qualitativamente, e a osseointegração de implantes endósseos. Relatou que a idade avançada não parece afetar o potencial clínico para osseointegração ou a razão da reabsorção da crista óssea ao redor do implante. Em contraste, sítios mandibulares tendem a ter mais sucesso que os maxila-

res. Segundo os autores revizados, a razão para isso pode ser a quantidade e qualidade óssea da maxila que estão frequentemente mais comprometidas que na mandíbula. Discordando do autor, em razão aos resultados aqui obtidos, acredita-se que o maior volume medular, geralmente no osso maxilar em relação ao mandibular, distanciando os implantes de suas corticais circunvizinhas, parece ser uma melhor justificativa.

SUMNER et alli (1998), testou a hipótese de que a perda do osso cortical, densidade do osso trabecular e quantidade de crescimento ósseo variavam como uma função da resistência a dureza desta, observando regras de adaptação funcional consistentes com a idéia de que, uma vez reduzida a resistência à dureza, aumenta-se a carga proximal transferida. Obviamente também para a região medular.

Os resultados deste trabalho mostraram que há uma variação relacionada com o diâmetro e natureza da superfície do implante quanto à sua indução, por assim dizer, de formação de tecido ósseo ou de remodelamento de sua estrutura. Comparando os resultados com os de BECK (1997) verificamos que há também uma influência da relação de diâmetros entre o implante e o leito de inserção do mesmo na tábua óssea. O referido autor usou diferentes diâmetros de leitos de inserção para diferentes diâmetros de implantes. Mas não há em nosso trabalho preocupação com este detalhe e portanto não há dados para crítica e comparação mas é possível verificar que os dados coincidem, talvez em menor quantidade de formação óssea, quando analisada a área do corpo do implante. Em ambos os casos houve neoformação óssea em uma área que normalmente é preenchida por tecido adiposo. O intervalo descontínuo observado na interface implante / osso tem suscitado grande polêmica entre os implantodontistas mas foi aqui verificado que há pontes ósseas que atravessam estes espaços e a espectrografia provou a existência de material nesta área o que vem contradizer que se trata de uma retração dos tecidos ou da resina acrílica na qual foi incluído o material.

Outro fator a favor do referido é o que comprovam as ilustrações em microscopia eletrônica de varredura. Estas duas últimas técnicas foram utilizadas justamente para neutralizar críticas que se referem a interpretações dos resultados como sendo possíveis artefatos de técnica.

Conclusão GRUPO 1

Através do GRUPO 1, pôde-se avaliar a importância da coaptação do tecido periosteal após a cirurgia implantodôntica, na regeneração óssea, além de caracterizar um melhor quadro pós-cirúrgico nas suturas com "CAT-GUT" em relação ao fio de seda. Também verificou-se um intenso metabolismo na área de implantação em função do trauma característico.

Conclusão GRUPO 2

Pôde-se verificar a importância, da ancoragem do implante em relação a osteointegração bem como, da sua região de ancoragem da tíbia, relações estas, entre o implante e a compacta, que se não variam pelo próprio ato cirúrgico, a faz pela própria anatomia da tíbia. Através da Tabela 2D além do Gráfico e Tabela 2E, também fica registrado neste grupo, a pouca relação entre o tipo de tratamento de superfície do implante, lisa ou jateada, em relação ao percentual da razão óssea linear aposta sobre o implante, pelo menos, neste plano de corte.

Em ordem crescente de relação linear, osso e superfície de implante, podemos discriminar através da Tabela 2D, a seguinte sequência:

C8DP6, C4EP5, C8ED3, C10ED5, C2EP4, C8EP5 o que pode caracterizar, quando interpretada a relação do osso e da superfície do implante X ancoragem, inserção e volume medular (Quadro 2A), uma ampla relação entre a quantidade óssea sobre o implante de oito semanas, com sua justaposição ou maior proximidade à compacta endostal.

Conclusão GRUPO 3

Ficou verificado neste grupo, através do quadro e gráfico 3A, que o estímulo gerado pelo implante, na região de seu ápice e suas superfícies proximais de seu corpo, em seu completo travamento na compacta óssea, não significa maior indução de neoformação óssea endostal. O mesmo pode caracterizar uma intensa área de remodelação óssea, cuja somatória final com a área neoformada pode de forma enganosa apresentar-se como uma intensa aposição óssea.

Também, analisando a relação entre o quadro 3A e as tabelas 3A e 3B, verificou-se que, às vezes, um menor embricamento apical, promove uma maior neoformação óssea endostal, com óbvia redução da remodelagem óssea, e dependendo da relação das distâncias entre o implante e o osso maduro, pode-se gerar em análise bidimensional, uma maior quantidade de osso total depositado ao redor do implante.

Conclusão GRUPO 3.1

O GRUPO 3.1 esclarece a existência sobre o tecido, de molibdênio, vanádio, cálcio e titânio, em região onde existe uma justaposição óssea ao implante. Também presentes em região de justaposição osso / implante sobre o implante, estão o molibdênio, alumínio e o titânio. Na região próxima as antecedentes, onde não encontra-se uma justaposição osso / implante, sobre o implante, verifica-se a presença do molibdênio, alumínio, e titânio. Nas demais tomadas, oxigênio, alumínio e o titânio estavam presentes em regiões da superfície do implante, e o oxigênio e carbono no tecido. Conclui-se a homogeneidade da superfície do implante, e a existência de componentes químicos nos espaços vistos como “vazios” em microscopia de luz. Não se encontrou qualquer característica no

biomaterial que pudesse justificar em algumas regiões a justaposição óssea, e em outras não. A presença do molibidênio e vanádio parecem não intervir na osteointegração.

Conclusão GRUPO 4

Observa-se com esta pesquisa, ser estas regiões de cabeça e colo do implante, extremamente vulneráveis a diversos fatores extrínsecos e intrínsecos ao ato cirúrgico, este também de procedimento altamente variável, e de difícil controle; sendo estas regiões, aqui avaliadas como impróprias para uma interpretação quantitativa, devendo portanto, as pesquisas destas regiões se direcionarem para uma análise qualitativa, ou quantitativa relativa e ou comparativa, o que fatalmente amplia ainda mais o número de variáveis.

Conclusão GRUPO 5

No GRUPO 5 novamente verificou-se o intenso metabolismo na cortical de implantação, gerando um quadro de análise qualitativa, porém, devido a uma série de fatores intrínsecos ao ato cirúrgico, a anatomia tibial, a dimensão do implante e sua posição espacial na tíbia, mostraram ser a região da cabeça e colo do implante, uma região com muitas variáveis e poucos pontos para serem utilizados como referência, para qualquer tipo de análise quantitativa. Uma observação qualitativa significativa nestes grupos é o desenvolvimento do crescimento ósseo endostal com uma forma cônica de base voltada para a cortical e ápice modelando-se as roscas do cilindro de implante. Outra trata-se da proximidade da área de inserção cirúrgica do implante com as área de maior resistência cortical, onde apresenta um mais intenso metabolismo.

CONCLUSÃO - GRUPO 6

O GRUPO 6 destacou-se por distinguir características distintas de osteointegração nas diferentes regiões periplantares: cortical, endostal, medular e medular sobre a superfície do implante.

- A cortical, tem sua região próxima ao implante sofrendo um intenso metabolismo, que decresce com o seu afastamento. Nas lacunas ósseas corticais observamos a deposição da apatita de forma centrípeta, em anéis concêntricos, com maior concentração em sua região central.
- A endostal, onde pode-se observar em tempos distintos, 2^a a 4^a, 4^a a 6^a e 6^a a 8^a semanas o crescimento ósseo em direção ao implante. Na 2^a a 4^a semana a apatita se deposita de forma a formar uma matriz como dedos de uma luva emergindo da cortical endostal, da 4^a a 6^a semana o processo persiste de forma a engrossar a matriz, da 6^a a 8^a semana observamos o mesmo processo descrito acima, porém células ósseas endostais migram pelo interior desta matriz gerando um trabeculado ósseo, a ossificação exteriorizada à esta matriz provavelmente acontecerá via estímulo medular.
- A medular também pôde ser dividida nos mesmos prazos. A apatita, na 2^a a 4^a semana, forma matrizes “vesiculosas” aparentemente ao redor da gordura medular, da 4^a a 6^a e 6^a a 8^a semanas, estas são preenchidas em camadas, tanto interna quanto externamente. Como a ossificação normalmente acontece nas duas últimas semanas, forma-se osso internamente e externamente a estas “vesículas”, notem que estas observações são a respeito de uma avaliação bidimensional, o que pode significar que estas vesículas podem representar “tubos” osteogênicos.
- A medular sobre a superfície do implante é bastante interessante, pois repete-se as fases da deposição da apatita como a descrita exclusivamente para a medula porém as “vesículas” matrizes de apatita, na 2^a a 4^a semana, se encontram justapostas aos, a deposi-

ção persiste internamente a esta na 4^a a 6^a e 6^a a 8^a semanas, ossificando-se em seu interior, quanto externamente a esta, a deposição persiste também na 4^a a 6^a e 6^a a 8^a semanas porém, é óbvio, não na região “vesicular” justaposta ao implante. Este fato justifica a identificação da áreas ósseas justapostas ao implante e áreas sem esta justaposição, neste prazo de oito semanas.

Conclusão GRUPO 7

Em Microscopia de Luz

Pôde-se criar uma análise gráfica entre as proporções de osso justaposto ao implante, e interpretá-las em função de sua ancoragem.

Em uma análise qualitativa e quantitativa pode-se laudar:

- Nenhuma diferença significativa em relação à neoformação óssea em função do tipo de implante.
- Os implantes ancorados nas regiões de maior resistência da compacta apresentaram maior superfície óssea sobre o implante.
- Cabe salientar que a maior quantidade linear de osso neoformado não significa maior estabilidade deste a movimentos látero-laterais, pois estando este, em sua maioria, ancorado unilateralmente pode significar menor resistência ao esforço protético em direção a esta ancoragem.

Conclusão GRUPO 7

Em AUTO CAD

O GRUPO 7 caracterizou-se pelo estudo da reação do osso cortical em função do implante.

Alem dos resultados claros, já apresentados no próprio grupo, através dos dados obtidos em AUTO-CAD representados na tabela 7E., quando avaliados no programa MATLAB, construiu-se os gráficos 7E1, 7E2, 7E3 e 7E4, representados no ANEXO deste trabalho. Os gráficos representam aproximações matemáticas em 1ª, 2ª, 3ª e 4ª ordem respectivamente.

No gráfico 7E1 de 1ª ordem é interessante notar a tendência descrita pela reta, caracterizando que o aumento do valor de x , ou seja, da distancia do implante a superfície externa da compacta tende a diminuir a quantidade de osso interposto entre eles.

No gráfico 7E2 de 2ª ordem observa-se em forma de parábola, a relação de crescimento ósseo apical no implante, em relação a sua posição no plano. Como a espessura da cortical óssea lateral ao implante mede em média de 0,4 a 0,5 mm, pode-se estimular em curva média, aproximadamente até quatro vezes e meio a sua espessura em neoformação óssea, desde que o implante não se afaste desta cortical mais do que quatro vezes a sua espessura, e não se aproxime desta menos do que duas vezes a sua espessura.

No gráfico 7E3, 7E4 de 3ª e 4ª ordem, respectivamente, pode-se observar a tendência de crescimento ósseo máximo em função da distância do implante a cortical externa, nos eixos cartesianos x e y . O primeiro vértex tanto da equação de 3ª ordem quanto a de 4ª ordem se encontra quando o ápice do implante se posiciona afastado latero-lateralmente à aproximadamente duas vezes a espessura da cortical óssea e supra-inferiormente aproximadamente seis vezes e meio, devido a bi-ancoragem, o x é a variável independente e o y a dependente, portanto aqui, os valores de x tornam-se bastante

significativos. A mesma análise pode ser feita para os valores crescentes de y , com resultados bastante parecidos. Os dois primeiros terços horizontais destes gráficos representam a tendência de crescimento ósseo sobre o ápice do implante, o terceiro terço representa a tendência de crescimento ósseo máximo sobre a porção inferior do corpo do implante, onde encontra-se suas roscas. A partir do terceiro conclui-se que quando o implante tem seu ápice afastado da superfície externa da compacta lateral, duas vezes a dimensão desta cortical, e seu corpo se mantém sob o mesmo afastamento ao longo de toda a compacta lateral, teremos o máximo de neoformação óssea apical e sobre seu corpo neste prazo de 8 semanas. Nota que aqui se fala de um dos lados do implante e de sua compacta colateral, daí a importância, da forma anatômica da tíbia, do volume medular, da dimensão latero-leteral do implante. Estes dados são bastante sugestivos quanto, as melhores características ósseas cirúrgicas, e estas em relação a especificação das dimensões e forma ideal do implante.

O crescimento ósseo endostal longitudinal aos implantes, em qualquer profundidade de corte pode ser matematicamente calculado pela equação de 4ª ordem, descrita sob o respectivo gráfico, com um erro de mais ou menos 3,96%.

Após a conclusão deste grupo, fica claro, em um plano, a razão de crescimento ósseo endostal em relação a intimidade do implante e o osso cortical, neste período de 8 semanas.

Fica também óbvio, em um plano, que a reação metabólica endostal de formação óssea é muito mais violenta que a intrínseca da medula, neste período de 8 semanas.

É possível prever, matematicamente, em um plano, a quantidade de crescimento ósseo endostal, em função da razão implante/osso.

Conclusão GRUPO 8

O GRUPO 8 exime a dúvida, também avaliadas nos grupos que o antecedeu, sobre a significancia do tratamento de superfície lisa e jateada, no resultado final desta pesquisa. Nenhuma alteração significativa da osteointegração foi notado em razão da qualidade da superfície no prazo de 8 semanas. Pôde-se neste grupo confirmar o que já foi descrito e reafirmar a necessidade de uma avaliação isolada da reação medular.

Conclusão GRUPO 9

No GRUPO 9 verificou-se no plano longitudinal ao implante e transversal à tibia, voltado para o canal medular, em função dos marcadores histoquímicos, que na 2ª a 4ª semana ocorre uma intensa deposição de apatita sobre a superfície do implante com uma maior concentração sobre o sulco entre os passos das roscas do implante. Da 4ª a 6ª semana este depósito de apatita acontece sobre o depósito já existente em proporcional quantidade. Durante a 6ª a 8ª semana, o mesmo se procede, porém com muito mais intensidade e quantidade. Ao julgar que a osteogênese acontece na fase marcada pela tetraciclina, ou seja, da 6ª a 8ª semana, pode-se afirmar que tem-se neste prazo, osso se formando, em sua maioria, ao redor do implante e em menor quantidade justaposto a este, neste plano de corte (Figs. 9D e 9R). Esta relação de deposição nos leva a crer que o osso neo formado se justapõe primariamente ao ápice das espiras em relação aos sulcos a elas interpostos, principalmente quando se avalia uma reação estritamente medular.

A relação de proporções, no plano de corte acima descrito, entre as quantidades de apatita em seus respectivos tempos de deposição, em função da área de implante a ela correlacionada pode ser observada nas figuras deste GRUPO.

Conclusão GRUPO 10

No GRUPO 10, após mesma análise do grupo antecessor, em planos transversais ao implante e longitudinais a tibia, observou-se o mesmo quadro, em um outro plano, do GRUPO 9. A relação de proporções, no plano de corte acima descrito, entre as quantidades de apatita em seus respectivos tempos de deposição, em função a área de implante a ela correlacionada aqui, foi graficamente representada.

Confirmou-se neste plano as observações e conclusões obtidas nos demais GRUPOS, além de gerar dados para uma análise matemática tridimensional da reação medular sobre a região do implante, equidistante da sua cabeça e ápice, apresentando reação medular em maior intensidade, devido à sua tendência de afastamento das corticais adjacentes.

Conclusão GRUPO 11

Realizados no GRUPO 11, a sobreposição gráfica dos dois planos de corte, do GRUPO 11 e do GRUPO 10 de áreas selecionadas correlatas ao GRUPO 11, permitiu-se uma avaliação tridimensional da reação medular, onde observa-se a relação inversamente proporcional entre a distancia do longo eixo do implante, e a quantidade de apatita depositada em sua superfície, durante a 2ª a 4ª semana e 4ª a 6ª semana, e a relação diretamente proporcional entre a distancia do longo eixo do implante, e a quantidade de apatita depositada próxima ao implante, durante a 6ª a 8ª semana.

Através da avaliação dos dados obtidos em cortes longitudinais representados neste GRUPO, em programa matemático "MAT-LAB", verificou-se nos gráficos representados em Anexo:

- Gráficos 11A1, 11A5, 11A9 e 11A13 a tendência de deposição da apatita em razão da área do implante, marcadas pela alizarina,

calceína, tetraciclina e alizarina + calceína, respectivamente;

- Gráficos 11A2, 11A6, 11A10 e 11A14 os picos de deposição da apatita em razão da área do implante, marcados pela alizarina, calceína, tetraciclina e alizarina + calceína, respectivamente;

- Gráficos 11A3, 11A7, 11A11 e 11A15 os gráficos de deposição em 3ª ordem, com seus respectivos erros, marcados pela deposição da alizarina, calceína, tetraciclina e alizarina + calceína, respectivamente;

- Gráficos 11A4, 11A8, 11A12 e 11A16 os gráficos de deposição em 4ª ordem da apatita X área do implante sob as mesmas características dos gráficos supra escritos, cujos respectivos erros não variam em tamanha intensidade que justifique sua aplicação prática.

Através da avaliação dos dados obtidos em cortes transversais selecionados representados neste GRUPO, em programa matemático "MAT-LAB", verificou-se nos gráficos representados em Anexo:

- Gráficos 11B1, 11B5, 11B9 e 11B13 a tendência de deposição da apatita em razão da área do implante, marcadas pela alizarina, calceína, tetraciclina e alizarina + calceína, respectivamente;

- Gráficos 11B2, 11B6, 11B10 e 11B14 os picos de deposição da apatita em razão da área do implante, marcados pela alizarina, calceína, tetraciclina e alizarina + calceína, respectivamente;

- Gráficos 11B3, 11B7, 11B11 e 11B15 os gráficos de deposição em 3ª ordem, com seus respectivos erros, marcados pela deposição da alizarina, calceína, tetraciclina e alizarina + calceína, respectivamente;

- Gráficos 11B4, 11B8, 11B12 e 11B16 os gráficos de deposição em 4ª ordem da apatita X área do implante sob as mesmas características dos gráficos supra escritos, cujos respectivos erros não variam em tamanha intensidade que justifique sua aplicação prática.

Desta forma, pode-se ter uma avaliação tridimensional da deposição da apatita na região da face do implante, voltada para a cavidade medular mais central e afastada da interferência osteogênica endostal,

nas regiões mais profundas dos sulcos entre as espiras, no corpo destas, em seus vértices, bem como ao seu redor. Estando estes dados em função dos marcadores alizarina, calceína e tetraciclina, vinculados também ao tempo, 2ª à 4ª semana, 4ª à 6ª semana e 6ª à 8ª semana, respectivamente.

Conclusão - GRUPO 12

A análise computadorizada, para áreas marcadas pode ser perfeitamente demarcadas e contabilizadas pelo programa SPRING, em substituição ao processamento manual, mesmo quando este processamento manual envolve sistemas computadorizados para ganho de precisão e tempo de trabalho como os aqui utilizados nos GRUPOS 10 e 11.

Aqui, a contagem computadorizada foi utilizada para a confirmação da contagem manual, além de procurar-se com esta análise computadorizada de contagem de pixel, descrever uma nova técnica de contagem precisa, rápida e com vasta aplicação.

Conclusão GRUPO COMPLEMENTAR

Pode-se portanto neste grupo reafirmar as seguintes observações:

Um maior estímulo de crescimento ósseo ocorre na região de espessamento da cortical de inserção do implante.

O crescimento ósseo endostal assume inicialmente uma forma cônica, com sua base voltando-se para a tábua óssea e seu ápice tendendo a assumir a geometria da área do implante correlata.

A reação de deposição de apatita ocorre em tempos e de forma característica para o osso cortical, medular e na superfície do implante.

O metabolismo cortical intensifica em função da proximidade do im-

plante a esta.

Um maior ou menor estímulo de neoformação óssea endostal ocorre em função da ancoragem e ou proximidade do implante a compacta óssea.

Conclusão - GRUPO B.

No GRUPO B, em microscopia eletrônica de varredura, pôde-se observar as descrições acima tridimensionalmente e em maior aumento além de demonstrar em terceira dimensão os achados analisados em terceira dimensão por interpretação de planos, segunda dimensão em x, y e z.

Conclusão - GRUPO AB.

O GRUPO AB, análise em microscopia eletrônica de varredura, sobre placas de resina, destinou-se a comprovação do método aplicado na preparação das lâminas do Grupo A, além de demonstrar quais os efeitos da contração de polimerização da resina sobre as peças estudadas.

Conclusão geral

Este trabalho desenvolveu novos métodos de pesquisas qualitativas e quantitativas, da reação óssea cortical e medular, aplicáveis aos diversos tipos de implantes, podendo estes serem expandidos aos enxertos. Para tanto, desenvolveu-se buscando comprovadamente excluir regiões de análise que comprometem tendenciosamente os resultados e definir as regiões ideais para a avaliação. Os resultados coletados vão de encontro a muitas publicações aqui arduamente foram discutidas.

Descreveu-se tabelas, gráficos, e equações matemáticas de tendências, picos de crescimento e reações de crescimento, tanto ósseo cortical quanto medular, que permitem ao profissional tanto da área médica quanto odontológica ao aplicá-las, identificar a reação óssea cortical e medular ao redor dos implantes de titânio, independente do osso ou região óssea a ser implantada.

Os resultados possibilitam estudar a melhor forma ou a ideal de um implante, agora não somente em função de suas características metalúrgicas e mecânicas, mas também com o objetivo de atingir uma melhor reação tissular óssea ou da medula óssea da região que deve receber o implante.

O tipo de análise aqui exercida, quando aplicada a outros materiais permitirá uma interpretação real comparativa, das vantagens e desvantagens entre estes.

