

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

Avaliação Biomecânica da importância da câmara de ossificação de implantes osseointegrados em coelhos.

Aluna pesquisadora: **Giovana Nogueira**
Professor Orientador: **Hugo Nary Filho**
Professor colaborador: **Carlos Eduardo Francischone**

Monografia apresentada ao setor de pesquisa da USC referente a conclusão do projeto de pesquisa do PIBIC/CNPq.

Bauru 1998

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

SETOR DE PESQUISA - 1998

V FÓRUM DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA

Reitora
Prof. Dra. Ir. Jacinta Turolo Garcia

Pró - Reitoria Administrativa
Psic. Ir. Teresa Ana Sofiatti

Pró - Reitoria Acadêmica
Prof. Dra. Sônia Bastos Tentor

Diretora do Centro de Ciências Biológicas e Profissões da Saúde
Coordenadora Geral da CPPG
Psic. Ir. Marisabel Leite

Diretora do Centro de Ciências Exatas e Naturais
Prof. Ms. Ir. Geni da Silva

Diretora do Centro de Filosofia e Ciências Humanas
Prof. Ms. Gesiane Monteiro Branco Folkis

Coordenador do Setor de Pesquisa
Prof. Dr. Halim Nagem Filho

Assessora do Setor de Pesquisa
Prof. Ms. Lucirene Aparecida Domingues

Secretária do Setor de Pesquisa
Prof. Simone Martins de Andrade

Agradecimentos

Gostaria de agradecer ao setor de pesquisa, às bibliotecárias e a todos os funcionários da Universidade do Sagrado Coração, e em especial ao funcionário Sérgio pelo empenho e dedicação.

Queria também agradecer meu orientador, Dr. Hugo Nary Filho, e a todos os professores da disciplina de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, que tanto contribuíram para o desenvolvimento do projeto de pesquisa.

Vão meus agradecimentos ainda para a empresa *Titanium Fix*, na pessoa do Sr. Sidival, pelo fornecimento dos implantes especiais utilizados no experimento.

Agradeço a minha família e a meu namorado pela compreensão e apoio, nos vários finais de semana dedicados a esta pesquisa.

Enfim, agradeço a todos, que de alguma maneira contribuíram para o desenvolvimento do projeto inicial, o qual pôde ser concluído com tanto êxito. A todos, meus sinceros agradecimentos.

"Dedico essa monografia em prol da Odontologia, e a todos os pacientes que, de alguma forma, se beneficiem dela".

Sumário

Lista de Figuras	vi
Lista de Tabelas	vii
Resumo.....	08
01.Introdução.....	10
02.Revisão da Literatura.....	17
03.Proposição.....	32
04.Materiais e Método.....	34
05.Resultados.....	46
06.Discussão.....	50
07.Conclusão.....	58
08.Referências Bibliográficas.....	60

Lista de Figuras

- Figura 1-** Medicamentos utilizados na anestesia dos animais, **pág.34**
- Figura 2-** Animal anestesiado, **pág.35**
- Figura 3-** Incisão por planos, **pág.36**
- Figura 4-** Descolamento até visualização do tecido ósseo, **pág.36**
- Figura 5-** Implante sem câmara de ossificação, **pág.37**
- Figura 6-** Implante com câmara de ossificação, **pág.38**
- Figura 7-** Broca esférica, para perfuração inicial, **pág.39**
- Figura 8-** Broca de 3,0mm, **pág.39**
- Figura 9-** Motor utilizado para instalação dos cilindros, **pág.40**
- Figura10-** Broca específica para confecção das roscas ósseas, **pág.41**
- Figura 11-** Implantes instalados, já com os parafusos de cobertura, **pág.42**
- Figura12-** Tecidos reposicionados e sutura, **pág.43**
- Figura13-** Superfície do implante após três meses de sepultamento **pág.44**

Lista de Tabelas

Tabela 1- Valores dos esforços de torção obtidos nos testes (N/cm), **pág.47**

Tabela 2- Análise estatística paramétrica a um critério com grau de significância de 5%, **pág. 48**

RESUMO

(ÁREA) - Odontologia

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA IMPORTÂNCIA DA CÂMARA DE OSSIFICAÇÃO DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS EM COELHOS.

Hugo Nary Filho ; Dr.

(Professor orientador, Departamento de Odontologia, USC)

Giovana Nogueira

(Bolsista de I.C. , Departamento de Odontologia, USC)

Apesar da grande importância e desenvolvimento da osseointegração na última década, fazem-se necessárias novas pesquisas, principalmente no que se refere à reabilitação de pacientes desdentados com severa atrofia alveolar.

Nessa pesquisa, foi avaliada a importância da câmara de ossificação em implantes osseointegrados . Para tanto, foram instalados trinta implantes comercialmente puros de titânio na metáfise da tíbia de quinze coelhos adultos Nova Zelândia. Sendo que na tíbia de cada coelho foram instalados dois tipos de cilindros, um com câmara de ossificação e o outro desprovido da mesma.

Os implantes foram instalados segundo o protocolo preconizado por *Branemark*, permanecendo sepultados nos espécimes , durante três meses.

Após o tempo determinado , os espécimes foram sacrificados, e os implantes inseridos nas tíbias foram submetidos ao teste de torque, analisando-se a força requerida para que houvesse a fratura da osseointegração, durante o desrosqueamento dos cilindros.

Cinco espécimes foram perdidos, onde se tornou impossível a obtenção de valores para análise estatística.

Concluiu-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de cilindros comparados, indicando que a câmara de ossificação, após o período de osseointegração, parece exercer pouca influência sobre a resistência ao desrosqueamento dos implantes, (48 referências) **(PIBIC - CNPq / USC - Veritas).**

01. Introdução

Introdução

A possibilidade de recuperação de falhas ou partes deficientes do corpo humano por substitutos funcionais tem intrigado profissionais e pesquisadores da área de saúde já há algum tempo. Diversos materiais e técnicas foram desenvolvidas mas, até hoje ainda se buscam substitutos, principalmente para os tecidos duros do organismo, como os ossos e os dentes. Em cirurgia e traumatologia Bucomaxilofacial, o problema é ainda mais crítico, pois a maioria das intervenções cirúrgicas implica em manipulação de tecido ósseo.

As técnicas foram desenvolvidas para reconstituição, total ou parcial das estruturas perdidas, com o objetivo de preservar o contorno anatômico normal, restaurar sua função, aumentar sua resistência mecânica, e restabelecer, imediatamente, suporte para tecidos e aparelhos protéticos.

Especificamente, após exodontias, juntamente com o processo de reparo alveolar, fazendo parte deste, inicia-se um processo de reabsorção fisiológica do osso alveolar. Os contornos do processo alveolar sofrem contínua modificação, porque ocorre subsequente um rearranjo estrutural do osso. As mudanças na arquitetura interna se refletem na morfologia externa, com redução de sua espessura e altura (ATWOOD, 1971, PIETROKOVSKI & MASSLER, 1971). Reabsorção do processo alveolar após extrações dentais é um dos fatores de maior importância na confecção de próteses, parciais ou totais, implicando em prejuízo funcional de suporte ou estético, sendo, por isso, alvo de muitos estudos. Sabe-se que diversos

fatores são correlacionados à extração e localização da reabsorção, desde fatores biológicos, funcionais, anatômicos, metabólicos (CARLSSON & PERSON, 1967, TALLGREN, 1977), métodos cirúrgicos empregados nas exodontias (MARZOLA,1994);e quanto a época de instalação da prótese total (CARLSSON & PERSON, 1967, ATWOOD,1971, TALLGREN , 1977). Já nos pacientes desdentados totais, o uso contínuo de próteses mal adaptadas, associado a hábitos funcionais inadequados, qualidade de tecido ósseo e alterações metabólicas, pode gerar, ao longo do tempo, grandes perdas de estrutura alveolar, incompatíveis com a reabilitação protética (MERCIER,1998). O uso de próteses totais, nesses casos, pode levar a malefícios devido ao trauma constante de baixa intensidade promovido sobre os tecidos moles. Nesses casos, de severa atrofia de rebordo, diversas técnicas vêm sendo desenvolvidas, buscando melhorar as condições para instalação de aparelhos protéticos que restaurem a dignidade dos pacientes.

Juntamente com técnicas altamente invasivas, do ponto de vista cirúrgico, foram idealizados e empregados os implantes dentais, baseados nos princípios da osseointegração (BRANEMARK et al.,1969).

Embora o conceito original associado ao sistema Branemark seja baseado na utilização de próteses fixas aos implantes, principalmente em edentulismo mandibular com resultados bem definidos (ALBREKTSSON et al.,1986), as próteses suportadas por pequeno número de implantes, em um sistema removível, onde os esforços são distribuídos não somente aos pilares mas também à mucosa , alcançaram bastante êxito, principalmente nos casos de atrofia mais severa de rebordo (SETZ et

al.,1989; MERICKSE-STERN,1990; NAERT et al.,1991).

Este sistema tem a vantagem de, por utilizar um pequeno número de implantes, ser economicamente mais acessível, necessitar um tratamento protético mais simplificado, proporcionar maior estabilidade oclusal se o antagonista for prótese total, fornecer suporte para os tecidos moles da face e facilitar a higienização e do paciente (JOHNS et al.,1992).

Estudos clínicos tem mostrado a importância deste procedimento e sua grande sobrevida (MERICKSE-STERN, 1990; NAERT et al.,1991; JEMT et al.,1992; SPIEKERMANN et al., 1995), com sucesso comparável ao das próteses fixas (JOHNS et al., 1992).

Porém, mesmo neste procedimento mais simples, a técnica de implantação requer a cobertura total do cilindro metálico. Uma condição mínima de 7x4 mm de tecido ósseo deve existir para implantação do menor implante disponível no mercado (DAHLIN et al., 1989). Sabe-se , entretanto, que esta dimensão do cilindro, associada a qualidade inadequada da estrutura óssea acarretam no fracasso do tratamento (JOHNS et al., 1992). A utilização de cilindros maiores, acima de 10 mm pode proporcionar maior índice de sucesso.

Em severas reabsorções alveolares, principalmente em mandíbula, onde a dificuldade de estabilização das próteses é maior, nem sempre dispõe-se desta dimensão, sendo necessárias técnicas de reconstrução para que os implantes possam ser aplicados.

A utilização de enxertos ósseos colocados sobre o rebordo atrófico e fixados através dos cilindros, ainda constitui técnica discutível,

cujos insucessos verificados, não encorajam o seu emprego de forma rotineira (BREINE & BRANEMARK, 1980; JENSEN et al., 1990; KELLER & TOLMAN, 1992).

Especificamente em mandíbula, devido a suas características anatômicas, também se propôs a adaptação de enxertos sobre a borda inferior, onde se verificou melhores resultados, com menor perda óssea pós-operatória. Tais resultados talvez ocorreram devido a melhor qualidade dos tecidos que envolveram o enxerto, com ausência de forças oclusais ou pressão exercida por aparelhos protéticos (QUINN et al., 1992).

Entretanto, esses procedimentos requerem hospitalização, procedimentos cirúrgicos extensos, nem sempre aceitos pelos pacientes. Neste sentido, um grande avanço foi experimentado pela cirurgia com o desenvolvimento de barreiras, ou membranas, com a finalidade de aumento do volume ósseo (DAHLIN et al., 1988).

