

**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

Edmur Pereira Buzzá

**AVALIAÇÃO HISTOLÓGICA E BIOMECÂNICA
DA AÇÃO DA ELETROMAGNETOTERAPIA
SOBRE O PROCESSO DE REPARO ÓSSEO
JUNTO A IMPLANTES DE TITÂNIO INSERIDOS EM
TÍBIAS DE COELHOS**

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

Piracicaba-SP

- 1999 -

**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

Edmur Pereira Buzzá

**AVALIAÇÃO HISTOLÓGICA E BIOMECÂNICA
DA AÇÃO DA ELETROMAGNETOTERAPIA
SOBRE O PROCESSO DE REPARO ÓSSEO
JUNTO A IMPLANTES DE TITÂNIO INSERIDOS EM
TÍBIAS DE COELHOS**

Banca Examinadora: Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa (orientador)

Prof. Dr. Elcio Marcantonio

Prof. Dr. Marcio de Moraes

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

**Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG. 03/09/100**

Assinatura do Orientador

Piracicaba-SP

- 1999 -

UNIDADE	B.C.
N.º CHAMADA	T/UNICAMP
N.º	B989a
V.	Ex.
TOMBO BC	40840
PROD.	278100
C	☐
D	☒
PREÇO	311,00
DATA	04/04/00
N.º CPD	

CM-00135162-1

Ficha Catalográfica

B989a Buzzá, Edmur Pereira.
Avaliação histológica e biomecânica da ação da eletromagnetoterapia sobre o processo de reparo ósseo junto a implantes de titânio inseridos em tíbias de coelhos. / Edmur Pereira Buzzá. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.
116p. : il.

Orientador : Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantações dentárias. 2. Titânio. 3. Ossos – Regeneração. I. Barbosa, José Ricardo de Albergaria. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 01 de Outubro de 1999, considerou o candidato EDMUR PEREIRA BUZZÁ aprovado.

1. Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

A handwritten signature in dark ink, written over a horizontal line.

2. Prof. Dr. ELCIO MARCANTONIO

A large, stylized handwritten signature in dark ink, written over a horizontal line.

3. Prof. Dr. MARCIO DE MORAES

A handwritten signature in dark ink, written over a horizontal line.

À minha família : Maria Rita, Cinthia Maria e Luiz Antonio

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao **Grande Arquiteto do Universo**, pois me proporcionou condições para que eu conseguisse chegar ao término deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, meu orientador e amigo, pelo estímulo e orientação que criaram condições e oportunidades para a concretização deste trabalho e que me apoiou durante a realização do mesmo.

Ao **Prof. Dr. Luis Augusto Passeri**, pela oportunidade oferecida, amizade e dedicação com que conduz este curso de Pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro**, pela amizade sincera, incentivo, apoio, aprendizado e convivência, a quem eu devo muito pelas grandes oportunidades que já tive, além de respeito e admiração inestimáveis.

Ao **Prof. Dr. Élcio Marcantonio**, que me proporcionou o privilégio de sua amizade, convivência, a quem eu devo muito pelas oportunidades e aprendizado que tive.

Ao **Prof. Dr. Mario Francisco Real Gabrielli**, pela amizade, ensinamentos e oportunidades.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp - pelas condições e pelos recursos necessários para realização deste trabalho.

À FAPESP, pelo fornecimento da bolsa de estudo que possibilitou o término desta dissertação.

À INP, pelo fornecimento dos implantes que foram usados neste trabalho.

Ao Dr. José Tadeu Tessoroli Siqueira, pela amizade e apoio técnico-científico usado neste trabalho.

Aos Professores Drs. Márcio de Moraes, Renato Mazzonetto e Roger William Fernandes Moreira, pela amizade, ensinamentos e convivência.

Aos amigos do curso de Pós-graduação, Alexandre Elias Trivellato, Eider Guimarães Bastos, José Rodrigues Laureano Filho, Luis Raimundo Rabello, Robson Rodrigues Garcia e Valfrido Antonio Pereira Filho, pela amizade sincera, convivência e companheirismo.

Aos amigos do curso de doutorado, Marcelo Marotta Araújo e Maria Cândida de Almeida Lopes, pela amizade e convivência.

Às funcionárias, Alda Maria Rosa Trigo e Sueli Cristina Scarossati Teixeira da Cruz, pelo apoio, amizade e convivência.

À amiga **Júlia Aparecida de Toledo Pierri**, pela amizade sincera e colaboração.

Ao amigo **Luis Henrique Genari**, pela amizade e colaboração.

Aos meus pais, **Edmur e Lydia**, por sempre me exemplificarem com palavras e ações o amor, a dignidade, a amizade, a honestidade e por proporcionarem-me condições de receber o estudo que me possibilitou a realização deste trabalho.

Ao meu irmão **Evaldo (KIKE)**, pela amizade, companheirismo, apoio, atenção, preocupação, colaboração, a quem muito devo.

Aos meus filhos, **Cinthia Maria e Luis Antonio**, pela paciência e compreensão que tiveram comigo durante este período de ausência.

Agradecimento especial à minha esposa **Maria Rita** pela compreensão, apoio, companheirismo, dedicação e paciência que teve neste período atribulado.

Meus sinceros agradecimentos

SUMÁRIO

Listas.....	1
Lista de abreviaturas.....	2
Lista de tabelas.....	6
Lista de figuras.....	7
Resumo.....	10
Abstract.....	13
1. Introdução.....	16
2. Revisão de Literatura.....	19
3. Proposição.....	48
4. Material e Método.....	50
5. Resultados.....	67
6. Discussão dos Resultados.....	93
7. Conclusões.....	105
Referências Bibliográficas.....	107

LISTAS

LISTA DE ABREVIATURAS

A = tecido adiposo

Ad libitum = à vontade

ADA = American Dental Association

Amps = ampères

Apud = em

ASTM = American Society of Test Materials

C = osso cortical

CJ = tecido conjuntivo

cm = centímetro

$^{\circ}\text{C}$ = graus Celsius

E = endósteo

EI = espaços ocupados pelo implante

et al. (abreviatura de *et alli*) = e outros

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

F = teste F

Fig. = figura

Figs. = figuras

g = grama

g/cm = gramas por centímetro

g/cm = gramas por centímetro

GL = graus de liberdades

Ha-Ti = hidroxiapatita/titânio

H.E. = hematoxilina e eosina

Hz = hertz

IM = implante

In = em

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

In vitro = em laboratório

In vivo = em tecido vivo

kg = quilograma

LC = linha cimentificante

Ltda = limitada

M = medular

μ Amps = microamperes

MEV = microscopia eletrônica de varredura

Mc = megaciclo

mm = milímetro

mg = miligrama

ml/kg = mililitro por quilo

mV = milivolt

μm = micrômetro

N.cm = Newtons por centímetro

NIH = National Institute of Health - USA.

nm = nanômetro

n^0 = número

OG = camada osteogênica

OP = osso cortical pré-existente

OI = osso imaturo

ON = osso neoformado

P = periósteo

p = probabilidade

pg = página

pH = concentração hidrogênio iônica

% = porcentagem

QM = quadrado médio

rpm = rotação por minuto

SQ = soma de quadrados

Ti = titânio

TiCl_4 = tetracloreto de titânio

Ti – 6AL – 4v = liga composta de 90% de titânio, 6% de alumínio e 4% de vanádio

V = vasos sanguíneos

X = versus

x = vezes

W = watts

Vpp = período de pico de tensão

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Distribuição dos animais e períodos de sacrifício dos mesmos.....	pg 60
Tabela 2 – Valores dos esforços de torção em N.cm.....	pg 69
Tabela 3 – Resultados da Análise de Variância - Quadro ANOVA....	pg 70
Tabela 4 – Esforço de tensão médio empregado nos diferentes grupos.....	pg 71

LISTA DE FIGURAS

- Fig. 1 Implante cilíndrico de pressão com sulcos transversais regulares em forma de “V” – superfície usinada..... pg 62
- Fig. 2 Implante junto às embalagens externa (com a marca do fabricante) e interna (de coloração âmbar)..... pg 62
- Fig. 3 Motor elétrico com contra-ângulo redutor 16:1 acoplado ao micro-motor..... pg 63
- Fig. 4 Perfurações realizadas com contra-ângulo redutor 16:1, com velocidade de trabalho de 1.000 rpm, com torque de 36 N.cm e abundante irrigação com soro fisiológico..... pg 64
- Fig. 5 Implantes inseridos com o auxílio do bate-implante e martelo cirúrgico próprios..... pg 64
- Fig. 6 Implantes inseridos na tíbia do coelho..... pg 65
- Fig. 7 Caixa utilizada para contenção dos animais (coelhos) e aplicação da eletromagnetoterapia. pg 65
- Fig. 8 Aparelho de eletromagnetoterapia “Healtec”- Healtec Eletromedicina Ltda..... pg 66
- Fig. 9 Torquímetro tipo “chave de fenda” com conectores para adaptação do torquímetro ao implante..... pg 66
- Fig. 10 Grupo controle – 21 dias pós-operatórios – Região Periosteal – Osso neoformado (ON) imaturo que apresenta-se bem vascularizado e celularizado. Presença de tecido conjuntivo (CJ) frouxo no interior do osso neoformado e tecido conjuntivo (CJ) fibroso junto à interface..... pg 76
- Fig. 11 Grupo controle – 21 dias pós-operatórios – Região do Osso Cortical - Crescimento aposicional de tecido ósseo neoformado (ON) de superfície ondulada, devido aos sulcos em V do implante..... pg 76

- Fig. 12 Grupo Controle – 21 dias pós-operatórios – Região do Endósteo – Osso neoformado (ON) com presença de trabéculas entremeadas por tecido conjuntivo (CJ). Junto à interface temos formação de tecido conjuntivo (CJ) e algumas áreas de neoformação óssea (ON)..... pg 77
- Fig.13 Grupo controle – 21 dias pós-operatórios – Região Medular – Predominância de tecido adiposo (A). Junto à interface temos uma faixa de tecido conjuntivo (CJ) em contato com o implante..... pg 77
- Fig. 14 Grupo estimulado – 21 dias pós-operatórios – Região Periosteal – Espessamento da camada osteogênica (OG) com formação de osso neoformado (ON). Notamos também, a presença de tecido conjuntivo (CJ)..... pg 81
- Fig. 15 Grupo estimulado – 21 dias pós-operatórios – Região do Osso Cortical – Osso cortical pré-existente (OP) bem vascularizado, com padrão compacto característico. Osso neoformado (ON) entremeado por tecido conjuntivo (CJ)..... pg 81
- Fig. 16 Grupo estimulado – 21 dias pós-operatórios – Região do Endósteo – Osso neoformado (ON) a partir do endósteo (E) com crescimento alcançando até o terceiro sulco em V do implante..... pg 82
- Fig. 17 Grupo estimulado – 21 dias pós-operatórios – Região Medular – Áreas de neoformação óssea (ON) entremeadas por tecido conjuntivo (CJ) e células adiposas (A), com predomínio dessas últimas..... pg 82
- Fig. 18 Grupo controle – 42 dias pós-operatórios – Região Periosteal – Osso neoformado (ON) com padrão ainda não homogêneo. Junto à interface com o pescoço do implante, temos osso neoformado (ON)..... pg 86

- Fig 19 Grupo controle – 42 dias pós-operatórios – Região de Osso Cortical – Osso cortical pré-existente (OP) bem vascularizado e com padrão característico. Notamos a presença de osso neoformado (ON) com vasos sanguíneos (V) e tecido conjuntivo (CJ)..... pg 86
- Fig. 20 Grupo controle – 42 dias pós-operatórios – Região do Endósteeo – Presença de processo de osteogênese bastante estimulado. Total organização do osso neoformado (ON) com aspecto histológico semelhante à cortical pré-existente (OP)..... pg 87
- Fig. 21 Grupo controle – 42 dias pós-operatórios – Região Medular – Predomínio de células adiposas (A) com presença de vasos sanguíneos (V). A porção superior apresenta osso neoformado (ON) e tecido conjuntivo (CJ)..... pg 87
- Fig. 22 Grupo estimulado – 42 dias pós-operatórios – Região Periosteal – Osso neoformado (ON) com padrão mais homogêneo que o do período anterior. Junto à interface com o pescoço do implante, temos osso neoformado (ON)..... pg 91
- Fig. 23 Grupo estimulado – 42 dias pós-operatórios – Região de Osso Cortical – Superfície ondulada em razão do crescimento de osso neoformado (ON) para o interior das 3 sulcos do implante. É possível observar a linha cimentante entre o osso cortical pré-existente (OP) e o osso neoformado (ON). Presença de vasos sanguíneos..... pg 91
- Fig. 24 Grupo estimulado – 42 dias pós-operatórios – Região do Endósteeo – Espessamento da camada endosteal junto aos sulcos do implante. Presença de vasos sanguíneos..... pg 92
- Fig. 25 Grupo estimulado – 42 dias pós-operatórios – Região Medular – Predomínio de células adiposas (A) com presença de vasos sanguíneos (V). A porção superior apresenta crescimento de osso neoformado (ON) e tecido conjuntivo (CJ) provenientes da região do endósteeo..... pg 92

RESUMO

RESUMO

BUZZÁ, E.P. – Avaliação histológica e biomecânica da ação da eletromagnetoterapia sobre o processo de reparo ósseo junto a implantes de titânio inseridos em tíbias de coelhos. Piracicaba, 1999. 116 pg. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica – Área de Cirurgia Bucal-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.

Este trabalho teve como objetivo fazer uma comparação histológica e biomecânica do processo de reparo ósseo junto à superfície de implantes de titânio comercialmente puro, sob a ação de estimulação eletromagnética. Para esse estudo foram implantados cilindros de titânio com 2,6 mm de diâmetro por 6 mm de comprimento e com 3 sulcos regulares em forma de “V”, na metáfise tibial de 12 coelhos albinos, da raça Nova Zelândia.

Os animais foram divididos em dois grupos de 6 animais cada, sendo que, em um dos grupos, aplicamos a estimulação eletromagnética por um período de 30 minutos ao dia. Os animais foram analisados e sacrificados nos períodos de 21 e 42 dias pós-operatórios. Os testes de torque foram

realizados em todos os animais e após foram retirados os fragmentos ósseos contendo os implantes para que as peças fossem preparadas e analisadas por microscopia óptica. Os resultados mostraram que não houve diferenças histológicas e biomecânicas significantes entre os animais estimulados e os não estimulados. Os implantes, nos dois grupos, apresentaram áreas de osseointegração e o torque necessário para a liberação dos implantes aumentou em função do tempo.