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS

Implantes Titanium Fix liso e jateado



*Fig.1 - Implantes Estéreis Liso e Jateado
2,6 e 3,75mm X 7mm*

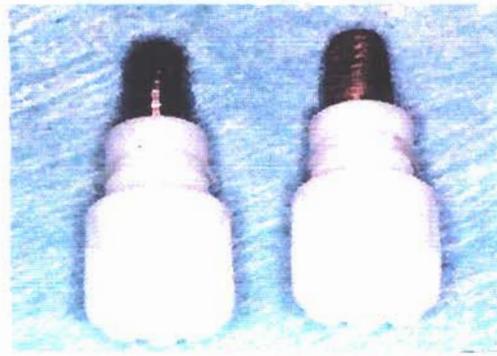


Fig.2 - Implantes Liso e Jateado



Fig.3 - Implante Liso 2,6mm X 7mm

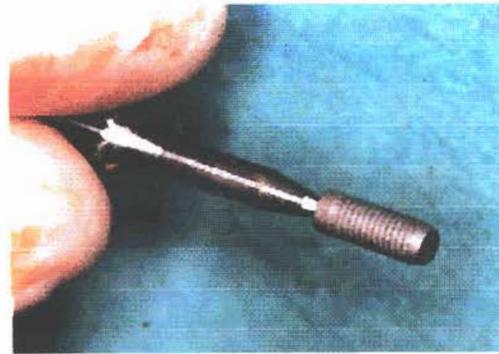


Fig.4 - Implante Jateado 2,6mm X 7mm

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS

Técnica de implantação

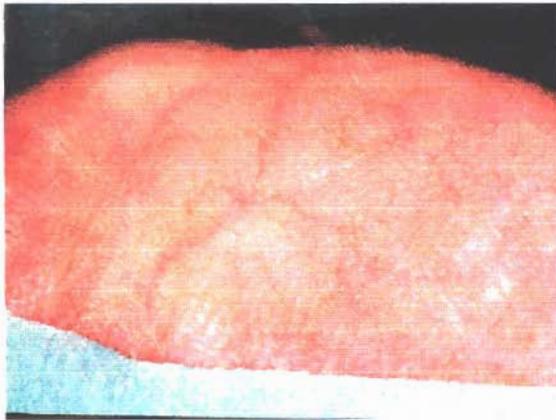


Fig.5 - Preparo do campo cirúrgico

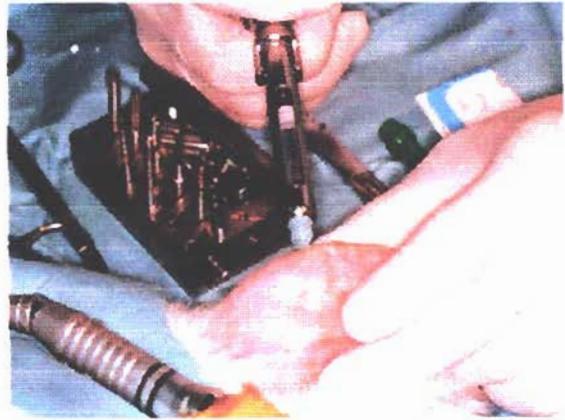


Fig.6 - Anestesia de reforço troncular com seringa carpule

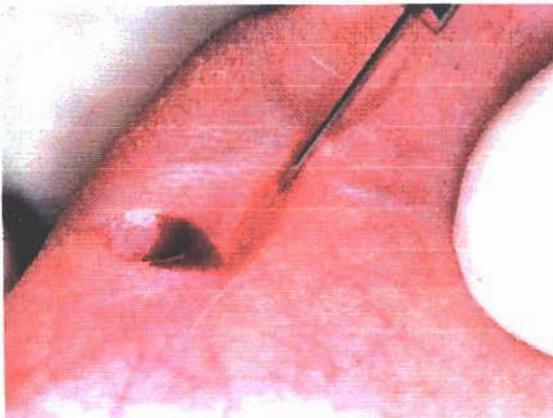


Fig.7 - Incisão com retração lateral da pele



Fig.8 - Exposição da tela subcutânea



Fig.9 - Incisão e rebatimento do conjuntivo e periosteio

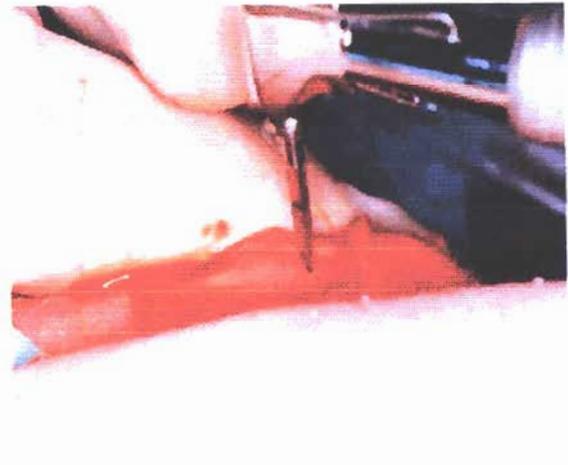


Fig.10 - Exposição da camada periostal e direcionamento cirúrgico

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS

Técnica de implantação



Fig. 11 - Trepanação da cortical óssea com broca lança de 2,0 mm

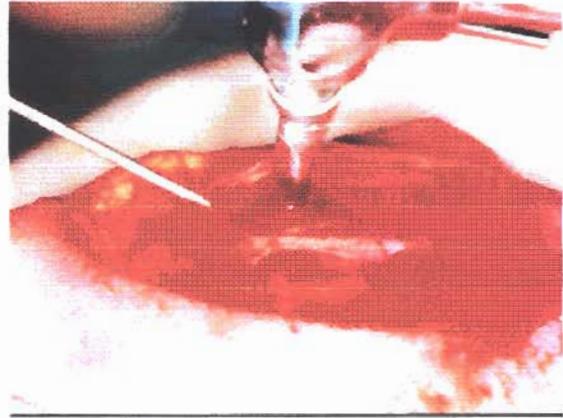


Fig. 12 - Ampliação da entrada do leito com broca lança de 2,5 mm

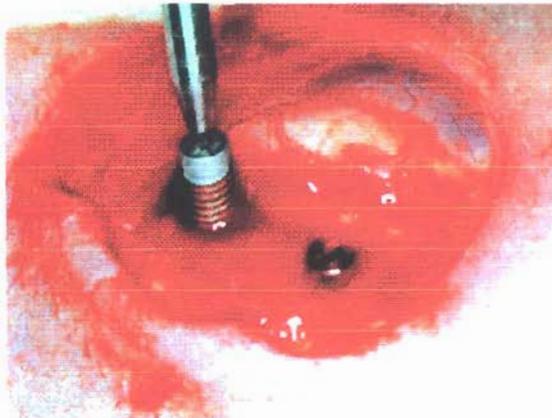


Fig. 13 - Inserção de implantes liso e jateado com 2,6 mm X 7,0 mm



Fig. 14 - Implantes ancorados na cortical



Fig. 15 - Sutura da pele

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS**Técnica de implantação****ANEXO MM1**

Assepsia, anti-sepsia;

Anestesia;

Incisão de pele, fáscia, periósteo e descolamento do retalho;

Com constante irrigação com soro fisiológico, faz-se a trepanação da cortical óssea com uma broca lança de 2,00 mm;

Com constante irrigação com soro fisiológico, faz-se a ampliação da entrada do leito com uma broca lança de 2,50 mm;

A implantação portanto é realizada em leito com diâmetro 1,00 mm inferior ao do implante e seguida da sutura.

ANEXO MM2

Assepsia e anti-sepsia;

Anestesia;

Incisão de pele, fáscia, periósteo e descolamento do retalho;

Com constante irrigação externa com soro fisiológico, faz-se a trepanação da cortical óssea com uma broca lança de 2,00 mm;

Com constante irrigação com soro fisiológico, faz-se a trepanação da cortical óssea com uma broca lança de 2,50 mm;

Com constante irrigação com soro fisiológico, faz-se a ampliação da entrada do leito com uma broca piloto de 3,20 mm;

Com constante irrigação com soro fisiológico, faz-se a ampliação da entrada do leito com uma broca piloto de 3,40 mm;

Com constante irrigação com soro fisiológico, faz-se a retificação da cortical com a broca "counter-sink", seguida da implantação e sutura.

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS

Processamento laboratorial

GRUPO A

Fixação das peças em solução neutra de formalina a 4% por 15 dias ,lavagem das peças com água corrente durante 24 horas e Desidratação das peças, sendo estas:

Mergulhadas em álcool 70° e deixadas por 24 horas ;

Mergulhadas em álcool 100° e deixadas por 24 horas;

Álcool 100° por mais 24 horas;

Álcool 100° por mais 48 horas;

Álcool 100° por mais 56 horas;

Xilol 100° por mais 24 horas e

Xilol 100° por mais 48 horas.

Inclusão em acrílico:

Para a embebição foi utilizada a resina Technovit VCL, com a inclusão de 1% de BPO (Peróxido de Benzoila) dissolvido em álcool absoluto (etanol). A combinação quantitativa de polímero e monômero variou algumas vezes dependendo da temperatura e umidade relativa do ar. Este problema é parcialmente resolvido ao se empregar uma bomba a vácuo a fim de se intensificar a difusão e penetração do produto no tecido a ser incluído.

Durante a inclusão, abaixo descrita, os espécimes foram colocados em pequenas formas, permanecendo no fundo das mesmas de forma que o longo eixo do implante estivesse o mais paralelo possível ao tampo de uma mesa.

1° Etapa:

Durante uma semana, as peças ficaram totalmente submersas em solução de Dibutil - 15 ml e Metacrílico - 85 ml (total 100 ml), seladas em vidro hermeticamente fechado.

Um dia antes da 2° etapa, foi colocado mais de 1g de Peróxido para secar por 24 hs em estufa a 60° C para utilização no passo seguinte.

2° Etapa:

Durante a segunda semana as peças ficaram totalmente submersas em uma nova solução de Dibutil - 15 ml e Metacrílico - 85 ml e 1 g de Peróxido (para 100 ml de solução), seladas em vidro hermeticamente fechado.

Um dia antes da 3° etapa, foi colocado mais de 5g de Peróxido para secar por 24 hs em estufa a 60° C para utilização no passo seguinte.

3° Etapa:

Durante a terceira semana as peças ficaram totalmente submersas em uma nova solução de Dibutil - 15 ml e Metacrílico - 85 ml e 5 g de Peróxido (para 100 ml de solução), seladas em vidro hermeticamente fechado.

Após completa polimerização da resina, todas as peças foram removidas de seus recipientes, e seus excessos eliminados através de um desgaste com recortador de pedra de carborundum.

As peças foram seguidamente recortadas em finas lâminas de resina e tratadas com um minucioso polimento.

Coloração com Tricromo de Masson:

As lâminas em resina obtidas após os cortes e polimento, foram coradas com escarlata de Bieberich ou Tricromo de Masson por 10 minutos, deixadas por 5 minutos em água destilada, seguido por ácido fosfomolibdico e fosfotúngstico por mais 10 minutos.

Sem lavar, estas lâminas, foram passadas para o azul de anilina por mais 10 minutos, lavadas em água assética a 1% por até 3 minutos e desidratadas a partir do álcool 95 %.

GRUPO B

Para este grupo, foi seguido o protocolo de preparação de amostras segundo método G.O.T. (G - glutaraldeido, O - ósmio, T- tânico ou tiocarbohidrazida), respeitando os seguintes passos:

- 1) Fixação em glutaraldeido 2% em solução tampão de Cacodilato de Sódio a 0,1 M, pH 7,7 de 1 a 24 horas.
- 2) Lavagem em solução tampão de Cacodilato de Sódio, por três vezes, de 10 minutos cada.
- 3) Pós fixação em tetróxido de ósmio a 1% em solução tampão de Cacodilato de Sódio a 0,1M, pH de 7,2 por 1 hora.
- 4) Lavagem em solução tampão de Cacodilato de Sódio, por três vezes, de 10 minutos cada.
- 5) Tratamento em ácido tânico a 1% em água destilada por 30 minutos.
- 6) Lavagem em água destilada, em duas repetidas vezes, de 5 minutos cada.
- 7) Impregnação com tetróxido de ósmio a 1% durante 30 minutos a 4°C.
- 8) Lavagem em água destilada, em três repetidas vezes, de 5 minutos cada.

- 9) Desidratação em uma série gradual de etanol de 50%, 70%,90% em duas repetidas vezes de 10 minutos cada, 100% em três repetidas vezes de 10 minutos cada.
- 10) Secagem no aparelho de ponto crítico com CO₂.
- 11) Montagem em suporte porta amostras com cola prata.
- 12) Cobertura com ouro por eletrodeposição.

GRUPO AB

Para este grupo, foi seguido um protocolo resumido de preparação de amostras, também segundo método G.O.T. devido às peças, tecido e metal, já se encontrarem incluídas em resina, pois sofreram a mesma preparação histoquímica inicial descrita para o Grupo A, fixação, lavagem, desidratação e inclusão em acrílico (1º, 2º e 3º passo), seguido dos seguintes passos:

- 1) Fixação em glutaraldeído 2% em solução tampão de Cacodilato de Sódio a 0,1 M, pH 7,7 de 1 a 24 horas.
- 2) Lavagem em solução tampão de Cacodilato de Sódio, em três repetidas vezes, de 10 minutos cada.
- 3) Pós fixação em tetróxido de ósmio a 1% em solução tampão de Cacodilato de Sódio a 0,1M, pH de 7,2 por 1 hora a 4°C.
- 4) Secagem no aparelho de ponto crítico com CO₂.
- 5) Montagem em suporte porta amostras com cola prata.
- 6) Cobertura com ouro por eletrodeposição.

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS**Procedimentos em coelhos****GRUPO B**

Fêmea – CONTROLE			
Cirurgia realizada em: 19/05/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.E.		Distal M.E.
	Implante 3,75 x 7 mm Liso		Implante 3,75 x 7 mm Jateado (ancorada na tábua oposta)
Perna direita	Proximal M.E.		Distal M.E.
	Implante 2,6 x 7 mm Liso (medular)		Implante 2,6 x 7 mm Jateado
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citanest 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com seda		PESO: 2,600 Kg	
Sacrificada em 14/07/97			

GRUPO A / GRUPO AB

Fêmea 1			
Cirurgia realizada em: 19/05/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O. Implante 3,75 x 7 mm Liso.		Distal M.O. Implante 3,75 x 7 mm Jateado.
			Obs: ancorada na tábua óssea oposta.
Perna direita	Proximal M.O. Implante 2,6 x 7 mm Liso.		Distal M.E. Implante 2,6 x 7 mm Jateado.
	Obs: liberado no tecido medular.		
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com seda		PESO: 2,440 Kg	
Sacrificada em 14/07/97			

Fêmea 2			
Cirurgia realizada em: 21/05/97 (Quarta-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O. Implante 2,6 x 7 mm Liso.		Distal M.O. Implante 2,6 x 7 mm Jateado .
Perna direita	Proximal M.O. Implante 2,6 x 7 mm Liso.		Distal M.E. Implante 3,75 x 7 mm Jateado .
			Obs: folgado no leito.
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com seda		PESO: 2,540 Kg	
Sacrificada em 16/07/97			

Fêmea 3			
Cirurgia realizada em: 21/05/97 (Quarta-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.		Distal M.O.
	Implante 2,6 x 7 mm Liso.		Implante 2,6 x 7 mm Jateado .
Perna direita	Proximal M.E.		Distal M.E.
	Implante 2,6 x 7 mm Liso.		Implante 2,6 x 7 mm Jateado.
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com seda		PESO: 2,740 Kg	
Sacrificada em 16/07/97			

Fêmea 4			
Cirurgia realizada em: 21/05/97 (Quarta-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.		Distal M.O.
	Implante 2,6 x 7 mm Liso		Implante 2,6 x 7 mm Jateado
	Obs: Inseridos aquém da cortical cirúrgica		Obs: liberado no tecido medular.
Perna direita	Proximal M.E.		Distal M.E.
	Implante 3,75 x 7 mm Liso		Implante 3,75 x 7 mm Jateado
	Obs: ancorado bi-cortical		Obs: ancorado bi-cortical
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com cat-gut		PESO: 2,420Kg	
Sacrificada em 16/07/97			

Fêmea 5			
Cirurgia realizada em: 21/05/97 (Quarta-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Obs: Inserção normal com ancoragem bicortical.			
Perna direita	Proximal M.E.	Distal M.E.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Obs: Inserção normal com pequena abertura cirúrgica e grande afastamento da incisão.			
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com cat-gut		PESO: 2,740 Kg	
Sacrificada em 16/07/97			

Fêmea 6			
Cirurgia realizada em: 02/06/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	Implante 2,6 x 7 mm Liso	
Obs: Sutura periostal com seda			
Perna direita	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Obs: Pequena incisão, sem sutura no periosteio.			
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: Sem sutura no periosteio		PESO: 3,180 Kg	
Sacrificada em 28/07/97			

Fêmea 7			
Cirurgia realizada em: 02/06/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Obs: Uma única sutura no periósteo (centro) com seda.			
Perna direita	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	Implante 2,6 x 7 mm Liso	
Obs: Sem sutura no periósteo.			
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: com seda		PESO: 2,940 Kg	
Sacrificada em 28/07/97			

Fêmea 8			
Cirurgia realizada em: 02/06/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Sem sutura periostal – pescoço exposto			
Perna direita	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Obs: Sutura periostal com seda.			
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA:		PESO: 2,500 Kg	
Sacrificada em 28/07/97			

Fêmea 9			
Cirurgia realizada em: 02/06/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	Implante 2,6 x 7 mm Liso	
Obs: Cirurgia em campo fechado, pequena incisão.			
Perna direita	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	Implante 2,6 x 7 mm Liso	
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com seda		PESO: 2,940 Kg	
Sacrificada em 28/07/97			

Fêmea 10			
Cirurgia realizada em: 02/06/97 (Segunda-feira)			
Perna esquerda	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm Liso	Implante 2,6 x 7 mm Jateado	
Obs: Cirurgia em campo fechado, pequena incisão.			
Perna direita	Proximal M.O.	Distal M.O.	
	Implante 2,6 x 7 mm – Liso	Implante 2,6 x 7 mm – Jateado	
Colo do implante fica para fora.			
SEDATIVO	Ketalar	1,0 ml	Geral
ANESTÉSICO	Rompun	2,5 ml	Geral
ANESTÉSICO	Citaneste 3%	2,0 ml	Local
SUTURA: periostal com seda		PESO: 2,580 Kg	
Sacrificada em 28/07/97			

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS**Aplicação dos marcadores histoquímicos****Coelho CONTROLE e Coelho 01**

Cirurgia 19/05/97

1ª Aplicação 02/06/97 – Alizarina

2ª Aplicação 09/06/97 – Alizarina

3ª Aplicação 16/06/97 – Calceína

4ª Aplicação 23/06/97 – Calceína

5ª Aplicação 30/06/97 – Tetraciclina

6ª Aplicação 07/07/97 – Tetraciclina

Sacrificada em 14/07/97

Coelho 02 ao Coelho 05

Cirurgia 21/05/97

1ª Aplicação 04/06/97 – Alizarina

2ª Aplicação 11/06/97 – Alizarina

3ª Aplicação 18/06/97 – Calceína

4ª Aplicação 25/06/97 – Calceína

5ª Aplicação 02/07/97 – Tetraciclina

6ª Aplicação 09/07/97 – Tetraciclina

Sacrificada em 16/07/97

Coelho 06 ao Coelho 10

Cirurgia 02/06/97

1ª Aplicação 16/06/97 – Alizarina

2ª Aplicação 23/06/97 – Alizarina

3ª Aplicação 30/06/97 – Calceína

4ª Aplicação 07/07/97 – Calceína

5ª Aplicação 14/07/97 – Tetraciclina

6ª Aplicação 21/07/97 – Tetraciclina

Sacrificado em 28/07/97

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS**Lâminas selecionadas para o Grupo A**

GRUPO 1. Lâminas selecionadas para avaliação da Reação Tecidual em Relação ao Tipo de Sutura de fechamento da incisão, em microscopia de luz.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
2	EP	1	2,60 Liso	Com seda
2	EP	5	2,60 Liso	Com seda
2	ED	2	2,60 Jateado	Com seda
2	ED	6	2,60 Jateado	Com seda
4	EP	1	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	2	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	6	2,60 Liso	Com cat-gut
4	ED	1	2,60 Jateado	Com cat-gut
4	ED	2	2,60 Jateado	Com cat-gut
4	ED	7	2,60 Jateado	Com cat-gut
6	DP	1	2,60 Liso	Sem sutura Pequena incisão
6	DP	6	2,60 Liso	Sem sutura Pequena incisão
6	DD	1	2,60 Jateado	Sem sutura Pequena incisão
6	DD	2	2,60 Jateado	Sem sutura Pequena incisão
6	DD	6	2,60 Jateado	Sem sutura Pequena incisão
7	DP	1	2,60 Jateado	Sem sutura Grande incisão
7	DP	5	2,60 Jateado	Sem sutura Grande incisão
7	DD	1	2,60 Liso	Sem sutura Grande incisão
7	DD	6	2,60 Liso	Sem sutura Grande incisão
7	DD	7	2,60 Liso	Sem sutura Grande incisão

GRUPO 2. Lâminas selecionadas para avaliação do osso formado sobre a superfície do Implante em profundidade, em microscopia de luz e fluorescência.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
1	DP	1	2,60 Liso	Com seda
2	EP	4	2,60 Liso	Com seda
4	EP	5	2,60 Liso	Com cat-gut
8	EP	5	2,60 Liso	Com seda
8	ED	3	2,60 Jateado	Com seda
8	DP	6	2,60 Liso	Com seda
10	ED	5	2,60 Jateado	Com seda

GRUPO 3. Lâminas selecionadas para avaliação da ósseo integração apical do Implante em microscopia de luz e fluorescência. Foi observado a largura máxima de corte neste grupo, estando todos os implantes ancorados na cortical oposta.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
1	EP	3	3,75 Liso	Com seda
1	EP	4	3,75 Liso	Com seda
1	ED	3	3,75 Jateado	Com seda
1	ED	4	3,75 Jateado	Com seda
2	EP	2	2,60 Liso	Com seda
2	EP	3	2,60 Liso	Com seda
2	ED	3	2,60 Jateado	Com seda
2	ED	4	2,60 Jateado	Com seda
4	EP	3	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	4	2,60 Liso	Com cat-gut
4	ED	3	2,60 Jateado	Com cat-gut
4	ED	4	2,60 Jateado	Com cat-gut
5	EP	3	3,75 Liso	Com cat-gut
5	EP	4	3,75 Liso	Com cat-gut
5	ED	3	3,75 Jateado	Com cat-gut
5	ED	4	3,75 Jateado	Com cat-gut

GRUPO 3.1 Lâminas selecionadas para estudo de espectrografia de RX. em cortes perfeitamente longitudinais aos implantes.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
1	ED	3	3,75 Jateado	Com seda
1	ED	4	3,75 Jateado	Com seda
2	EP	2	2,60 Liso	Com seda
2	ED	3	2,60 Liso	Com seda

GRUPO 4. Lâminas selecionadas para avaliação da osteointegração da cabeça do implante, observando-se a largura máxima de corte superficial, estando este tangencial à cabeça, com mínima perda de sua máxima dimensão latero-lateral.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
1	ED	2	3,75 Liso	Com seda
1	ED	5	3,75 Jateado	Com seda
1	DP	4	2,60 Liso	Com seda
2	DP	5	3,75 Liso	Com seda
4	ED	6	2,60 Jateado	Com cat-gut
5	ED	5	3,75 Jateado	Com cat-gut
7	DD	2	2,60 Liso	Sem sutura
9	EP	4	2,60 Jateado	Com seda
10	EP	2	2,60 Liso	Com seda
10	ED	2	2,60 Jateado	Com seda

GRUPO 5. Lâminas em corte oblíquo um pouco mais profundo da cabeça do implante para serem utilizados na seqüência complementar da análise qualitativa e quantitativa do GRUPO 4.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
1	ED	1	3,75 Jateado	Com seda
2	ED	5	2,60 Jateado	Com seda
3	ED	6	3,75 Jateado	Com seda
4	ED	5	2,60 Jateado	Com cat-gut
5	EP	2	3,75 Liso	Com cat-gut
6	EP	1	2,60 Jateado	Sem sutura
6	DP	5	2,60 Liso	Sem sutura
6	DD	5	2,60 Jateado	Sem sutura
7	ED	1	2,60 Liso	Sem sutura
7	DP	4	2,60 Jateado	Sem sutura

GRUPO 6. Lâminas em corte oblíquo um pouco mais superficial do ápice do implante, para serem utilizados na seqüência complementar da análise qualitativa e quantitativa do GRUPO 3.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
3	EP	4	3,75 Liso	Com seda
3	ED	3	3,75 Jateado	Com seda
3	EP	3	3,75 Liso	Com seda
3	ED	2	3,75 Jateado	Com seda
5	EP	5	3,75 Liso	Com cat-gut
6	EP	4	2,60 Jateado	Sem sutura
7	ED	4	2,60 Jateado	Sem sutura
7	ED	5	2,60 Jateado	Sem sutura
7	DP	2	2,60 Jateado	Sem sutura
7	DD	5	2,60 Jateado	Sem sutura
8	EP	2	2,60 Liso	Com seda
8	ED	6	2,60 Jateado	Com seda
8	DD	2	2,60 Jateado	Com seda
8	DD	3	2,60 Jateado	Com seda

GRUPO 7. Lâminas selecionadas para uma avaliação completa ao redor do implante, na sua maior largura e espessura, em de cortes perfeitamente longitudinais, ao centro do Implante, determinados pela luz do canal central.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
1	DP	2	2,60 Liso	Com seda
1	DP	3	2,60 Liso	Com seda
2	DP	3	3,75 Liso	Com seda
2	DP	4	3,75 Liso	Com seda
7	EP	2	2,60 Liso	Sem sutura
9	EP	3	2,60 Jateado	Com seda
9	DP	3	2,60 Jateado	Com seda
9	ED	1	2,60 Liso	Com seda
8	EP	3	2,60 Liso	Com seda
8	ED	4	2,60 Jateado	Com seda
8	ED	5	2,60 Jateado	Com seda
8	DP	4	2,60 Liso	Com seda
8	DP	3	2,60 Liso	Com seda
10	EP	3	2,60 Liso	Com seda
10	EP	4	2,60 Liso	Com seda
10	ED	3	2,60 Jateado	Com seda
10	ED	4	2,60 Jateado	Com seda

GRUPO 8. Lâminas selecionadas para análise comparativa entre o implante liso e jateado em um mesmo coelho e entre coelhos distintos, selecionadas através de um mesmo padrão de corte longitudinal.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
6	EP	2	2,60 Jateado	Sem sutura Incisão pequena
6	EP	3	2,60 Jateado	Sem sutura Incisão pequena
6	ED	2	2,60 Liso	Sem sutura Incisão pequena
6	ED	3	2,60 Liso	Sem sutura Incisão pequena
6	DP	3	2,60 Liso	Sem sutura Incisão pequena
6	DP	4	2,60 Liso	Sem sutura Incisão pequena
6	DD	3	2,60 Jateado	Sem sutura Incisão pequena
6	DD	4	2,60 Jateado	Sem sutura Incisão pequena
7	EP	3	2,60 Liso	Sem sutura Incisão grande
7	ED	3	2,60 Jateado	Sem sutura Incisão grande
7	DP	3	2,60 Jateado	Sem sutura Incisão grande
7	DD	4	2,60 Liso	Sem sutura Incisão grande

GRUPO 9. Lâminas selecionadas, em cortes transversais em relação a tibia, longitudinais ao implante, para pesquisa comparativa entre diversos eixos de corte realizados e análise morfométrica .