Esta técnica implica na colocação da membrana sobre a estrutura óssea de modo a criar um espaço no qual as populações celulares das regiões circunvizinhas possam proliferar exclusivamente, sem o crescimento de tecido conjuntivo. Tal técnica é largamente aplicada em casos de perdas ósseas periodontais e também, para regiões de deiscências ou fenestrações existentes quando da colocação de implantes (JOVANOVIC et al., 1992; AUGTHUN, et al., 1995; HURZELER et al., 1995; BECKER et al., 1995). Apesar do sucesso experimental desta técnica, a literatura carece de resultados com longo tempo de acompanhamento.

Especificamente em mandíbula, os implantes osseointegrados

de maior dimensão que a estrutura óssea, podem ser colocados transfixando-a, onde sua porção apical ultrapassa a borda inferior, ou restringindo o rosqueamento a estrutura óssea disponível, ficando parte da cabeça do implante acima da crista alveolar.

Na primeira situação, a utilização das membranas é fundamental para neoformação óssea sobre a porção do implante exposta. A barreira é adaptada sobre o implante, criando um espaço sobre a crista óssea alveolar, recoberta por mucosa bucal, nem sempre de qualidade ideal, e sujeita a traumatismos por ação das forças oclusais

Na segunda situação, o periósteo é delicadamente descolado junto a borda inferior da mandíbula, delimitando um espaço, onde se espera alguma ossificação. Pode-se pensar ainda, na utilização de membranas nessa região, quando a quantidade de cilindro exposta for muito grande. Seguindo o raciocínio de QUINN et al. (1992), este procedimento contaria com maior estabilidade e melhor prognóstico.

Porém, sabe-se que o desenho do cilindro é importante (ALBREKTSSON et al., 1986), sendo fundamental a conformação de sua porção apical onde existe uma cavidade, a câmara de ossificação, responsável pelo travamento e estabilidade inicial.

Não se sabe até que ponto a utilização da técnica de transfixação dos implantes poderia comprometer a estabilidade do cilindro que apresenta essa câmara de ossificação.

Por isso, esta pesquisa visa realizar um estudo comparativo biomecânico em coelhos, verificando a importância da câmara de ossificação

na estabilidade inicial e osseointegração de implantes instalados na tibia de coelhos.

02. Revisão da Literatura

Revisão da Literatura

ADELL, R. et al. (1981) , realizaram um estudo de 15 anos sobre implantes osseointegrados em tratamento de pacientes edêntulos, onde foram instalados 2 768 implantes em 371 pacientes. Foram avaliados diversos fatores como: perda óssea marginal, ancoragem, osseointegração, altura óssea marginal, tecidos moles adjacentes, complicações gengivais e mecânicas. Durante esse período, observaram que a ancoragem depende da osseointegração e da altura óssea marginal, que por sua vez está relacionada com a distribuição do estresse e da barreira de tecidos moles. Entretanto a perda da ancoragem, segundo os autores, está relacionada com o trauma excessivo na perfuração, microfraturas do osso periimplantar e progressiva perda óssea marginal conseqüente de gengivite persistente. A perda óssea marginal estaria relacionada com uma cirurgia traumática, distribuição inadvertida de estresse, trauma oclusal, reabsorção fisiológica e gengivite, basicamente. Concluíram que o tratamento com próteses suportadas por implantes, implica em sucesso não somente em reabilitação oral, mas também em um considerável impacto positivo na situação psicossocial do paciente que, até então, era compensado com próteses insatisfatórias.

BRUNSKI, B.J. et al. (1988), publicaram um artigo que procurou obter uma introspecção clínica dentro do processo de desenho e biomaterial/biomecânica dos implantes osseointegrados. Consideraram

aspectos específicos relacionados com material , forma do implante, cobertura superficial, absorção de cargas e interface implante- tecidos. De acordo com os autores, a escolha do desenho e do material do implante, são apenas duas de várias considerações que devem ser levadas em conta no planejamento cirúrgico. Em relação às propriedades biomecânicas, a extensão do suporte mecânico em osso cortical ou trabecular, é de suma importância. Alguns desenhos têm confundido a racionalidade teórica com a evolução experimental. Concluíram que em quase todos os sistemas de implantes, o maior objetivo é o longo prognóstico de fixação ao osso. Para atingirem esse objetivo, os desenhos devem confrontar problemas biomecânicos e de biomateriais, incluindo resistência da interface e tecidos interfaciais responsáveis.

CARLSSON, L. *et al.* (1988), submeteram dois tipos de implantes, realizados em coelhos, ao teste de torque. Comparou-se a resistência a remoção de implantes de titânico com superfície polida e áspera. Nesse experimento, um dos animais morreu por causa desconhecida, porém nos demais animais puderam observar estabilidade em todos os implantes, uma vez que não podiam ser movidos com força manual sem a ajuda da calibragem do instrumento de torque. Concluíram que os cilindros de superfície porosa, apesar de só obterem resistência as forças de tensão após várias semanas, ao contrário dos implantes *screw-shaped*, que possuem resistência imediatamente a sua inserção, apresentaram uma resistência às forças de remoção significativamente maior que os de

superfície polida após seis semanas.

WINET, H. et al. (1988), avaliaram a neovascularização durante a cicatrização por primeira intenção em cortical de tíbias de coelhos aplicando a técnica de câmara óssea óptica. O intervalo de cicatrização estudado, foi a transição desde a fase reparativa até a degenerativa, quando o tecido fibro-vascular é diferenciado em tecido ósseo-vascular é diferenciado em tecido ósseo-vascular no resquício da câmara óssea. Apesar do número limitado de coelhos, houve resultados preliminares, indicando que, ao contrário de outros tecidos em cicatrização, não se registrou uma diminuição significativa na " vasculatura " fibrovascular, antes do crescimento interno dos tecidos de regeneração, que neste caso, foram ósseos. Além disso, os tecidos de regeneração não retiraram sangue dos tecidos de reparo como se esperava, apesar que os vasos dos tecidos de reparo reordenaram seu padrão de distribuição antes de serem cobertos pelo osso invasor.

ALBREKTSSON, T. et al. (1989), fizeram uma revisão com ênfase na câmara de ossificação para estudos de regeneração óssea em modelos de implantes de titânico puro . Para os autores, essa câmara é um dispositivo útil por quantificar regeneração óssea sob condições experimentais mais variáveis. Compararam três tipos de câmara: a microscópica vital, que apesar de ter uma imagem de vascularização sem igual, é difícil para estudos quantitativos de osso remodelar; a câmara de

crescimento ósseo (BGC) e a câmara de armazenamento ósseo (BHC). Observaram que o modelo BGC é bem menos complicado de usar e fabricar que o modelo microscópico vital e também que o modelo BHC é muito mais dinâmico que o BGC por permitir a possibilidade de usar os animais para culturas de "tecido organizado repetido", onde um animal pode ser usado como seu próprio controle, além de outras inúmeras vantagens. Concluíram que a câmara microscópica vital é superior para o estudo direto da vascularização óssea. O modelo BHC em suas várias modificações, oferece possibilidades novas para estudo quantitativo de reparo ósseo e para estudo de reações de tecido ósseo para vários biomateriais, trauma ósseo ou agentes de estimulação óssea. Para os autores não há nenhuma outra técnica quantitativa que permite investigações repetidas da capacidade de regeneração óssea em um mesmo leito de implante nos vários momentos da preservação.

D'HOEDT, B. et al. (1989), realizaram um estudo comparativo com vários sistemas de implantes e observaram que os implantes Branemark obtiveram melhores resultados e apesar do curto período para uma avaliação final, não apresentaram achados patológicos como o IMZ, ITI, TPS e Tübingen

SIEGELE, D. et al. (1989), fizeram uma investigação numérica da influência da forma do implante na distribuição do estresse em osso mandibular, comparando implantes cilíndricos, cônicos, escalonados, em

forma de parafuso e cilindro oco. Tanto um contato puro como uma união fixa entre o implante e o osso foram consideradas como condições de interface. Demonstraram que as diferentes formas, proporcionam variações significativas em relação à distribuição do estresse no osso. Os cônicos e escalonados, por terem raio de curvatura muito pequeno, implicam maior estresse do que os de forma mais suave (cilindro, parafuso). Além disso concluíram que uma união fixa entre osso e implante na região esponjosa (obtida com uma capa bioativa) será vantajosa para o estresse enviado ao osso, distribuindo-o mais uniformemente que aquele que se produziria com o contato puro

ALBREKTSSON, T et al. (1990), fizeram considerações clínicas e teóricas acerca do termo osseointegração e propuseram um critério de sucesso. Esse critério observa que o implante osseointegrado é imóvel quando testado clinicamente. Radiograficamente não pode haver evidências de radiolucidez periimplantar. A perda óssea vertical deve ser menor que 0,2mm anualmente e que a performance individual de cada implante é caracterizada pela ausência de sinais e sintomas como dor, infecções neuropáticas, parestesia ou injúrias ao canal mandibular. Dentro desses critérios propuseram que a taxa de sucesso de 85% ao final de cinco anos e 80% ao final de dez anos, é um período mínimo para o sucesso do procedimento. Segundo os autores, é necessário diferenciar os implantes osseointegrados dos implantes ancorados em tecido fibroso, onde no primeiro caso muito poucos implantes são perdidos, ao contrário da segunda

situação onde uma carga prematura pode ocasionar um índice de insucesso muito maior

JOHANSSON, C. B. et al. (1991), avaliaram o valor da remoção com torque e a histomorfometria dos implantes Vitallium e dos implantes comercialmente puros de titânio (CP), que foram inseridos na tíbia de coelhos. Após um período de três meses demonstrou-se que foi necessário um auto torque para remover-se os implantes CP (24,9 N/cm) comparado ao implante Vitallium (11,7 N/cm). A parte histomorfométrica revela maior contato osso-metal com os implantes de titânio CP (média de 34,7%) comparado com 21,7% dos implantes Vitallium.

UEDA, M. et al. (1991), mediram a torção de inserção e de remoção de implantes no osso temporal de um cadáver humano e em osso humano vivo. Mediram também o nível de torção requerido para se fraturar as estrias do osso. A torção máxima de inserção que se pode exercer sem causar uma fratura das estrias ósseas foi de 70.0 N/cm em osso bicortical e de 50.0 N/cm em osso unicortical. A relação entre a torção de inserção e a torção de remoção indicou que existia uma correlação positiva entre ambos lugares. Observaram que a torção de remoção foi menor que a torção de inserção em todas as medidas realizadas. A média dos pontos de fratura das estrias ósseas foi de 77.0 N/cm em osso bicortical e de 57.7N/cm em osso unicortical. Notaram microfraturas, principalmente nas bases das estrias, as quais estavam dirigidas abaixo das amostras histológicas

examinadas. Os resultados obtidos nesse estudo poderiam ser explicados pela diferença na topografia ou na biocompatibilidade dos metais , ou ainda pela combinação desses dois fatores

FRIBERG, B. et al. (1992), realizaram 30 procedimentos de implante com o novo implante *self-tapping* de Branemark designado para osso denso, auto-rosqueável. Foram analisados técnica de inserção, complicações, remodelagem marginal e sobrevida. Em cada paciente, para fins de comparação, foram colocados os dois tipos de implante: o *standart* e o *self-tapping* (91 e 81 respectivamente). Um *standart* e um *self-tapping* não apresentaram osseointegração. Vinte e um por cento dos *self-tapping* apresentaram problemas na instalação. Concluíram que o novo cilindro *self-tapping* não poderia ser considerado como totalmente apto para substituir o implante *standart*, pois uma broca com maior torção, um motor único com maior torque e menores mudanças no cilindro seriam alterações que contribuiriam para melhores resultados.