Palavras-chaves:Implantes, Titânio, Osseointegração, Eletromagnetoterapia

ABSTRACT

ABSTRACT

BUZZÁ, E.P. –Histological and biomechanical evaluation of the electromagnetotherapy action on the bone healing process of titanium implants inserted in the tibia of rabbits

The purpose of this study was a histological and biomechanical evaluation of the bone healing process in commercial pure titanium surfaces, under the action of electro-magnetic stimulation. Titanium cylinders, each being 6mm long, with a 2,6 mm diameter and having three regular “V”-shaped grooves, were implanted in the tibial metaphysis of twelve albino rabbits of the New Zealand breed.. The animals were divided into two groups of six animals each and in one of the groups electro-magnetic stimulation was used. They were sacrificed after 21 and 42 days postoperatively. The torque tests were performed in all animals and bone fragments removed from the implants were extracted so that pieces were prepared and analysed by means of optical microscopy. The results showed no significant histological and biomechanical differences between the stimulated and non stimulated animals.

The implant in both groups presented osteointegration areas and the necessary torque for the loosening the implants increased with time

Key Words: Implants, Titanium, Osteointegration and Eletromagneto-therapy

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Implantes de titânio estão sendo usados há mais de vinte anos, embora outros tipos de materiais tenham sido propostos, os de titânio são usados até hoje, e tem apresentado os melhores resultados.

Resultados clínicos positivos são encontrados quando há contato direto entre o tecido ósseo e a estrutura do metal; entre estes resultados, pode ser observada, à luz da microscopia óptica, a chamada osseointegração (**BRANEMARK et al., 1969; BRANEMARK et al., 1977**).

BRANEMARK et al. (1977) apresentaram resultados obtidos após 10 anos de avaliação clínica em pacientes submetidos a tratamento com um sistema próprio de implantes de titânio, mas somente após 1982, quando foi realizada a conferência sobre osseointegração em odontologia na cidade de Toronto (Canadá), a comunidade científica passou a reconhecer implantes osseointegrados como uma técnica aceitável para substituição dos dentes.

Vários autores (**SHAMOS et al., 1963; BASSETT et al., 1974; REIDE et al., 1981; DAHLIN et al., 1988 e SCHASTNYI et al., 1994**) têm sugerido o emprego da estimulação eletromagnética em reparação óssea.

IJIRI et al. (1996) estudaram a influência da estimulação eletromagnética sobre a osteogênese junto a implantes porosos colocados em tíbias de coelhos. Os resultados sugeriram que a estimulação eletromagnética favorece o crescimento de osso dentro dos poros do implante.

Foi nosso objetivo avaliar histológica e biomecanicamente a atuação da eletromagnetoterapia na relação osteogênica junto à superfície de implantes e sua ação sobre o processo de reparo ósseo nos tecidos junto a implantes de forma cilíndrica titânio comercialmente puro.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

Estudos visando a colocação de implantes em substituição aos dentes naturais perdidos por trauma, cárie, doenças periodontais, ou qualquer outro motivo vêm sendo investigados desde há muitos anos atrás.

Estes estudos foram iniciados no século passado onde alguns pesquisadores destacaram.

LINKOW (1991), em sua revisão sobre implantodontia, destaca alguns dos pesquisadores pioneiros, tais como Maggiolo (1809), Diau Blanc (1881) e Hillicher (1891). Entretanto, relata que o maior problema encontrado por estes primeiros “implantodontistas” era o uso de materiais com biocompatibilidade inadequada.

STROCK (1939) avaliou a substituição de dentes ausentes através da colocação de implantes de Vitalium em cães, concluindo que estes implantes apresentavam evidências de que poderiam sustentar próteses e substituir “temporariamente” os dentes ausentes.

Há mais de 20 anos os implantes de titânio vêm sendo usados, **LEVENTHAL** (1951) já utilizava o titânio como um novo material para a aplicação cirúrgica.

HODOSSH et al. (1964, 1965 e 1967), através de seus estudos, observaram ausência de reação adversa dos tecidos frente à colocação de réplicas dentários confeccionadas em metacrilato que visavam substituir dentes recém-extraídos, ou através da confecção de um alvéolo artificial. Avaliados em um curto espaço de tempo, estes implantes apresentaram algum sucesso.

As condições atuais da implantodontia têm como base o trabalho de muitas pessoas, no passado e no presente, sempre em direção a uma meta comum: oferecer ao paciente um implante estético e principalmente funcional (**NOCITI Jr.**, 1997).

Atualmente, todos os créditos são atribuídos ao implante de titânio, pois, estando em função, não apresenta qualquer tecido indiferenciado entre o implante e o tecido ósseo (**BRANEMARK et al.**, 1977; **ADELL et al.**, 1981; **ZARB & SCHMITT**, 1990 e **NAERT et al.**, 1992).

O titânio possui boa resistência à corrosão sob tensão, à fadiga, biocompatibilidade e elevadas propriedades mecânicas, mesmo quando imerso em solução salina. Este metal permite o crescimento do osso na sua

interface, com preenchimento de poros e rugosidades introduzidas durante a fabricação. Na última década, os implantes osseointegrados passaram a ser mais um componente no auxílio da reabilitação oral. A seleção do material a ser utilizado em implantes osseointegrados é feita com fundamentos em requisitos baseados nas propriedades mecânicas, usinabilidade, propriedades químicas e biocompatibilidade. Um dos aspectos importantes na seleção consiste em se prever como o corpo humano reagirá bioquimicamente com a presença do material estranho (LIMA et al., 1996).

Havia um consenso de que a inserção de materiais metálicos em organismos vivos sofreria uma encapsulação fibrosa, sendo esta um sinal da boa aceitação orgânica (SOULTHAM & SELWYN, 1971).

Após instalar oito implantes em forma de lâmina, em coelhos, **BABBUSH** (1972), aguardando um período de 6, 7, e 12 meses para sacrificar os animais e fazer a análise histológica, verificou que em torno de todos os implantes formou-se uma cápsula de tecido conjuntivo fibroso hialinizado, com a presença de alguns linfócitos; concluiu que uma interface implante-osso jamais se estabeleceria. Este pensamento predominou por algum tempo, até que em 1965 os primeiros estudos nessa área começaram a ser realizados. Somente após os primeiros resultados longitudinais de 15 anos de acompanhamento dos pacientes tratados com implantes do sistema

BRANEMARK, a implantodontia passou a ser reconhecida por apresentar bases científicas.

Por outro lado, a idéia de uma união rígida entre o osso e o implante impressionava os implantodontistas da época, inconformados com os insucessos de seus implantes. Durante muitos anos, acreditava-se que em torno dos implantes endósseos formava-se uma cápsula de tecido conjuntivo não mineralizado, que funcionaria como um pseudoligamento periodontal amortecendo as forças da mastigação (LISTGARTEM et al., 1991).

Porém, atualmente, esta interface, considerada uma pseudartrose, não demonstrou ser estável a longo prazo (ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990).

Em alguns sistemas de implante, a cicatrização ocorre por reparo, enquanto em outros ocorre a regeneração dos tecidos vizinhos. Reparo é um processo pelo qual uma ferida, em nível ósseo, recupera-se através da formação de um tecido fibrovascular, enquanto no processo de regeneração ocorre a formação de novo tecido ósseo (WINET & ALBREKTSSON, 1988).

Os implantes dentários, que estão ancorados em osso medular e cortical, passam pelos tecidos gengivais para penetrar no ambiente da cavidade bucal (KOTH et al., 1988).

Os implantes dentários devem funcionar em dois ambientes distintos: na intimidade dos tecidos, e no meio bucal. (DONLEY & GILLETTE, 1991).

Contrariamente, implantes ortopédicos devem funcionar somente no meio interno (Mc KINNEY Jr. et al., 1984).

Durante os anos 60, pouca pesquisa científica foi realizada para caracterizar o sucesso dos implantes. O National Institute of Health (NIH), em 1978, produziu um documento onde se tentava pela primeira vez definir critérios pelos quais os sucessos dos implantes pudessem ser julgados.

Em maio de 1982, na conferência de Toronto, foram apresentadas à literatura científica da odontologia da América do Norte pesquisas suecas sobre a interface osso-implante chamada de osseointegração. Este conceito foi baseado na inserção atraumática do implante e retardo funcional sobre ele.

A equipe sueca, liderada por PI Branemark, comunicou um sucesso de 91% em implantes realizados na mandíbula, durante um período de 15 anos, que superou os critérios adotados pela conferência de 1978 do NIH,

onde se buscava consenso nos resultados dos implantes. Em 1985, o Conselho de Terapêutica em Odontologia da American Dental Association, que ainda não tinha aprovado nenhum sistema de implante, aceitou provisoriamente o sistema Branemark. O conhecimento obtido com a equipe sueca foi também utilizado no desenvolvimento de outros sistemas disponíveis no mercado, sendo que alguns destes sistemas também foram aceitos pela American Dental Association (**PETERSON et al.**, 1996).

Um pré-requisito clínico para se obter bons resultados neste processo é fazer com que o implante tenha um contato direto, à luz da microscopia óptica, entre titânio e osso, contato este que foi chamado de osseointegração. **BRANEMARK et al.** (1969), neste trabalho, relataram o crescimento ósseo adjacente a implantes sem interposição de tecido mole, os autores implantaram parafusos de titânio em mandíbula de cães e concluíram que era possível obter uma conexão rígida entre o osso e o implante.

BRANEMARK et al. (1977) apresentaram trabalho com resultados obtidos após 10 anos de avaliação clínica em pacientes onde propuseram, pela primeira vez, o uso do termo osseointegração e conceituaram-no como “contato direto do osso com a superfície do implante, à luz da microscopia óptica”.

O conceito de osseointegração foi originalmente introduzido a partir do uso de implantes para o tratamento de edentulismo total, principalmente em pacientes que apresentavam problemas crônicos em relação à adaptação de suas próteses (ZARB & SCHMITT, 1989).

A osseointegração está baseada na idéia de uma ancoragem óssea estável de um implante oral, ao invés de uma ancoragem de tecido mole conhecida por não funcionar eficazmente quando acompanhada por longos períodos de tempo. Isto pode parecer peculiar, pois o próprio dente é ancorado em tecido mole. No entanto, o dente é ancorado pelo tecido periodontal, altamente diferenciado em contraste com a inserção pouco organizada de tecido mole de um implante oral. Na realidade, um tecido do tipo cicatriz é o que se forma ao redor de materiais estranhos, tais como metais inseridos na cavidade bucal onde ninguém conseguiu até o momento restabelecer um verdadeiro ligamento ao redor destes substitutos implantados. No passado, este tipo de ancoragem de tecidos moles para os implantes era inevitável, resultando na perda gradual do biomaterial inserido (HOBKIRK, J. A. & WATSON, R. M., 1996).

Vários estudos avaliaram a seqüência de eventos que ocorrem após a colocação de implantes de titânio e todos mostraram, em termos gerais, que ocorriam formação de tecido ósseo imaturo e sua substituição por tecido

mais organizado e compacto, o que permitia ao implante suportar cargas mastigatórias (HANSSON et al., 1983; SELA & BAB, 1985; WEIS, 1987; GROSS, 1988; ROBERTS, 1988 e WEIS, 1990).

A resposta celular a todos os materiais biocompatíveis de implantes parece ser a mesma, pois assume condições similares de cicatrização e de micromovimentos. Esta resposta consiste na elaboração de uma fina matriz extracelular orgânica não colágena na superfície do biomaterial, seguida por posterior mineralização desta camada. A matriz extracelular mineralizada forma uma estrutura contínua na superfície do implante onde a união óssea ocorre posteriormente. A interação e a fixação entre o biomaterial e o osso parecem ser dependentes da resistência e da adesão da matriz extracelular mineralizada ao osso (PILLIAR et al., 1991).

ALBREKTSSON et al. (1983) não consideram a zona de interface um limite distinto entre o implante e o osso, mas uma área com várias centenas de Angstrons de espessura; no caso do titânio comercialmente puro, 200 a 400 Angstrons JOHANSSON et al., 1987 disseram, que contém uma larga variedade de moléculas e estruturas.

ALBREKTSSON et al. (1983) relataram que o grande mérito do titânio se deve à formação de uma camada de óxido de titânio na superfície

do implante, sendo que esta camada confere propriedades a este material, diferenciando-o dos outros.

Estudando aspectos físicos da superfície de implantes de titânio, **KASEMO & LAUSMA (1985)** afirmaram que a superfície do material implantado é fundamental no processo de osseointegração, uma vez que não se pode pensar no contato direto entre o osso e implante como uma simples conexão entre o metal e o tecido hospedeiro, na verdade, tal conexão existe entre biomoléculas teciduais e a superfície oxidada do implante.

Alguns materiais de implante são inertes, outros são bioativos, sendo assim, todo material de implante deve induzir a uma resposta biológica em algum grau. Entretanto, uma superfície bioativa significa que o material biocompatível deve aumentar ou estimular a formação de um novo osso e promover a união do osso ao implante (**BRUSNSKI, 1988**).

Existem duas formas básicas de retenção: a mecânica observada em nível macroscópico por fendas, roscas, etc. e a bioativa (**MEFFERT, 1989**).

A biointegração não só é independente do mecanismo de união mecânica, como também da ligação bioquímica do tecido ósseo vivo à superfície de um implante identificável em microscópio eletrônico.

O fosfato tricálcio e a hidroxiapatita conferem uma superfície bioativa, que promove o crescimento ósseo, induzindo uma união direta entre o implante e o tecido ósseo. Este fenômeno é denominado biointegração (MERFFET et al., 1992).

BRANEMARK (1985) tem como atual conceito de osseointegração a conexão estrutural entre o osso vivo e a superfície de um implante sob a ação de carga funcional. Aceito este conceito e sua aplicabilidade prática, é necessário definir-se em que nível de microscopia o contato direto do tecido ósseo com o implante deve ser detectado e qual percentual mínimo de superfície em contato direto com o osso que deverá haver para que um implante seja considerado osseointegrado.