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
2	EP	1	2,60 Liso	Com seda
2	EP	2	2,60 Liso	Com seda
2	EP	3	2,60 Liso	Com seda
2	EP	4	2,60 Liso	Com seda
2	EP	5	2,60 Liso	Com seda
2	EP	6	2,60 Liso	Com seda
4	EP	1	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	2	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	3	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	4	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	5	2,60 Liso	Com cat-gut
4	EP	6	2,60 Liso	Com cat-gut

GRUPO 10.1 Lâminas selecionadas, em cortes transversais em relação ao implante para pesquisa comparativa entre os diversos eixos de corte realizados e análise morfométrica.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura Periostal
9	DD	1	2,60 Liso	Com seda
9	DD	2	2,60 Liso	Com seda
9	DD	3	2,60 Liso	Com seda
9	DD	4	2,60 Liso	Com seda
9	DD	5	2,60 Liso	Com seda
9	DD	6	2,60 Liso	Com seda
9	DD	7	2,60 Liso	Com seda
9	DD	8	2,60 Liso	Com seda
9	DD	9	2,60 Liso	Com seda
9	DD	10	2,60 Liso	Com seda

GRUPO 10.2 Lâminas selecionadas, em cortes transversais em relação ao implante, para pesquisa comparativa entre os diversos eixos de corte realizados em uma mesma tíbia, e análise morfométrica.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
10	DP/DD	1	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	2	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	3	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	4	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	5	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	6	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	7	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	8	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	9	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	10	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	11	2,60 Liso	Com seda
10	DP/DD	12	2,60 Liso	Com seda

GRUPO 11. Lâminas selecionadas para morfometria manual com auxílio da informática, em cortes longitudinais.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
2	EP	4	2,6 Liso	Com seda
2	ED	5	2,6 Jateado	Com seda
3	EP	3	2,6 Liso	Com seda
4	EP	5	2,6 Liso	Com Cat-gut
7	DP	2	2,6 Jateado	Com seda
7	DP	4	2,6 Jateado	Com seda
7	DD	5	2,6 Liso	Com seda
8	EP	2	2,6 Liso	Com seda
8	EP	5	2,6 Liso	Com seda
8	ED	3	2,6 Jateado	Com seda
8	ED	6	2,6 Jateado	Com seda
8	DP	6	2,6 Liso	Com seda
10	ED	5	2,6 Jateado	Sem sutura

GRUPO 12. Lâminas selecionadas em cortes longitudinais para segmentação, classificação e mapeamento computadorizado e morfometria em pixel.

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
2	EP	4	2,6 Liso	Com seda
2	ED	5	2,6 Jateado	Com seda
4	EP	5	2,6 Liso	Com Cat-gut
7	DP	4	2,6 Jateado	Com seda
8	ED	3	2,6 Jateado	Com seda
10	ED	5	2,6 Jateado	Sem sutura

GRUPO COMPLEMENTAR. Em cortes oblíquos para uma avaliação complementar da quantidade e qualidade óssea na superfície do Implante).

Coelho	Implante	Lâmina	Tipo	Sutura periostal
3	ED	4	2,60 Jateado	Com seda
3	ED	5	2,60 Jateado	Com seda
8	DD	1	2,60 Jateado	Com seda

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS**Lâminas não classificadas**

As lâminas não classificadas nos grupos anteriores por motivo de seus cortes não se adequarem aos padrões de corte, necessário ao desenrolar desta pesquisa, foram utilizadas para uma avaliação complementar dos dados, quanto a quantidade e a qualidade óssea, na superfície do Implante, em microscopia de luz. Abaixo estão relacionadas as quantidades de lâminas que não se adequaram aos grupos de pesquisa, em relação ao coelho pertinente.

Coelho	Quantidade de lâminas
1	2
2	7
3	4
4	3
5	8
6	3
7	5
8	9
9	16
10	8

As lâminas acima relacionadas também poderão ser adotadas em pesquisas futuras.

ANEXO - MATERIAL E MÉTODOS**Lâminas selecionadas para o Grupo B e AB**

GRUPO B. Seleção para comprovação dos achados em microscopia de luz, em estudo em 3ª dimensão, em microscopia eletrônica de varredura.

Coelho	Implante	Peça	Tipo	Sutura periostal
CONTROLE	EP	Total	2,60 Jateado	Com seda
CONTROLE	ED	Total	3,75 Jateado	Com seda
CONTROLE	DP	Total	3,75 Jateado	Com seda
CONTROLE	DD	Total	2,60 Jateado	Com seda

GRUPO AB. Seleção para comprovação dos achados em microscopia de luz, em estudo em 1ª dimensão, de peças acrilizadas, em microscopia eletrônica de varredura.

Coelho	Implante	Peça	Tipo	Sutura periostal
3	DD	Placa	2,60 Jateado	Com seda
3	ED	Placa	2,60 Jateado	Com seda
4	DP	Placa	3,75 Jateado	Com cat-gut
4	DD	Placa	3,75 Jateado	Com cat-gut
5	DP	Placa	2,60 Liso	Com cat-gut
5	DD	Placa	2,60 Jateado	Com cat-gut
7	DP	Placa	2,60 Liso	Com seda
7	DD	Placa	2,60 Jateado	Com seda

ANEXO - GRUPO 7

Observação na Foto		Teto	LE	LD	Base	Total
C1 DP2	Tibia ampla e triangular. Implante ancorado só na compacta oposta. Falha cirúrgica					
C1 DP3						
2,6 Liso						
C2 DP3 C2 DP4 2,6 Jateado	Tibia ampla e triangular Implante biancorado. T – próximo a região de espessamento cortical C – ancorado na compacta lateral D B – transpassou a compacta lateral D					19.7
		4.5	3.8	2.5		
			2.9	4.8	1.2	
C7 EP2	Tibia ampla e triangular Implante biancorado. T – próximo a região de espessamento cortical C – parcialmente ancorado na compacta lateral D B – parcialmente ancorado na compacta lateral D					21.2
		4.5	5.2	4.5		
			0.0	3.8	3.2	
C9 EP3 Jateado	Tibia ampla e triangular Implante biancorado. T - na região de espessamento cortical C – totalmente apoiado na compacta lateral D B – livre					21.3
		0.0	6.4	12.7		
			0.0	0.0	2.2	

QUADRO 7A

ANEXO - GRUPO 7

Observação na Foto		Teto	LE	LD	Base	Total
C9 DP3 2,6 Jateado	Tibia ampla e triangular					20.1
	Implante biancorado.					
	T – próximo a região de espessamento cortical	1.5	4.5	11.6		
	C – parcialmente apoiado na compacta lateral D					
	B - na compacta lateral D		0.0	0.0	2.5	
C9 ED1 Jateado	Tibia ampla e triangular					19.6
	Implante biancorado.					
	T – região de espessamento cortical	0.0	6.8	10.2		
	C – parcialmente apoiado na compacta lateral D					
	B – parcialmente apoiado na compacta lateral D		0.0	0.0	2.6	
C8 EP3 2,6 Liso	Tibia delgada e ogival					13.2
	Implante monoancorado					
	T – na região de espessamento cortical	1.2	5.2	4.5		
	C – levemente apoiado na compacta lateral E					
	B – livre		1.5	0.0	0.8	

QUADRO 7A

ANEXO - GRUPO 7

Observação na Foto		Teto	LE	LD	Base	Total
C8 ED4	Tibia delgada e ogival					20.5
C8 ED5	Implante monoancorado					
2,6	T – na região de espessamento cortical	0.0	5.1	6.7		
Jateado	C – levemente apoiado na compacta lateral D					
	B – livre		0.0	1.7	2.4	
C8 DP3	Tibia ampla e triangular					20.5
C8 DP4	Implante biancorado.					
2,6	T – região de espessamento cortical	0.0	7.3	5.2		
Liso	C – Intensamente apoiado na compacta lateral D					
	B – ancorado na compacta lateral D		0.0	5.5	2.5	
C10 EP3	Tibia delgada e ogival					19.1
C10 EP4	Implante monoancorado					
2,6	T – na região de espessamento cortical	2.2	6.0	6.5		
Liso	C – levemente apoiado na compacta lateral E					
	B – livre		2.5	0.0	1.9	
C10 ED3	Tibia delgada e ogival					24.4
C10 ED4	Implante monoancorado					
	T – na região de espessamento cortical	4.5	7.2	6.2		
	C – levemente apoiado na compacta lateral E e D					
	B – livre		1.4	2.1	3.0	

QUADRO 7A

ANEXO - GRUPO 7

DISTRIBUIÇÃO TOTAL DOS PONTOS : X (XA e XB) E Y (YA e YB) EM ORDEM CRESCENTE DE X

Y	C7EP2	X	Y	C10EP3	X	Y	C10ED3	X	Y	C8EP3	X	Y	C8DP4	X	Y	C8ED1	X
0,4		0,3	0,8		0,8	2,8		1,1	1,3		0,9	2,2		0,1	0,2		1
0,8		0,3	0,8		0,8	2,7		1,1	2,5		0,9	2		0,1	0,3		1,1
0,8		0,3	0,8		0,7	2,5		1,1	2,2		0,9	1,8		0,2	0,9		1,1
1,1		0,3	1,6		0,7	2,5		1,1	2		1	2,8		0,2	0,5		1,3
1,3		0,4	1,3		0,7	2,7		1,2	1,3		1	2,6		0,2	1		1,4
1,5		0,4	1,2		0,9	3,1		1,2	2,4		1,2	3,1		0,3	1,2		1,5
1,7		0,5	1,5		0,9	2,9		1,3	1,4		1,2	Y		0,4	1,9		1,5
2,1		0,6	3,7		0,9	2,8		1,3	1,9	C8ED3	Y	Y		0,4	1,5		1,8
1,9		0,7	2		1	3,2		1,3	2,9		1	1,6		0,5	4,4		2,2
0,3		0,9	3,8		1,1	2,8		1,3	2,8		1,1	1,8		0,5	4,2		2,5
0,8		1,2	3,6		1,4	2,7		1,4	1,6		1,1	1,6		1,2	3,8		
0,6		1,5	2,7		1,6	2,5		1,4	1,8		1,2	2,1		1,5	3,6		
1,6		1,8	2,3		1,4	3,2		1,4	3,2		1,3	1,6					
1,3		2,1	2,1		1,5	1,7		1,5	1,7		1,6	1,5					
1,9					1,6	1,7		1,6	1,7		2,2	1,6					
1,7					1,7	2		1,7	2								
Y	C8DP3	X	Y	C10EP4	X	Y	C10ED4	X	Y	C8ED4	X	Y	C8DP3	X	Y	C8ED3	X
0,5		0,1	0,7		0,9	3,3		1,2	2,1		1	1,7		0,5	2		0,8
0,7		0,1	0,8		0,9	3,1		1,2	2		1,1	2,3		0,5	2,1		0,8
1,1		0,1	0,8		0,9	2,9		1,3	2,5		1,1	2		0,5	2,1		0,9
0,9		0,1	0,8		0,9	2,7		1,3	2,4		1,1	1,7		0,6	2,4		1
1,4		0,2	0,8		1	3,8		1,3	1,9		1,5	1,7		0,7	2,7		1
1,6		0,2	1,4		1	3,6		1,4	1,8		1,8	1,6		0,8	3,1		1,1
1,9		0,3	1,5		1	2,7		1,4	2,9		2,2	1,7		0,9	3,4		1,1
2,1		0,4	2,1		1,2	4,2		1,4	2,8					1	3,8		1,2
2,3		0,4	2,6		1,2	4		1,5	1,8					1,1	4,3		1,2
2,6		0,5	2,1		1,2	2,7		1,6	2,1					1,1	4,1		1,3
1		0,6	2,4		1,4	2,7		1,6	2					1,2	4,6		1,3
0,4		0,6	4,6		1,5	2,6		1,6	1,8					1,4	5,1		1,3
0,2		1,2	4,1					1,6	2								1,4
1,2					1,8	1,9		1,8	1,9								1,4
1,4					1,8	2		1,8	2								1,4
1,4					2	2		2	2								1,5
1,9					2	2		2	2								1,5
2,2																	1,7

TABELA 7B

ANEXO - GRUPO 7
VALORES DECRESCENTES DE X ASCENDENDO SOBRE A FACE
LATERAL DO IMPLANTE (XA)

VR DECRESCENTES DE X					
X	Y	X	Y	X	Y
2,7	1,9	0,3	1,5	1,3	9,5
2,7	1,7	0,2	0,6	1,4	8,9
2,5	1,6	0,2	1,4	1,3	8,2
2,5	1,3	0,1	0,7	1,1	7,5
2,5	1,1	0,1	0,8	1,1	6,9
2,4	0,8	0,1	0,6	1,2	6,6
2,4	0,6	0,1	0,6	0,9	6,2
2,3	0,3	0,4	1,9	0,8	5,9
1,2	2,1	0,4	1,5	0,7	5,6
1,2	1,9	0,3	1,2	0,7	5,2
1,1	1,7	0,2	0,9	1,7	2
1	1,5	0,2	0,5	1,5	1,7
0,8	1,3	0,1	0,2	1,4	1,6
0,7	1,1	0,1	0,3	1,3	1,4
0,5	0,8	1,2	2,1	1,1	1,3
0,6	0,6	1,1	1,8	1,4	3,2
0,2	0,4	1	1,6	1,3	2,9
2,9	2,2	1,1	2,3	1,3	2,8
2,8	1,9	1,1	2	1,1	2,5
2,7	1,7	1	1,7	1,2	2,4
2,7	1,4	1,2	3,1	1,1	2,2
2,5	1,2	1	2,8	1,1	2
2,4	1	1	2,6	1,6	2,1
2,4	0,7	0,9	2,2	1,6	2
2,4	0,4	0,9	2	1,5	1,8
2,4	0,2	0,9	1,8	1,4	1,6
1,7	2,6	1,4	5,1	1,4	2,9
1,5	2,3	1,2	4,6	1,4	2,8
1,4	2,1	1,1	4,3	1,3	2,5
1,3	1,9	1,1	4,1	1,3	2,4
1,1	1,6	1	3,8	1,2	2,1
1	1,4	0,9	3,4	1,2	2
0,7	1,1	0,8	3,1	1,3	1,9
0,7	0,9	0,7	2,7	1	3,2
0,5	0,7	0,6	2,4	0,9	3,1
0,3	0,5	0,5	2	0,9	2,9
0,7	2	0,5	2,1	0,7	2,5
0,5	1,5	0,5	2,1	0,7	2,5
0,4	1,3	1,5	3,6	0,6	2,6
0,4	1,2	1,4	3,2	0,6	2,7
0,3	0,8	1,3	3,1	1,2	4,2
0,3	0,8	1,1	2,8	1,2	4
0,3	0,8	1	2,7	1	3,8
0,3	1,6	1	10,8	1	3,6
0,6	2,4	1,3	10,5	0,9	3,3
0,5	2,1	1,4	10,2	0,9	3,1
0,4	2,1	1,4	9,8	0,9	2,9
				0,9	2,7

TABELA 7C

ANEXO - GRUPO 7

VALORES CRESCENTES DE X ASCENDENDO SOBRE A BASE DO IMPLANTE (XB)

VR CRESCENTES DE X			
XB	YB		
0,2	1	1,5	2,7
0,4	2,6	1,5	3,6
0,5	4,4	1,5	1,7
0,6	3,7	1,5	2,7
0,6	4,6	1,5	2
0,7	2,7	1,5	2,6
0,8	4,2	1,6	1,5
0,9	3,8	1,6	1,7
0,9	4,5	1,6	1,8
0,9	2,8	1,6	2
1	2,7	1,6	2,5
1,1	1,5	1,8	2,3
1,1	1,7	1,8	1,6
1,1	2,6	1,8	2,8
1,1	2,8	1,8	1,8
1,2	3,6	1,8	1,9
1,2	4,1	1,8	2
1,2	3,8	1,9	1,6
1,2	1,3	2	2
1,2	2,7	2	2
1,3	1,6	2,1	2,1
1,3	1,9	2,2	1,6
1,4	1,6	2,2	1,7
1,4	2,7	2,2	3
1,4	2,7	2,5	3

TABELA 7D

ANEXO - GRUPO 7

MÉDIA DOS PONTOS			
De Y crescente em X		De X crescente em Y	
X	Y	Y	X
0,1	0,53	0,2	1,25
0,2	0,8	0,3	1,2
0,3	0,95	0,4	1,3
0,4	1,76	0,5	0,25
0,5	1,96	0,6	0,25
0,6	2,71	0,7	1,35
0,7	2,95	0,8	0,72
0,8	3,82	0,9	0,45
0,9	3,19	1	1,3
1	3,33	1,1	1,3
1,1	2,9	1,2	1,07
1,2	3,15	1,3	1,2
1,3	3,8	1,4	1,3
1,4	4,17	1,5	0,82
1,5	2,6	1,6	1,47
1,6	1,94	1,7	1,71
1,7	2,9	1,8	1,38
1,8	2,06	1,9	1,62
1,9	1,6	2	1,36
2	2	2,1	1,06
2,1	2,1	2,2	1,63
2,2	2,1	2,3	1,3
2,3	0,3	2,4	0,93
2,4	0,63	2,5	1,08
2,5	1,64	2,6	1,05
2,7	1,67	2,7	1,08
2,8	1,9	2,8	1,23
2,9	2,2	2,9	1,16
		3	2,35
		3,1	1,02
		3,2	1,27
		3,3	0,9
		3,4	0,9
		3,6	1,26
		3,7	0,6
		3,8	1,02
		3,9	1
		4	1,3
		4,1	1,33
		4,2	1
		4,3	0,9
		4,4	0,5
		4,5	0,9
		4,6	0,86
		4,9	0,7
		5,1	1,4
		5,2	0,7
		5,6	0,7
		5,9	0,8
		6,2	0,9
		6,6	1,2
		6,9	1,1
		7,5	1,1
		8,2	1,3
		8,9	1,4
		9,5	1,3
		9,8	1,4
		10,2	1,4
		10,5	1,3
		10,8	1

TABELA 7E

ANEXO - GRUPO 10

CORTE TRANSVERSAL - IMPLANTE LISO - C10				
FOTO	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE
C10DP1	137	121	184	316
C10DP2	4	137	90	497
C10DP3	0	12	15	513
C10DP4	0	34	47	483
C10DP5	0	26	77	488
C10DP6	8	48	38	491
C10DP7	0	27	136	508
C10DP8	3	23	145	507
C10DP9	3	76	267	1

TABELA 10 A

CORTE TRANSVERSAL - IMPLANTE JATEADO - C10				
FOTO	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE
C10DD2	38	80	115	407
C10DD3	0	10	10	514
C10DD4	0	11	80	479
C10DD5	0	12	101	465
C10DD6	5	20	163	488
C10DD7	19	27	50	476
C10DD8	3	21	76	492
C10DD9	16	83	234	406
C10DD10	6	72	259	255

TABELA 10 B

CORTE TRANSVERSAL - IMPLANTE LISO - C9				
FOTO	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE
C9DD2	0	27	197	384
C9DD3	0	3	374	502
C9DD4	7	14	373	507
C9DD5	0	13	142	476
C9DD6	4	26	190	487
C9DD7	5	38	116	480
C9DD8	0	0	28	493
C9DD9	0	139	443	1
C9DD10	0	165	596	1

TABELA 10 C

CORTES LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE ÁREA DO IMPLANTE				
FOTO	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE
C8ED3	15	109	320	11
C10ED5	22	0	88	38
C8DP6	24	43	16	60
C7DP4	28	207	236	80
C2ED5	103	126	21	94
C7DP2	10	8	107	111
C8EP5	23	23	7	112
C3EP3	72	128	118	148
C4EP5	59	76	0	156
C2EP4	70	74	81	175
C8EP2	15	217	33	199
C8ED6	0	120	57	297
C7DD5	5	15	12	356

TABELA 11A

CORTES TRANSVERSAIS SELECIONADOS - EM ÁREA CRESCENTE DE IMPLANTE						
FOTO	ALIZARINA-T	CALCEÍNA-T	TETRACICLINA-T	IMPLANTE-T		
C10DD5	0	12	101	465		
C10DD7	19	27	50	476		
C9DD5	0	13	142	476		
C9DD7	5	38	116	480		
C10DP4	0	34	47	483		
C9DD6	4	26	190	487		
C10DP5	0	26	77	488		
C10DD6	5	20	163	488		
C10DP6	8	48	38	491		
C10DD8	3	21	76	492		
C9DD8	0	0	28	493		
C10DP7	0	27	136	508		

TABELA 11B

CORTES TRANSVERSAIS SELECIONADOS E LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE IMPLANTE										
ALZARINA-T	CALCEÍNA-T	TETRACICLINA-T	IMPLANTE-T	ALZARINA-L	CALCEÍNA-L	TETRACICLINA-L	IMPLANTE-L	ALZARINA-T	CALCEÍNA-T	TETRACICLINA-T
0	12	101	465	15	109	320	11	19	27	50
0	13	142	476	22	0	88	38	0	13	142
5	38	116	476	24	43	16	60	5	38	116
0	34	47	480	28	207	236	80	0	34	47
4	26	190	483	103	126	21	94	4	26	190
0	26	77	487	10	8	107	111	0	26	77
5	20	163	488	23	23	7	112	5	20	163
8	48	38	488	72	128	118	148	8	48	38
3	21	76	491	59	76	0	156	3	21	76
0	0	28	492	70	74	81	175	0	0	28
0	27	136	493	15	217	33	199	0	27	136
0	27	136	508	0	120	57	297	0	27	136
				5	15	12	356			