SENNERBY, L. et al. (1992), compararam, depois de três semanas, três meses e seis meses, a força de remoção de implantes em forma rosqueada de titânio puro, inseridos na tíbia de coelhos e na parte femural da articulação. Comparou-se também a resposta tissular a esses implantes, baseados na morfometria com microscópio de luz em secções não descalcificadas. O osso que circundava os implantes intra-articulares, foi do tipo esponjoso, enquanto ao redor dos inseridos na tíbia, se formou osso

cortical. Com o passar do tempo, o torque necessário para se remover os implantes intra-articulares foi maior, mas esse aumento não foi necessário no caso dos implantes realizados na tíbia. Em seis semanas, necessitou-se uma torção significativamente menor para remover os implantes intra-articulares e também encontrou-se uma quantidade de osso bem maior nesses implantes do que os realizados na tíbia. Quando calculou-se a quantidade de osso presente nas roscas situadas na cortical e subcondral, encontrou-se mais osso nas roscas dos implantes da tíbia e, conseqüentemente, houve maior necessidade de força na remoção. Após exame dos implantes desrosqueados da tíbia, depois de doze meses, observou-se uma ruptura entre a superfície do implante e do osso calcificado. Esses resultados indicam que a resistência ao desrosqueamento depende da quantidade de osso compacto que circunda o implante de titânio.

DANESH-MEYER, M. J. et al. (1994), para o autor a interface entre o metal do implante e o osso consiste de uma camada de dióxido de titânio e de proteína glicosaminoglicana, sendo o desenvolvimento da superfície de óxido-dióxido de titânio (TiO_2), no caso dos implantes de titânio puro, o que promove sua excelente biocompatibilidade. Para DANESH-MEYER, com exceção do sistema Branemark, muito pouco dos vários sistemas de implantes têm sido estudados experimentalmente a longo tempo. Entretanto o sistema Branemark mostra em estudos o critério de sucesso não incluindo somente retenção, mas também imobilidade e ausência de

radiolucência ao redor do implante.

HELSINGEN, A . L. et al. (1994), estudaram vários tipos de implantes existentes no mercado, com propriedades, material e desenho que imitam o sistema Branemark original. Ao se realizar uma comparação da microtextura superficial e a composição do elemento dos implantes de titânio rosqueados de quatro fabricantes diferentes (*Nobelpharma, Swede-Vent, 3i e Osseodent*), encontrou-se que não existiam diferenças qualitativas substanciais, em relação a composição química. Em nível ultra-estrutural, a topografia superficial de três implantes foram similares, exceto o *Swede-Vent*, que possuía uma superfície mais irregular. Com relação ao êxito e ao osso marginal, os resultados mostraram que não existem diferenças significantes entre os sistemas durante os primeiros dois anos após a instalação dos implantes.

TANAKA, M. et al. (1994), avaliaram os efeitos da colocação de implantes em uma preparação pré-rosqueada e uma preparação não rosqueada previamente, sobre a osseointegração dos implantes intra-ósseos. Foram instalados implantes de titânio comercialmente puro nas mandíbulas e tíbias de coelho como os *self-tapping*, com e sem pré-rosqueamento. Nos exames pós-operatórios de 1,3 e 6 meses, tiveram que aos 3 e 6 meses o torque requerido para se remover os implantes rosqueáveis, foi significativamente maior que para os implantes *self-tapping* na tíbia (osso mais denso). Na mandíbula, não houve diferença significativa

entre os grupos *self-tapping* e *tapping*(rosqueáveis) em relação ao torque (osso menos denso). Segundo os autores isso sugere que em ossos menos densos, os *self-tapping* e *tapping*, respondem da mesma maneira. Entretanto, os *self-tapping* poderiam causar trauma em ossos densos, e uma cirurgia traumática resulta em integração deficiente, devido a redução de formação óssea na interface, se comparada aos resultados obtidos com uma cirurgia atraumática. Para os autores isso sugere a hipótese que implantes realizados em osso denso, sem pré-rosqueamento, poderiam ser mais influenciados com esforços que os realizados após rosqueamento prévio. Entretanto, o procedimento *self-tapping* e pré-rosqueante pode ser selecionado de acordo com a densidade óssea, observando o tempo clínico e cirúrgico.

OLSSON, M. *et al.* (1995), fizeram um estudo comparativo entre os implantes *standarts* (convencionais) e os implantes modificados MKII, onde os *standarts* foram tomados como controle e com amostra de 275 implantes. O grupo experimental contou com amostra de 288 implantes. Através desse estudo concluiu-se que os implantes MKII apresentam as mesmas características de sucesso que os implantes *standarts* do sistema Branemark, considerando-se média de sobrevivência e reabsorção óssea marginal. O *design* do contorno final e a habilidade para se realizar o ato cirúrgico, possibilitam o uso do MKII em quase todas as situações ósseas, que em rotação pode simplificar o procedimento.

BROSH, T. et al . (1995), fizeram um estudo comparativo das propriedades mecânicas da interface osso/implante realizados em fase única e em duas fases, sendo o último preconizado por Branemark. Para tanto, quatro parâmetros biomecânicos foram comparados: pico de força, deslocamento vertical, densidade da interface e energia de deslocamento. Esses parâmetros foram definidos para avaliar as propriedades da interface osso/implante. Esses fatores analisados foram medidos no procedimento e após 3 meses de cicatrização, durante o teste de *push in* em implantes comercialmente puros de titânio, realizados em mandíbula de cachorros, onde na primeira fase o procedimento não foi submerso. A comparação dos resultados mostraram que o pico de força, densidade da interface e energia de deslocamento, aumentaram após 3 meses de cicatrização, mas o deslocamento vertical diminuiu. Esses achados, sugerem que a densidade da interface, que é considerada o maior fator para o sucesso do implante, aumento durante os 3 meses de cicatrização em cachorros. Isso corresponde a 4 a 6 meses de cicatrização em mandíbulas humanas. Concluíram que, embora a resistência da função mastigatória normal estivesse presente nos implantes durante os 3 meses do período de cicatrização, a melhoria em todas as propriedades mecânicas relacionadas com a interface osso/implante foram estabilizadas. A densidade da interface, poderia ser medida clinicamente, isso seria um fator significativo para avaliar o sucesso do implante. O estudo indica que, em mandíbulas humanas, aproximadamente 4 meses são suficientes para a formação de osso lamelar após a instalação dos implantes.

CARR, A .B. et al. (1995), afirmam que o fracasso no teste de torque tem sido utilizado para se alcançar uma medida biomecânica da força de osseointegração obtida pela ancoragem do cilindro ao osso dos maxilares. Por isso realizaram um estudo em macacos onde mediram os níveis de fracasso na remoção de implantes de titânio comercialmente puros (CP) e implantes cobertos com hidroxiapatita . O teste de torque com torção inversa foi realizado de dois a quatro meses após a instalação das fixações de acordo com o protocolo padrão. Observaram que os implantes cobertos com hidroxiapatita, demonstraram ter maiores valores no teste de remoção, significativa em relação aos cilindros de titânio comercialmente puros. Essa diferença não foi marcante na mandíbula, mas foi muito maior na mandíbula em relação a maxila. Segundo os autores os níveis de torção recomendados de 35Ncm podem prover uma margem de segurança para os implantes com desenhos e materiais similares aos utilizados no estudo. Sugerem que um em cada vinte implantes metálicos podem cair abaixo desse nível de fixação-torção.

BIANCHI, E. C., et al. [199_], desenvolveram um trabalho de construção e aplicação de um torquímetro de alta precisão, para aprimoramento de pesquisas em osseointegração de implantes dentários. Concluíram ainda, que o torque de desrosqueamento de implantes é diretamente proporcional ao tempo de osseointegração e depende fundamentalmente da geometria e do tratamento superficial do implante.

Observaram que o aparelho apresentou um bom desempenho, possibilitando a medição do torque de desrosqueamento dos implantes.

IVANOFF, C. J. et al. (1996), publicaram um artigo com um estudo para avaliar o torque de remoção e o tecido ósseo de implantes de titânio suportados por uma e duas corticais. Um total de 72 cilindros de implantes de titânio entre 10 a 16mm de altura e 3,75mm de diâmetro foram inseridos nas tíbias direita e esquerda de 18 coelhos adultos Nova Zelândia. Os resultados mostraram que todos os implantes foram estáveis no final da experiência. O torque de remoção foi duas vezes maior no implante bicortical após 6 semanas, e três vezes maior após 12 semanas em relação ao implante monocortical. Os implantes de 16mm mostraram, estatisticamente, maior quantidade de contato e área óssea após 6 e 12 semanas, respectivamente. Disso concluiu-se que os implantes ancorados bicorticalmente, exibem melhor estabilidade do que os de ancoragem monocortical.

SULLIVAN, D. Y. et al. (1996), em um teste clínico, com um humano voluntário, realizaram o teste de torque reverso *in vivo*, onde três implantes de titânio puro foram avaliados, com falha média entre 45 e 58 N/cm. Foram testados implantes na maxila e na mandíbula no segundo estágio da cirurgia. E para isso usou-se o torque eletrônico de unidade controlada da Nobelpharma. Concluíram que o teste reverso no segundo estágio detectou tecido fibroso ao redor do implante no segundo estágio

cirúrgico, que na experiência reportada, o torque com nível de 10 a 20 N/cm não conduz aos valores médios após submeter o implante à resistência e que esse teste não prevê o sucesso do implante após submetido a carga oclusal.

CARR, A .B. *et al.* (1997), realizaram em estudo semelhante ao realizado no ano de 1995, só que fizeram o teste de torque reverso aos três meses após a instalação dos cilindros. Nesse estudo o teste foi realizado seis meses após o início da cicatrização para então avaliar a capacidade de ancoragem dos implantes na região posterior da mandíbula de macacos. Foram utilizados implantes com superfície *plasma-spray*, titânio-alumínio-vanádio e de titânio comercialmente puro. A comparação biomaterial revelou uma diferença significativa entre o titânio *plasma-sprayed* e a combinação de titânio comercialmente puro/titânio-vanádio. Entretanto a comparação na mandíbula não mostrou grande diferença, embora os dados sugiram que altas forças podem ser requeridas por falhas de torção mandibular. Concluíram que a média de valores de comparação para o titânio *plasma-sprayed* foi menor que o outro grupo, apesar de não ser estatisticamente significativa. Para os autores a necessidade de correlação entre testes biomecânicos e performance clínica é necessária, sendo seletivo ao se referir a utilidade de dados desse tipo.

03. Proposição

Proposição

Severas reabsorções ósseas alveolares representam situações de restrição à utilização de implantes osseointegrados para reabilitação de perdas dentárias. Especificamente em mandíbulas atróficas, torna-se necessária a transfixação dos implantes para total aproveitamento ósseo, utilizando-se fixações de maior comprimento, que favoreçam a biomecânica da reabilitação.

Sabe-se, no entanto, que o desenho do implante, tem influência direta sobre seu prognóstico clínico, sendo atribuído à câmara de ossificação, importância na estabilidade inicial, obtida nos primeiros períodos da osseointegração.

Com a transfixação, estes possíveis benefícios são aparentemente perdidos, não se sabendo qual a sua importância na qualidade da integração implante/osso.

Dessa forma, propusemo-nos avaliar a importância dessa câmara de ossificação na qualidade da osseointegração de implantes osseointegrados instalados em tibia de coelhos, através de testes de torque ao desrosqueamento.