A quantidade de tecido ósseo em contato com o implante é muito importante. JOHANSSON & ALBREKTSSON (1987) estudaram a inter-relação entre o grau de contato com o osso e a força necessária para a remoção do implante de titânio colocado na tíbia de coelho. Com uma técnica cirúrgica delicada, foi necessária uma força da ordem de 10 a 15 N.cm durante o primeiro mês de implantação, verificado por meio de testes de torque, sendo que após um ano foram necessários 88 N.cm de força para fazer a liberação do implante, notaram que houve nesse período um aumento do contato osso-metal à luz da microscopia óptica. Utilizando-se

de estudos histométricos, **ARVIDSON et al.** (1990) avaliaram vinte e quatro implantes dentários da marca ASTRA que foram inseridos bilateralmente em mandíbulas de quatro cães. Após um período de 6 meses, os animais foram sacrificados, sendo obtidas secções para análise histológica do tecido ósseo com o implante em posição. A avaliação da superfície de contato ósseo revelou uma média de 61,3% de integração à luz da microscopia óptica.

Analizando parafusos de titânio inseridos em tíbias de coelho, **SENNERBY** (1991) observou através da microscopia óptica que a reparação tecidual associada ao implante caracterizou-se por resposta celular precoce, poucas células inflamatórias e rápida formação de osso medular trabeculado proveniente da superfície do endóstio. Descreveu que a partir do sétimo dia pós-operatório havia formação de osso medular solitário à margem do endóstio do osso cortical remanescente. Estes núcleos solitários serviram como base para os osteoblastos superficiais produzirem osteóides num arranjo lamelar. Observou-se que a formação óssea não começava na superfície do implante.

SENNERBY et al. (1992) estudaram simultaneamente a influência da quantidade e do tipo de tecido ósseo em contato com o implante. Fizeram testes de remoção por torque e avaliaram morfometricamente implantes

colocados na tíbia e na porção femoral da articulação do joelho de coelhos aos 42, 90 e 180 dias pós-operatórios. O osso da articulação é predominantemente medular, enquanto que o osso da tíbia é predominantemente cortical. O torque necessário para remover os implantes intra-articulares aumentou com o tempo, mas esse aumento não foi tão grande como nos implantes colocados na tíbia. Após 42 dias de espera foi necessário menor força para remover os implantes intra-articulares apesar de haver uma quantidade significativamente maior de osso em contato com as roscas destes implantes, quando comparados com aqueles colocados na tíbia. Os resultados indicaram que a resistência para a liberação inicial do implante depende da quantidade de osso cortical ao redor dele.

O osso medular endosteal provavelmente é formado por diferenciação de células mesenquimais que usam o córtex original como ponto de partida e o osso solitário, descrito por **SHAPIRO** (1988), seria o resultado de células que migram de cavidades medulares diferenciadas para tal reparação.

Em 1991, **SENNERBY** observou que a formação óssea não começava na superfície do implante. O contato osso-titânio, em função do tempo, resulta da proliferação óssea proveniente de fontes osteogênicas. Quando analisado através de microscopia eletrônica, verificou que o

contato citado não era real, existindo uma faixa mineralizada entre o osso e o metal, o que dava a impressão de contato titânio-osso, à luz da microscopia. Encontraram uma camada contínua de células gigantes na superfície do implante onde o contato osso-implante não existe. A presença de células gigantes em tal situação também foi descrita por **DONATH et al.**, 1984; **LINDER et al.**, 1988; **SENNERBY**, 1991.

Estudando o comportamento de implantes do sistema T.F. (Tissue Function) recobertos com plasma spray de titânio em cães, **CARVALHO et al.** (1994) observaram que após 180 dias havia contato direto de osso compacto com o implante, sem a interposição de nenhum tipo de tecido não mineralizado. Verificaram a presença de grande quantidade de osteoclastos preenchidos por osteócitos viáveis no tecido ósseo que se encontravam no interior das roscas.

NOCITTI JR. (1994) estudou, através de descalcificação e microscopia óptica, os implantes com a forma de parafuso em fêmur de coelhos. Os períodos experimentais foram de 3, 7, 14, 21, 28 e 42 dias. Nos períodos iniciais, foi constatado quadro hemorrágico e inflamatório, posteriormente substituído por tecido de ~~granu~~ulação fibroso com intensa proliferação e diferenciação periosteal e endosteal. Tal diferenciação

resultou em trabéculas de osso imaturo, promovendo o espessamento da cortical e isolamento da área necrótica em contato com o implante.

No final do período da avaliação (42 dias), quase toda superfície óssea em contato com o implante mostrava-se vital e composta por tecido maturado.

Alguns requisitos têm que ser seguidos, segundo **ALBREKTSSON et al.** (1981), como a biocompatibilidade do material implantado, desenho que permita boa adaptação, superfície do implante em condições de pureza, técnica cirúrgica cuidadosa, leito receptor do implante saudável e controle inicial de carga sobre o implante.

O que influencia a estabilidade de um implante é a sua superfície, sua geometria e a estrutura óssea onde está sendo inserido (**CARLSSON**, 1989).

TOREZAN & ALBERGARIA-BARBOSA (1998) compararam histológica e biomecanicamente dois tipos de superfícies (usinada e jateada) de implantes cilíndricos e de titânio comercialmente puro, implantados na metáfise tibial de coelho. Os resultados mostraram que não houve diferenças histológicas e biomecânicas significantes entre os dois tipos de superfícies analisadas, sendo que nos dois casos ocorreram evidências de áreas osseointegradas.

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

Outro fator que parece ter extrema importância no processo de reparo ósseo e estabelecimento da osseointegração é a temperatura durante o preparo da cavidade óssea para a colocação dos implantes (SISK et al., 1992). Deve ser lembrado que uma perfuração feita por um tempo mais prolongado pode criar aquecimento excessivo (ERIKSON & ADELL, 1986).

As superfícies ásperas têm maior poder de ancoragem óssea, acredita-se que estas superfícies tenham um contato ósseo mais efetivo do que as superfícies lisas.

CLAES et al., 1976; ALBREKTSSON et al., 1981; KIRSCH et al., 1984; CARLSSON et al., 1988, estudaram o processo reparacional em fêmur de ratos, com parafusos de titânio em diferentes tipos de tratamento de superfícies. Assim, nos implantes com superfície tratada com plasma spray, o início da integração ocorreu aos 7 dias pós-operatórios, nos tratados com jato de areia este contato ocorreu aos 11 dias, enquanto que nos implantes lisos somente aos 20 dias. A presença de células gigantes

multinucleares nos períodos iniciais parece ser um achado normal. No entanto, os implantes com superfície áspera promovem uma aglomeração maior de células multinucleadas nestes períodos, que seriam posteriormente substituídas por tecido ósseo. **DONATH et al.** (1984) confirmaram esse fato num estudo comparativo, em fêmur de ratos, entre parafusos de titânio com superfície lisa e implantes tratados superficialmente com jato de plasma de titânio.

Sendo importante à osseointegração a superfície do implante, **SIQUEIRA; STIVAL; VELASCO** (1996), através de microscopia eletrônica de varredura e microanálise por energia de dispersão, estudaram uma amostra de implantes cilíndricos com tratamento mecânico de superfície por jateamento (Sistema INP), concluíram que em superfícies jateadas é possível uma previsibilidade de limpeza, desde que o processo permita o controle de vários fatores como tempo, temperatura, ácidos, concentração e volume.

Analisando aspectos biofisiológicos dos implantes do sistema Ha-Ti, **MORAIS** (1996) observou que o tipo auto-rosqueável simplifica a técnica operatória e permite uma melhor fixação inicial de vital importância para ocorrer o processo de osseointegração.

Pesquisando implantes de titânio, cilíndricos e com superfícies rugosas, **SIQUEIRA & VELASCO** (1996) observaram em cortes histológicos o preenchimento de todos os sulcos dos implantes por osso neoformado e sem interposição de tecido fibroso, havendo, também, um significativo contato osso-implante (interface) em todas as regiões, embora esse osso fosse totalmente medular.

A utilização de implantes osseointegrados em seres humanos tem bastante suporte científico, inclusive clinicamente é possível observar que o procedimento é seguro e previsível ao longo do tempo. Num estudo internacional envolvendo diversos centros de implantodontia, em 13.091 avaliações de implantes BRANEMARK, com acompanhamento de pelo menos 5 anos, os autores observaram uma taxa de sucesso de 85-100% na maxila e 93-99% na mandíbula.

ADELL et al. (1990) avaliaram os índices de sucesso em uma amostra de 4.636 implantes BRANEMARK inseridos em 759 maxilares, em pacientes totalmente edêntulos com preservação de 24 anos. Após 15 anos, o índice de sucesso para os implantes individuais era de 78% no maxilar e de 86% na mandíbula. Outros estudos mostram resultados semelhantes (**KONDELL et al.**, 1988; **MIETO et al.** 1989; **VAN STEENBERGHE et al.**, 1989).

É fato que a qualidade óssea tem grande importância no processo de osseointegração e não somente a quantidade de aposição óssea na superfície do implante. Assim, a maioria dos implantes perdidos, em um intervalo de 3 a 6 meses durante a cicatrização, está implantada na maxila (FRIBERG et al., 1991). Isto indica que o osso medular mais denso ou com maior área de osso cortical tem melhor prognóstico em relação à osseointegração.

LEKHOLM & ZARB (1985) apresentaram 4 diferentes qualidades ósseas. O osso tipo I apresenta uma compacta e um osso medular homogêneo; osso tipo II é um osso com compacta densa e osso medular também denso; osso tipo III é quando se encontra uma camada cortical fina e osso medular denso; o osso tipo IV é um osso com compacta fina e baixa trabeculação de osso medular.

Num clássico estudo retrospectivo, **JAFFIN & BERMAN** (1991) analisaram 1.054 implantes consecutivamente instalados e observaram um total de 102 implantes instalados em osso tipo IV; a taxa de sucesso foi de 65%, enquanto que em osso tipo I, II e III a taxa foi de 97%. Esta alta taxa de falhas foi atribuída à pouca trabeculação do osso tipo IV e à falta de estabilidade após sua instalação.

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

SAADOUN & LE GALL (1992) corroboraram com a baixa taxa de sucesso de implantes de titânio puro em regiões posteriores de mandíbula e maxila onde o tecido ósseo foi classificado como tipo IV. Estes autores recomendam implantes com hidroxiapatita para se obterem índices de sucesso semelhantes aos encontrados em osso tipo I, II e III.

MISCH et al. (1998) introduziram um sistema em que os implantes dentários são especificamente criados para retenção dentro de quatro categorias diferentes de densidade óssea. Não só os tamanhos variavam, mas também as superfícies texturizadas que acompanhavam as gradações de comprimento e diâmetro. Um estilo de rosca modificado concentra-se na compressão do osso em vez de corte e a geometria de todo o corpo do implante reflete as características que estão em conformidade com o efeito plataforma, tendo sido testado por meio de análise finita de elementos e estudos iniciais em cobaias. Cinco centros clínicos forneceram resultados

de pesquisas de colocação de 364 implantes em pacientes humanos, com sobrevivência cirúrgica de 98,9% no geral. Nesses estudos, cada tipo de osso foi relacionado com uma superfície específica do implante onde incluíram um meio reabsorvível para o osso do tipo D-I e D-II, titânio pulverizado com plasma para o osso D-III e revestimento com hidroxiapatita para o osso D-IV.

Uma precoce integração entre o osso e o implante seria bastante importante, pois aumentaria os índices de sucesso dos procedimentos, visto que a fase de reparação inicial é determinante para o resultado final. A tentativa de diminuir o tempo necessário para se obter a osseointegração ou para orientar a neoformação óssea na direção de um osso de maior densidade foi limitada pelo processo de reparo natural do tecido ósseo com ou sem a presença de implante, mas o processo de reparo sofreu interferências externas.

Entre os fatores extrínsecos que podem causar interferências estão as prostaglandinas (CHAPMAN, 1987; JEE et al. 1987; JUHN et al., 1988), fatores de crescimento (JOYCE et al., 1990; JOYCE et al., 1990; LYNCH et al., 1991) e o uso de proteína óssea morfogenética bovina (XIANG et al., 1993).

Além dos meios citados, o uso da eletroestimulação tem sido recomendado para estimulação da neoformação óssea de duas formas: estimulando materiais piezoelétricos implantados gerando corrente elétrica em microamperes e como estímulos não térmicos, nem invasivos de alta frequência. **DYSON & BROOKES**, 1982; **DUARTE**, 1983; **XAVIER & DUARTE**, 1983; **KLUG et al.**, 1986; **GONÇALVES et al.**, 1989).

HARTSHORNE (1841) descreveu as pseudartroses e a utilização de corrente elétrica de pequena intensidade para o seu tratamento. Já naquela época, a possibilidade de terapêutica por estes meios era levantada.

A elucidação do fenômeno piezoelétrico trouxe grande desenvolvimento para as pesquisas na área de neoformação óssea estimulada por meios físicos (**FUKADA & YASUDA**, 1957). Os materiais piroelétricos, quando em temperatura constante, têm propriedade piezolétrica que pode ser descrita como uma polarização devido a uma tensão mecânica.

Outra forma de entendimento do efeito piezoelétrico de um material é a propriedade de conversão de energia mecânica em elétrica, sendo a inversão do processo também verdadeira. Se for aplicado ao tecido ósseo um campo elétrico, este osso deformar-se-á e isto lhe dará a propriedade piezoelétrica inversa. Se, ao contrário, emitirmos energia mecânica ao osso,

em um movimento vibratório, este osso transformará a energia mecânica em elétrica, dando o efeito piezoelétrico direto.

O efeito piroelétrico foi primeiramente descrito na física como sendo uma propriedade de alguns materiais como osso ou colágeno, e quando submetidos à variação térmica podem produzir polarização elétrica. Este fato sugere a possibilidade de fenômenos de reparo e remodelação óssea serem mediados por interações entre campos elásticos e elétricos (FUKADA & YASUDA, 1964; ANDERSON et al., 1970; ATHENSTAEDT, 1970).

Sabe-se hoje que quando uma deformação mecânica ocorre nas estruturas ósseas, cargas elétricas são formadas em sua face oposta. Os potenciais elétricos são proporcionais às cargas mecânicas que são negativas onde o tecido está sob compressão e positivas quando sob tensão. Este fenômeno é conhecido como efeito piezoelétrico, tendo como base a lei de WOLF (1892), sobre a influência de cargas elétricas na estrutura e crescimento do osso. Investigações, nestas duas décadas, levam a crer que os potenciais elétricos e correntes bioelétricas podem fazer parte deste mecanismo (YASSUDA & FUKADA, 1957).

BASSET & BACKER (1962) demonstraram que o osso submetido a esforços mecânicos apresentava em sua superfície potenciais elétricos.