TABELA 11C

CORTES TRANSVERSAIS SELECIONADOS E LONGITUDINAIS - EM ÁREA CRESCENTE DE TETRACICLINA

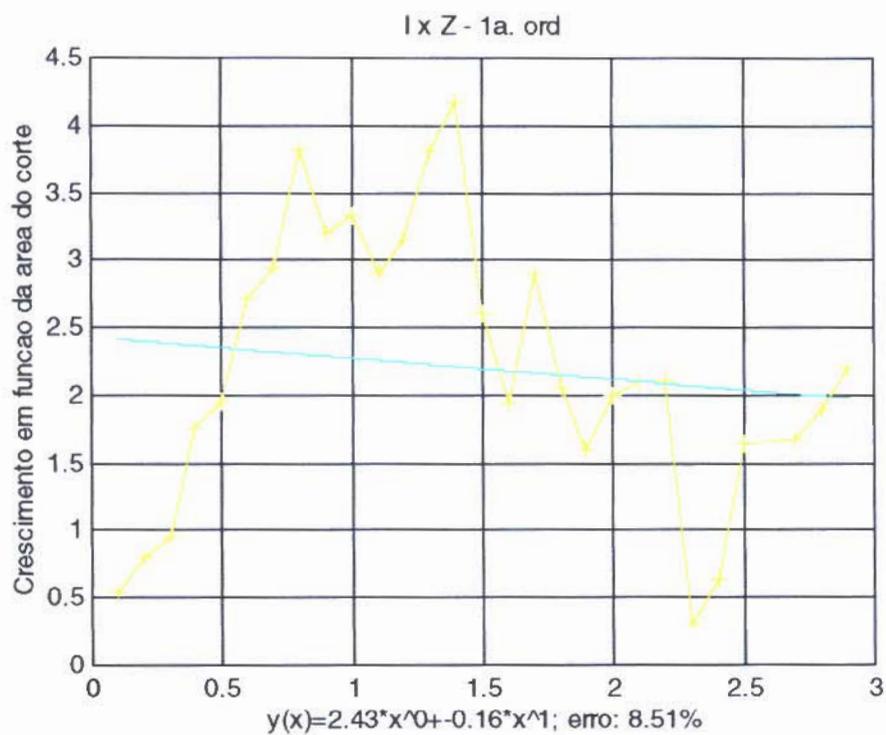
TETRACICLINA-T	ALIZARINA-T	CALCEÍNA-T	IMPLANTE-T	TETRACICLINA-L	ALIZARINA-L	CALCEÍNA-L	IMPLANTE-L
28	0	0	483	0	59	76	156
38	8	48	491	7	23	23	112
47	0	34	483	12	5	15	356
50	19	27	476	16	24	43	60
76	3	21	492	21	103	126	94
77	0	26	488	33	15	217	199
101	0	12	466	57	0	120	297
116	5	38	480	81	70	74	175
136	0	27	508	88	22	0	38
142	0	13	476	107	10	8	111
163	5	20	488	118	72	128	148
190	4	26	487	236	28	207	80
				320	15	108	11

TABELA 11D

ANEXO - GRUPO 7

O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de formação óssea endostal, em razão da distância do implante ao periósteo proximal a este. Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Distância periostal y

Gráfico 7E1

Distância periostal x

Corte Longitudinal

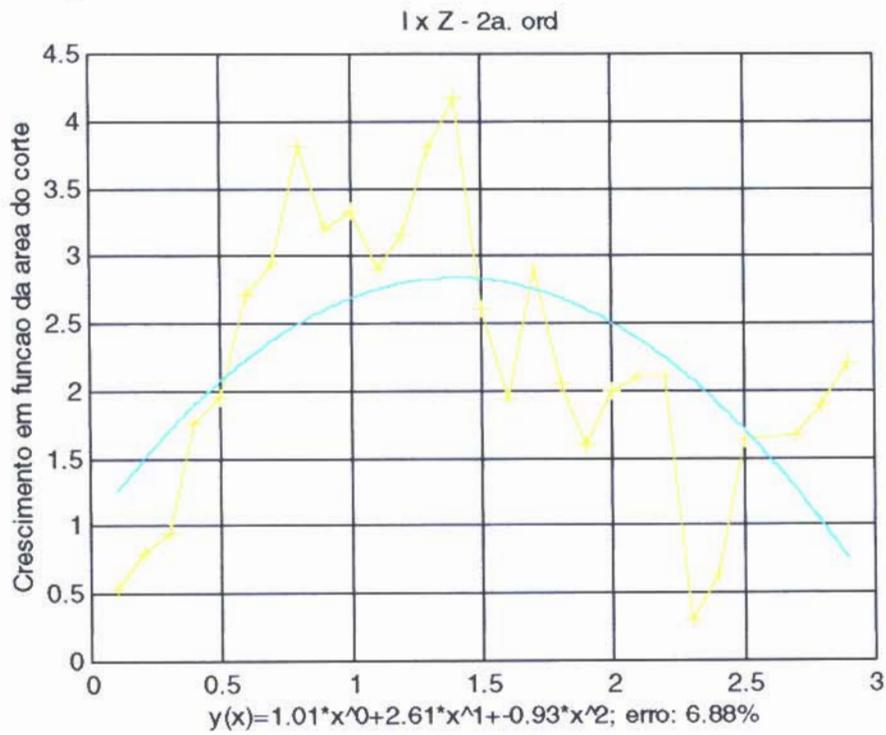
Distância periostal em x X Distância periostal em y

ANEXO - GRUPO 7

O Gráfico abaixo representa o “pico” de formação óssea endostal, em razão da distância do implante ao periósteo proximal a este.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa este “pico”.

Distância periostal y



Corte Longitudinal
Distância periostal em x X Distância periostal em y

Distância periostal x

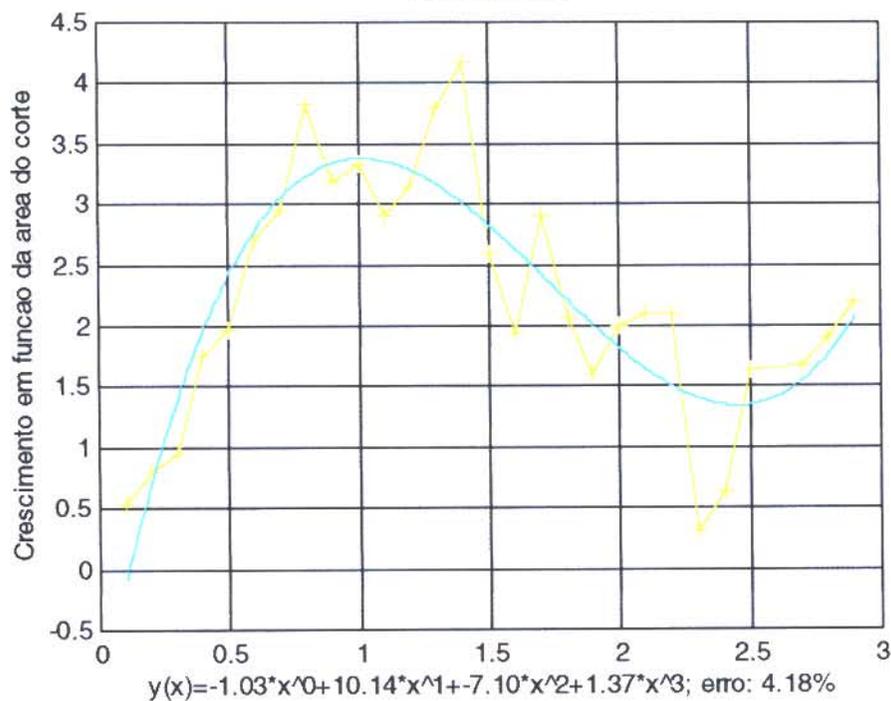
ANEXO - GRUPO 7

O Gráfico abaixo descreve a reação óssea endosteal, em razão da distância do implante ao perióstio proximal a este, com erro de 4,18%. Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta “reação”.

Distância periostal y

Gráfico 7E3

I x Z - 3a. ord



Corte Longitudinal

Distância periostal em x X Distância periostal em y

Distância periostal x

ANEXO - GRUPO 7

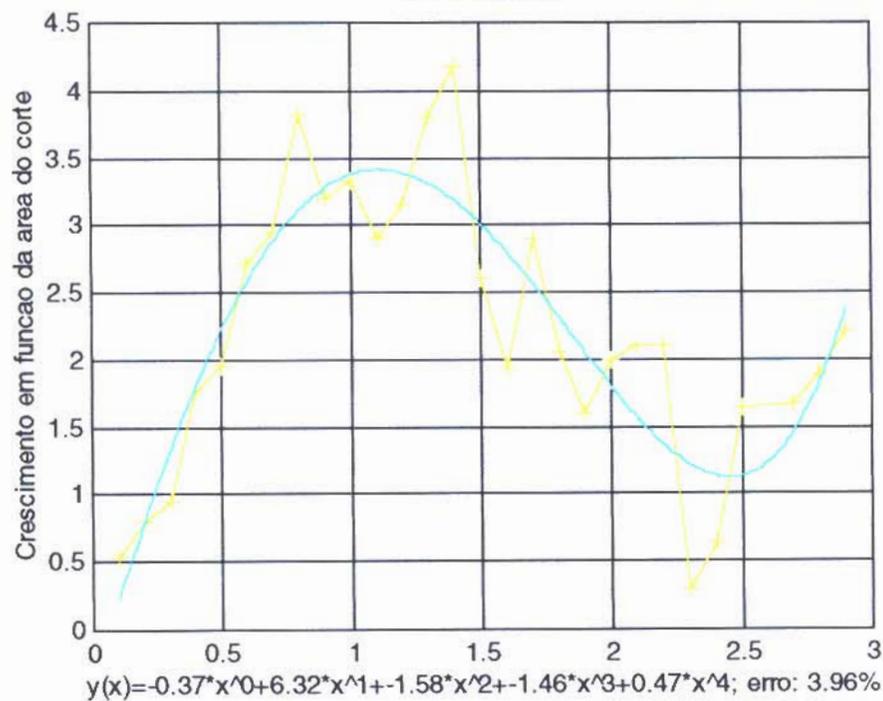
O Gráfico abaixo descreve a reação óssea endosteal, em razão da distância do implante ao periósteo proximal a este, com erro de 3,96%, tornando-se mais adequado que o gráfico antecessor.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

Distância periostal y

Gráfico 7E4

l x Z - 4a. ord



Corte Longitudinal

Distância periostal em x X Distância periostal em y

Distância periostal x

ANEXO - GRUPO 11

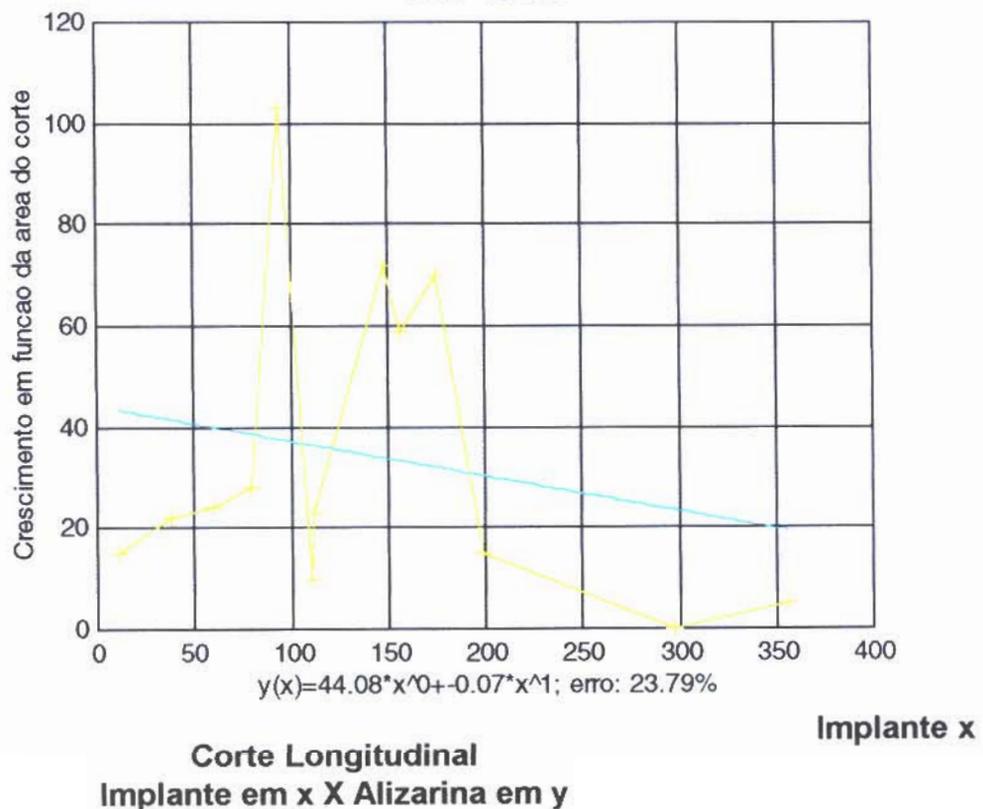
O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes longitudinais de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Alizarina y

Gráfico 11A1

1 x X - 1a. ord



ANEXO - GRUPO 11

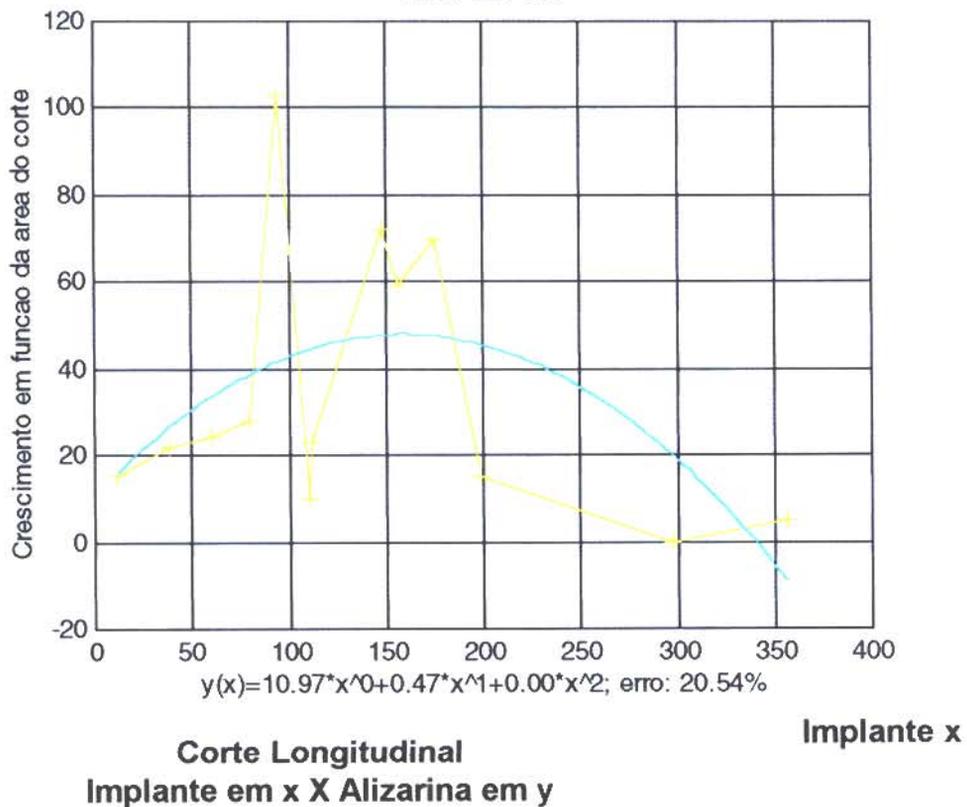
O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

Alizarina y

Gráfico 11A2

I x X - 2a. ord



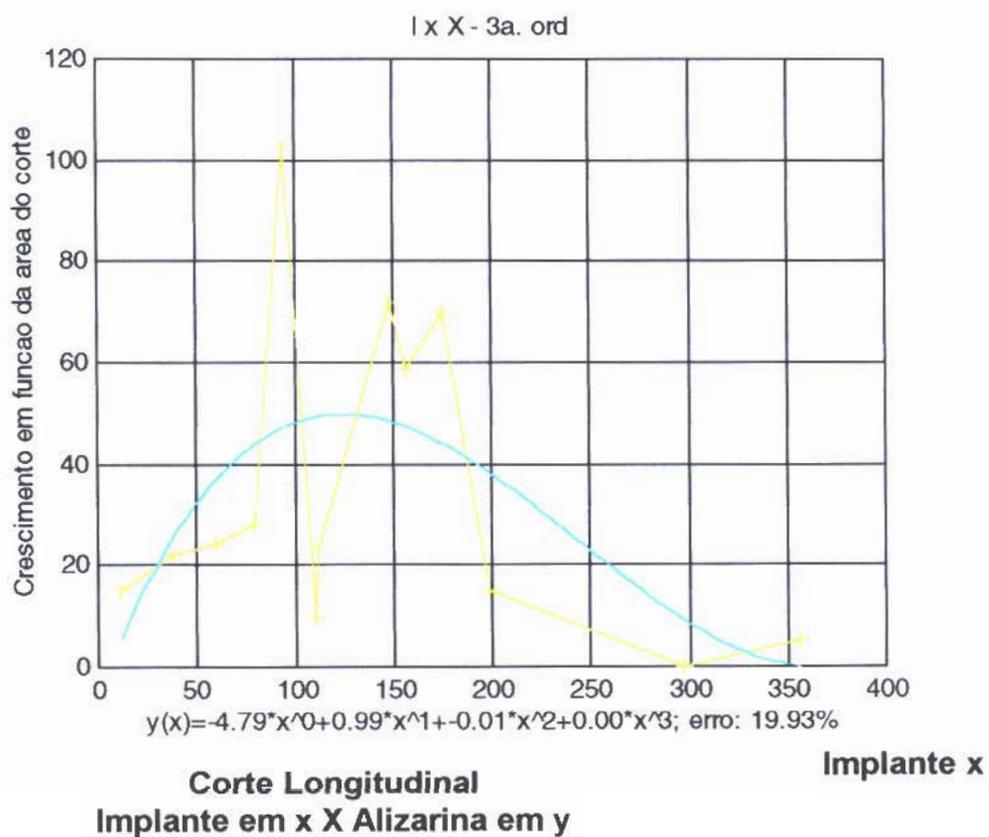
ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 19,93%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta "reação".

Alizarina y

Gráfico 11A3



ANEXO - GRUPO 11

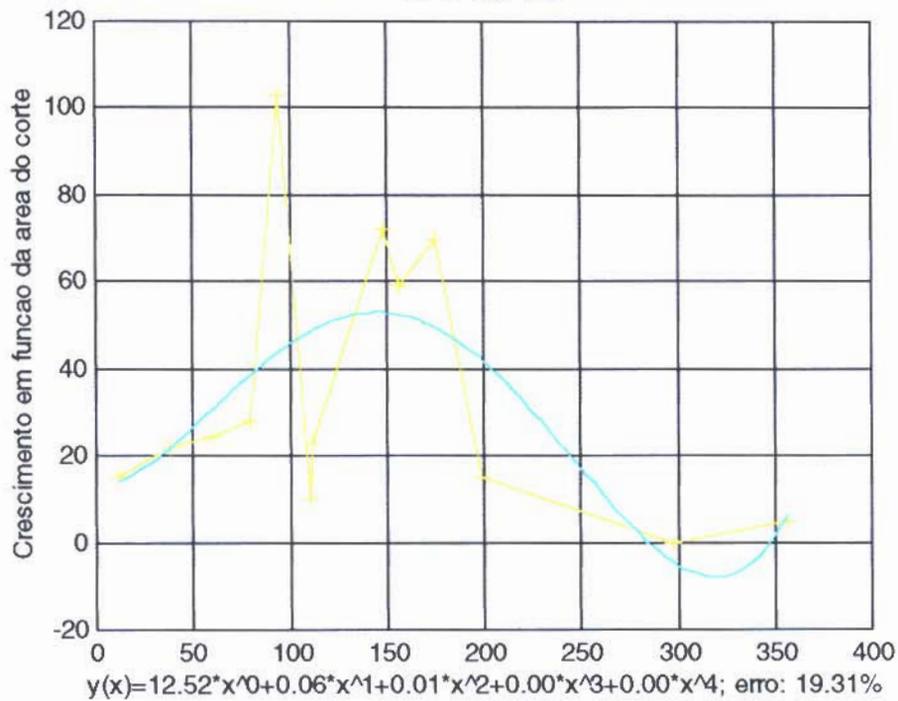
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 19,31%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

Alizarina y

Gráfico 11A4

1 x X - 4a. ord



Corte Longitudinal
Implante em x X Alizarina em y

ANEXO - GRUPO 11

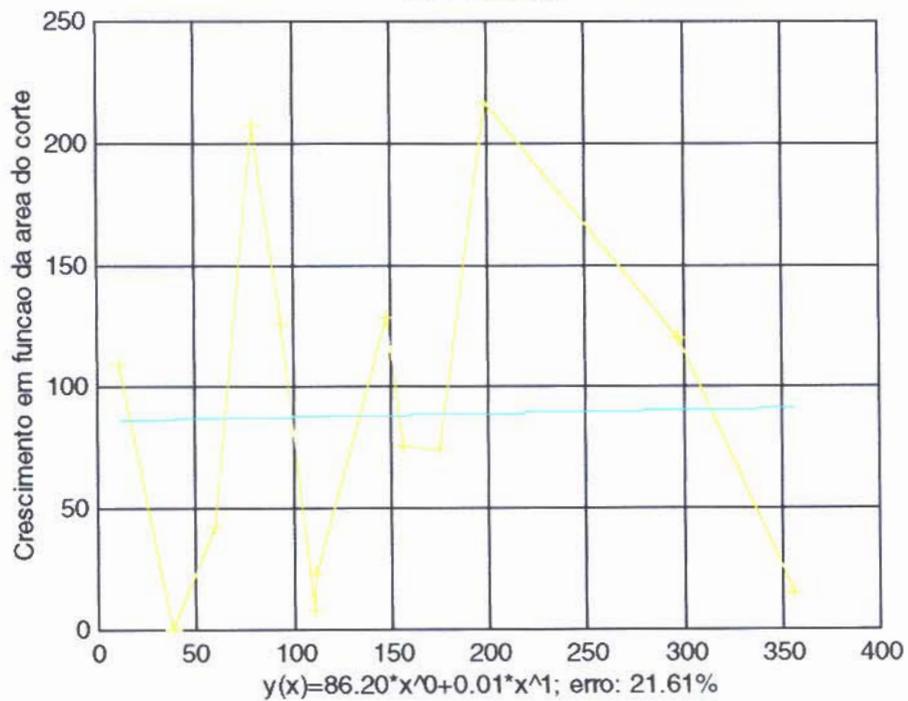
O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes longitudinais de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Calceína y