04. Materiais e Método

Materiais e Método

Para esse estudo, foram utilizados 15 coelhos adultos da raça Nova Zelândia. Os animais foram anestesiados por injeção intramuscular de uma combinação entre o anestésico geral Zoletil 50 *, a base de cloridrato de Tiletamina e Zolazepam (0,3ml/Kg) e sedativo Virbaxyl 2%*, a base de cloridrato de Xylazina (0,1 ml/Kg). Os medicamentos foram injetados com seringa de insulina. Foi também, administrada anestesia local com Neocaína 0,5% **(solução de cloridrato de bupivacaína 0,5% e adrenalina 1:200 000) , injetada da mesma forma(Fig.1 e 2).



Fig.1- Medicamentos utilizados na anestesia dos animais

* Virbac

**Innovatec



Fig. 2- Animal anestesiado

Após anestesia, procedeu-se a tricotomia , imediatamente sobre a face anterior da tíbia e antissepsia com iodo.

Através da incisão em pele na face anterior da perna (Fig.3), e cuidadosa dissecação muscular por planos, com deslocamento periostal, a superfície óssea foi exposta (Fig.4).

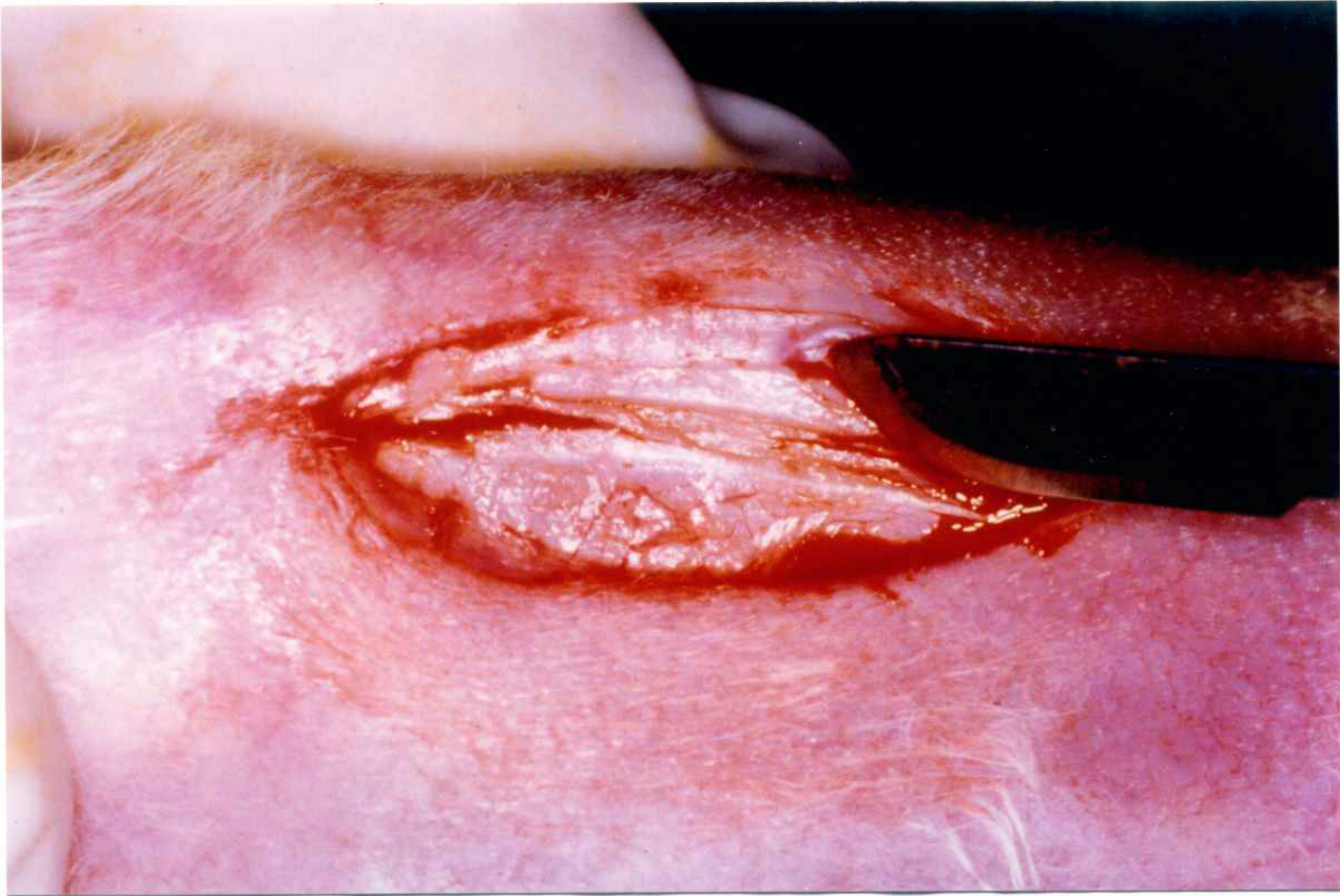


Fig. 3- Incisão por planos

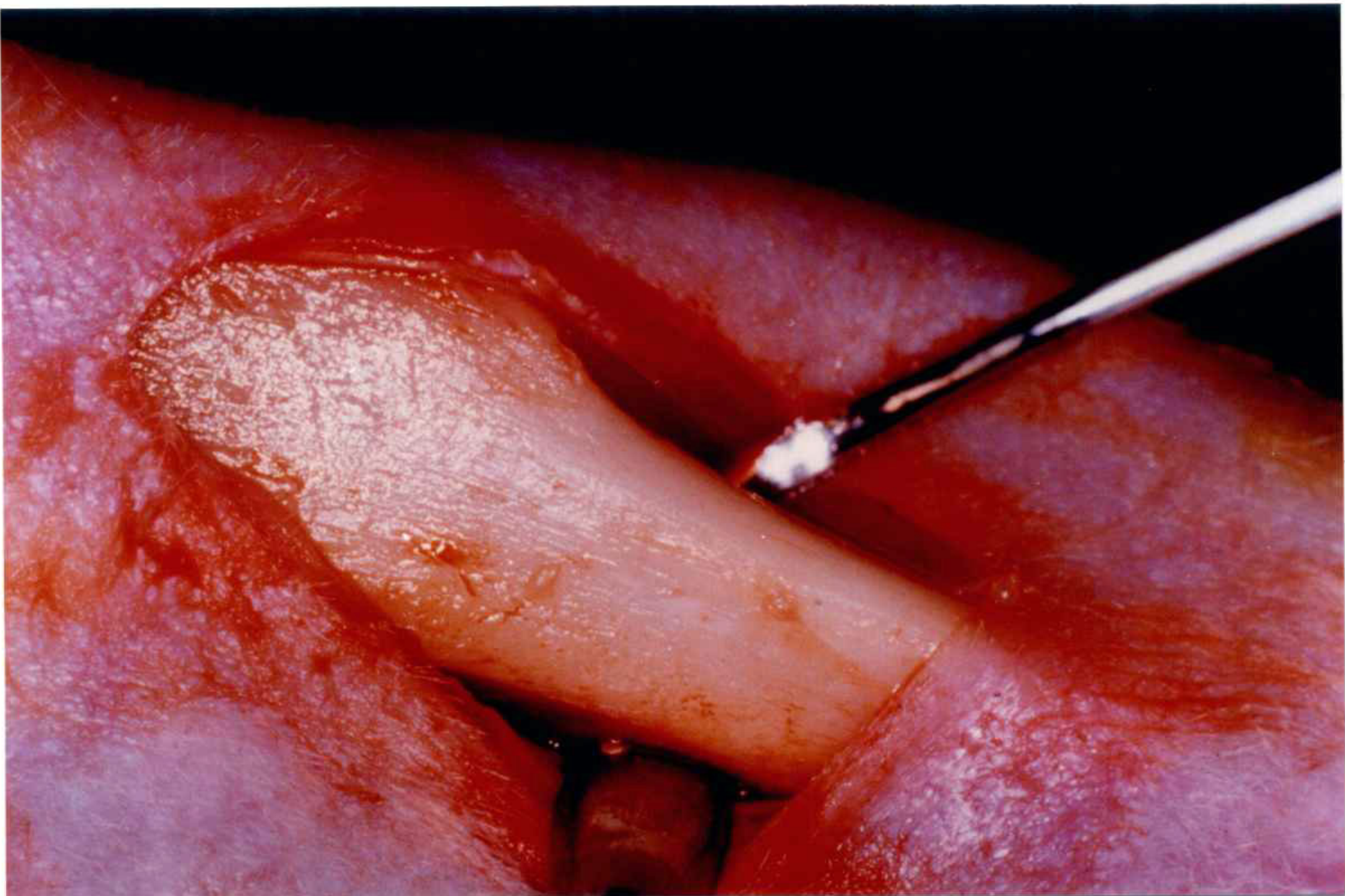


Fig.4- Descolamento até visualização do tecido ósseo.

Utilizando-se procedimentos padronizados, implantes de titânio de 3,75 mm de diâmetro e 7mm de comprimento, sendo um sem câmara (Fig.5) e outro com câmara de ossificação (Fig.6), especiais para essa pesquisa, foram instalados em uma mesma tíbia.