Estudando também o efeito piezoelétrico sobre o osso, relatam que este osso possui uma estrutura ordenada, tanto morfológica quanto microscópica, que pode ser evidenciada nas preparações histológicas comuns, na microscopia eletrônica e nas microrradiografias. Essa estrutura consiste essencialmente de cristais de hapatita embebidos em uma matriz orgânica e exibe propriedades piezoelétricas. SHAMOS & LAVINE (1996) observaram, também, o efeito da tensão e indução elétrica em um número de ossos sadios, de diferentes espécies e distintas regiões anatômicas, submetidos a curvaturas e compressão. Confirmam que a arquitetura dos ossos depende, em grande parte, das forças mecânicas agindo sobre ele e que o fato de cargas de superfície aparecerem em ossos estressados pode ser o fator de controle da formação óssea.

A população celular ativa é a responsável pelo potencial bioelétrico e este potencial não depende diretamente da inserção muscular, da corrente sangüínea ou da transmissão nervosa (FRIENDENBERG et al., 1973).

Um método não invasivo, desenvolvido por BASSET et al. (1974) denominado "Pulsing Eletromagnetic Fields", na sua essência, utiliza-se de correntes elétricas produzidas por campos eletromagnéticos. Esses campos eletromagnéticos pulsados, de baixa força e frequência, foram colocados diretamente no osso de pequenos cães, através da pele, com o objetivo de

melhorar o reparo ósseo em regiões que sofreram osteotomias. Concluíram que houve aumento da organização e do poder de reparo ósseo no oitavo e vigésimo dias pós-operatórios. Observaram que o método não invasivo também pode ser efetivo, reduzindo o tempo de imobilização em fraturas.

Baseado na concepção de que os potenciais elétricos são importantes no crescimento e remodelação óssea, **ZICHNER**, em 1981, avaliou os diferentes tipos de corrente elétrica variando o tipo de frequência e de aplicação da mesma. Em um período de quatro anos, foram tratados 61 pacientes com aparelho invasivo, sendo 5 fraturas congênitas e 52 adquiridas. O aparelho liberava uma corrente variando de 20 a 25 *M* Amps (voltagem de 750 mV) e frequência de 20 Hz. As osteossínteses na tíbia foram realizadas simultaneamente à implantação do eletrodo; o cátodo foi inserido no local da fratura. O autor concluiu que a eletroestimulação é um tratamento auxiliar para estabilização de fragmentos em pseudartroses. A estimulação elétrica pode simular algumas condições essenciais para a reparação óssea.

Avaliando a efetividade da estimulação elétrica em tratamento de fratura não consolidada, **CUNDY & PETERSON** (1988) concluíram que a mesma não provoca efeitos prejudiciais e que ocorrem alterações

eletroquímicas ao redor do cátodo, porém o mecanismo exato da influência sobre a osteogênese não foi explicado.

Em 1990, através de uma revisão de literatura sobre a utilização da eletricidade no tratamento de fraturas não consolidadas, bem como o efeito da piezoeletricidade sobre os tecidos e seus efeitos deletérios, **STEINER et al.** relataram as principais formas de estimulação elétrica que podem ser usadas para os tecidos bucais.

MC LEOD & RUBIN (1992) realizaram um trabalho onde avaliaram a ação do campo eletromagnético de baixa frequência sobre a reparação óssea.

A remodelação óssea através de um campo eletromagnético de 150 hz não foi considerada osteogênica, e quando utilizaram um campo de 50 hz houve um aumento de 20% na formação óssea. Este estudo demonstrou que a sensibilidade tecidual é específica para baixas frequências e, além disso, não são necessárias as ondas eletromagnéticas complexas para que se tenha potencial osteogênico.

CANE et al. (1993) estudaram a influência de campos eletromagnéticos de baixa frequência sobre a formação óssea em feridas cirúrgicas transcorticais. Concluíram que a eletromagnetoterapia estimulou o processo de reparo ósseo.

BUCH et al. (1993) avaliaram a osteogênese junto às superfícies de implantes submetidos à ação da estimulação eletromagnética e concluíram que a atividade osteogênica foi significativamente melhor nos animais submetidos à estimulação.

Avaliando o grau de reparação de fraturas produzidas no rádio de coelhos, mediante a utilização de capacitores acoplados nelas **RIJAL et al.** (1994) verificaram que a neoformação óssea foi mensurada radiograficamente, histologicamente e através de densiometria óssea. Foi verificado também que o calo ósseo formado no grupo tratado era maior que o formado no grupo controle. Após a estimulação, a média de aumento foi de 18%. Os autores sugeriram que a estimulação elétrica, utilizando-se de capacitores acoplados, é eficiente no tratamento de fraturas não consolidadas.

Como podemos observar, vários são os trabalhos que relacionam a estimulação eletromagnética com o processo de reparo ósseo, porém poucos são aqueles que relacionam a eletromagnetoterapia à osteogênese junto à superfície de implantes.

Com o objetivo de fazer uma comparação histológica e biomecânica no processo de reparação óssea após inserção de implantes de titânio em tíbias de coelhos sob a ação de estímulos ultra-sônicos (que produzem

efeito piezoelétrico), **GONÇALVES** (1995) observou que não houve interferência negativa ou positiva da ação do ultra-som no processo reparacional do tecido ósseo após a inserção dos implantes, quer nas avaliações biomecânicas quer nas avaliações histológicas. Os implantes mostraram sinais de ter áreas osseointegradas e o torque necessário para o seu afrouxamento aumentou em função do tempo.

No estudo histológico em calvária de coelhos, **SILVA** (1996) pesquisou o efeito da eletroestimulação sobre o processo de reparo da cavidade óssea cirúrgica, com ou sem enxerto ósseo, trabalhando com 18 coelhos e provocando dois defeitos ósseos em suas calvárias produzidos na região parietal e bilateralmente. Após as perfurações, o osso parietal direito foi removido e desprezado; e o parietal esquerdo foi removido e imediatamente reposicionado, funcionando assim como enxerto ósseo, tanto para o grupo controle quanto para o tratado.

No grupo tratado, a estimulação elétrica foi de 160 ciclos durante 1 hora por dia, por 21 dias. Como resultado, não houve diferenças significativas no processo de reparo ósseo em relação ao grupo que não sofreu eletroestimulação.

IJIRI et al. (1996) estudaram o efeito da estimulação eletromagnética sobre o processo de osteogênese junto a implantes porosos

colocados em coelhos. Os resultados encontrados mostraram que a estimulação eletromagnética favorece o crescimento de osso dentro dos poros do implante.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Partindo do princípio de que vários autores têm sugerido o emprego da estimulação eletromagnética em reparação óssea e que muito pouco se sabe de sua ação sobre a osteogênese junto à superfície de implantes de titânio, foi objetivo deste trabalho fazer uma avaliação histológica e biomecânica do processo de reparo ósseo em tíbia de coelhos, junto à superfície de implantes de titânio, sob a ação de estimulação eletromagnética.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Animais e Anestesia

No presente estudo foram utilizados 12 coelhos albinos da raça Nova Zelândia, fêmeas, com a idade variando entre 3 a 6 meses, e que foram mantidos durante o período experimental com alimentação sólida¹ e água “ad libitum”.

Utilizamos como meio de indução anestésica, a via intramuscular profunda para a injeção de cloridrato de 2-(2,6-xilidino)-5,6-dihidro-4H-1,3 tiazina², na dosagem de 2 mg/kg de peso corporal, como sedativo, analgésico e relaxante muscular e de cloridrato de ketamina³, na dosagem de 10 mg/kg de peso corporal, como anestésico.

Utilizamos também, sulfato de atropina⁴, na dosagem de 0,05 mg/kg de peso corporal, aplicado por via subcutânea, 15 minutos antes da indução anestésica, como dilatador dos brônquios evitando colapso respiratório e edema pulmonar durante a anestesia.

1. Sítios e Quintais - Ração e Nutrientes Ltda.

2. Rompum – Laboratório Bayer S.A.

3. Ketalar – Laboratório Park Davis

4. Atropina 1% - Fagra Farmagráfica

O período de latência do anestésico variou de 5 a 10 minutos e o período anestésico hábil obtido perdurou em média 45 minutos. Quando foram necessárias doses adicionais, essas foram feitas com metade da primeira dose, permitindo a continuidade do ato cirúrgico.

4.2. Implantes Utilizados

Foram utilizados implantes cilíndricos de pressão com três sulcos regulares; com superfícies lisas esses implantes possuem 2,6 mm de diâmetro pôr 6 mm de comprimento, produzidos e cedidos pela empresa INP – Sistemas de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio Ltda.. Segundo dados do fabricante, esses implantes são feitos de titânio comercialmente puro, sendo classificado como grau II pela American Society of Test Materials (ASTM67-89) (Figs. 1 e 2).

O grau de pureza dos implantes que foram utilizados no presente estudo é da ordem de 99.65 % e a usinagem desse implante é feita em torno de controle numérico computadorizado, porém os detalhes da técnica não foram mencionados pelo fabricante.

A esterilização destes implantes é feita por raios gama. Estes vêm acondicionados em dupla embalagem, sendo que a embalagem interna, que contém o implante, é fabricada em vidro neutro incolor que mediante a irradiação recebida adquire a coloração âmbar.

4.3. Procedimento Cirúrgico

Um dia antes da cirurgia, todos os animais foram submetidos à tricotomia de ambos os membros inferiores, na área compreendida entre a articulação tibio-femoral até a pata do animal. Após este procedimento, realizamos anti-sepsia da área com solução tópica de polividona iodo 10%⁵.

Algumas horas antes da cirurgia, os animais foram pesados para que fosse feito o cálculo das doses de anestésico e da solução de atropina que iriam receber. Após a anestesia, fizemos a anti-sepsia por lavagem da área tricotomizada com solução tópica de polividona iodo 10%⁵ e a assepsia foi mantida por campos estéreis descartáveis.

Os procedimentos cirúrgicos foram realizados conforme protocolo escrito por **THOMPSON & ERICSON**, (1987). Com uma lâmina de bisturi nº 15⁶, a pele e o tecido subcutâneo foram seccionados através de incisão de aproximadamente 4 cm, na região da face medial da tibia em seu terço proximal. O tecido muscular subjacente foi separado por divulsão romba e afastado, expondo-se o periósteo que foi incisado com lâmina de bisturi nº 15⁶, com a finalidade de dar início às perfurações. Cada tibia (direita e

5. Hi-Odin – Halex e Istar Laboratórios Indústria Brasileira

6. Beckton_Dickinson – Indústrias Cirúrgicas Ltda.

esquerda) recebeu dois implantes, guardando-se um espaço de aproximadamente 5 mm entre eles.

Utilizamos, para realizar as perfurações, um motor elétrico⁷ com mostrador digital de torque, velocidade e quantidade de irrigação controlados, além de um contra-ângulo redutor 16:1⁸ acoplado a esse motor (Fig. 3). A velocidade de trabalho foi de aproximadamente 1000 rpm (rotação por minuto), com torque de 36 N.cm e abundante irrigação externa com soro fisiológico a 0,9%⁹, evitando-se assim o superaquecimento ósseo. Todas as perfurações (Fig. 4) para a implantação obedeceram à seguinte sequência:

1. perfuração com fresa lança de 1,8 mm de diâmetro, que tem a função de guia;
2. fresa de 2,5 mm de diâmetro, com velocidade de 1.500 rpm (rotações por minuto), e torque de 35 N, usando um contra-ângulo redutor de 16/1 através do osso cortical;
3. colocação de implantes com 2,6 mm de diâmetro por 6 mm de comprimento.

7. BLM 300 – VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda.

8. NSK E 16R – Nakanishi Dental MFG. CO - Japan

9. Frascinius Laboratórios Ltda.

Após o término das perfurações, todos os orifícios ósseos foram irrigados com soro fisiológico a 0,9% com o objetivo de remover as esquirolas ósseas que pudessem interferir na adaptação dos implantes e no processo de osseointegração (CARVALHO et al., 1994).

Inicialmente, os implantes foram inseridos manualmente através de um dispositivo plástico e em seguida, foi usado um pequeno martelo cirúrgico e uma haste de metal (bate-implante) apropriada para completar a sua colocação e adaptação junto ao leito receptor (SIQUEIRA & DIAS, 1996) (Figs. 5 e 6).

A ferida cirúrgica foi novamente inspecionada e irrigada com o objetivo de evitar acúmulo de esquirolas ósseas oriundos das perfurações (TOREZAN, 1998).

Posteriormente, o periósteo foi reposicionado e as suturas dos planos superficiais foram realizadas com fio de nylon¹⁰ 4.0. Ambas as tíbias receberam procedimentos idênticos.

Todos os animais receberam dose única de Pentabiótico¹¹, sendo 1ml por via intramuscular. Após 24 horas, iniciou-se a estimulação eletromagnética dos implantes colocados na tíbia esquerda e direita dos

10. Ethicon – Jonhson & Jonhson Produtos Profissionais Ltda.

11. Laboratórios Wyeth Ltda.

animais do grupo tratado, por um período de meia hora ao dia, durante toda a etapa experimental.

Para tais procedimentos, os animais foram acomodados (sentados) em caixa de madeira apropriada (desenvolvida para este fim) onde os emissores das ondas eletromagnéticas foram fixados no assoalho, ficando, portanto, o animal com os implantes instalados em suas tíbias, próximos desta fonte .

Esta caixa de madeira tem as dimensões de 40cm de comprimento, por 20cm de largura e 20cm de altura, sendo estas medidas suficientes para manter o animal imobilizado; ela possui uma abertura frontal, que permite ao animal liberdade para respirar e movimentar a cabeça. Na porção superior, oposta ao assoalho, existe uma tampa gaveta que serve para introduzir o coelho na caixa e imobilizá-lo. Na parte posterior desta caixa, há uma perfuração que permite a passagem do fio do emissor de ondas fixado no assoalho da mesma, conectando-o ao aparelho de eletromagnetoterapia (Fig.7).

O período diário da estimulação eletromagnética em cada animal foi de 30 minutos, para o grupo estimulado.

Nos animais do grupo controle esses procedimentos foram simulados, pois eles não receberam estimulação eletromagnética.

4.4. O Estimulador Elétrico

Para a aplicação de estimulação eletromagnética, utilizamos o aparelho Healtec Celular¹² com gama de frequência igual a 20 Mc com espaços máximos de 1 Mc, impulsos de 85 microssegundos com saída de 80 Vpp, pausas reguláveis em 80, 160, 320 e 640 ciclos, duas saídas monitoradas independentes, profundidade de ação de até 25 cm, potência de irradiação de 1W, com alimentação elétrica de 110 ou 220 V. A pausa utilizada foi a de 160 ciclos (Fig. 8).