Gráfico 11A5

1 x Y - 1a. ord



Implante x

Corte Longitudinal
 Preto X Laranja
 Implante em x X Calceína em y

ANEXO - GRUPO 11

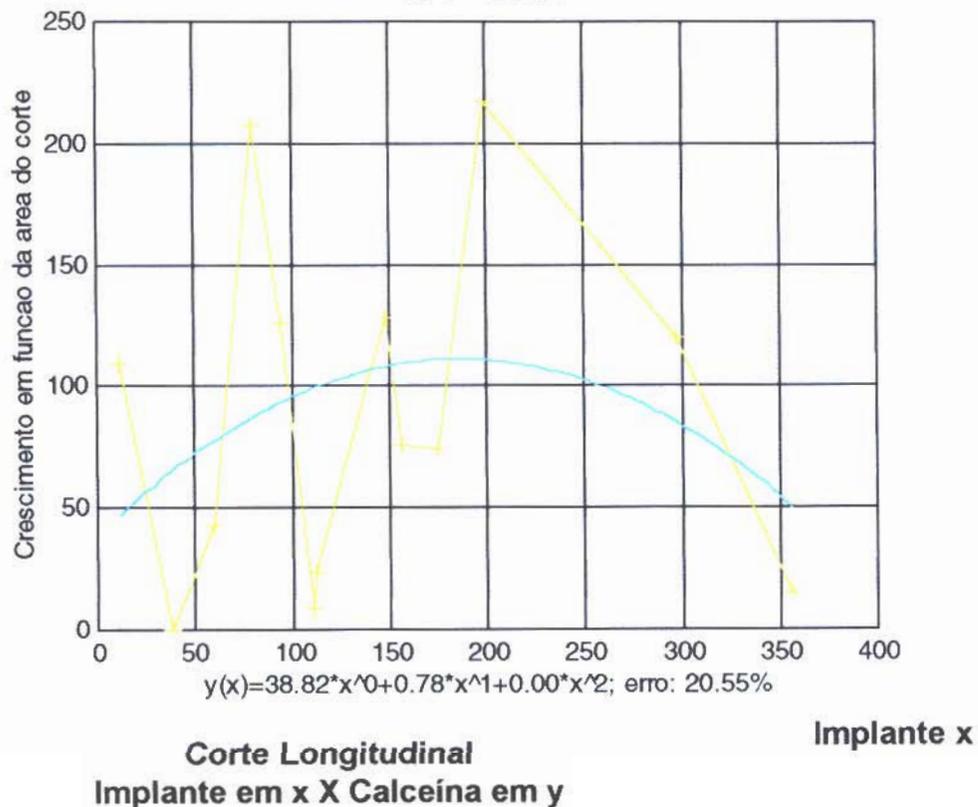
O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

Calceína y

Gráfico 11A6

I x Y - 2a. ord



ANEXO - GRUPO 11

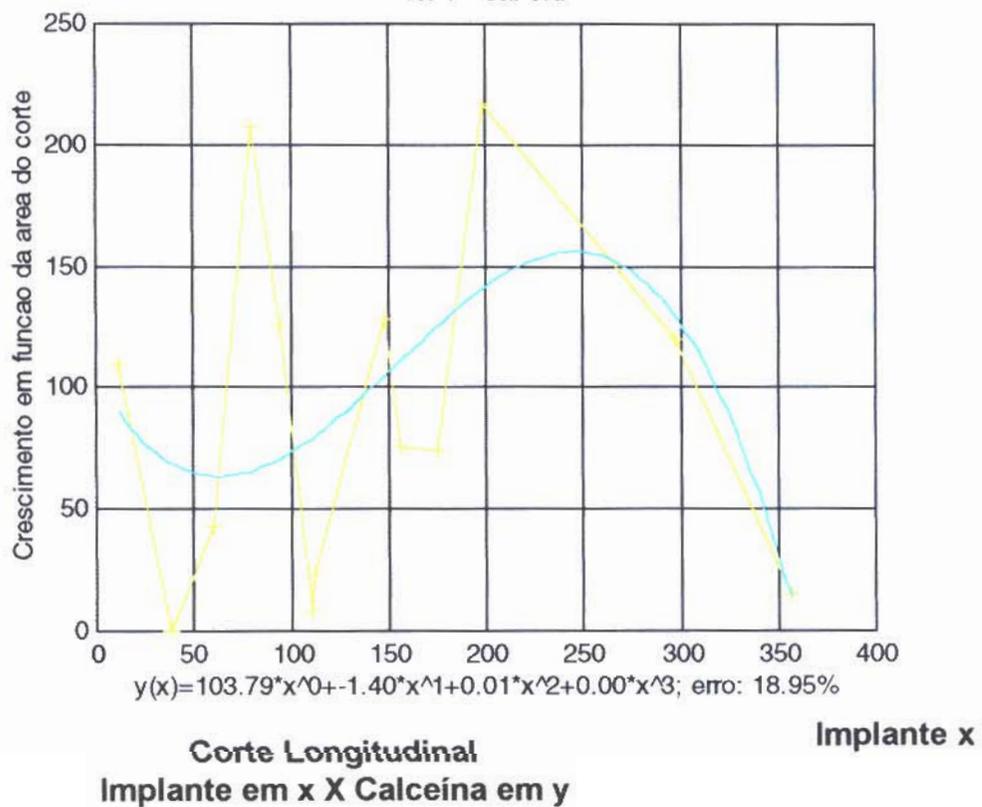
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 18,95%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta “reação”.

Calceína y

Gráfico 11A7

I x Y - 3a. ord



ANEXO - GRUPO 11

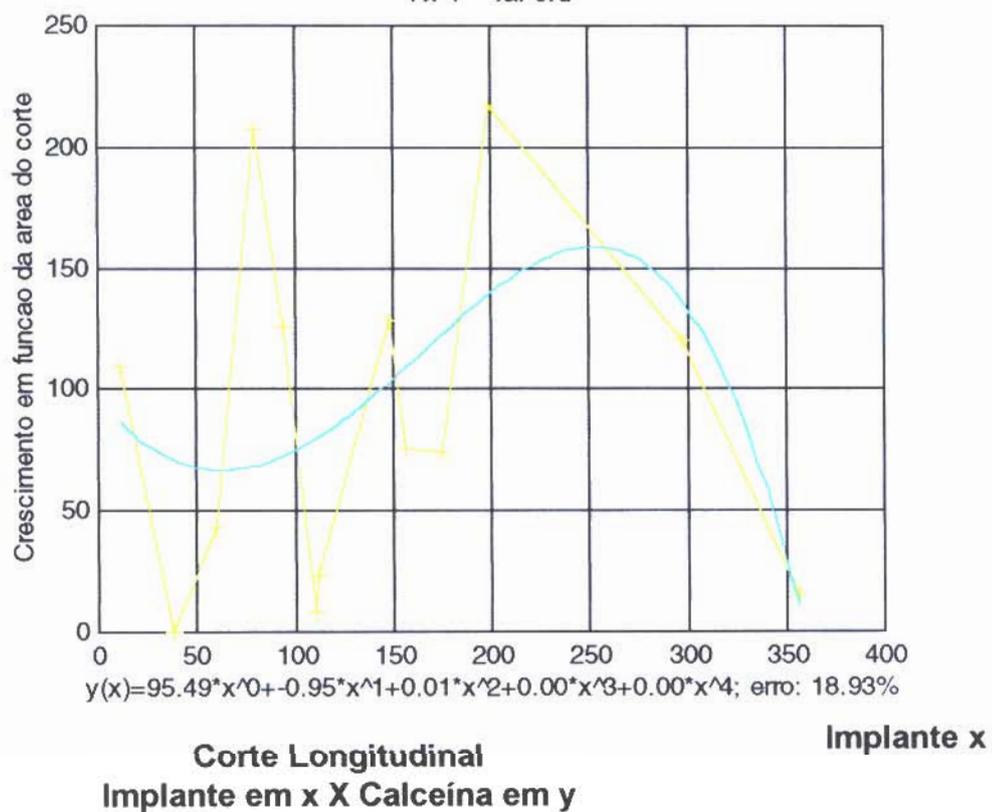
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 18,93%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

Calceína y

Gráfico 11A8

I x Y - 4a. ord



ANEXO - GRUPO 11

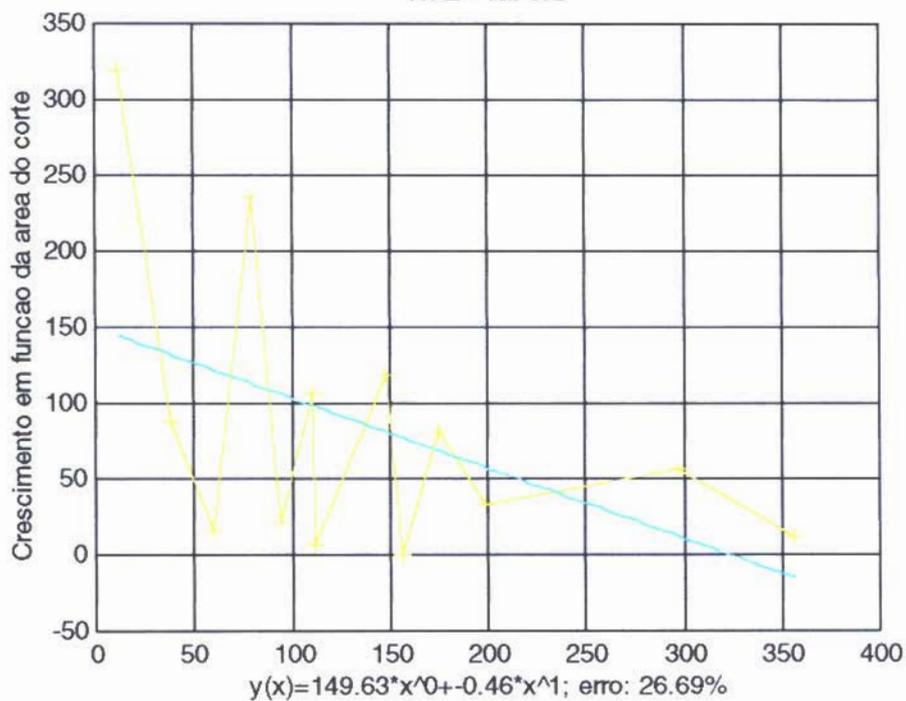
O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes longitudinais de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Tetraciclina
y

Gráfico 11A9

1 x Z - 1a. ord



Corte Longitudinal
Preto X Verde
Implante em x X Tetraciclina em y

Implante x

ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

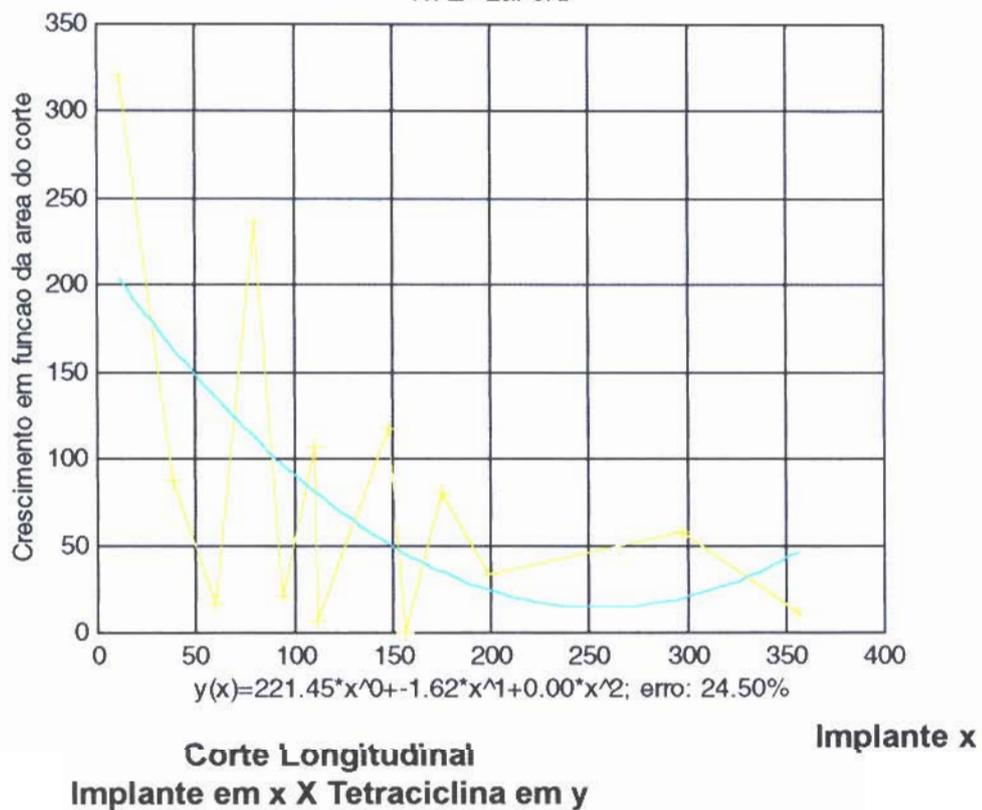
Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

Tetraciclina

y

Gráfico 11A10

l x Z - 2a. ord



ANEXO - GRUPO 11

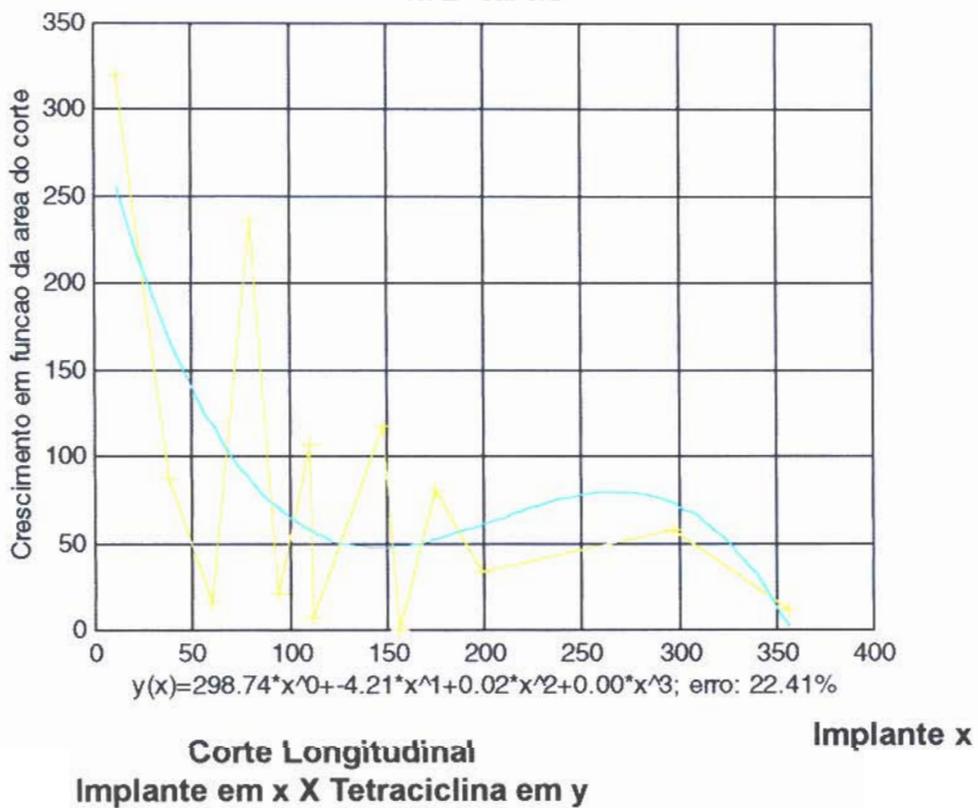
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 22,41%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta "reação".

Tetraciclina
y

Gráfico 11A11

I x Z - 3a. ord



ANEXO - GRUPO 11

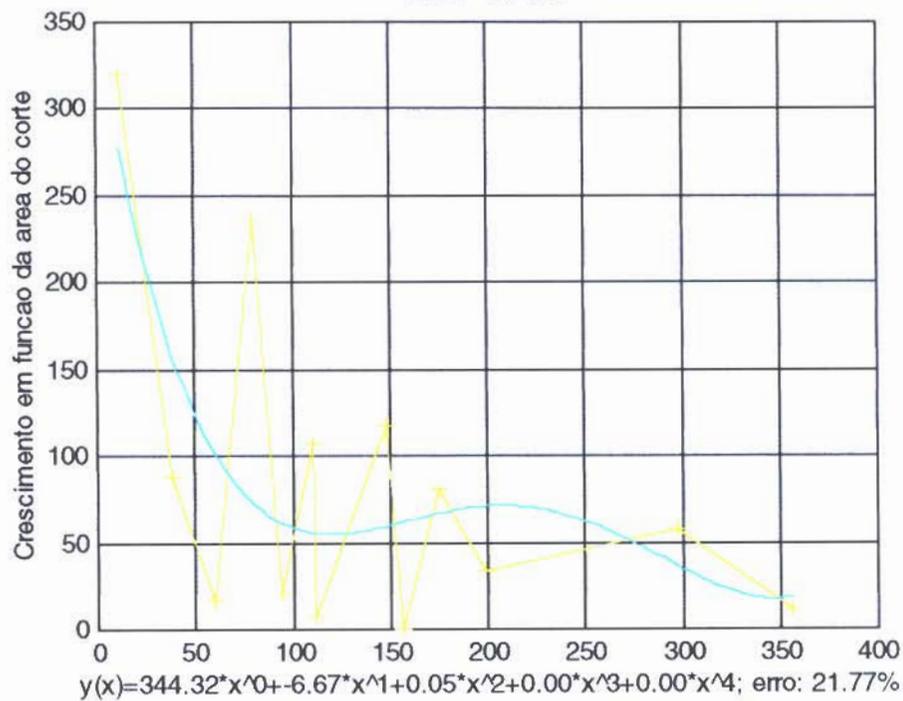
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 21,77%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

Tetraciclina
y

Gráfico 11A12

I x Z - 4a. ord



Corte Longitudinal
Implante em x X Tetraciclina em y

Implante x

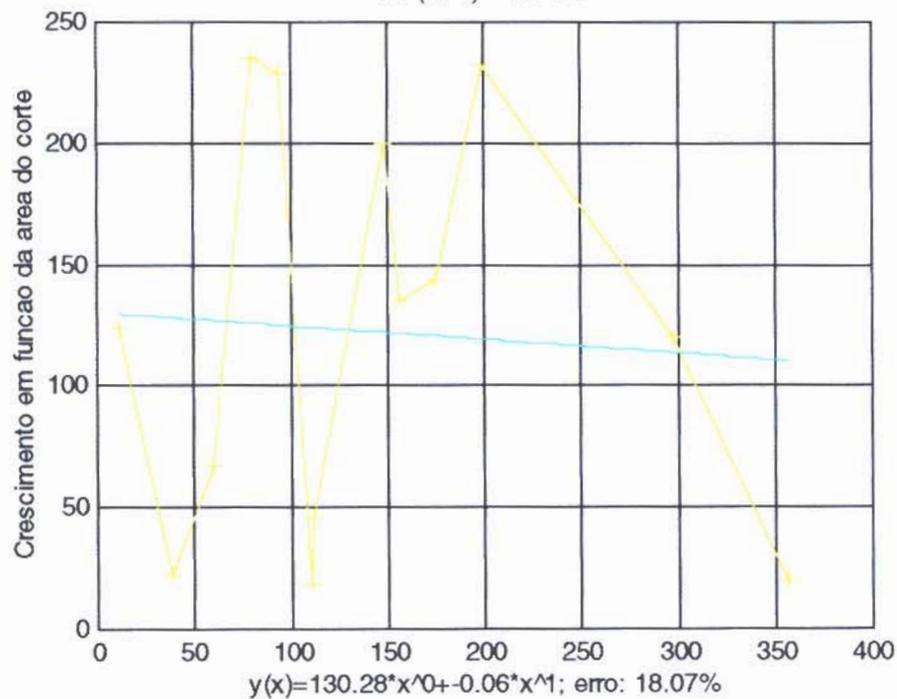
ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes longitudinais de suas faces medulares. Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

**Alizarina
+Calceína y**

Gráfico 11A13

I x (X+Y) - 1a. ord



Implante x

**Corte Longitudinal
Preto X Vermelho +Laranja
Implante em x X Alizarina +Calceína em y**

ANEXO - GRUPO 11

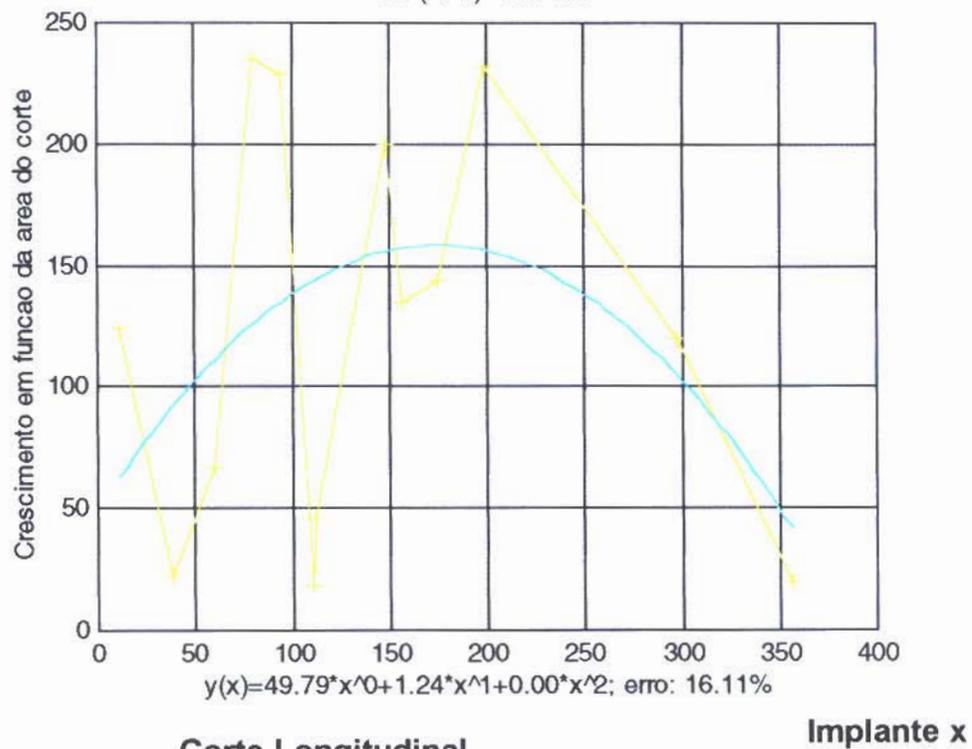
O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11A14

I x (X+Y) - 2a. ord



Corte Longitudinal
Implante em x X Alizarina + Calceína em y

ANEXO - GRUPO 11

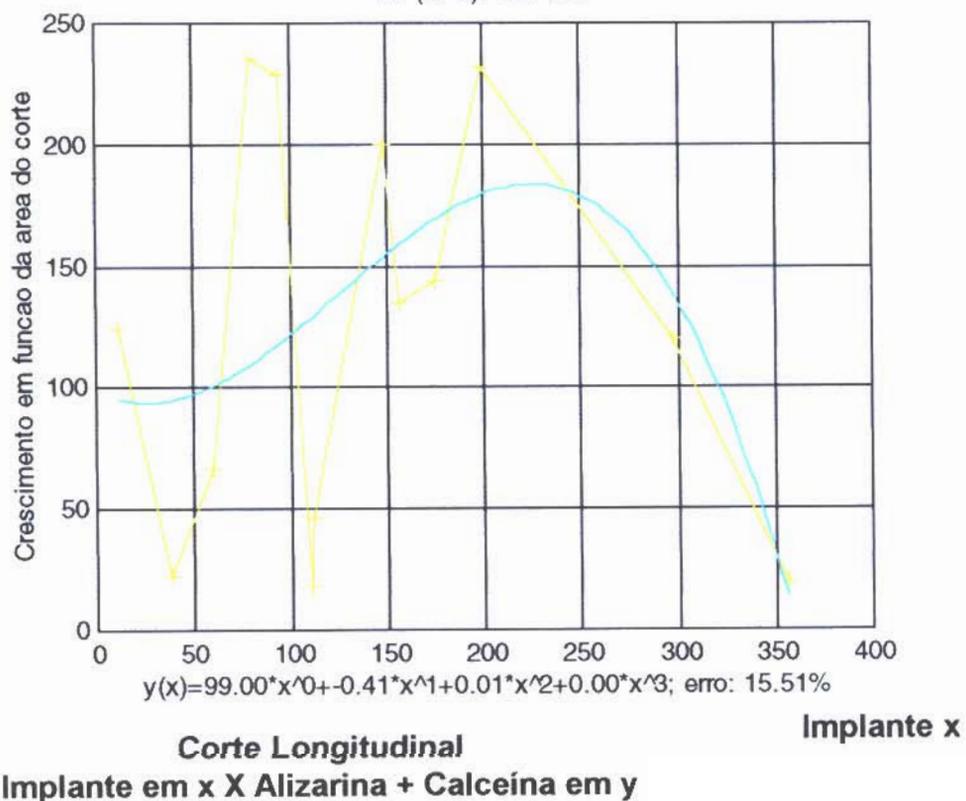
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 15,51%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta “reação”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11A15