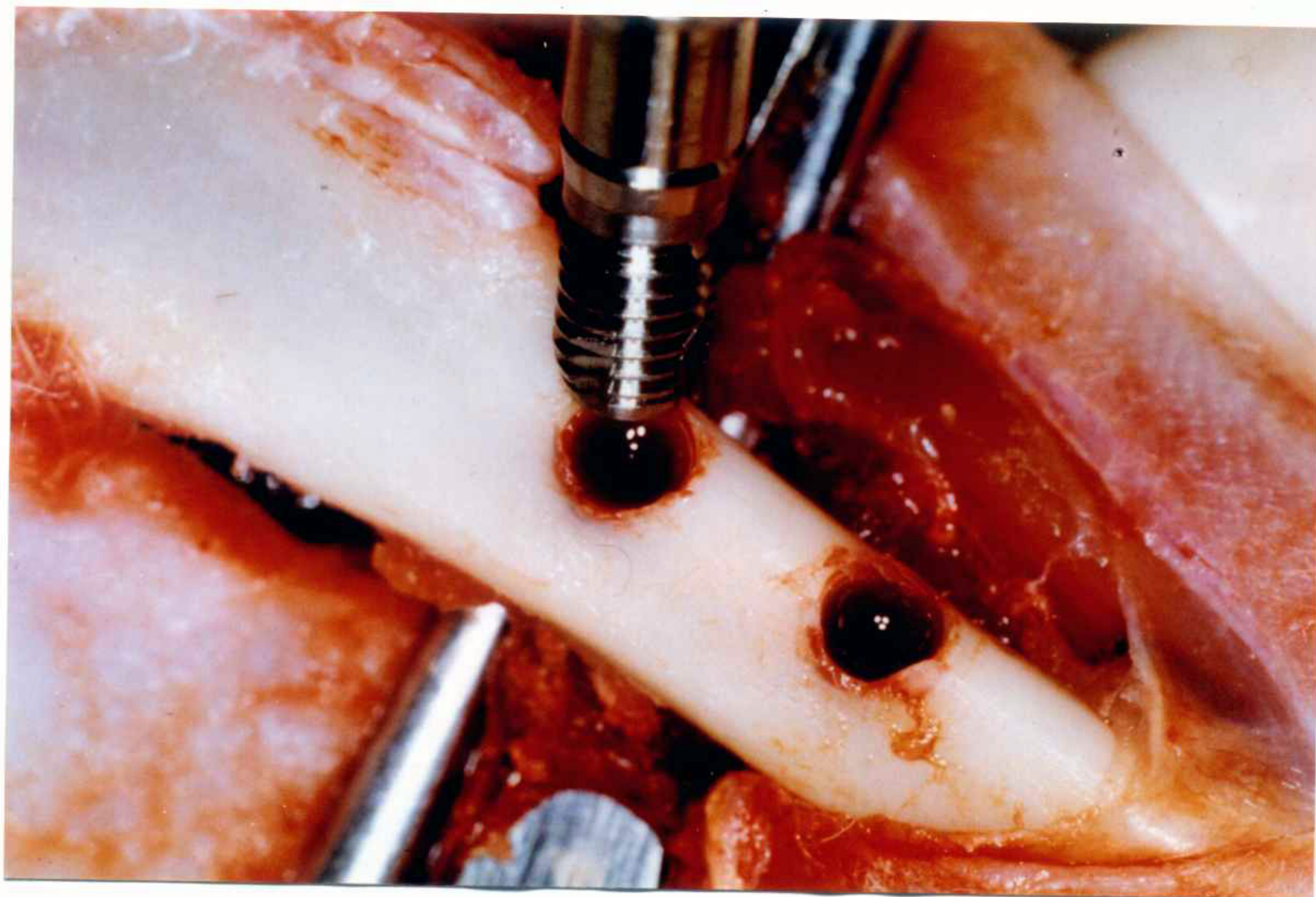


Fig.5 - Implante sem câmara de ossificação

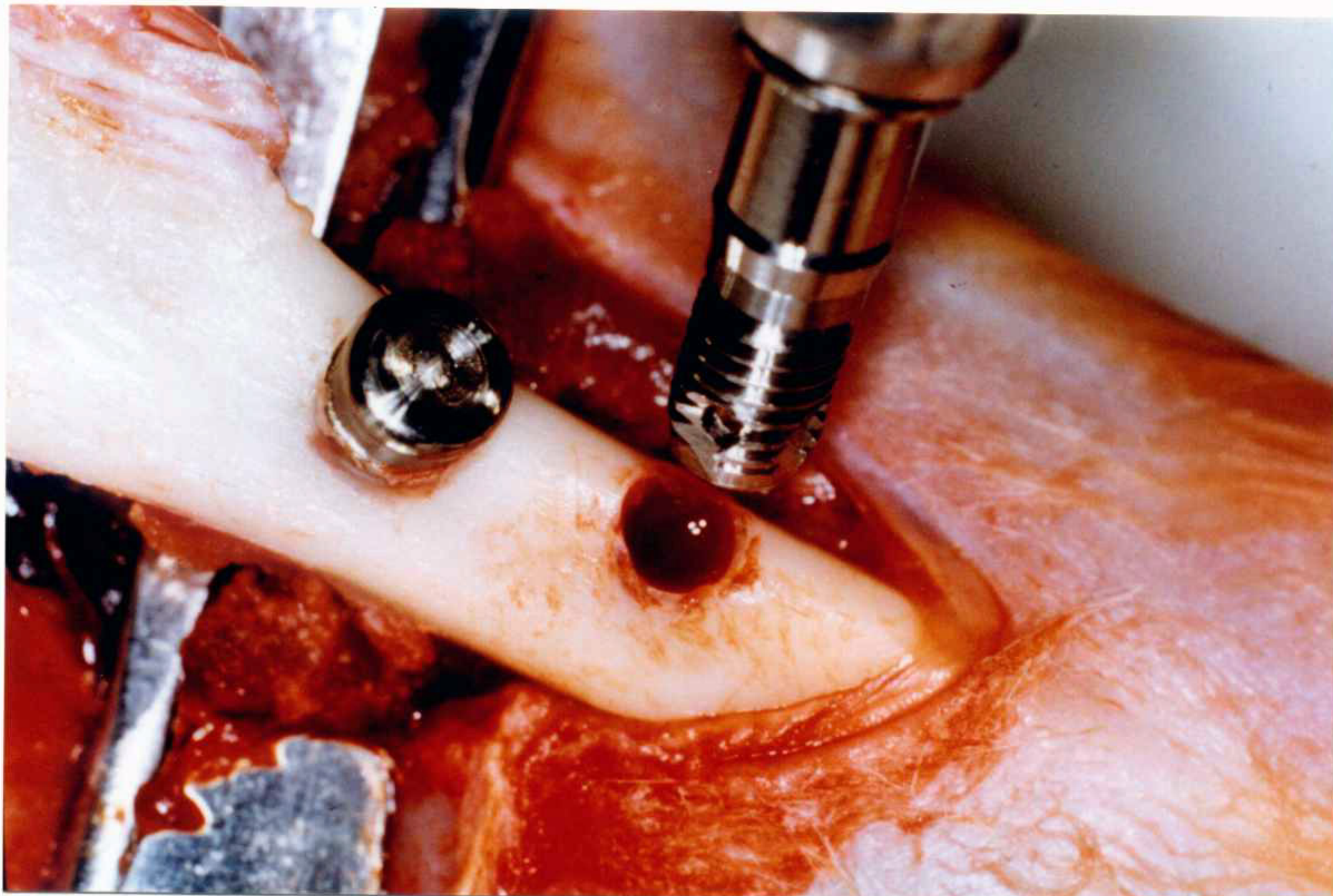


Fig. 6- Implante com câmara de ossificação.

Iniciou-se esses procedimentos com perfurações em alta rotação, empregando a seqüência: broca esférica (Fig.7), broca de aço de 2,0mm, broca piloto, seguida da broca de 3,0mm (Fig.8), com velocidade de 2 000 rpm (Fig.9), sob refrigeração contínua de soro fisiológico.