4.5. Análise de torque e o torquímetro utilizado

Para a realização do teste de torque, os animais foram anestesiados com tiazina¹³ e cetamina¹⁴. Os animais foram divididos em dois grupos, em períodos distintos: grupo 1 com 21 dias pós-operatórios e grupo 2 com 42 dias pós-operatórios respectivamente (ROBERTS et al., 1987). Cada grupo era constituído de 3 animais por período.

12. Healtec –Celular – Healtec Eletromedicina Ltda.

13. Rompum – Laboratório Bayer S.A.

14. Ketalar – Laboratório Park-Davis

Após terem sido anestesiados, o procedimento cirúrgico para a exposição dos implantes foi o mesmo utilizado para a sua colocação.

Utilizamos um torquímetro¹⁵ tipo “chave de fenda”, adaptado à cabeça do implante através de um conector feito especialmente para esse fim, fornecido pelo fabricante do sistema de implantes (Fig. 9). Esse conector foi rosqueado no sentido horário no orifício da cabeça do implante, até que se conseguisse seu travamento. Após alcançado o travamento, a porção em forma de “chave de fenda” do torquímetro foi inserida em uma fenda existente na extremidade livre desse conector e o conjunto foi girado no sentido horário (TOREZAN, 1998).

Este instrumento conectado ao implante nos forneceu a medida da força necessária para sua liberação inicial mensurada em N.cm. O valor de interesse utilizado no presente estudo foi o torque máximo, representado por um pico, que se dá instantaneamente antes do rompimento da união entre o implante e o osso neoformado da tíbia do coelho.

A análise foi feita aumentando-se gradativamente cada unidade de força aplicada pelo torquímetro, até que determinada força conseguisse o rompimento da interface entre o implante e o tecido ósseo

15. Dremometer Rahsol – Gedore (Germany)

4.6. Obtenção das peças e períodos de sacrifício dos animais

Depois de feita a análise de torque de cada implante, a parte da tíbia que continha os implantes foi removida através de seccionamento transversal com instrumento rotatório (broca tronco-cônica 702)¹⁶ sob abundante irrigação com solução salina. As peças contendo dois implantes foram osteotomizadas com uma margem de 5 mm distantes dos implantes, com o objetivo de diminuir a possibilidade de trauma térmico no osso, junto à zona de interface (THOMAS & COOK, 1985).

Os animais foram sacrificados com "overdose" endovenosa das soluções anestésicas já citadas, em dois períodos distintos: grupo I com 21 dias pós-operatórios, sendo 3 animais estimulados com eletromagneto-terapia e 3 animais sem estimulação e o grupo II após 42 dias pós-operatórios, com 3 animais estimulados e 3 animais sem estimulação (tabela 1).

Todas as amostras e/ou implantes foram utilizados tanto para o teste de torque como para a análise histológica.

16. Broca tronco-cônica 702 – SS White

Tabela 1 - Distribuição dos animais e períodos de sacrifício do mesmos

Grupos	Períodos de Sacrifício	Nº de animais	
		Estimulados	controle
I	21 dias	3	3
	42 dias	3	3

4.7. Método Histológico

Em seguida, as peças foram fixadas em solução de formol a 4% durante 48 horas, em temperatura ambiente, depois lavadas em água corrente por 24 horas. Logo após, foram descalcificadas em solução de Morse (**MORSE**, 1945).

Após a descalcificação, as peças foram seccionadas longitudinalmente passando o corte pelo meio da área do implante, quando o mesmo era delicadamente removido. Os fragmentos foram novamente imersos na solução descalcificadora por mais 5 dias. Com o final do processo de descalcificação, as peças foram lavadas em água corrente por 24 horas, desidratadas, diafanizadas e incluídas em parafina¹⁷, seguindo-se a tramitação laboratorial

17. Reogen Quimibrás Ind. Químicas S.A

de rotina. Os cortes semi-seriados, na espessura de 6 micrômetros, foram corados através da hematoxilina de Harris e Eosina aquosa a 1% e analisados através de microscopia óptica.

4.8. Análise estatística

Para verificar a influência da eletromagnetoterapia sobre o processo de reparo ósseo junto à superfície do implante, utilizamos um delineamento inteiramente ao acaso, sendo os tratamentos distribuídos em um fatorial 2 x 2 (tempo x estimulação eletromagnética). Através da análise de variância, os tratamentos foram comparados pelo teste F, ao nível de 5%.

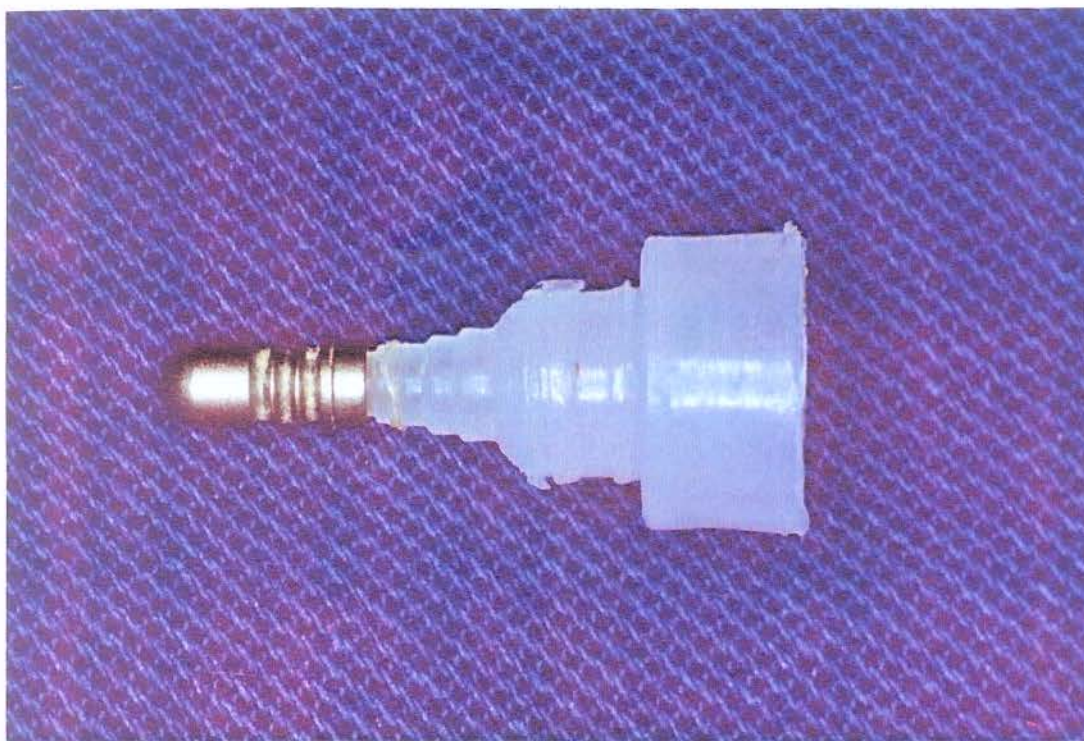


Fig. 1. Implante cilíndrico de pressão com sulcos transversais regulares em forma de “V” – superfície usinada.



Fig. 2. Implante junto às embalagens externa (com a marca do fabricante) e interna (de coloração âmbar).



Fig. 3 Motor elétrico com contra-ângulo redutor 16:1 acoplado ao micro-motor .



Fig. 4 Perfurações realizadas com contra-ângulo redutor 16:1, com velocidade de trabalho de 1.000 rpm, com torque de 36 N.cm e abundante irrigação com soro fisiológico.



Fig. 5 Implantes inseridos com o auxílio do bate-implante e martelo cirúrgico próprios.



Fig. 6 Implantes inseridos na tíbia do coelho.

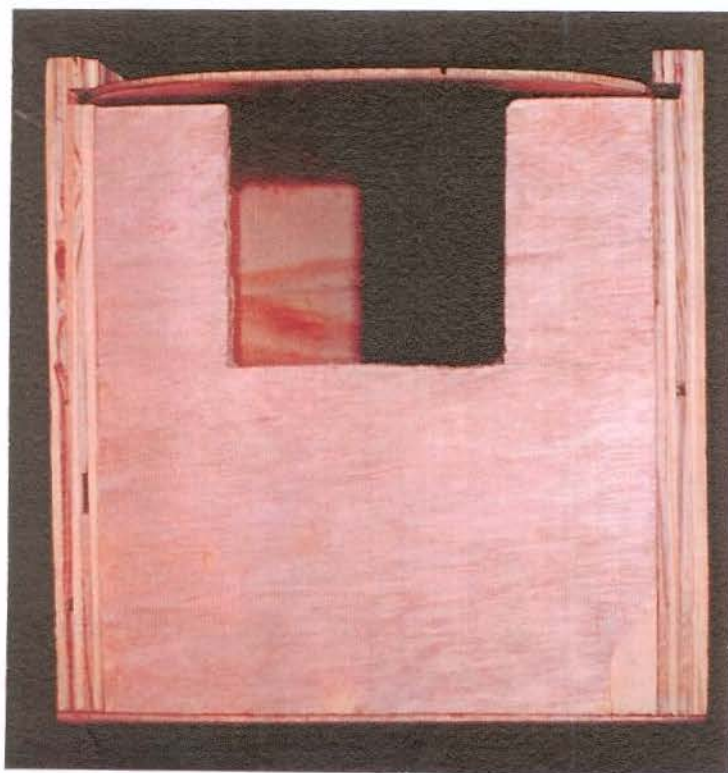


Fig. 7 Caixa utilizada para contenção dos animais e aplicação da eletromagnetoterapia

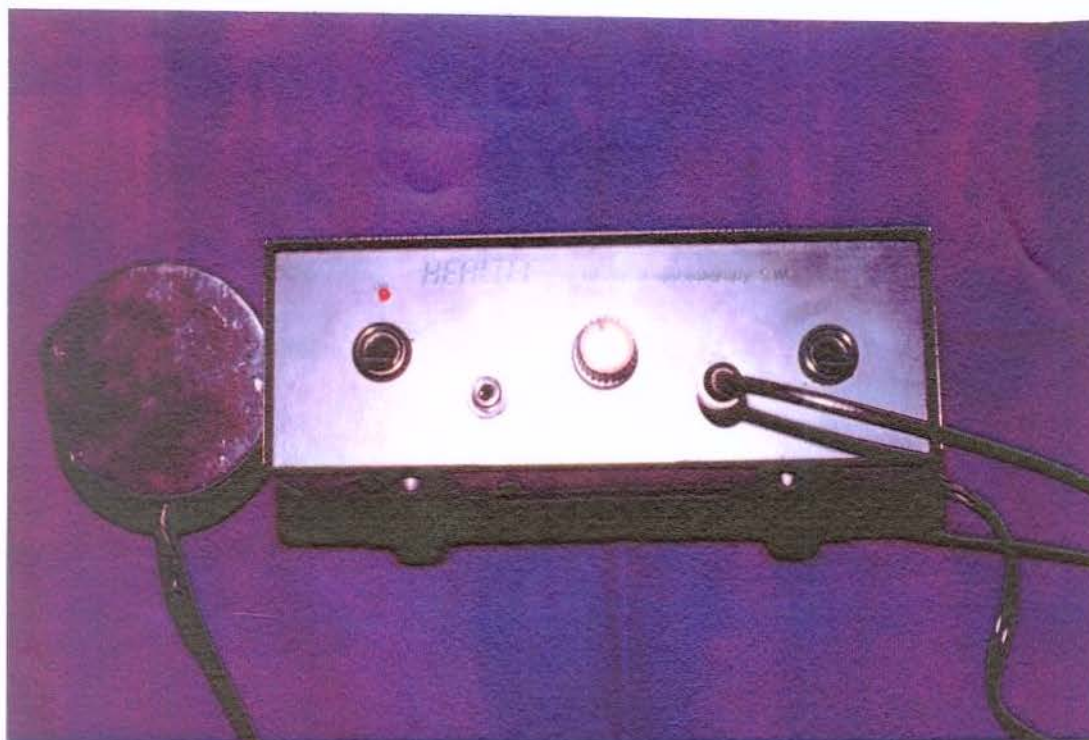


Fig. 8 Aparelho de eletromagnetoterapia "Healtec"- Healtec Eletromedicina Ltda.



Fig. 9 Torquímetro tipo "chave de fenda", com conectores para adaptação do torquímetro ao implante.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Resultados Biomecânicos

5.1.1. Testes de Torque:

Os testes de torque foram realizados no final dos períodos programados, com os implantes em suas posições originais e estáveis.

Para a verificação dos resultados foram usados o fator Tratamento e o fator Tempo em dois níveis: grupo controle e grupo tratado sob a ação da eletromagnetoterapia (Experimental). O fator Tempo, foi dividido em dois períodos (21 e 42 dias). Foi feita uma interação entre os dois fatores (Tratamento e Tempo).

Utilizou-se um modelo estatístico de análise de variância do tipo fatorial 2 x 2, com repetição.

As hipóteses de nulidade relativas aos dois principais fatores e as relativas à interação dos mesmos foram verificadas ao nível de significância de 0,05. A decisão adotada para rejeição foi definida a partir da probabilidade $p = P(F > F_0)$, probabilidade de que a estatística F de Fisher-Snedecor seja maior do que seu valor observado (F_0) nos dados amostrados. Assim, se o valor de p for maior que 0,05, a hipótese nula sob

teste não será rejeitada e, em caso contrário, a hipótese nula sob teste será rejeitada.

Tabela 2. Valores dos esforços de torção em N.cm

TRATAMENTO			
Controle		Eletromagnetoterapia	
21 dias	42 dias	21 dias	42 dias
8.0	10.0	9.0	17.0
9.0	13.0	11.0	13.5
9.0	17.0	10.0	11.0
8.0	10.0	8.0	13.0
9.0	16.0	9.0	11.0
10.0	19.0	8.0	13.0
9.0	18.0	11.0	17.5
9.0	11.0	-	12.0

5.1.2. Estatística

O modelo de análise de variância é aplicável a dados amostrais que se ajustem a uma distribuição normal e amostras que possuam variâncias iguais. Colocando estas suposições de aplicabilidade respeitadas, partimos para a construção do modelo de análise de variância.