I x (X+Y) - 3a. ord



ANEXO - GRUPO 11

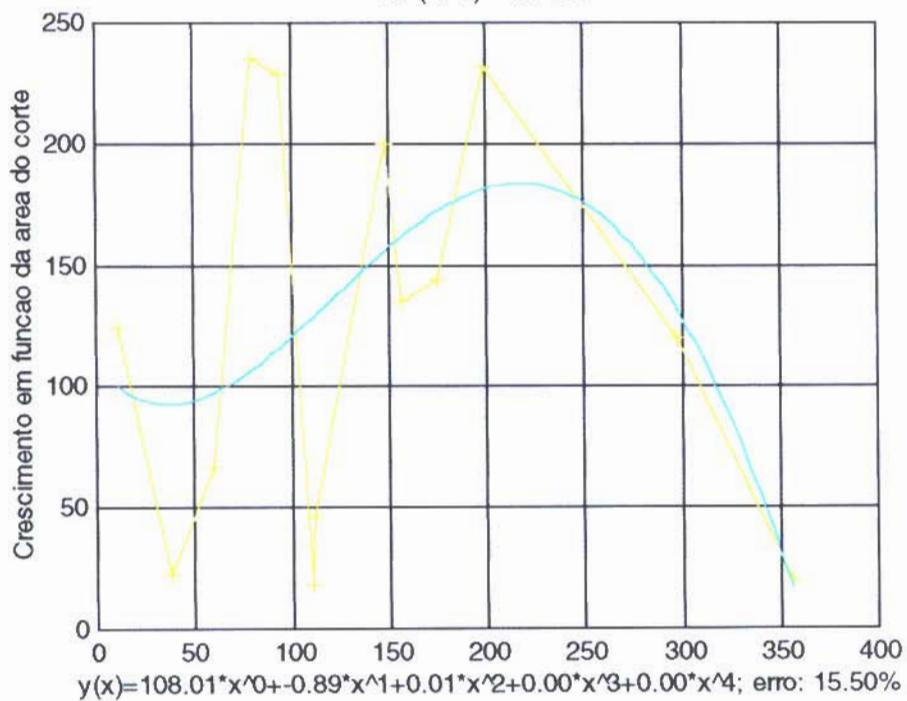
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 15,50%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11A16

I x (X+Y) - 4a. ord



Corte Longitudinal

Implante em x X Alizarina + Calceína em y

ANEXO - GRUPO 11

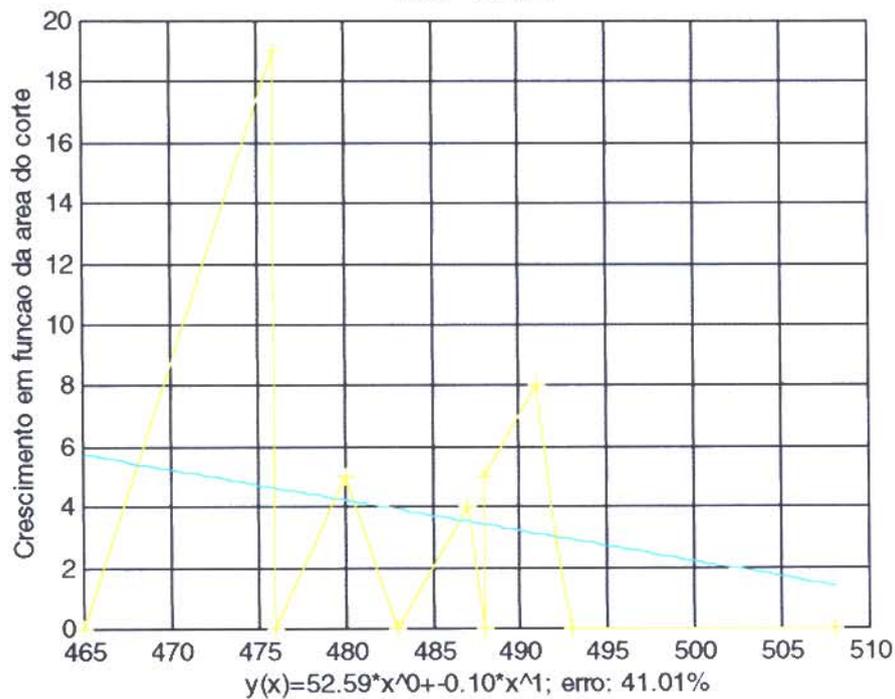
O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes transversais selecionados de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Alizarina y

Gráfico 11B1

I x X - 1a. ord



**Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Alizarina em y**

Implante x

ANEXO - GRUPO 11

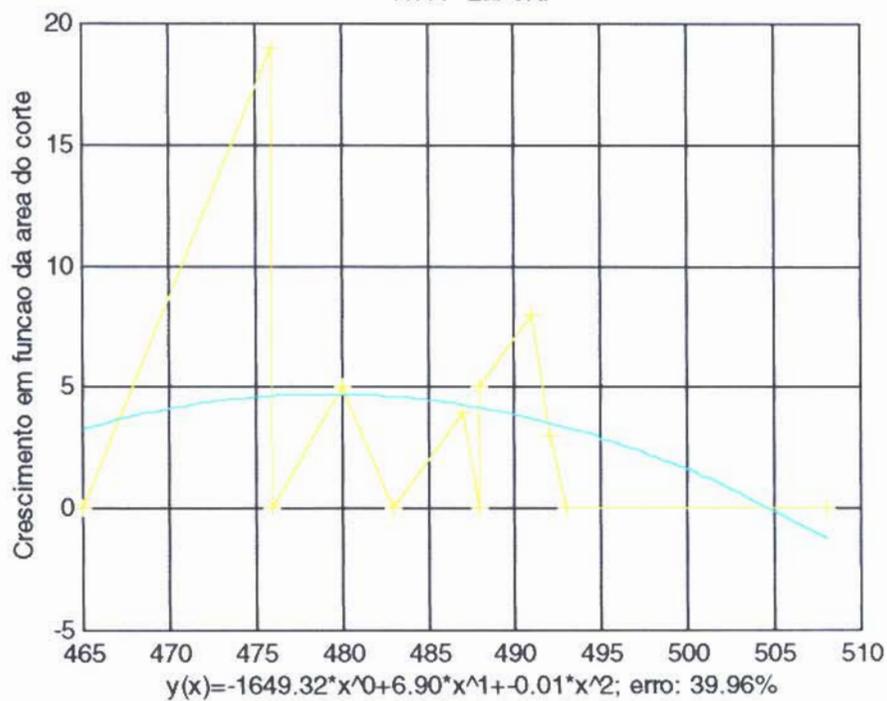
O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

Alizarina y

Gráfico 11B2

1 x X - 2a. ord



**Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Alizarina em y**

Implante x

ANEXO - GRUPO 11

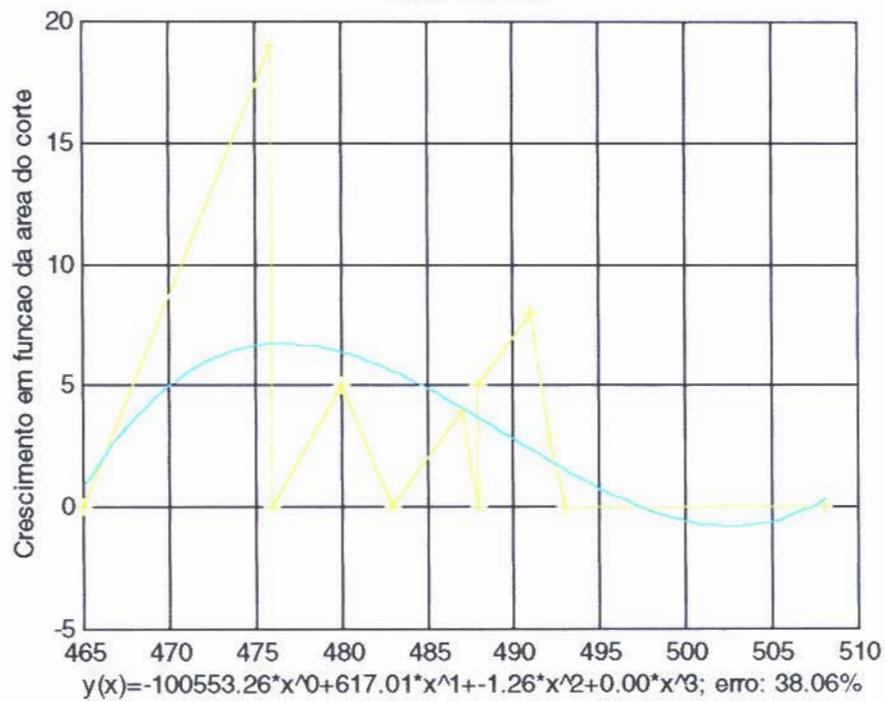
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 38,06%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta “reação”.

Alizarina y

Gráfico 11B3

I x X - 3a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Alizarina em y

ANEXO - GRUPO 11

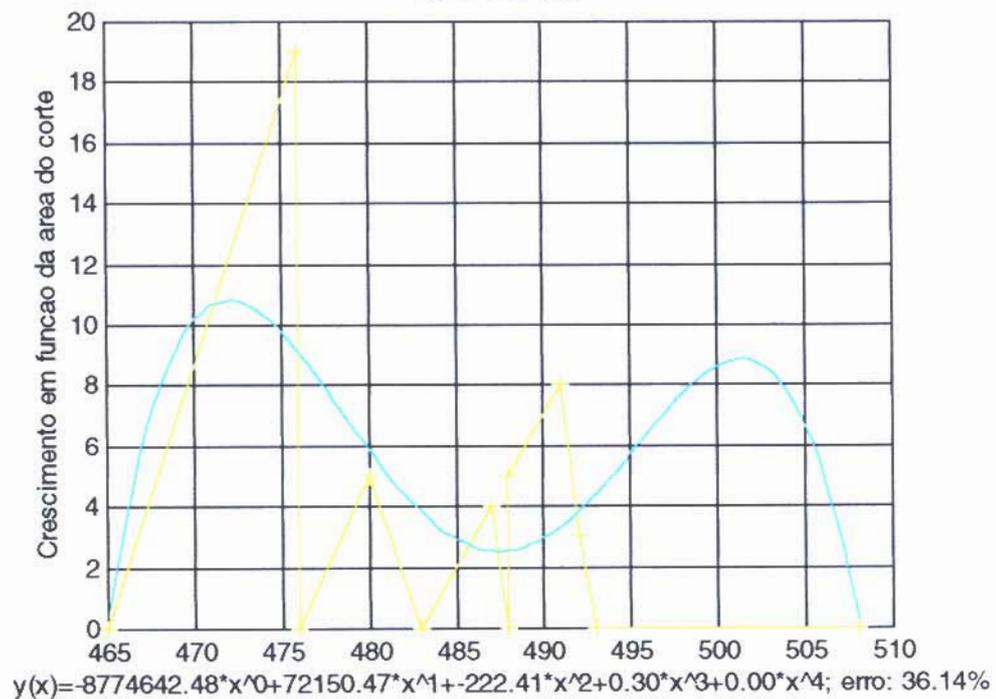
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 36,14%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta "reação".

Alizarina y

Gráfico 11B4

I x X - 4a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Alizarina em y

ANEXO - GRUPO 11

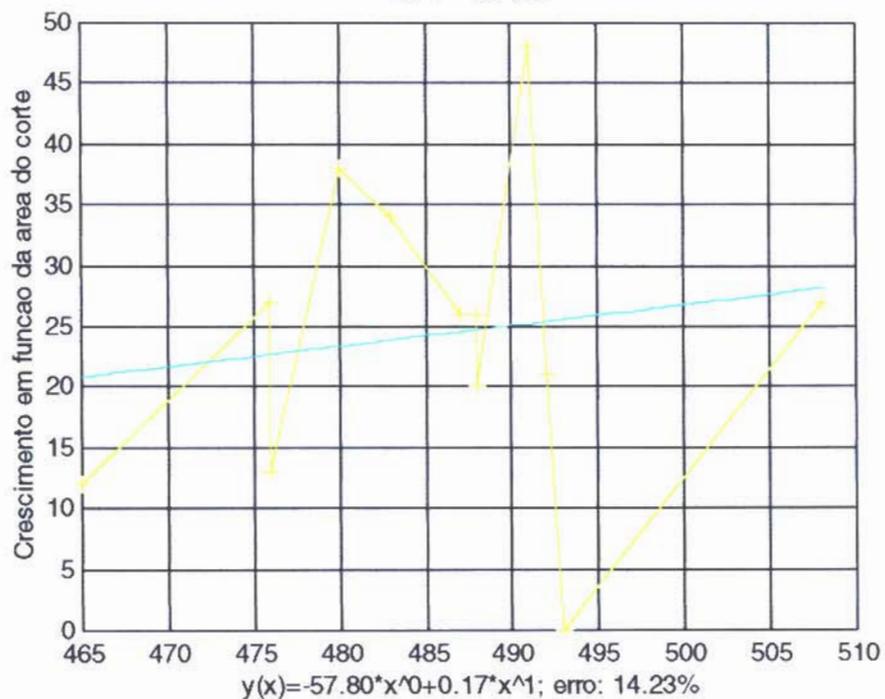
O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes transversais selecionados de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Calceína y

Gráfico 11B1

I x Y - 1a. ord



**Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Calceína em y**

ANEXO - GRUPO 11

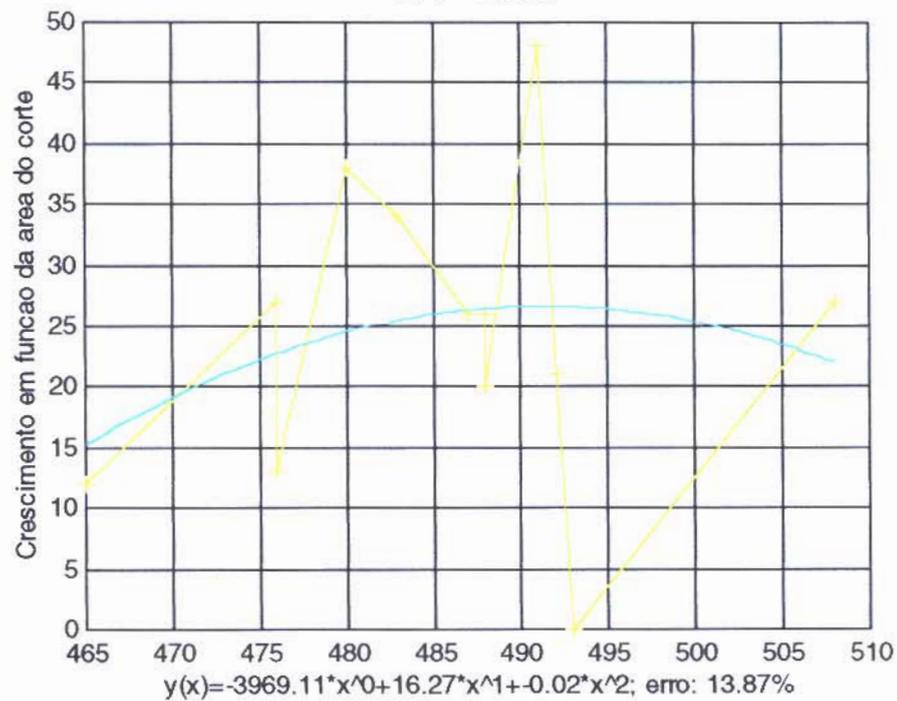
O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

Calceína y

Gráfico 11B2

I x Y - 2a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Calceína em y

Implante x

ANEXO - GRUPO 11

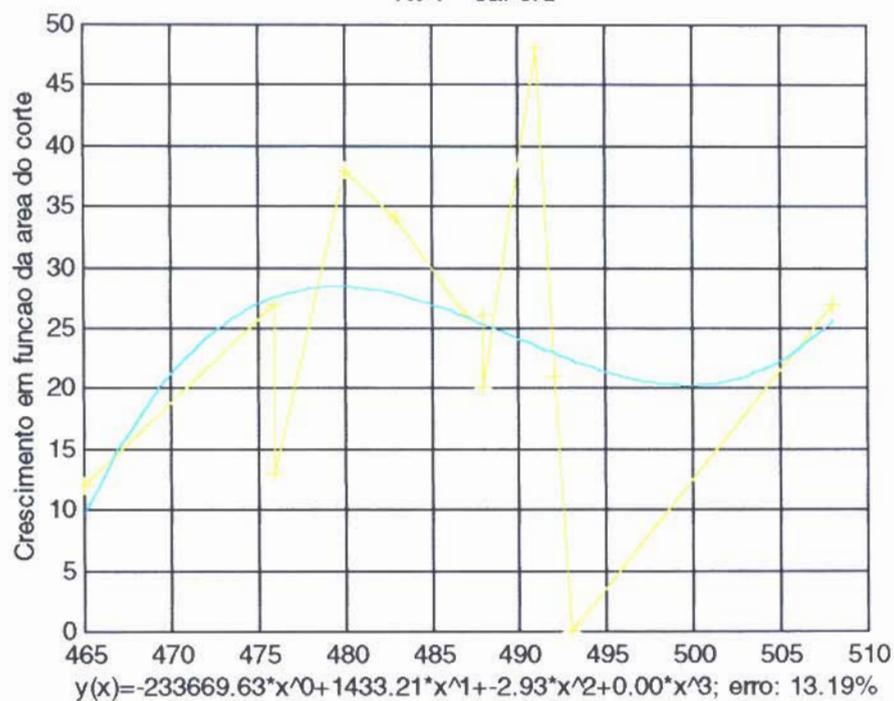
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 13,19%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta "reação".

Calceína y

Gráfico 11B3

I x Y - 3a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Calceína em y

Implante x

ANEXO - GRUPO 11

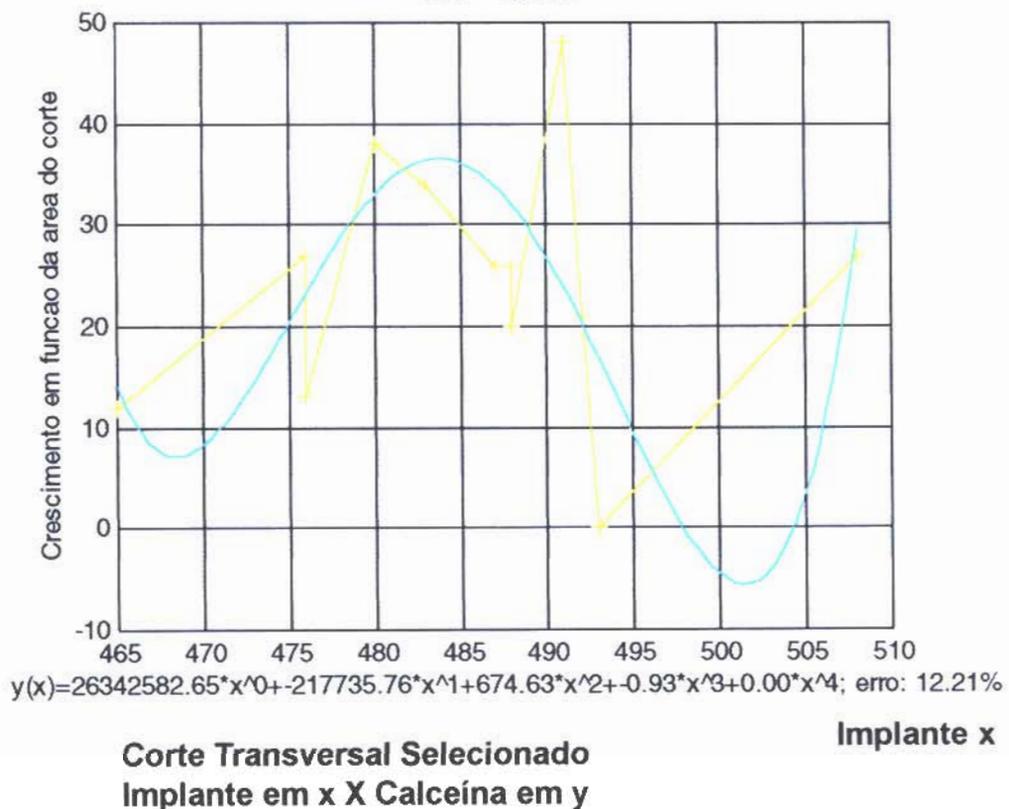
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 12,21%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta "reação".