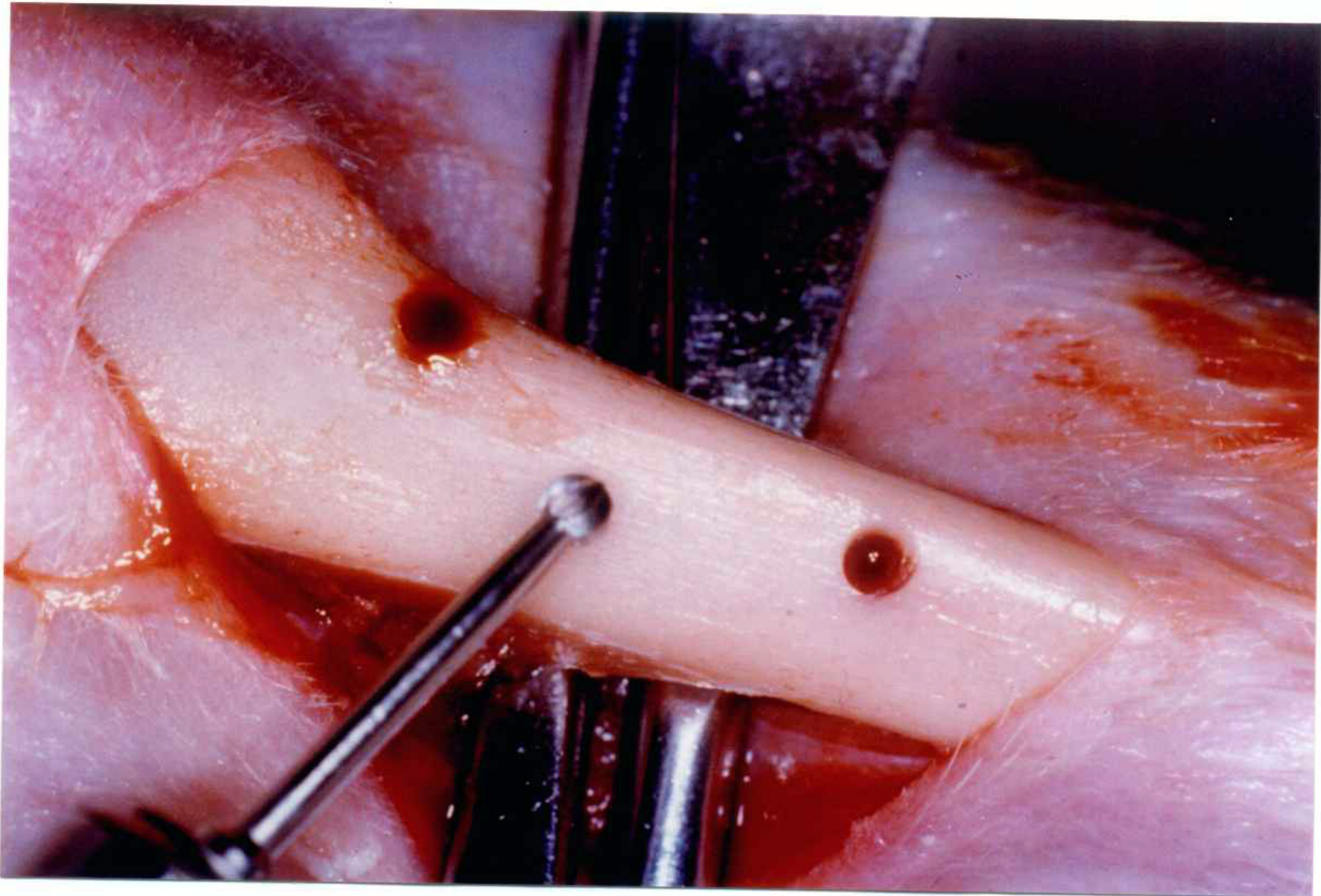


Fig. 7- Broca esférica, para perfuração inicial

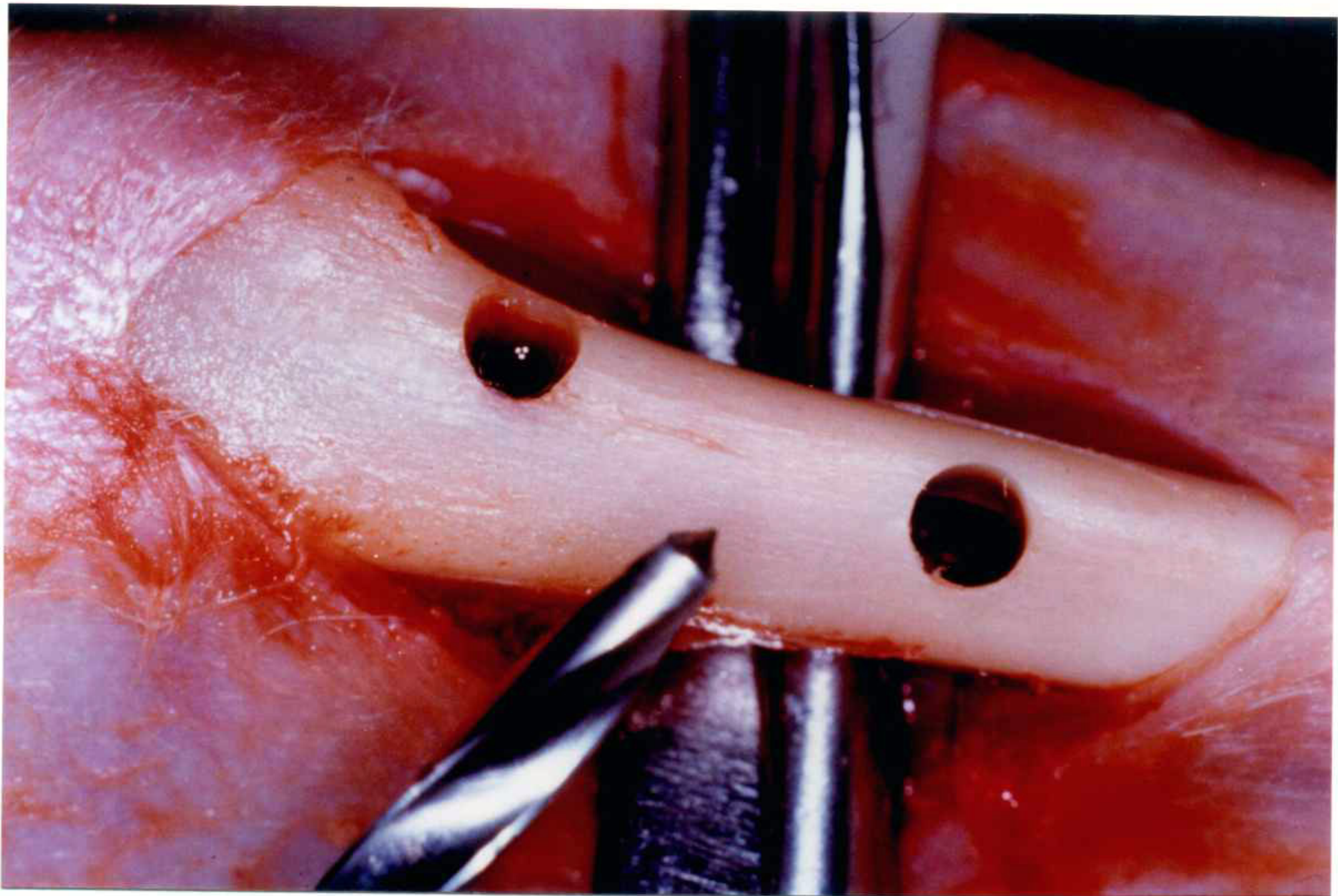


Fig.8- Broca de 3,0mm.

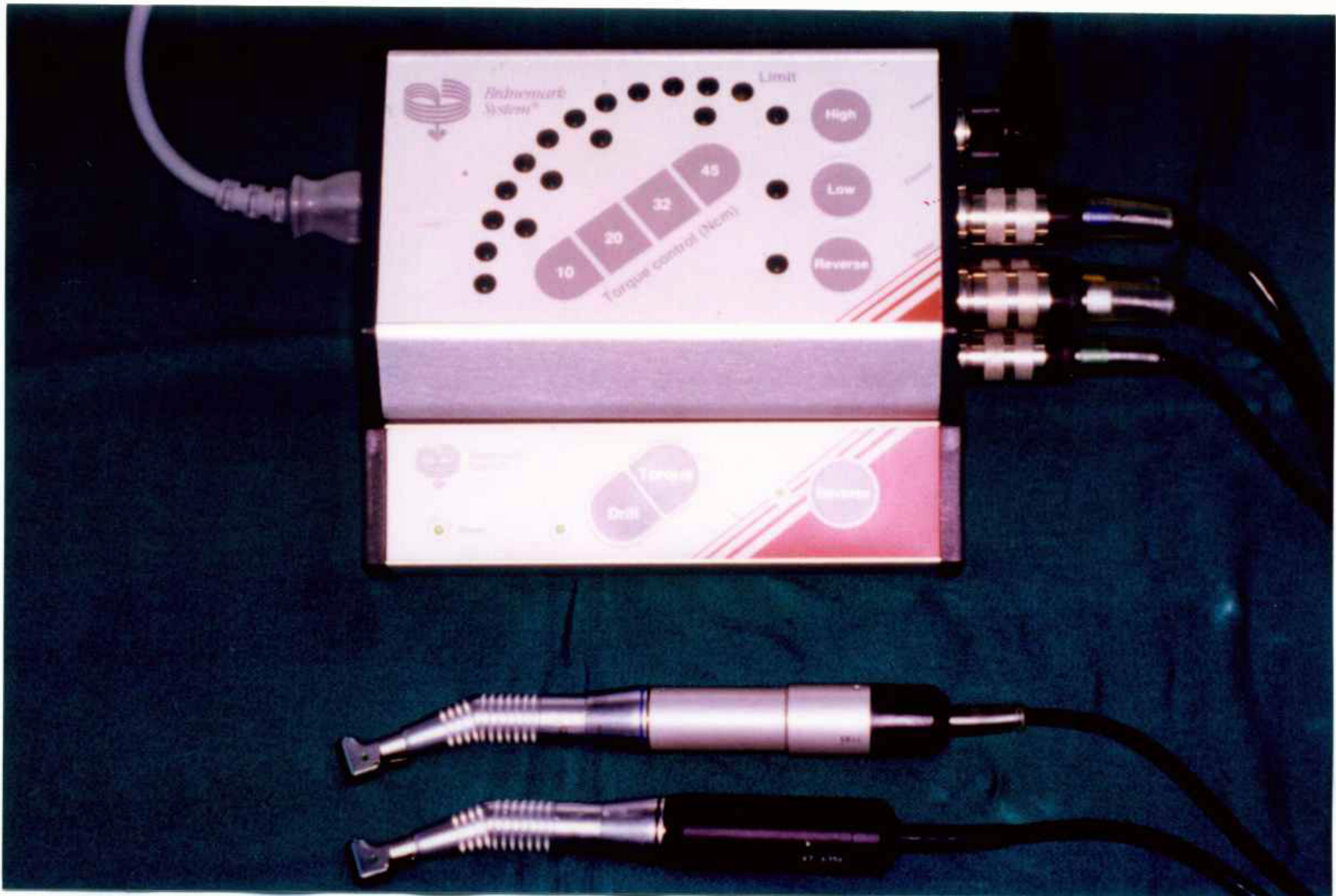


Fig. 9- Motor utilizado para instalação dos cilindros.

Dessa forma, a perfuração inicial foi progressivamente alargada, até se obter o diâmetro exato para atuação de uma broca específica (Fig.10), obtendo-se as roscas que serviram para a inserção do implante.

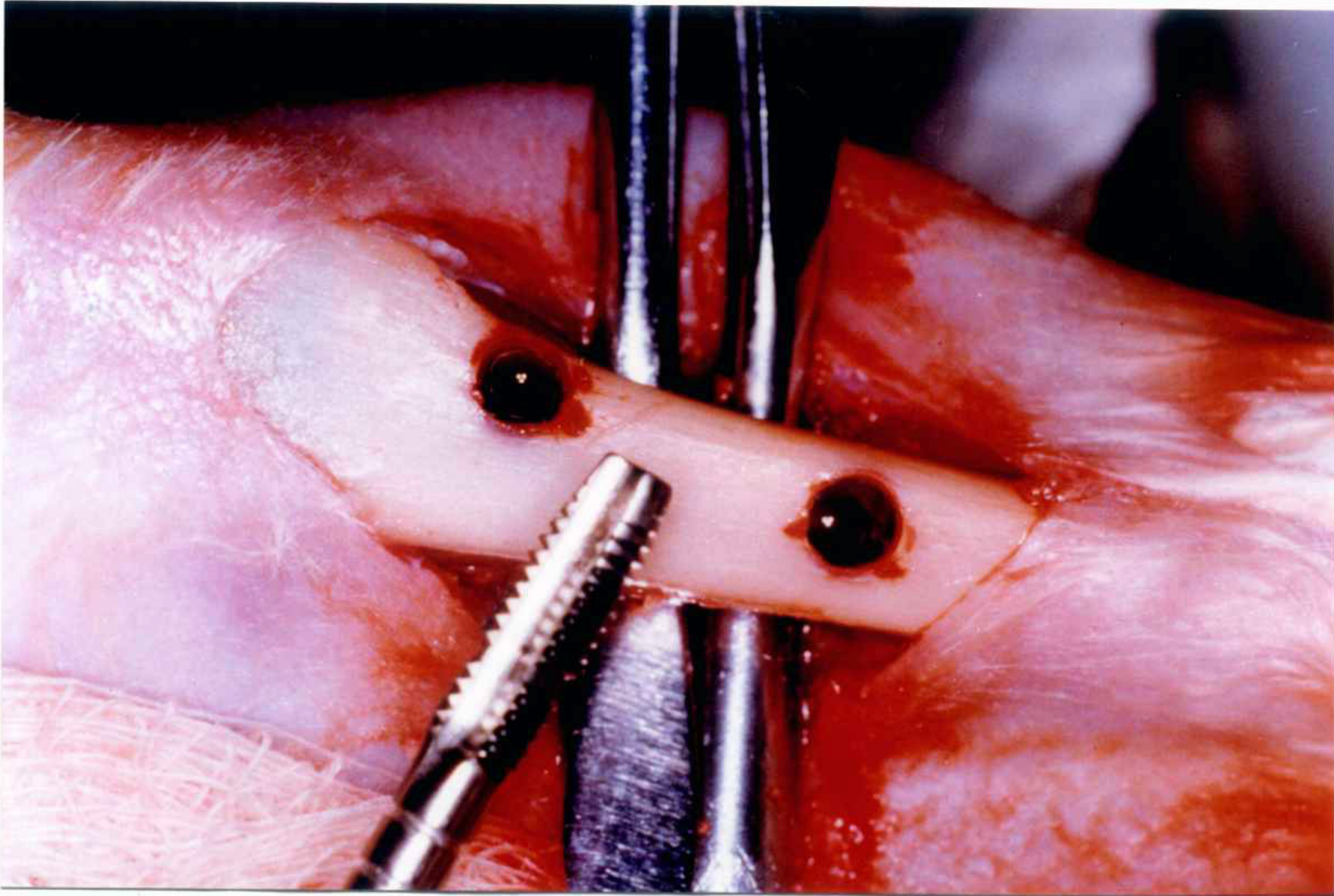


Fig.10- Broca específica para confecção das roscas ósseas.

Os implantes foram inseridos, assim, com velocidade de 15 a 20 rpm (Fig.9), em número de 2 (dois), na metáfise da tíbia, sendo ambos ancorados, na sua porção apical, em osso cortical, ou seja, os dois tipos de cilindros foram instalados com ancoragem bicortical e posteriormente recobertos com seus respectivos parafusos de cobertura.(Fig.11).