Tabela 3. Resultado da Análise de Variância -Quadro ANOVA

Fonte de Variação	Graus de Liberdade	S.Q.	Q.M	F ₀	P
Tempo	1	175.781	175.781	31.88 (*)	0.000
Experimento	1	0.031	0.031	0.01	0.941
Experimento x Tempo	1	5.281	5.281	0.96	0.336
Residual	28	154.375	154.375		

(*) F₀ Significante

Após a análise do modelo, observou-se:

- A estatística F apresentou um valor significativo para o fator Tempo: podemos observar que o valor de p é menor que 0,05. Assim, houve evidência nas amostras para se rejeitar a hipótese de igualdade entre os efeitos proporcionados pelo fator Tempo aos esforços de tensão.
- A estatística F apresentou um valor não significativo para o fator Experimento, porque o valor de p foi maior que 0,05. Assim, não devemos rejeitar a hipótese inicial de igualdade entre os efeitos proporcionados pelo fator Experimento aos esforços de tensão.

- Do mesmo modo, não devemos rejeitar a hipótese de igualdade entre os efeitos proporcionados pelo fator de interação entre Tempo e Experimento aos esforços de tensão.

Tabela 4. Esforço de tensão médio empregado nos diferentes grupos

	Tempo	Tratamento	Torque N/cm
1	21 dias	Controle	8.75
2	42 dias	Controle	14.25
3	21 dias	Eletromagnetoterapia	9.625
4	42 dias	Eletromagnetoterapia	13.500

Não há diferença entre os esforços empregados para a liberação dos implantes em animais onde foi usada a estimulação elétrica e os que não foram estimulados.

Também não houve evidências de que o tempo interfere quando se usa o estimulador elétrico, ou seja, não há efeito de interação entre o tempo e o tratamento com a eletromagnetoterapia.

O efeito do fator tempo, nos dados amostrais, apresenta-se significativo. Ou seja, é necessária uma tensão significativamente maior para a liberação dos implantes nos animais com 42 dias pós operatórios.

5.2. Resultados Histológicos

As avaliações histomorfológicas nas áreas dos implantes foram realizadas nas peças processadas sem os implantes e seguiram uma sequência de regiões no sentido súpero-inferior: região Periosteal, região do osso cortical, região do endósteo e região da medula óssea.

5.2.1. Período de 21 dias pós-operatórios

GRUPO CONTROLE

Região Periosteal

Aos 21 dias pós-operatórios, notamos espessamento da camada Periosteal com proliferação e diferenciação, resultando em uma aposição de tecido ósseo neoformado sobre a cortical pré-existente, próximo ao pescoço do implante.

Em algumas amostras, notamos atividade celular com formação de tecido ósseo imaturo que se apresentava bem vascularizado e celularizado com osteócitos dispostos num padrão linear. Havia também, no interior do osso neoformado, a presença de tecido conjuntivo frouxo, e próximo à interface com o implante, notamos a presença de tecido conjuntivo fibroso (Fig. 10).

Era nítido o limite entre o osso cortical e o Periosteal, que apresentava diferenças na coloração de sua matriz óssea.

Região do Osso Cortical

A face cortical voltada para a superfície do implante apresenta um crescimento aposicional de tecido ósseo neoformado de superfície ondulada, devido aos sulcos em V do implante, com presença de tecido osteóide, sendo que este último não apresentava coloração uniforme. Observamos que havia entre o osso neoformado e o osso cortical pré-existente a presença da linha cimentificante. O osso cortical apresentava-se com padrão compacto com poucos espaços lacunares, sistema de Harvers com lamelas concêntricas e matriz óssea de coloração uniforme (Fig. 11).

Região do Endósteo

Observamos a presença de atividade proliferativa e uma faixa espessa de neoformação óssea com a presença de trabéculas entremeadas por tecido conjuntivo frouxo.

Junto à interface com o implante, notamos a presença de uma faixa de tecido conjuntivo fibroso que crescia no sentido apical do mesmo (Fig. 12).

Algumas regiões da interface apresentavam formação de tecido conjuntivo em contato com o metal, e próximo a este existiam áreas de neoformação óssea.

Em toda a extensão da interface ocorreu a presença de vasos sangüíneos e centros de ossificação.

Região Medular

Aos 21 dias pós-operatórios, a região medular apresentava predominância absoluta de tecido adiposo ricamente celularizado e pouca quantidade de células precursoras (Fig. 13).

Próximo à região endosteal (porção superior da região medular), observamos a presença de tecido conjuntivo ~~contendo~~ alguns vasos sangüíneos.

Junto à interface com o implante ocorreu a presença de uma faixa de tecido conjuntivo que crescia no sentido apical do mesmo.

A região apical apresentava neoformação de tecido ósseo proveniente do endósteo subapical em relação ao implante; pareceu-nos que esse osso formava-se a partir da região apical em direção à superfície do implante.

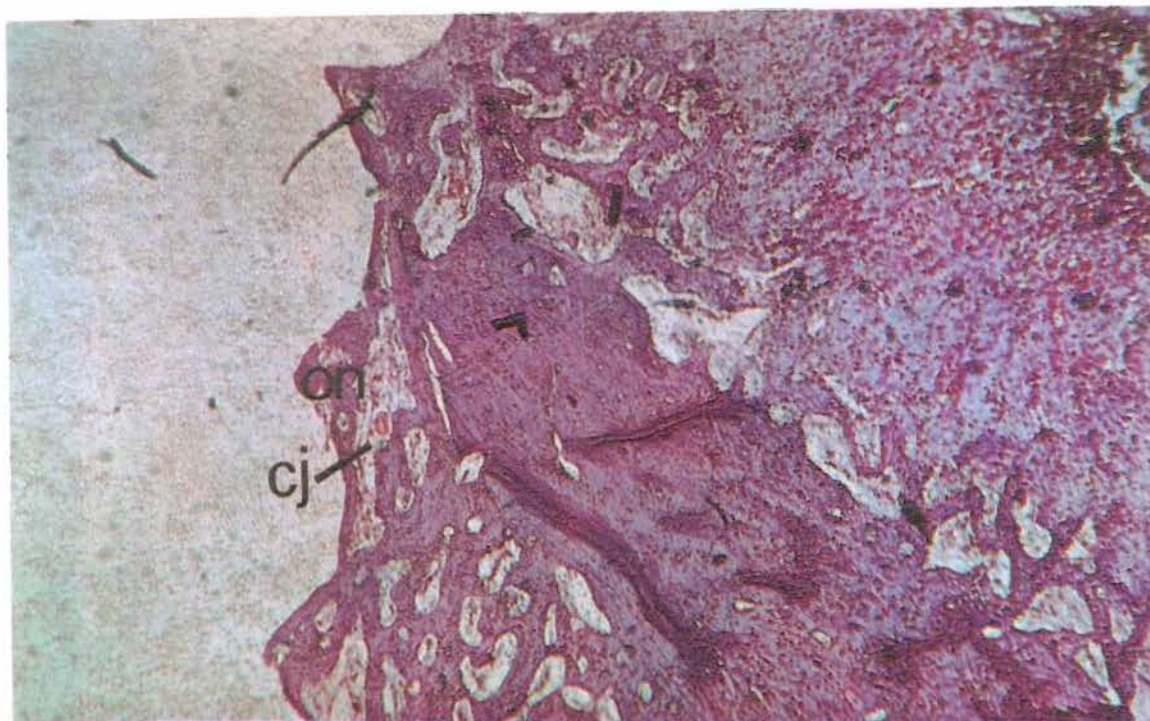


Fig. 10. Grupo controle - 21 dias pós-operatórios - Região Periosteal - Osso neoformado (ON) imaturo que se apresenta bem vascularizado e celularizado. Presença de tecido conjuntivo (CJ) no interior do osso neoformado. H.E. - 125 x

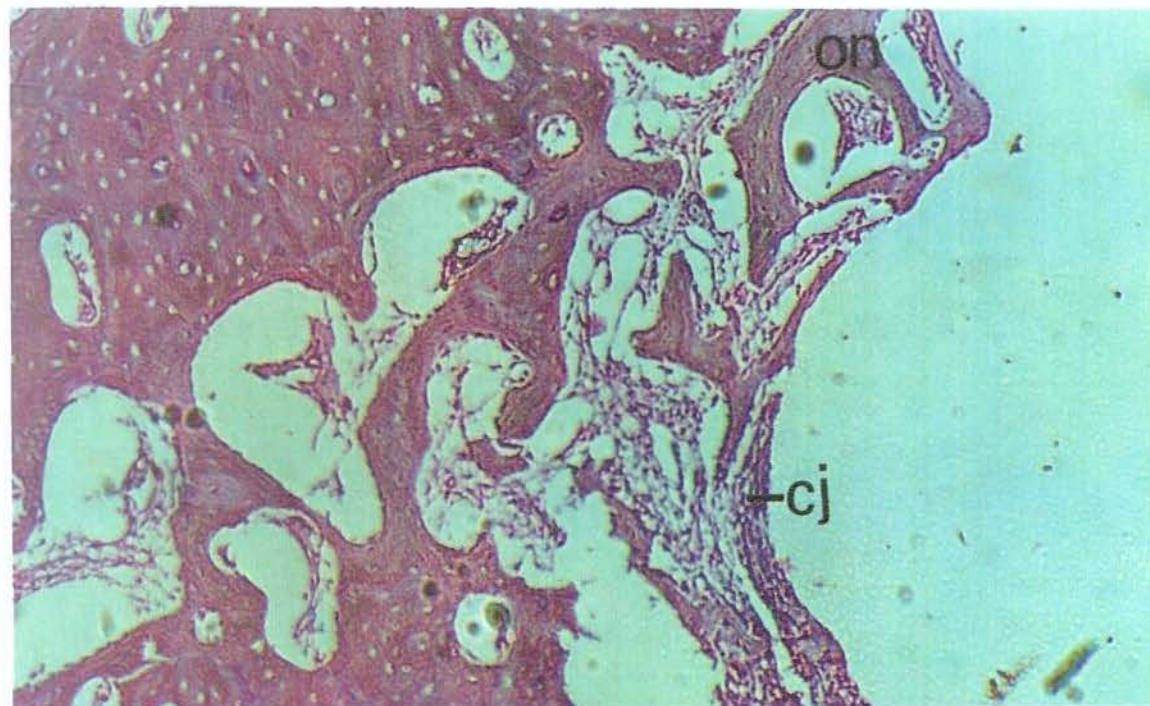


Fig. 11. Grupo controle - 21 dias pós-operatórios - Região do Osso Cortical - Crescimento aposicional de tecido ósseo neoformado (ON) de superfície ondulada devido ao sulcos em V do implante e, tecido conjuntivo (CJ) junta à interface H.E. - 125 x

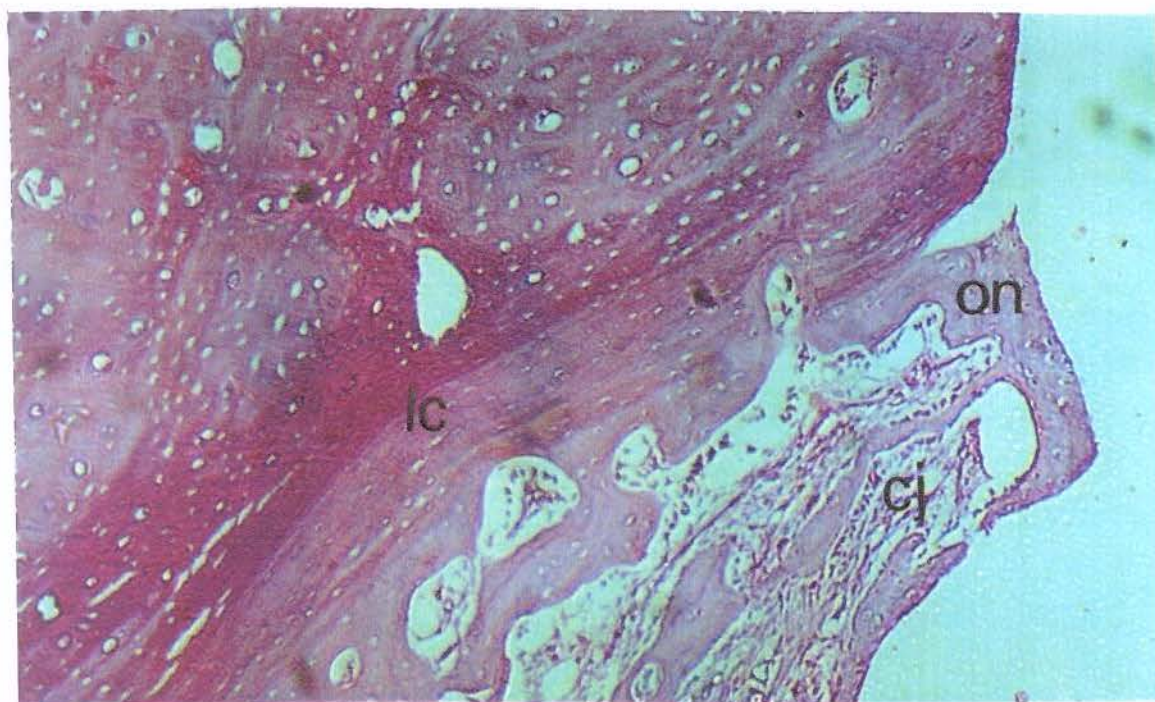


Fig. 12. Grupo controle - 21 dias pós-operatórios - Região do Endósteo - Osso neoformado com presença de trabéculas entremeadas por tecido conjuntivo (CJ). Junto à interface temos a formação de tecido conjuntivo (CJ) e algumas áreas de neoformação óssea (ON). É possível observar a linha cimentante (LC). H.E. - 125 x

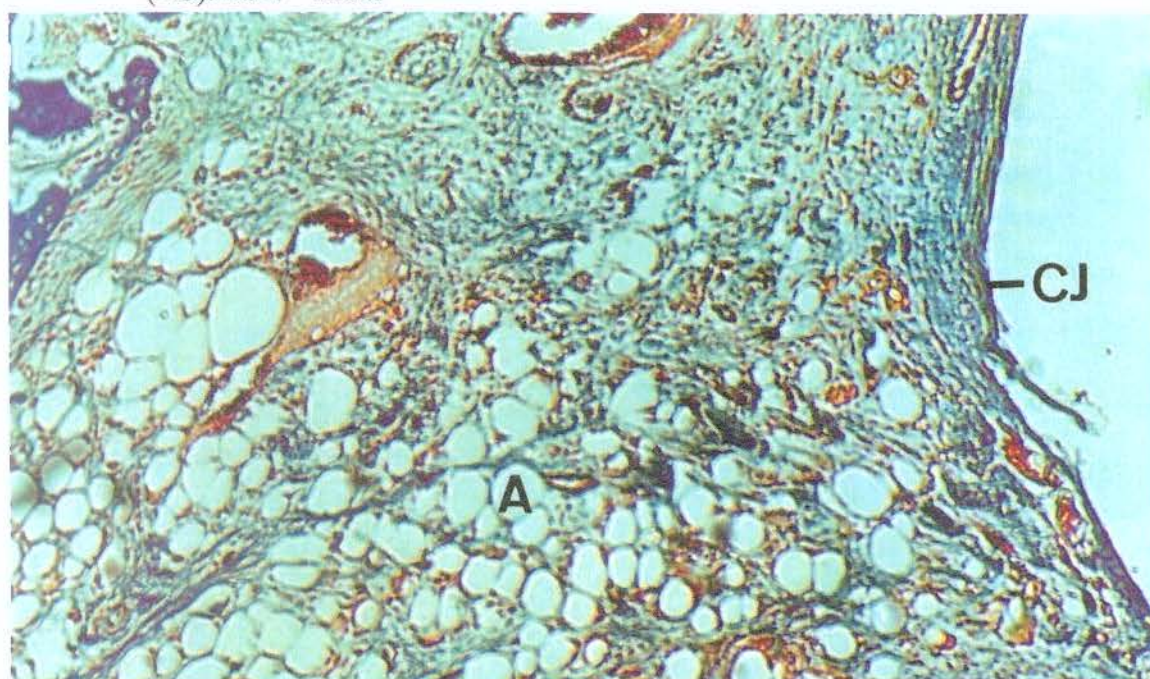


Fig. 13. Grupo controle - 21 dias pós-operatórios - Região Medular - Predominância do tecido adiposo (A). Junto à interface temos uma faixa de tecido conjuntivo (CJ) em contato com o implante (T.M.) - 125 x

GRUPO ESTIMULADO

Região Periosteal

Neste período, a região Periosteal que se encontrava envolvida em atividade osteogênica apresentava uma delgada camada de periósteo.