Calceína y

Gráfico 11B4

I x Y - 4a. ord



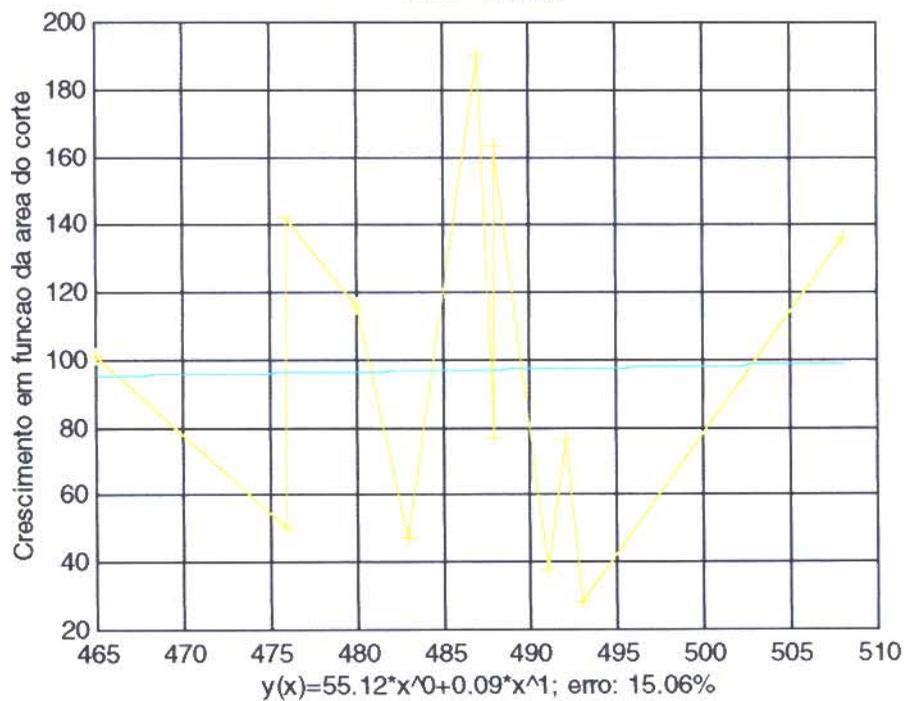
ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes transversais selecionados de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

Tetraciclina**y****Gráfico 11B1**

I x Z - 1a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Tetraciclina em y

Implante x

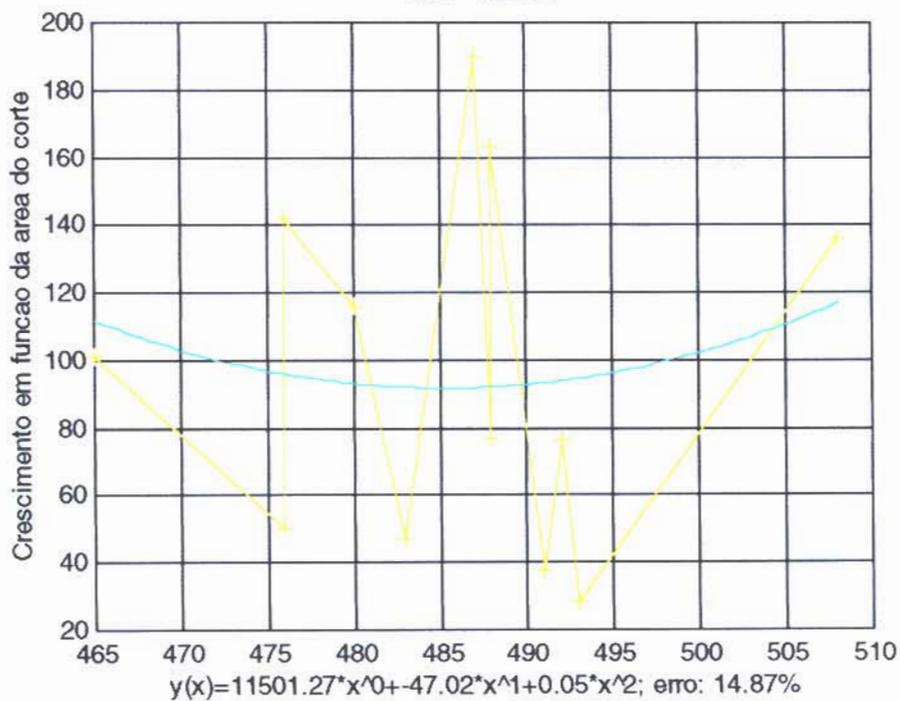
ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

Tetraciclina**y****Gráfico 11B2**

I x Z - 2a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Tetraciclina em y

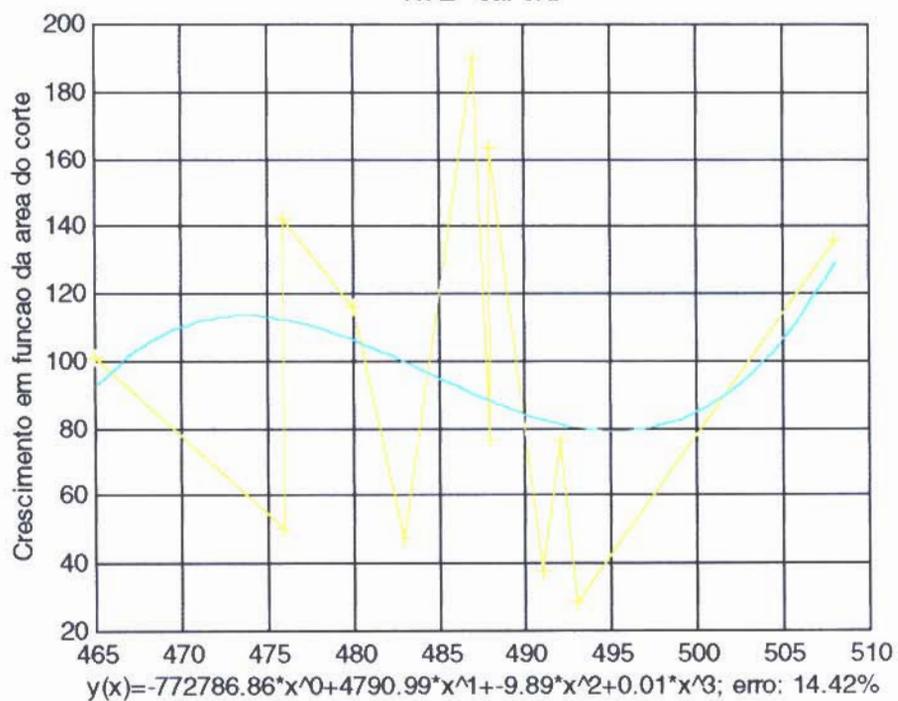
ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 14,42%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta “reação”.

Tetraciclina**y****Gráfico 11B3**

I x Z - 3a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Tetraciclina em y

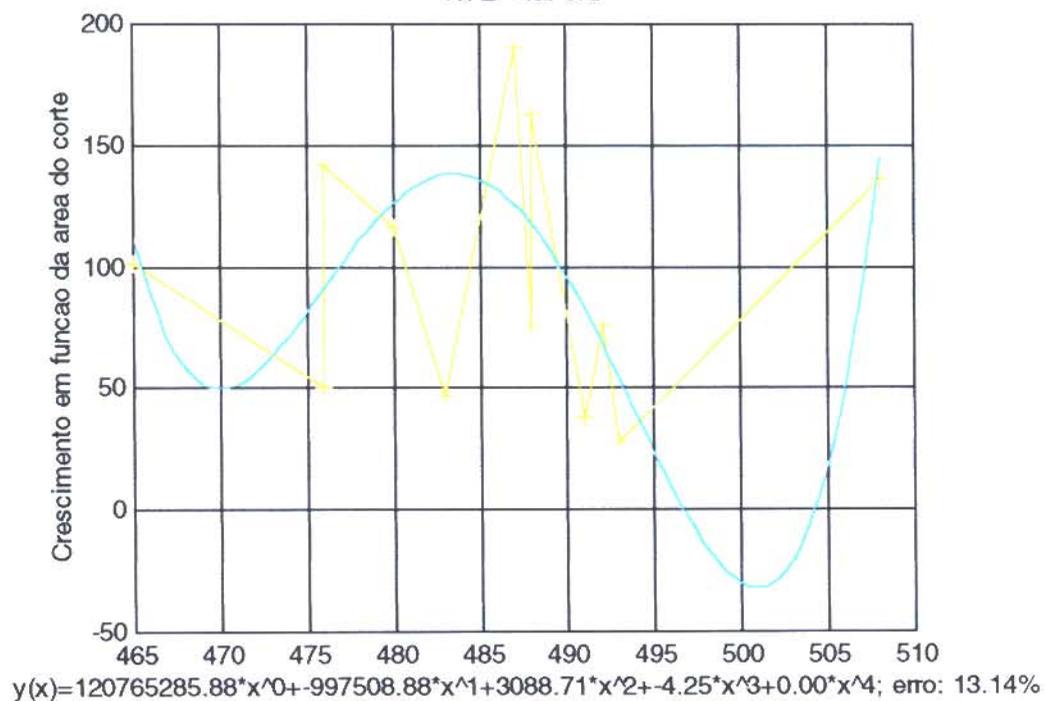
ANEXO - GRUPO 11

O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela tetraciclina, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 13,14%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

Tetraciclina**y****Gráfico 11B4**

I x Z - 4a. ord



Corte Transversal Selecionado
Implante em x X Tetraciclina em y

Implante x

ANEXO - GRUPO 11

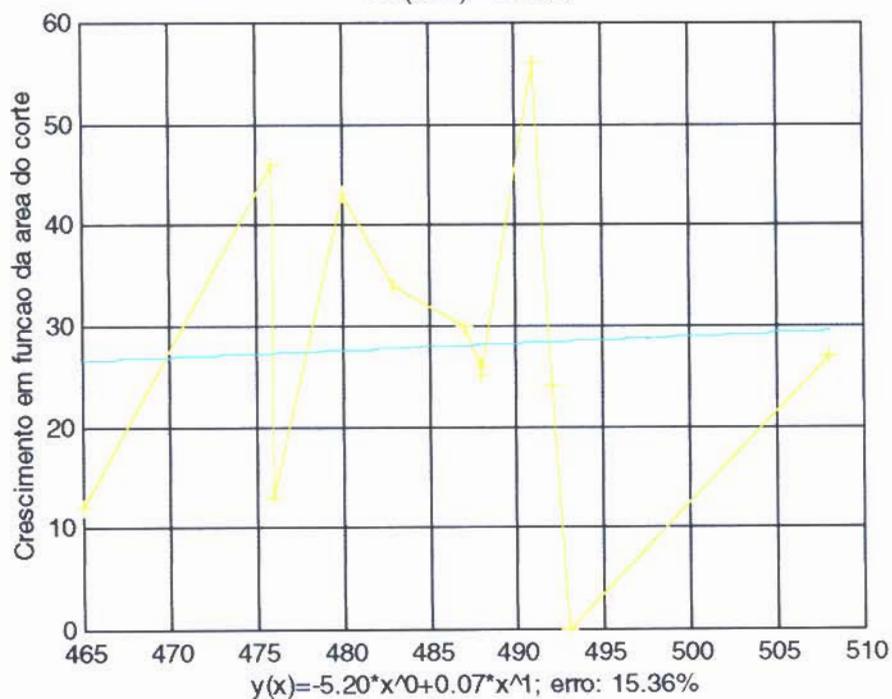
O Gráfico abaixo descreve a “tendência” de deposição da apatita, marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante de titânio, em cortes transversais selecionados de suas faces medulares.

Abaixo está descrita a equação de 1ª ordem que representa esta “tendência”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11B1

I x (X+Y) - 1a. ord



Implante x

**Corte Longitudinal
Implante em x X Alizarina + Calceína em y**

ANEXO - GRUPO 11

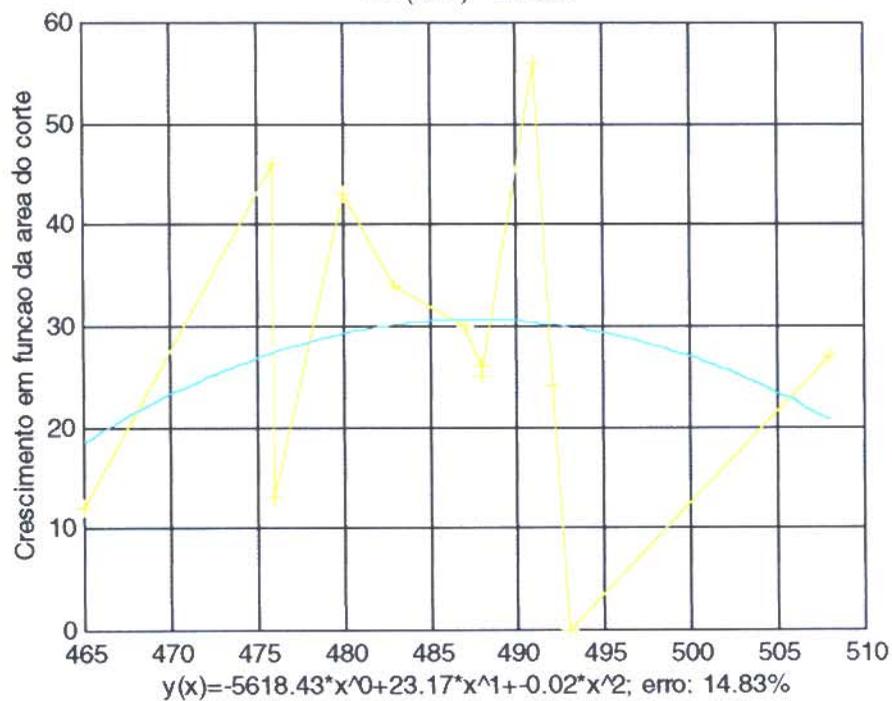
O Gráfico abaixo representa o “pico” de deposição da apatita, marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes.

Abaixo está descrita a equação de 2ª ordem que representa esta “tendência”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11B2

I x (X+Y) - 2a. ord



Corte Longitudinal

Implante x

Implante em x X Alizarina + Calceína em y

ANEXO - GRUPO 11

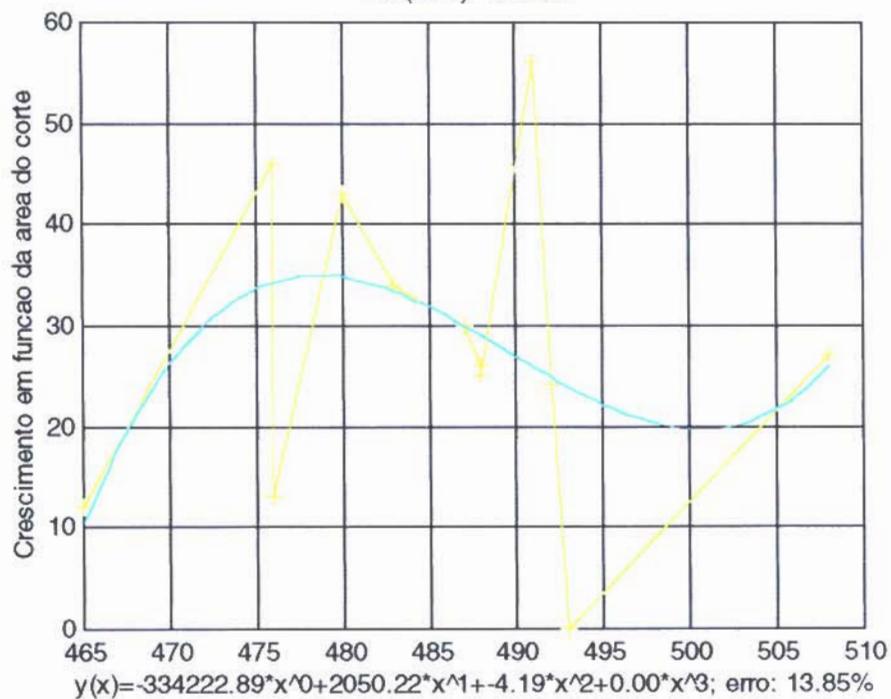
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 13,85%.

Abaixo está descrita a equação de 3ª ordem que representa esta “reação”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11B3

I x (X+Y) - 3a. ord



Corte Longitudinal

Implante x

Implante em x X Alizarina + Calceína em y

ANEXO - GRUPO 11

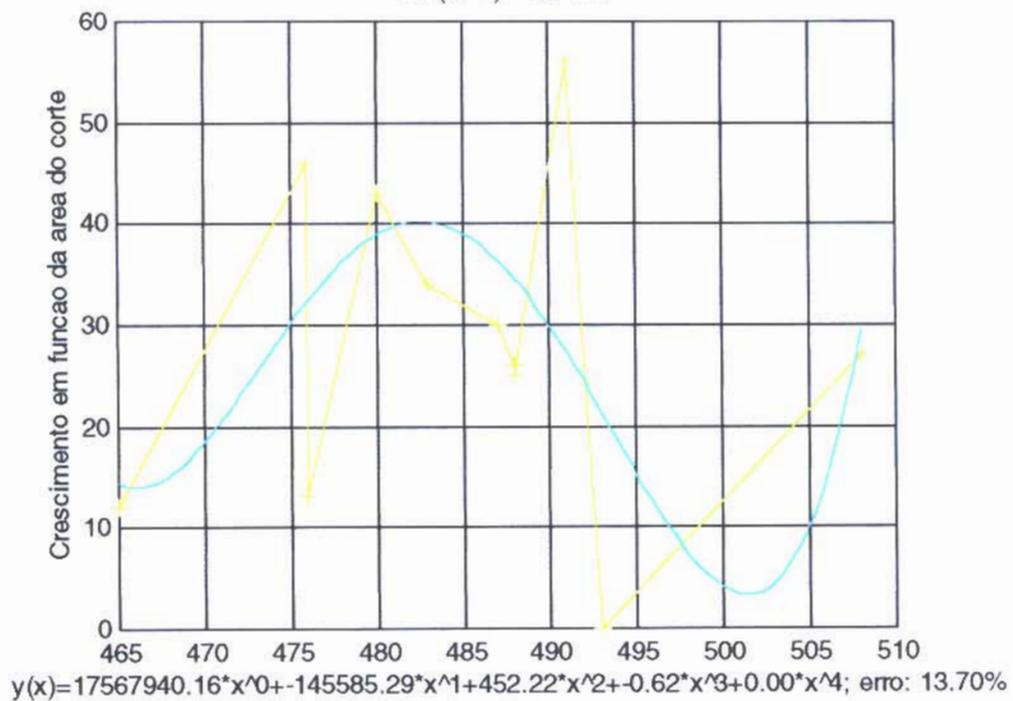
O Gráfico abaixo descreve a reação de deposição da apatita marcada pela alizarina + calceína, em razão do aumento da área do implante nestes cortes, com erro de 13,70%.

Abaixo está descrita a equação de 4ª ordem que representa esta “reação”.

**Alizarina +
Calceína y**

Gráfico 11B4

I x (X+Y) - 4a. ord



Corte Longitudinal
Implante em x X Alizarina + Calceína em y

Implante x

ANEXO - GRUPO 12

CONTAGEM MANUAL X SEGMENTAÇÃO E MAPEAMENTO

	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C2ED6M	1,03	1,26	0,21	0,94	2,85
C2ED6P	0,524788	0,768357	0,413264	1,84113	2,212461
	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C2EP4M	0,7	0,74	0,81	1,75	2,29
C2EP4P	0,370974	0,531212	1,50281	1,461234	1,89377
	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C7DP4M	0,28	2,07	2,36	0,8	0,78
C7DP4P	0,870424	1,49371	1,593993	0,90629	0,748193
	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C8ED3M	0,15	1,09	3,2	0,11	1,74
C8ED3P	0,081546	0,362409	3,436907	0,056922	1,822216
	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C4EP5M	0,59	0,76	0	1,56	3,38
C4EP5P	0,43771	0,791554		1,39771	3,133026
	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C10ED6M	0,22	0	0,88	0,38	4,81
C10ED6P	0,366978	0	1,42056	0,40452	3,568952

CORTES LONGITUDINAIS - CRESCENTES DE PRETO EM PIXEL

	ALIZARINA	CALCEINA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA
C8ED3P	4,57	16,26	196,23	3,19	102,56
C10ED6P	0	0	99	22,68	221,12
C7DP4P	50,07	9,82	168,56	53,61	40,74
C4EP5P	23,76	44,59	176,12	78,33	0
C2EP4P	38,66	18,06	47,14	89,87	129,07
C2ED6P	29,41	43,06	23,16	103,18	123,99

ANEXO - GRUPO 12

TABELA DO DESVIO PADRÃO ENTRE AS CONTAGENS MANUAL/PIXEL POR MARCADOR HISTOQUÍMICO						
	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA	
C2ED5M	1,03	1,26	0,21	0,94	2,85	
C2ED5P	0,524788	0,768357	0,413264	1,84113	2,21461	
Desv. Pad.	0,357239	0,347644	0,143729	0,637195	0,450808	
	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA	
C2EP4M	0,7	0,74	0,81	1,75	2,29	
C2EP4P	0,370974	0,531212	1,50281	1,461234	1,89377	
Desv. Pad.	0,232667	0,147635	0,489891	0,204188	0,280177	
	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA	
C7DP4M	0,28	2,07	2,36	0,8	0,78	
C7DP4P	0,870424	1,49371	1,593993	0,90629	0,748193	
Desv. Pad.	0,417493	0,407499	0,541649	0,075158	0,022491	
	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA	
C8ED3M	0,15	1,09	3,2	0,11	1,74	
C8ED3P	0,081546	0,362409	3,436907	0,056922	1,822216	
Desv. Pad.	0,048404	0,514485	0,167519	0,037532	0,058135	
	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA	
C4EP5M	0,59	0,76	0	1,56	3,38	
C4EP5P	0,43771	0,791554		1,39771	3,133026	
Desv. Pad.	0,107685	0,022312	0	0,114756	0,174637	
	ALIZARINA	CALCEÍNA	TETRACICLINA	IMPLANTE	MEDULA	
C10ED5M	0,22	0	0,88	0,38	4,81	
C10ED5P	0,365978	0	1,42055	0,40452	3,568952	
Desv. Pad.	0,103222	0	0,382227	0,017338	0,877553	

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRANEMARK, P-I.; LINDHE, J.; ERIKSSON, B.; SBORDONE, L.** Marginal Tissue Reactions at Osseointegrated Titanium Fixtures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*,v.15, p.39-52, 1986.
- ARVIDSON, K.; BYSTEDT, H.; ERICSSON, I.** Histometric and Ultrastructural Studies of Tissues Surrounding Astra Dental Implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*,v.5, p.127-134, 1990.
- BAGAMBISA, F.B.; KAPPERT, H.F.; SCHILLI, W.** Cellular and Molecular Biological Events at the Implant Surface. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v.22, p.12-17, 1994.
- BECK, TILMANN J.; KONIG, BRUNO Jr.** Avaliação da Interface Implante/Osso de Implantes de Uso Odontológico em Tíbias de Coelhos. Tese Apresentada ao Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, para Obtenção do Título de Doutor em Ciências, p. 13-16, 1997.
- BIESBROCK, A.R.; EDGERTON, M.** Evaluation of the Clinical Predictability of Hydroxyapatite-Coated Endosseous Dental Implants: A Review of the Literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.10, p.712-720, 1995.
- BLOCK, M.S., KENT, J.N.** Factors associated with soft and hard tissue 1989. Compromise of endosseous implants. *J. oral maxillofac. Surg.*, Orlando, v.48, p.1153-1160, 1990.

- BERGLUNDH, T.; LINDHE, J.; ERICSSON, I.; MARINELLO, C. P.; LILJENBERG, B.; THOMSEN, P.** The Soft Tissue Barrier at Implants and Teeth. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.2, p.81-90, 1991.
- BRANEMARK, P.J.; ZARB, G.; ALBREKTSON, T.** Gewebeintegrierter Zahnersatz. Berlin, Quintessenz, 1985.
- BRISMAN, D.** The Effect of Speed, Pressure, and Time on Bone Temperature During the Drilling of Implant Sites. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.11, p. 35-37, 1996.
- BRYANT, S.R.** The Effects of Age, Jaw Site, and Bone Condition on Oral Implant Outcomes. *Int J Prosthodont*, v. 11, p. 470-490, 1998.
- BÜSING, C.M.; d'HOEDT, B.; SCHULTE, W.; HEIMKE, G.** Morphological Demonstration of Direct Deposition of Bone on Human Aluminium Oxide Ceramic Dental Implants. *Biomaterials*, v.4, p.125-127, 1983.
- BUSER, D.; SCHENK, R.K.; STEINEMANN, S.; FIORELLINI, J.P.; FOX, C.H.; STICH, H.** Influence of Surface Characteristics on Bone Integration of Titanium Implants. A Histomorphometric Study in Miniature Pigs. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.25, p.889- 902, 1991.
- BUSER, D.; RUSKIN, J.; HIGGINBOTTOM, F.; HARDWICK, R.; DAHLIN, C.; SCHENK, K.** Osseointegration of Titanium Implants in Bone Regenerated in Membrane Protected Defects. A Histologic Study in the Canine Mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.10, p.666-681, 1995.

- CARLSSON, L.; ROSTLUND, T.; ALBREKTSSON, B.;**
ALBREKTSSON, T. Removal Torques for Polished and Rough
Titanium Implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.3, p.21-29, 1988.
- CARR, A. B.; LARSEN, P.; PAPAZOGLU, E.; McGLUMPHY, E.** Re-
verse Torque Failure of Screw-Shaped Implants in Baboons.
Baseline Data for Abutment Torque Application. *Int. J. Oral
Maxillofac. Impl.*, v.10, p.167-174, 1995.
- CASINO, A.J.; Harrison, P.; Tarnow, D.P.; Morris, H.F.; Ochi, S.** The
Influence of Type of Incision on the Success Rate of Implant Inte-
gration at Stage II Uncovering Surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, v.
55, p. 31-37, 1997.
- CHANG, Y.S.; OKA, M.; NAKAMURA, T.; GU, H.O.** Bone Remodeling
Around Implanted Ceramics. *J Biomed. Mat. Res.*, v.30, p.117-
224, 1996.
- CHAVRIER, C.; COUBLE, M.L.; HARTMANN, D.J.** Qualiative Study
of Collagenous and Noncollagenous Glycoproteins of the Human
Healthy Keratinized Mucosa Surrounding Implants. *Clin. Oral Impl.
Res.*, v.3, p.117-124, 1994.
- COCHRAN, D.L.; SIMPSON, J.; WEBER, H.P.; BUSER, D.** Attach-
ment and Growth of Periodontal Cells on Smooth and Rough Ti-
tanium. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.9, p.289-297, 1994.
- CUNE, M.S.; VAN ROSSEN, I.P.; DE PUTTER, C.; WILS, R.P.** A Clini-
cal Retrospective Evaluation of FA/HA Coated (Biocomp) Den-
tal Implants. *Clin Oral Implants Res*, v. 7, p. 345-353, 1996.