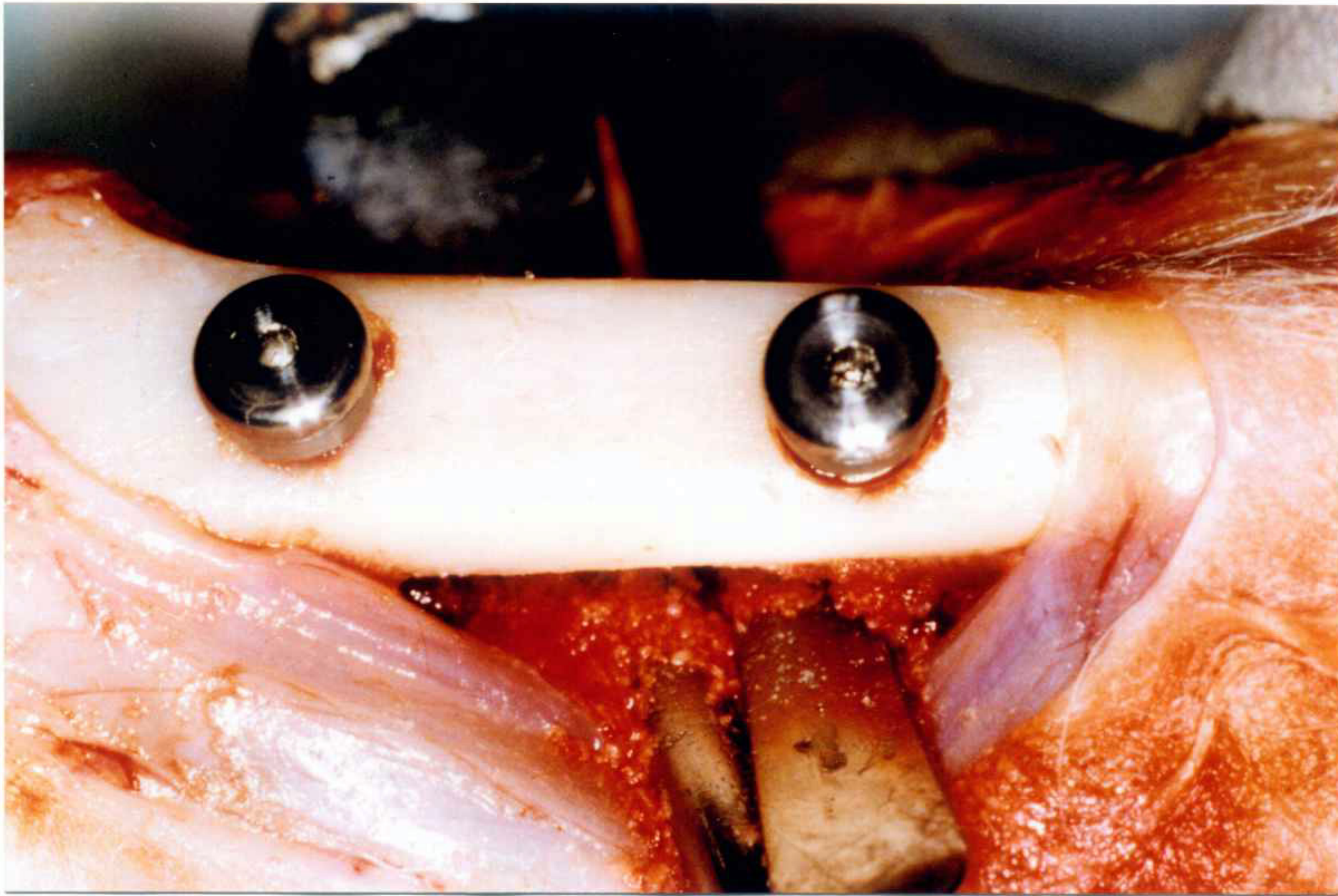


Fig.11- Implantes instalados, já com os parafusos de cobertura.

Após a instalação dos cilindros, os tecidos foram suturados por planos, até atingir-se a pele (Fig12).



Fig.12- Tecidos reposicionados e sutura.

Seguida à parte cirúrgica, foram administradas aos animais injeções subcutâneas de penicilina (0,26ml/Kg). Os animais foram mantidos com alimentação e água "ad libitum" até o momento do sacrifício.

Os implantes permaneceram sepultados nas tíbias por um período de três meses. Após esse tempo, foram expostas as superfícies dos implantes (Fig.13), removeu-se os parafusos de cobertura e adaptou-se os montadores, acoplando os espécimes à cabeça do torquímetro.



Fig 13- Superfície do implante após três meses de sepultamento.

Os sistemas foram montados no sentido de desrosqueamento das fixações, sendo aferido o valor máximo de torque necessário para desrosquear os implantes.

Os valores obtidos na leitura do torquímetro foram tabulados, para propiciar análise estatística comparativa bem como fornecer resultados para uma discussão segundo a literatura existente.

05. Resultados

Resultados

Os espécimes, da maneira descrita, foram submetidos aos ensaios de torção, sendo obtidos os valores que foram posteriormente analisados como se segue.

Para a obtenção desses valores, houve a necessidade de calibração do torquímetro.

A calibração do torquímetro, realizada após os ensaios, foi determinada acoplando-se a extremidade do mesmo uma haste de 20cm de comprimento, confeccionada em aço baixo carbono, simetricamente posicionada no sentido transversal desta, formando um braço de alavanca. Na extremidade desta haste, foram colocados vários pesos, devidamente calibrados em uma balança de precisão, de forma a gerar esforços torcionais de intensidade conhecida. Tais esforços foram calculados e comparados com seus respectivos gráficos.

Desta maneira foi possível relacionar o deslocamento da pena do ploter, impresso em papel milimetrado, à unidade de torque N/m. Tais valores foram expressos na unidade N/cm para facilitar a manipulação dos dados.

Optou-se pela calibração do aparelho após os ensaios, buscando aproximá-la da situação de teste, evitando eventuais desgastes ou alteração nas condições dos rolamentos. Os valores obtidos são expressos na tabela 1.

ANIMAL	IMPLANTE C/ CÂMARA	IMPLANTE S/ CÂMARA
01	31,1	27,2
02	28,8	24,4
03	23,1	25,2
04	28,0	21,0
05	27,0	20,2
06	16,4	28,2
07	27,4	27,8
08	21,4	13,1
09	30,1	27,4
10	26,4	23,1
11	28,2*	

Tabela1- Valores dos esforços de torção obtidos nos testes (N/cm)

Nestes resultados, há de se ressaltar a perda de 5 animais. Três destes vieram a óbito durante o período experimental, e um deles apresentou fratura de tíbia exatamente no local das fixações, impedindo a manutenção dos implantes, tendo sido associado um quadro séptico compatível com osteomielite. Em outro animal, o de número onze, também se verificou a fratura da tíbia, porém, somente com envolvimento do implante sem câmara de ossificação. Desta forma, também se praticou o teste de torção, cujo valor foi compatível com a média verificada no grupo. Entretanto devido a ocorrência deste evento, tal valor não foi incorporado à análise

estatística*(Tabela 1).

Para a análise estatística dos valores encontrados, empregou-se um estudo paramétrico de análise de variância a um critério, com grau de significância de 5%, como se segue (Tabela 2).

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"
Entre grupos	23.54395	1	23.54395	1.129071
Resíduo	375.3447	18	20.85249	
Total	398.8887	19		

Tabela 2- Análise estatística paramétrica a um critério com grau de significância de 5%.

Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Tais resultados serão discutidos a seguir. Há de se ressaltar, entretanto, que para o desrosqueamento dos implantes, em alguns casos, verificou-se a fratura da tíbia no seu sentido longitudinal.

06. Discussão

Discussão

Os implantes osseointegrados constituem, atualmente, um grande recurso terapêutico para o Cirurgião - Dentista . Possuem comprovada eficácia, com resultados predictíveis, verificados experimental e clinicamente (ADELL et al., 1981; ALBREKTSSON et al., 1986; ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990).

Porém, como demonstraram D'HOEDT & SCHULTE (1989) e SIEGELE & SOLTÈZ (1989), a forma do implante pode constituir fator importante no seu processo de osseointegração, assim como no seu desempenho clínico. Em seus estudos, diferentes desenhos de implantes foram testados (cilíndricos, cônicos, telescópicos, parafusos), onde se observou diferentes resultados de indução de *stress* sobre o osso circunjacente. Principalmente em relação aos implantes com variação de diâmetro no curso de seu longo eixo, como os telescópicos e cônicos, que induziram pior distribuição de esforços.

Tal preocupação com o formato, pode estar diretamente relacionada à vida útil da fixação. O objetivo deste estudo, de avaliar a importância da câmara de ossificação, ao que parece, pode não ter implicação direta com este tipo de biodinâmica , uma vez que pouco se altera a forma externa do implante. Talvez sua importância esteja mais diretamente relacionada com a estabilidade inicial do cilindro, permitindo um maior contato com a superfície óssea, nos estágios primários da osseointegração. O crescimento ósseo no sentido destas cavidades ósseas do implante, muito

provavelmente, ocorre como demonstrado em vários estudos que analisam a biologia óssea reparacional. WINET & ALBREKTSSON (1988), verificaram um grande aumento da porcentagem de tecido ósseo e fibroso nestas câmaras a partir do período de seis semanas em coelhos. Esta fase inicial poderia representar um período crítico para a osseointegração, particularmente quando se dispõe destes artificios no corpo do parafuso.

Entretanto, vários pacientes possuem estágios avançados de reabsorção óssea alveolar, dificultando, ou mesmo impossibilitando a utilização de implantes de comprimento adequado e que indiquem um prognóstico favorável para o caso. Na maioria das vezes, são pacientes de idade avançada, onde cirurgias reconstrutivas podem representar um risco maior à saúde que sobrepõe-se aos benefícios que poderiam advir ao procedimento.

Nestes casos a transfixação mandibular, ultrapassando o limite ósseo mandibular inferior, nos parece um procedimento aceitável e de prognóstico mais favorável. Perde-se, no entanto, as possíveis vantagens biomecânicas expressas acima, proporcionadas pela câmara de ossificação.

Desta forma, para avaliar a real influência deste artifício, propusemo-nos avaliar diferenças biomecânicas entre implantes contendo ou não esta cavidade, através de testes de torque.

BIANCHI et al. [199_] comprovaram a eficácia do torquímetro para uso odontológico, e estudando a influência do tempo e da estimulação ultra -sônica sob o osseointegração, encontraram valores de resistência ao desrosqueamento médios, de 17,8 N/cm para coelhos sacrificados no

período de 21 dias, e de 25,5 N/cm para os sacrificados aos 42 dias. Como se pode observar, existe uma tendência de maior integração em períodos maiores. Os valores obtidos neste experimento são próximos aos destes autores, porém verificados em período mais longo e utilizando espécimes de menor diâmetro e comprimento. Teoricamente, nossos resultados poderiam ser considerados piores, mas deve-se lembrar que a espessura da cortical circundante é fator importante quando se utiliza implantes maiores, podendo ceder mais facilmente ao desrosqueamento.

Comparando os resultados obtidos neste trabalho com outros relatos, vamos encontrar uma grande variabilidade de valores. JOHANSSON & ALBREKTSSON (1987), num dos primeiros trabalhos que empregaram esta metodologia, avaliaram a força necessária para o desrosqueamento de implantes especialmente desenhados, implantados em tíbias de coelhos, através de testes de torque. Estes valores foram obtidos em cinco diferentes períodos, sendo que ao se observar o período semelhante ao empregado neste trabalho (3 meses), encontrar-se-á valores com grande dispersão, variando desde 32 até 116 N/cm. Existe nesta comparação, uma grande diferença entre os valores médios obtidos.

CARLSSON et al. (1988) também verificaram grande dispersão de valores quando estudaram a influência da rugosidade de superfície, empregando esta metodologia. Os valores variaram de 8 a 32 N/cm. A média de 26,6 N/cm, foi obtida no sacrifício de 6 semanas, empregando-se implantes de 3,7 mm de diâmetro. Trata-se de um período mais curto, onde o valor médio atingido foi alto comparado ao nosso trabalho.

Em contra - partida, JOHANSSON et al.(1991) encontraram valores médios de 24,9 N/cm em testes de torque realizados empregando a mesma metodologia, em período similar ao testado neste trabalho, ou seja, 3 meses. Para tanto, empregaram implantes de 3,5 mm de diâmetro e 10mm de comprimento, permitindo um bom travamento bicortical. Estes resultados já demonstraram uma menor dispersão de valores e médias próximas às obtidas por nós.