Notamos um espessamento da camada osteogênica com formação de tecido ósseo imaturo nas proximidades do pescoço do implante. Em algumas áreas observamos a presença de trabeculado ósseo neoformado entremeado por tecido conjuntivo (Fig. 14).

Foi possível observar a diferença de colocação da matriz óssea pré-existente quando comparada com a matriz do osso neoformado. Este osso neoformado apresentava atividade osteogênica e a presença de vários vasos sanguíneos.

Região do Osso Cortical

Observamos nessa região um osso cortical bem vascularizado, com padrão compacto característico, sistema de Harvers e lamelas concêntricas. O osso cortical pré-existente apresentou coloração mais uniforme e poucos espaços lacunares em comparação com o osso neoformado (Fig. 15).

Foi possível observar a linha cimentante entre o osso cortical pré-existente e o osso neoformado que apresentava as ondulações correspondentes ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos. O osso neoformado apresentava-se com aspecto imaturo e entremeado por tecido conjuntivo e alguns vasos sangüíneos. Em alguns casos este crescimento ósseo parecia alcançar até o terceiro sulco do implante.

Região do Endósteo

Notamos que essa região encontrava-se preenchida por osso neoformado entremeado por tecido conjuntivo.

Observamos o osso neoformado a partir do endósteo com crescimento alcançando até o terceiro sulco do implante, sendo que no terceiro sulco havia a presença de tecido conjuntivo, junto à região da interface e pequenas áreas de ossificação. A superfície da interface apresentava-se ondulada em razão do crescimento ósseo para o interior dos sulcos (Fig. 16).

A camada do endósteo próximo aos sulcos do implante apresentava-se espessa e havia um processo de osteogênese bastante estimulado.

Região Medular

Nessa região, observamos áreas de neoformação óssea entremeadas por tecido conjuntivo e células adiposas, com predomínio dessas últimas (Fig. 17).

As porções superior, média e apical da região medular encontravam-se preenchidas por tecido ósseo neoformado, que nos pareceu proveniente da região do endóstio. Entre estas trabéculas ósseas neoformadas, notamos a presença de tecidos conjuntivo e medular.

Junto à interface, observamos a presença de uma delgada camada de tecido conjuntivo e em algumas áreas a presença de tecido ósseo neoformado bem vascularizado e com atividade osteogênica.

Quanto maior o afastamento em relação à interface, maior era a quantidade de células adiposas e menor a quantidade de células precursoras.

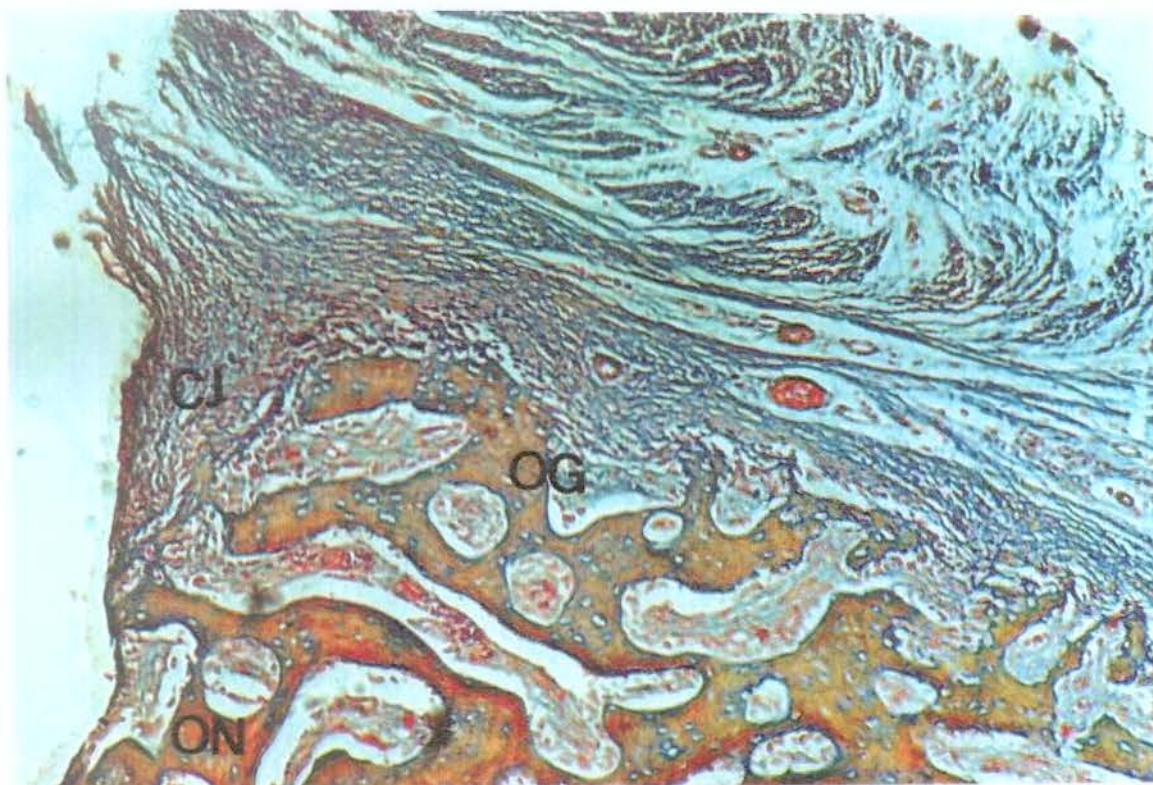


Fig. 14. Grupo estimulado - 21 dias pós-operatórios - Região Periosteal - Espessamento da camada osteogênica (OG) com formação de osso neoformado (ON). Notamos também, a presença de tecido conjuntivo (CJ). T.M. - 125 x

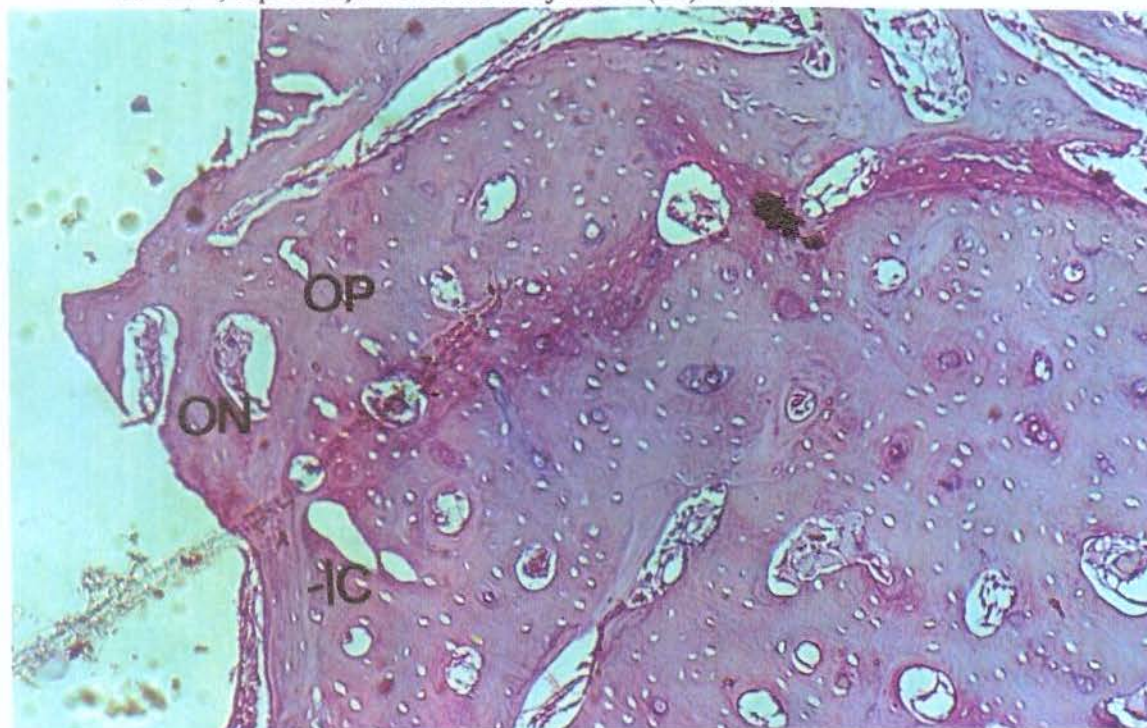


Fig. 15. Grupo estimulado - 21 dias pós-operatórios - Região do Osso Cortical - Osso cortical pré-existente (OP) com padrão compacto característico. Osso neoformado (ON) entremeado por tecido conjuntivo (CJ). É possível notar a linha cimentante (LC). H.E. 125 x

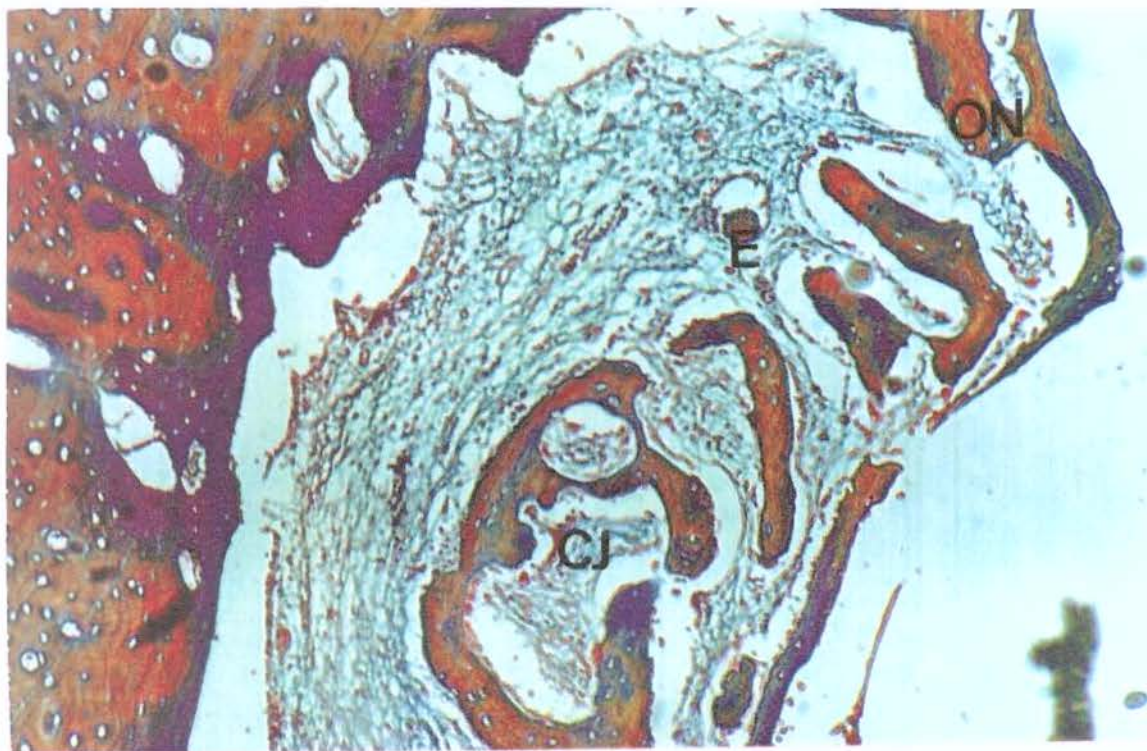


Fig. 16. Grupo estimulado - 21 dias pós-operatórios - Região Endósteeo - Osso neoformado (ON) a partir do endósteeo (E) com crescimento alcançando até o terceiro sulco em V do implante, entremeado por tecido tecido conjuntivo (CJ). T.M. - 125 x