DAO, THUAN T. T.; MELLOR, AMANDA. Sensory Disturbances Associated with Implant Surgery. *Int J Prosthodont*, v.11, p. 462-469, 1998.

DASARATHY, H.; RILEY, C.; COBLE, H.D.; LACEFIELD, W.R.; MAYBEE, G. Hydroxiapatite/Metal Coatings Formed by Electrocodeposition. *J. Biomed. Mat. Res.*, v.31, p.81-89, 1996.

DAVIES, J.E. Mechanisms of Endosseous Integration. *Int J Prosthodont*, v. 11, p. 391-401, 1998.

DE LEONARDIS, D.; GARG, A.K.; PECORA, G.E.; ANDREANA, S. Osseointegration of Rough Acid-etched Implants: One-year Follow-up of Placement of 100 Minimatic Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 12, p. 65-73, 1997.

DEPORTER, D. A.; WATSON, P. A.; PILLIAR, R. M.; MELCHER, A.H.; WINSLOW, J.; HOWLEY, T.P.; HANSEL, P.; MANIATOPOULUS, C.; RODRIGUEZ, A.; ABDULLA, D.; PARISIEN, K.; SMITH, D.C. A Histological Assessment of the Initial Healing Response Adjacent to Porous-Surfaced, Titanium Alloy Dental System in Dogs. *J. Dent. Res.*, v.65, p.1064-1070, 1986.

DEPORTER, D. A.; FRIEDLAND, B.; WATSON, P. A.; PILLIAR, R. M.; HOWLEY, T.P.; ABDULLA, MELCHER, A.H.; D.; SMITH, D.C. A Clinical and Radiographic Assessment of a Porous-Surfaced, Titanium Alloy Dental Implant System in Dogs. *J. Dent; Res.*, v.65, p.1071-1077, 1986.

DEPORTER, D. A.; WATSON, P. A.; PILLIAR, R. M.; HOWLEY, T.P.;

WINSLOW, J. A Histological Evaluation of a Functional Endosseous, Porous-Surfaced, Titanium Alloy Dental Implant System in the Dog. *J. Dent. Res.*, v.67, p.1190-1195, 1988.

DHERT, W.J.A. et Alli. Integration of Press-fit Implants in Cortical Bone: A Study on Interface Kinetics. *Journal Biomed Mater Res*, v. 41, p. 574-583, 1998.

DONATH, K. Die Trenn-Dunnschlifftechnik zur Herstellung histologischer Präparate von nicht schneidbaren Geweben und Materialien. - Apparate und Methodenbeschreibung. Exald-/Kulzer-Druckschrift, Norderstedt, 1987.

DONATH, K. Der Präparator. Präparationstechniken für Naturwissenschaften, Museum, Medizin, Kultur und Kunstgeschichte. Sonderdruck, v.34, p.197-206, 1988.

DONATH, K. Zur Histologie und Pathophysiologie des Lagergewebes von Dentalimplantaten in der Einheilungs- und Belastungsphase. *Z. Stomatol.*, v.88, p.539-550, 1991.

DONLEY, T.G.; GILLETTE, W.B. Titanium Endosseous Implant-Soft Tissue Interface: A Literature Review. *J. Periodontol.*, v.62, p.153-160, 1991.

ELLEN, RICHARD P. Microbial Colonization of the Peri-implant Environment and Its Relevance to Long-Term Success of Osseointegrated Implants. *Int J Prosthodont*, v.11, p 433-441, 1998.

ERICSSON, I.; JOHANSSON, C.B.; BYSTEDT, H.; NORTON, M.R. A Histomorphometric Evaluation of Bone-To-Implant Contact On Machine-Prepared and Roughened Titanium Dental Implants. *Clin.*

Oral Impl. Res.,v.5, p.202-206, 1994.

EVANS, G.H.; MENDEZ, A.J.; CAUDILL, R.F. Loaded and Nonloaded Titanium Versus Hydroxyapatite-Coated Threaded Implants in the Canine Mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.11, p.360-371, 1996.

GROSSNER-SCHREIBER, B. In vitro-Kollagensynthese und Mineralisation von Knochenzellen auf HA-beschichteten Titanoberflächen. *Dtsch. Zahnarztl. Z.*, v.48, 180-183, 1993.

GRUBE, M.L.; PAATZ, K.R.; SCHMIDT, H. Die Herstellung von Zahn- und Knochenschliffen. 1. Mitteilung: Literaturübersicht. *Zahn-, Mund-, u. Kieferheilkunde*, v.69, p.200-208, 1981.

GRUBE, M.L.; PAATZ, K.R.; SCHMIDT, H. Die Herstellung von Zahn- und Knochenschliffen. 2. Mitteilung: Grobschliffherstellung. *Zahn-, Mund-, u. Kieferheilkunde*, v.69, p.241-247, 1981.

HAUPL, J. Interface OP-Methoden. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*,v.102, p.492-493, 1992.

HAIDER, R.; WATZEK, G.; PLENK, H. Histologisch- morphometrische Analyse der Knochenheilung nach Insertion von IMZR-Implantaten in Abhängigkeit von Knochenstruktur und Bohrer-Kühlmethode. *Z. Stomatol.*, v.88, p.540-555, 1991.

HERSCHFUS, L. Histopathologic findings on vitallium implants in dogs. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.4, n.3, p.413-419, May, 1954.

- HELL, K.** Anwendung ausgewählter histochemischer Reaktionen zum Studium der Binde- und Stützgewebisdifferenzierung am unentkalkten Knochenschnitt. *Acta Anat.*, v.51, p.177-184, 1962.
- HOLMGREN, ERIC P. et Alli.** Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis - A two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *Journal of Oral Implantology*, v. 24, p. 80-88, 1998.
- IVANOFF, C.J.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U.** Influence of Inicial Implant Mobility on the Integration of Titanium Implants. An experimental study in rabbits. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.7, p.120-127, 1996a.
- IVANOFF, C.J.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U.** Influence of soft Tissue Contamination on the Integration of Titanium Implants. Na experimental study in rabbits. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.7, p.128-132, 1996b.
- JANSEN, J.A.; van de WAERDEN, J.P.C.M.; WOLKE, J.G.C.; de GROOT, K.** Histological Evaluation of the Osseous Adaptation to Titanium and Hidroxyapatite-Coated Titanium Implants. *J. Biomed. Maf. Res.*, v.25, p.973-989, 1991.
- JONES, J.D.; SAIGUSA, M.; VAN SICKELS, J.E.;TINER, B.D.; GARDNER, W.A.** Clinical Evaluation of Hydroxyapatite-coated Titanium Plasma-sprayed Cylinder Dental Implants: A Preliminary Report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 84, p. 137-141, 1997.

KLAWITTER, J.; WEINSTEIN, A.M.; COOKE, F.W.; PETERSON, L.J.; PENNEL, B.M.; McKINNEY, R.V. An Evaluation of Porous Ceramic Dental Implants. *J. Dent. Res.*, v.56, p.768- 776, 1977.

KOKA, SREENIVAS. The Implan-Mucosal Interface and Its Role in the Long-Term Success of Endosseous Oral Implants: A Review of the Literature. *Int J Prosthodont*, v.11, p. 421-432, 1998.

KREKELER, G.; KAPPERT, H. F.; SCHILLI, W. Scanning Electron Microscopic Study of the Reaction of Human Bone to a Titanium Implant. *Int. J. Oral Surg.*, v.14, p.447Q52, 1985.

LESSING, R. Auswirkungen der Schraubendimension und des Gewindevorschnittes bei der Osteosynthese im Mittelgesicht. - Ein floureszenzoptischer Vergleich am Schaf. Freiburg i. Br., Med. Diss., 1993.

LILL, W.; LEMBACHER, J.; VELIKOGNE, W.; MATEJKA, M. Zur Primarstabilität enossaler Implantate - Eine experimentelle Untersuchung. *Z. Stomatol.*, v.89, p.57-64, 1992a.

LILL, W.; VELIKOGNE, W.; DANHEL-MAYRHAUSER, M.; HAIDER, R.; PLENK, H.; WATZEK, G. Histomorphometrische Untersuchung der Knochenreaktion um extraorale Branemark- und JPT-Titanschrauben beim Schaf. *Z. Zahnärztl. Implantol.*, v.8, p.103-112, 1992b.

LILL, W.; VELIKOGNE, W.; MAILATH, G.; HAIDER, R.; PLENK, H.; WATZEK, G. Der Einfluss von Bohrerdesign und primärer

Passgenauigkeit des Implantatbettes auf die knocherne Einheilung von IMZ-Implantaten. Z. Stomatol., v.89, p.289- 300, 1992c.

LINDEN, M.S.S.; de QUADROS MARTINS, C.A.; dos SANTOS NETOS, F.J.; ROOS, M.V.; CAMISA JUNIOR, A.; TRENTIN, M.I.S.; TRENTIN, M.A.S.; AGOSTINI, A.; Biocompatibilidade entre implantes de titânio com e sem cobertura de HA. RFO UPF, v.1, p.24-30, 1996.

LINKOW, L. I. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. N. Y. St. dent. J., New York, p.31-35, June/July, 1991.

LISTGARTEN, M. A.; LANG, N. P.; SCHROEDER, H. E.; SCHROEDER, A. Periodontal Tissues and Their Counterparts Around Endosseus Implants. Clin. Oral Impl. Res., v.2, p.1-19, 1991.

LOZADA, J.L.; ABBATE, M.F.; PIZZARELLO, F.A.; JAMES, R.A. Comparative Three Dimensional Analysis of Two Finite- Element Endosseous Implant Designs. J. Oral Implantology, v.20, p.315-321, 1994.

MUHLEMANN, H.R. Zur Mikrostruktur der Implantatoberflächen. Schweiz. Monatsschr. f. Zahnmed., v.85, p.97-112, 1974. **MURAI, K.;** TAKESHITA, F.; AYUKAWA, Y.; KIYOSHIMA, T.; SUETSUGU, T.; TANAKA, T. Light and Electron Microscopic Studies of Bone-Titanium Interface in the Tibiae of Young and Mature Rats. J Biomed. Mat. Res., v.30, p.523-533, 1996.

Morris, H.F.; Manz, M.C.; Tarolli, J.H. Success of Multiple Endosseous Dental Implant Designs to Second-stage Surgery Across Study Sites. J Oral Maxillofac Surg, v. 55, p. 76-82,

1997.

- MOTOHASHI, MASAYUKI** et Alli. Bone Reaction around Hydroxyapatite-coated Implants in Ovariectomized Rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 87, p. 145-152, 1999.
- MURAI, K.; TAKESHITA, F.; AYUKAWA, Y.; KIYOSHIMA, T.; SUETSUGU, T.; TANAKA, T.** Light and Electron Microscopic Studies of Bone-Titanium Interface in the Tibiae of Young and Mature Rats. *J Biomed. Mat. Res.*, v. 30, p. 523-533, 1996.
- OGISO, M.; TABATA, T.; LEE, R.R.; BORGESE, D.** Delay Method of Implantation Enhances Implant-Bone Binding: A Comparison With the Conventional Method. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.10, p.415-420, 1995.
- OGISO, M.; NAKABAYASHI, N.; MATSUMOTO, T.; YAMAMURA, M.; LEE, R.R.** Adhesive Improvement of the Mechanical Properties of a Dense HA-Cemented Ti Dental Implant. *J. Biomed. Mat. Res.*, v.30, p.109-116, 1996.
- OHGUSHI, H.; OKUMURA, M.; TAMAI, S.; SHORS, E.C.; CAPLAN, A.** Marrow Cell Induced Osteogenesis in Porous Hydroxyapatite and Tricalcium Phosphate: A Comparative Histomorphometric Study of Ectopic Bone Formation. *J. Biomed. Mat. Res.*, v.24, p.1563-1570, 1990.
- PARR, G.R.; STEFLIK, D.E.; SISK, A.L.** Histomorphometric and Histologic Observations of Bone Healing Around Immediate Implants in Dogs. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.8, p.534-540, 1993.

- PATRA, ABANI K. et Alli.** Guidelines for Analysis and Redesign of Dental Implants. *Implant Dent*, v. 7, p. 355-368, 1998.
- PFLUGER, G.; PLENK, H.; GOTTSÄUNER-WOLF, F.; JANSKY, W.; KOSTLER, P.** The Problems of Cement-free Anchorage as Illustrated by Tantalum and Niobium Prostheses in Animal Experiments. *J. Japn. Orthop. Assoc.*, v.63, p.883-884, 1989.
- PIATELLI, A.; CORDIOLI, G.P.; PASSI, P.; TRISI, P.** Formation of Dental Hard Tissues and Periodontal Ligament Around Titanium Implants After Tooth-Bud Injury: A Pilot Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v. 9, p.417-421, 1994.
- PIATELLI, A.; PIATELLI, M.; ROMANSCO, N.; TRISI, P.** Histochemical and Laser Scanning Microscopic Characterisation of the Hydroxylapatite-Bone Interface: An Experimental Study in Rabbits. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.9, p.163-168, 1994a.
- PIATELLI, A.; TRISI, P.; PIATELLI, M.; CORDIOLI, G.P.** Histochemical and Confocal Laser Scanning Microscopic Study of the Bone-Titanium Interface: An Experimental Study in Rabbits. *Biomaterials*, v.15, p.194-200, 1994b.
- PIATELLI, A.; EMANUELL, M.; SCARANA, A.; TRISI, P.** A Histologic of Nonsubmerged Titanium Plasma-Sprayed Screw Implants Retrieved from a Patient: A Case Report. *Int. J. Periodont. Resf. Dent.*, v.16, p.139-147, 1996.
- RAHN, B.A.** Die polychrome Sequenzmarkierung. Freiburg i. Br., Hab. Schr., 1976.

- ROUMANAS, E.; NISHIMURA, R.; BEUMER, J.; MOY, P.; WEINLANDER, M.; LORANT, J.** Craniofacial Defects and Osseointegrated Implants: Six-Year Follow-up Report on the Success Rates of Craniofacial Implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.9, p.579-585, 1994.
- SADOUN, A.P.; LE GALL, M.G.** An 8-Year Compilation of Clinical Results Obtained with Steri-Oss Endosseous Implants. *Compend Contin Educ Dent*, v. 17, p. 669-674, 1996.
- SCHENK, R.K.; OLAH, A.J.** "Histomorphometrie". in **KUHLENCORDT, S.; BARTELHEIMER, H.** *Handbuch der Inneren Medizin*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, p.437- 494, 1980.
- SCHENK, R.K.; OLAH, A.J.; HERMANN, W.** "Preparation of Calcified Tissue for Light Microscopy", in **DICKSON, G.R.** *Methods of Calcified Tissue Preparation*. Elsevier Science Publishers B.V. Amsterdam, New York, Oxford, p.1-56, 1984.
- SCHENK, R. K.; BUSER, D.; HARDWICK, W. R.; DAHLIN, C.** Healing Pattern of Bone Regeneration in Membran-Protected Defects: A Histologic Study in the Canine Mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.9, p.13-29, 1994.
- SCHROEDER, A.; van der ZYPEN, E.; STICH, H.; SUTTER, F.** The Reaction of Bone, Connective Tissue and Epithelium to Endosteal Implants With Sprayed Titanium Surfaces. *J. Max. Surg.*, v.9, p.15-23, 1981.
- SCHROEDER, A.; POHLER, O.; SUTTER, F.** Gewebsreaktion auf ein

Titan-Hohlzylinderimplantat. Schweiz. Monatsschr. f. Zahnmed., v.86, p.713-727, 1976.

SCHROEDER, A.; SUTTER, F.; KREKELER, G. Orale Implantologie. Thieme, Stuttgart- New York. 1988.

SCHWARTZ, Z.; MARTIN, J.Y.; DEAN, D.D.; SIMPSON, J.; COCHRAN, D.L.; BOYAN, B.D. Effect of Titanium Surface roughness on Chondrocyte Proliferation, Matrix Production, and Differentiation depends on the State of Cell Maturation. J. Biomed. Mat. Res., v.30, p.145-155, 1996.

SCHWEIZER, C.M.; SCHLEGEL, K.A.;RUDZKI-JANSON, I. Endosseous Dental Implants in Orthodontic Therapy. Int Dent J, v. 46, p. 61-68, 1996.

SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSON, L.E. A Morphometric and Biomechanic Comparison of Titanium Implants Inserted in Rabbit Cortical and Cancellous Bone. Int. J. Oral Maxillofac. Impl., v.7, p.62-71, 1992.

SENNERBY, LARS; ROOS, JOHAN. Surgical Determinants of Clinical Success of Osseointegrated Oral Implants: A Review of the Literature. Int J Prosthodont, v. 11, p. 408-420, 1998.

SENNERBY, LARS; THOMSEN,P.; ERICSON, L.E. Early Tissue Response to Titanium Implants Inserted in Rabbit Cortical Bone. Journal of Material Science: Material in Medicine, v. 4, p. 240-250, 1993a.

SENNERBY, LARS; THOMSEN,P.; ERICSON, L.E. Early Tissue Re-

sponse to Titanium Implants Inserted in Rabbit Cortical Bone. *Journal of Material Science: Material in Medicine*, v. 4, p. 240-250, 1993.

SHIROTA, T.; DONATH, K.; MATSUI, Y.; OHNO, K.; MACHI, K. Reactions of Bone Tissue in Old Rats to Three Different Implant Materials. *J. Oral Implantology*, v.20, p.307-314, 1994.

SISK, A.L.; STEFLIK, D.E.; PARR, G.R.; HANES, P.J. A Light and Electron Microscopic Comparison of Osseointegration of Six Implant Types. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.50, p.709-716, 1992.

SOLTESZ, U.; SIEGELE, D. Einflup der Steifigkeit des Implantatmaterials auf die im Knochen erzeugten Spannungen. *Dtsch. Zahnarztl. Z.*, v.39, p.183-186, 1984.

SPIEKERMANN, H. Farbatlant der Zahnmedizin: Implantologie Thieme, Stuttgart-New York, 1994.

STEFNIK, D.E.; MCKINNEY, R.V.; SISK, A.L.; KOTH, D.L. Ultrastructural Investigations of the Bone and Fibrous Connective Tissue Interface with Endosteal Dental Implants. *Scanning Microscopy*, v.4, p.1039-1048, 1990.

STEFNIK, D. E. High Voltage Electron Microscopy and Conventional Transmission Electron Microscopy of the Interface Between Bone and Endosteal Dental Implants. *J. Biomed. Mat. Res.*, v.26, p.529-545, 1992.

STEFNIK, D.E. Morphology of the Bone that Supports Endosteal Dental Implants. *Transmission Electron Microscopic and High Volt-*

age Electron Microscopic Observations. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, v.76, p.467-475, 1993.

STEFLIK, D.E. Histomorphometry of the Dental Implant-Bone Interface: One Year Results of a Compararive Investigation in Dogs. Int. J. Oral Maxillofac. Impl., v.9, p.501-512, 1994.

STEGEMANN, K. Korrosionserscheinungen an Dentallegierungen. Dtsch. Zahnarztl. Z., v.11, p.396-409, 1956.

STRUNZ, V.; GROSS, U.; NICKEL, S. Morphometrische Untersuchungen Qber den Knochenkontakt an titan-plasmabeschichteten Implantaten. Forschr. Kiefer-Gesichtschir.,v.28, p.47-53, 1993.

SUMNER, D.R. et Alli. Functional Adaptation and Ingrowth of Bone vary as a Function of Hip Implant Stiffness. Journal of Biomechanics, v. 31, p. 909-917, 1998.

TAYLOR, G.C.; WADDINGTON, R.J.; MOSELEY, R.; WILLIAMS, K.R.; EMBERY, G. Influence of Titanium Oxide and Titanium Peroxy Gel on the Breakdown of Hyluronan by Reative Oxygen Species. Biomaterials, v. 17, p. 1313-1319, 1996.

TRUHLAR, R.S.; Farish, S.E.; Scheitler, L.E.; Morris, H.F.; Ochi, S. Bone Quality and Implant Design-related Outcomes through Stage II Surgical Uncovering of Spectra-System Root form Implants. J Oral Maxillofac Surg, v.55, p. 46-54, 1997.

WARRER, K.; KARRING, T.; GOTFREDSEN, K. Periodontal Ligament

Formation Around Different Types of Dental Titanium Implants. I. The Self-Taping Screw Type Implant System. *J. Periodontol.*, v.64, p.29-34, 1993.

WATZEK, G. Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Quintessenz, Berlin, 1993.

WEHRBEIN, H.; DIEDRICH, P. Endosseous Titanium Implants During and After Orthodontic Load- An Experimental Study in the Dog. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.4, p.76-82, 1993.

WEINLANDER, M.; KENNEY, E.B.; MOY, P.P.K.; PLENK, H. The Biocompatibility of Hydroxiapatite-coated Screw-shaped implants. *Proc. UCLA Symp. Implants in the Partially Edentulous Patient*, 9. Palm Springs, CA, April 19-21, 1990.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSON, T.; ANDERSON, B.; KROL, J.J. A histomorphometric and Removal Torque Study of Screw-shaped Titanium Implants with three different surface topographies. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.6, p.24-30, 1995.

WENNSTROM, J.L.; BENGAZI, F.; LEKHOLM, U. The Influence of the Masticatory Mucosa on The Peri-Implant Soft Tissue Condition. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.5, p.1-8, 1994.

WENZIKER, K.; SCHROEDER, A. Methakrylate als Einbettmedium in der Zahnhistologie. *Schweiz. Monatsschr. f. Zahnmed.*, v.74, p.591-602, 1964.

WOLF, B. Halbautomatisches intelligentes Morphometer für elektronenmikroskopische Aufnahmen und "on-line"- Morphometrie am Elektronenmikroskop. *Mikroskopie*, v.40, P.193-201, 1983.

WYATT, CHRIS C. L.; PHAROAH, MICHAEL J. Imaging Techniques and Image Interpretation for Dental Implant Treatment. *Int J Prosthodont*, v.11, p. 442-452, 1998.

YLIHEIKKILA, P.K.; FELTON, D.A.; WHITSON, S.W.; AMBROSE, W.W.; UOSHIMA, K.; COOPER, L.F. Correlative Microscopic Investigation of the Interface Between Titanium Alloy and the Osteoblast-Osteoblast Matrix Using Mineralizing Cultures of Primary Fetal Bovine Mandibular Osteoblasts. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.10, p.655-665, 1995.

ABSTRACT

Different methods for critical analysis to the titanium implant osteointegration in rabbit tibias were employed in order to observe different aspects of the biocompatibility of the implant material.

An extensive research, divided in different groups, was performed in order to develop a complete study of the ossification process in the periosteal and endosteal as well as in the bone marrow regions. The distance of the implant in relation to the compact bone was taken into account. Mathematics equations and graphics were developed to allow a scientific approach to the problem.

With the aim to reach an applicability of the research processes and results obtained, in any kind of implant and any region of the bone tissue, this work shows the way in how to approve or disapprove different regions of choice for the implant insertion. It is possible to eliminate or define the appropriate area for the surgery.

The results collected come against many publications and give by means of equations, the mathematics possibility to preview the amount of newly formed bone that will be deposited around the implant before the insertion surgery. The possibility to study the best or ideal form of implant is also shown. So the analysis can be done besides the function of its metallurgic and mechanic characteristics together with the best accomplishments of the best bone or bone marrow tissue reaction of the region to receive the implant.