CARR et al .(1997) testando diferentes superfícies de implantes instalados em babuínos , encontraram valores torcionais de remoção de 60N/cm. Entretanto, este estudo foi realizado em macacos com período de observação de 6 meses, em ossos mais volumosos e implantes com maiores dimensões, o que dificulta análise comparativa com este trabalho.

IVANOFF et al. (1996) avaliaram a importância do travamento mono ou bicortical, também em tibia de coelhos. Empregaram implantes especialmente desenhados sem câmara de ossificação, que exigiram esforços de 13,2 e 15,5 N/cm e de 30,5 e 51,3 N/cm para sua remoção no período de 6 e 12 semanas, com travamento monocortical e bicortical, respectivamente. Estes valores foram superiores aos verificados por nós, onde também empregou-se o travamento bicortical.

Com relação a amostra utilizada, consideramos a nossa com considerável significância estatística, quando comparada aos trabalhos internacionais. CARLSSON et al. (1988), JOHANSSON et al. (1991) e BIANCHI et al.[199_] , utilizaram entre 7 e 8 coelhos. CARR et al. (1997) utilizaram 4 macacos. Somente JOHANSSON & ALBREKTSSON (1987) e

IVANOFF et al. (1996) empregaram 25 e 18 animais respectivamente, porém, estudaram simultaneamente com cinco diferentes grupos.

Com relação aos valores verificados pode-se depreender que a qualidade da osseointegração está sujeita a uma série de fatores, que podem ocasionar resultados muito variáveis. Parece claro que existe uma relação direta entre o período que o implante permanece sepultado com sua integração. Como demonstraram JOHANSSON & ALBREKTSSON (1987) e IVANOFF et al. (1996), quanto maior o período de sepultamento sem carga, maior a integração óssea e mais difícil a remoção do implante.

Da mesma forma parece claro que a superfície do implante tem efeito sobre sua integração, principalmente logo após o período de sepultamento, como testados nos trabalhos de CARLSSON et al. (1988) e CARR et al. (1997). E mesmo em relação à técnica e dimensão do implante x estrutura óssea, podemos ter variáveis. IVANOFF et al. (1996) demonstraram a superioridade incontestável do travamento bicortical.

Portanto, diferença de resultados nas comparações entre os estudos podem ocorrer, uma vez que o desenho dos cilindros, sua natureza, sua superfície, suas dimensões e a técnica ou maneira como são inseridos, diferem de um trabalho para outro. É lógico, tais diferenças não devem ser tão discrepantes. Neste aspecto, os valores obtidos neste trabalho encontram apoio em outros estudos similares como os de CARLSSON et al. (1988) e JOHANSSON et al. (1991).

Acreditamos ser mais interessante a observação das comparações feitas dentro de cada trabalho, onde, supostamente, estas

variáveis acima mencionadas foram eliminadas. Neste ponto de vista, a ausência de diferença estatística entre os grupos, nos dá uma orientação importante, mas não indicativa de alterações de protocolo cirúrgico.

Não se pode com base em um estudo realizado em coelhos, determinar a abolição da câmara de ossificação. Principalmente porque neste modelo experimental, não existe qualquer tipo de carga sobre o implante recém sepultado, como ocorre na boca. Tal observação é importante, pois neste período inicial, onde a estabilidade é fundamental, a câmara pode fazer diferença, ainda mais se considerada a possibilidade de carga oclusal.

Todavia, os resultados podem explicar, ou mesmo colaborar com as publicações de FRIBERG et al. (1992) e OLSSON et al. (1995) que apresentaram e ressaltaram o sucesso clínico dos implantes MK II, auto-rosqueantes, e que por isso não apresentam câmara de ossificação. Entretanto, como comprovaram TANAKA et al. (1994), sua utilização em ossos muito densos deve ser precedida pelo *tapping*, uma vez que o auto-rosqueamento com uma tensão muito grande pode induzir microfraturas ósseas (UEDA et al., 1991) ou mesmo regiões de compressão exagerada, não favorável à osseointegração.

Desta maneira, a seleção adequada da técnica e do material a serem utilizados deve ser criteriosa, levando em consideração estes estudos e estas variáveis.

Este trabalho contribui para a observação de mais uma característica da

osseointegração, ligada diretamente ao desenho do cilindro. Não deve e nem pode ser a única a ser considerada quando de sua escolha. Somente com estudo, experiência clínica e bom senso, poderemos lograr bons resultados em nossos tratamentos e contribuir para o progresso da ciência.

07. Conclusão

Conclusão

Pela observação da análise empregada, concluiu-se não haver diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de implantes, uma vez que ambos os grupos responderam a remoção de torque de maneira semelhante, indicando que a câmara de ossificação parece não influenciar na qualidade da osseointegração nestes períodos mais tardios de observação.

08. Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADELL, R., LEKHOLM, U., ROCKELR, B., BRANEMARK, P.I. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** v.10, p. 387-416, 1981.
- ALBREKTSSON, T., JANSON, T., LEKHOLM, U. Osseointegrated Dental Implants. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.30, p. 151-157, 1986
- ALBREKTSSON, T. et al. The term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.1, p. 11-25, 1986
- ALBREKTSSON, T. et al. Bone repair in implant models: a review with emphasis on the harvest chamber for bone regeneration studies. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n. 1, p. 45-54, 1989.
- ALBREKTSSON, T., SENNERBY, L. Direct bone anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. **Int. J. Prosth.**, v.3, n.1, p.30-41, 1990.
- ATWOOD, D. A. The reduction of residual ridges. A major oral disease entity. **J. Prosth. Dent.**, v. 26, p. 266, 1971.
- AUGTHUN, M., SPIEKERMAN, H., BIESTERFELD, S. Healing of bone defects in combination with immediate implants using the membrane technique. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 4, p. 421-8, 1995.
- BECKER, W. et al. Variations in bone regeneration adjacent to implants augmented with barrier membranes alone or with demineralized freeze-dried bone or autologous grafts: a study in dogs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 2, p. 143- 54, 1995.
- BIANCHI, E.C. et al Análise do desempenho de implantes osseointegrados pela medição do torque. Bauru: [s.n.], [199-]. Resumo da monografia.
- BRANEMARK, P. I. et al. Intraosseous anchorage of dental prostheses. **Scand. J. plast. Reconst. Surg.**, v. 3, p. 81-93, 1969.
- BREINE, U., BRANEMARK, P.I. Reconstruction of alveolar jaw bone. A experimental and clinical study of immediate and preformed autologous grafts in combination with osseointegrated implants. **Scand. J. Plast. Reconst. Surg.**, v. 4, p. 23-48, 1980.
- BROSH, T., PERSOVSKI, Z., BINDERMAN, I. Mechanical properties of bone-

implant interface: an in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v.10, p. 729-735, 1995.

BRUNSKI, J.B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.3, n. 2, p.85-97, 1988.

CARLSSON, G.E., PERSSON, G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. **Odont. Rev.**, v. 18, p. 27, 1967.

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

CARR, A. B. et al. Reverse torque failure of screw shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.10, n. 2, p.167-174, 1995.

CARR, A. B., BEALS, D.W., LARSEN, P.E. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons after 6 months of healing. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.12, n. 5, p. 598-603, 1997.

DAHLIN, C. et al. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. **Plast. Reconst. Surg.**, v. 81, n. 5, p. 672-676, 1988.

DAHLIN, C. et al. Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n. 1, p. 19-25, 1989.

DANESH-MEYER, M. J. Dental implants I. Biological bases, implant types, and peri-implant sulcus. **J. of the New Zeland Society of Periodontology**, v.77, p.15-22, 1994.

D'HOEDT, B., SCHULTE, W. A comparative study of results with various endosseous implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.4, n.2, p.95- 105, 1989.

FRIBERG, B., GRONDAHL, K., LEKHOLM, U. A new self-tapping Branemark implant: clinical and radiographic evaluation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p. 80-85, 1992.

HELSINGEN, A .L.; LYBERG, T.; Comparative surface analysis and clinical performance studies of Branemark implants and related clones. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.4, p.422-430, 1994.

HURZELER, M. B. et al. Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part 1: clinical findings and histologic observation. **Int. J. Oral Maxillofac.**, v. 10, n. 4, p. 474-484, 1995.

IVANOFF, C. J., SENNERBY, L., LEKHOLM, U. Influence of mono-and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.25, p.229-235, 1996.

JEMT, T. et al. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 2, p. 162-167, 1992.

JENSEN, J., SIMONSEN, E.K., SINDET-PEDERSEN, S. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with bone grafting and osseointegrated implants: a preliminary report. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 48, p. 27-32, 1990.

JOHANSSON, C., ALBREKTSSON, T. Integration of screw implants in the rabbit; a 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 2, n. 2, p. 69-75, 1987.

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

JOHNNS, R. B. et al. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.7, n. 4, p. 513-522, 1992.

JOVANOVIC, S. A., SPIEKERMANN, H., RICHTER, E. J. Bone regeneration around titanium dental implants in dehiscenced defects sites: a clinical study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 2, p. 233-245, 1992.

KELLER, E. E., TOLMAN, D. E. Mandibular ridge augmentation with simultaneous onlay iliac bone graft and endosseous implants: a preliminary report. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 2, 176-184, 1992.

MARZOLA, C. **Técnica exodôntica**. 3. Ed., Pancast, 1994.

MERCIER, P. Ridge reconstruction with hydroxyapatite. Part 1. Anatomy of the residual ridge. **Oral Surg.**, v. 65, n. 5, p. 505-510, 1988.

MERICSKÉ-STERN, R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v. 5, n. 4, p. 375-383, 1990.

NAERT, I.; QUIRYNEN, M.; THEUNIERS, G.; VANSTEENBERGHE, D.

Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4- year report . **J. prosthet. Dent.**, v. 65, n. 671-680, May, 1991.

OLSSON, M. et al. MKII- A modified self- tapping Branemark implant; 3-year results of a controlled prospective pilot study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.10, n.1, p.15-21, 1995.

PIETROKOVSKI, J.; MASSLER, M. Residual ridge remodeling after tooth extraction in monkeys. **J. prosth. Dent.**, v. 26, p. 119, 1971.

QUINN, P. D., KENT, K., MACAFEE II, A. Reconstruction the atrophic mandible with inferior border grafting and implants: a preliminary report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 1, p. 87-93, 1992.

SENNERBY, L. THOMSEN, P. ERICSON, L. A . A morphometric and biomechanic comparasion of titanium implants inserts in rabbit cortical and cancellous bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p. 62-71, 1992.

SETZ, J. et al. Complete dentures fixed on dental implants: chewing and implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.4, n. 2, p.107-111, 1989.

SIEGELE, D., ING, D., SOLTÉZ, U. Numeral investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.4, n.4, p.333-340, 1989.

SPIEKERMANN, H., JANSEN, V K., RICHTER, E. J. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 2, p. 231-243, 1995.

SULLIVAN, D.Y., SHERWOOD, R.L., COLLINS, T.A . The reverse-torque test: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.2, p. 179- 85, 1996.

TALLGREN, A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture weares: a mixed longitudinal study covering 25 cases. **J. prosth. Dent.**, v. 27, p. 120, 1977.

TANAKA,M. et al. Effects of bone tapping on osseointegration of screw dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.5, p.541-547, 1994.

UEDA , M. et al. The relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. **Int. J. Oral Maxilofac. Implants**, v.6, n.4, p. 442-447, 1991.

WINET, H., ALBREKTSSON, T. Wound healing in the bone chamber:
neovascularization during transition from the repair to the regenerative
phase in the rabbit tibial cortex. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.3,
n.2, p.99-107, 1988.