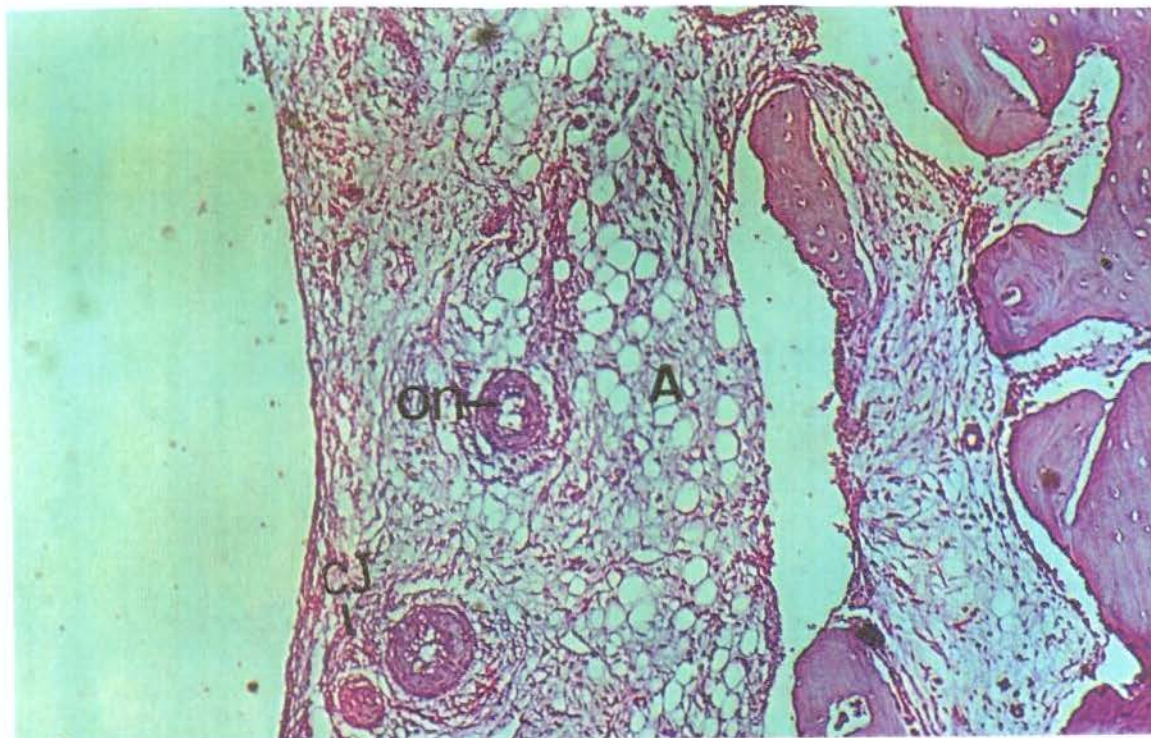


Fig. 17. Grupo estimulado - 21 dias pós-operatórios - Região Medular - Áreas de neoformação óssea (ON) entremeadas por tecido conjuntivo (CJ) e células adiposas (A), com predomínio dessas últimas. H.E. - 125 x

5.2.2. Período de 42 dias pós-operatórios

GRUPO CONTROLE

Região Periosteal

Nesse período pós-operatório, as amostras analisadas apresentavam o periósteeo com uma espessura delgada. Observamos uma maior organização do tecido ósseo neoformado; no entanto, não parecia ter ainda um padrão homogêneo na distribuição das lacunas dos osteócitos (Fig. 18).

Junto à interface com o pescoço do implante, notamos a presença de tecido ósseo neoformado bem vascularizado. A camada osteoblástica se apresentava bem desenvolvida e a camada fibrosa bem delgada.

A diferença de coloração da matriz óssea pré-existente em relação à matriz do osso neoformado ainda era evidente.

Região de Osso Cortical

O osso cortical pré-existente apresentava-se bem vascularizado, com padrão compacto característico, sistemas de Harvers e lamelas concêntricas.

Neste período, observamos uma maior organização na neoformação óssea onde ainda era possível observar a linha cimentificante entre o osso

pré-existente e o osso neoformado. Esse último apresentava-se com aspecto imaturo, com presença de vasos sangüíneos e tecido conjuntivo (Fig. 19).

Em algumas amostras, a neoformação óssea parecia alcançar os três sulcos do implante, sendo que no terceiro sulco havia presença de tecido conjuntivo junto às áreas de ossificação.

Junto à interface do osso cortical com o implante notamos a presença de osso neoformado e de tecido conjuntivo adjacente ao metal.

A diferença de coloração da matriz óssea pré-existente em relação a matriz do osso neoformado, aqui também, era evidente.

Região do Endósteo

Notamos um espessamento da camada do endósteo próximo aos sulcos do implante onde havia presença de processo de osteogênese bastante estimulado. Observamos uma quase total organização do tecido ósseo neoformado, que apresentava um aspecto histológico semelhante ao da cortical óssea pré-existente. Porém, ainda era possível observar a presença da linha cimentificante entre o osso pré-existente e o neoformado (Fig. 20).

O tecido ósseo neoformado alcançava os três sulcos do implante, porém havia uma desigualdade na formação óssea nesses sulcos. O terceiro

sulco apresentava algumas pequenas áreas de ossificação, enquanto os demais sulcos apresentavam seus fundos revestidos por tecido conjuntivo.

Junto à interface, a neoformação óssea apresentava aspecto ondulado devido ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos e, na maioria das peças analisadas, a região peri-implantar apresentava uma fina camada de tecido conjuntivo frouxo envolvendo o implante.

Região Medular

A região medular apresentava-se bastante celularizada, vascularizada e com o predomínio de células adiposas.

A área próxima do endósteo (porção mais superior da região medular) apresentava-se preenchida por tecido ósseo neoformado e pequenas áreas de tecido conjuntivo fibroso (Fig. 21).

Junto à interface, observamos a presença de áreas de ossificação, sendo que em algumas peças analisadas havia formação de tecido ósseo adjacente ao implante. Quanto maior o afastamento da interface, maior era a quantidade de células adiposas e menor a quantidade de células precursoras.

Em algumas áreas, observamos uma alternância do tecido conjuntivo fibroso e do osso neoformado adjacentes ao implante.

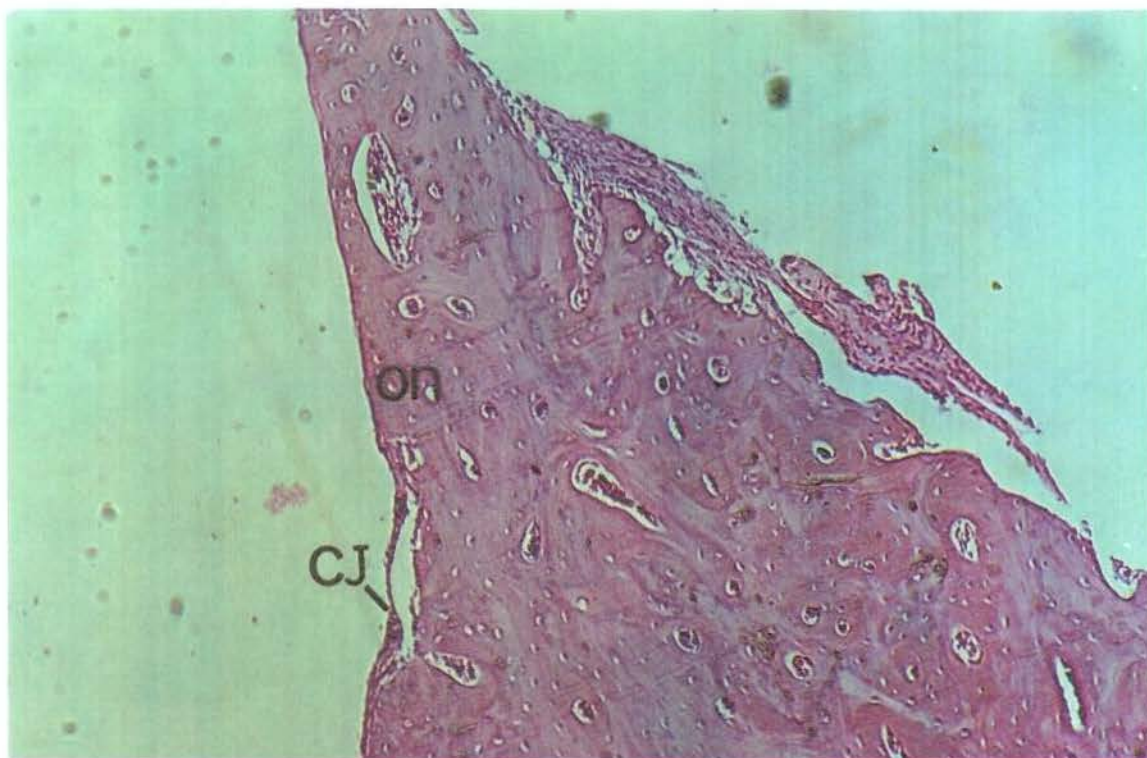


Fig. 18. Grupo controle - 42 dias pós-operatórios - Região Periosteal - Osso neoformado com padrão quase homogêneo. Junto à interface com o pescoço do implante, temos osso neoformado (ON) e tecido conjuntivo (CJ). H.E. - 125 x

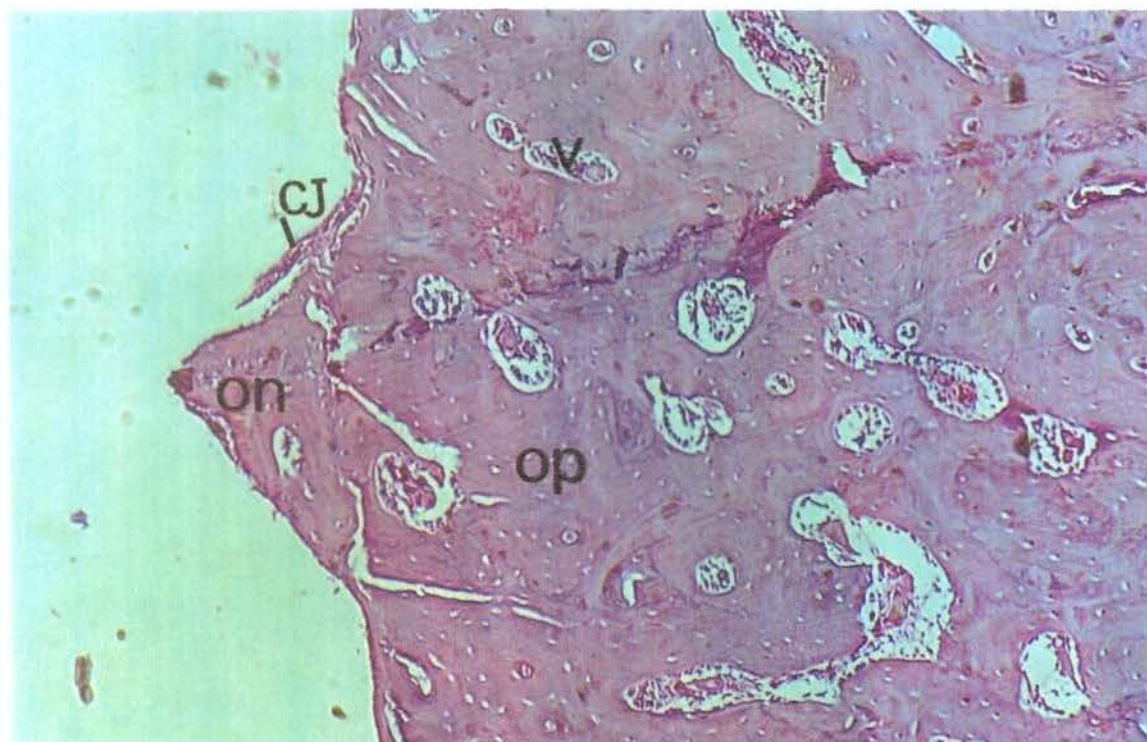


Fig. 19. Grupo controle - 42 dias pós-operatório - Região de Osso Cortical - Osso cortical pré-existente (OP) com padrão compacto característico. Notamos a presença de osso neoformado (ON) com vasos sanguíneos (V) e de tecido conjuntivo (CJ). É possível observar a linha cimentante. H.E. - 125 X

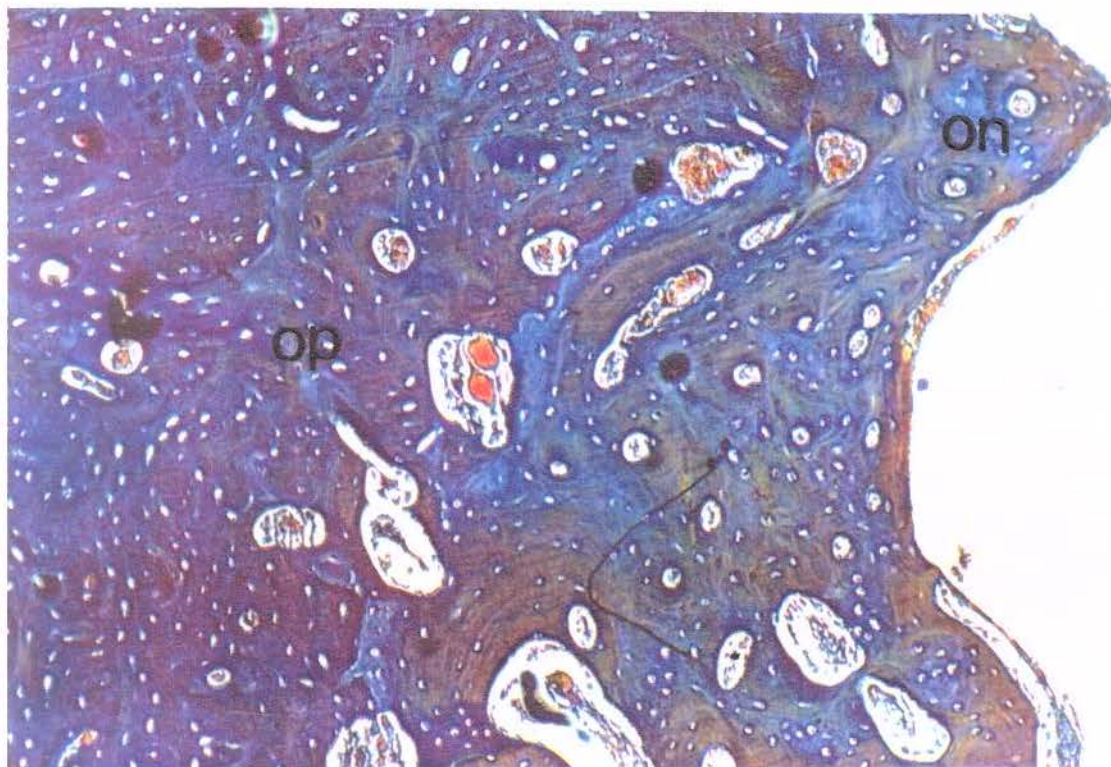


Fig. 20. Grupo controle - 42 dias pós-operatório - Região do Endósteo - Presença de processo de osteogenese bastante estimulado. Total organização de osso neoformado (ON), com aspecto histológico semelhante a cortical pré-existente (OP). T.M. - 125 x

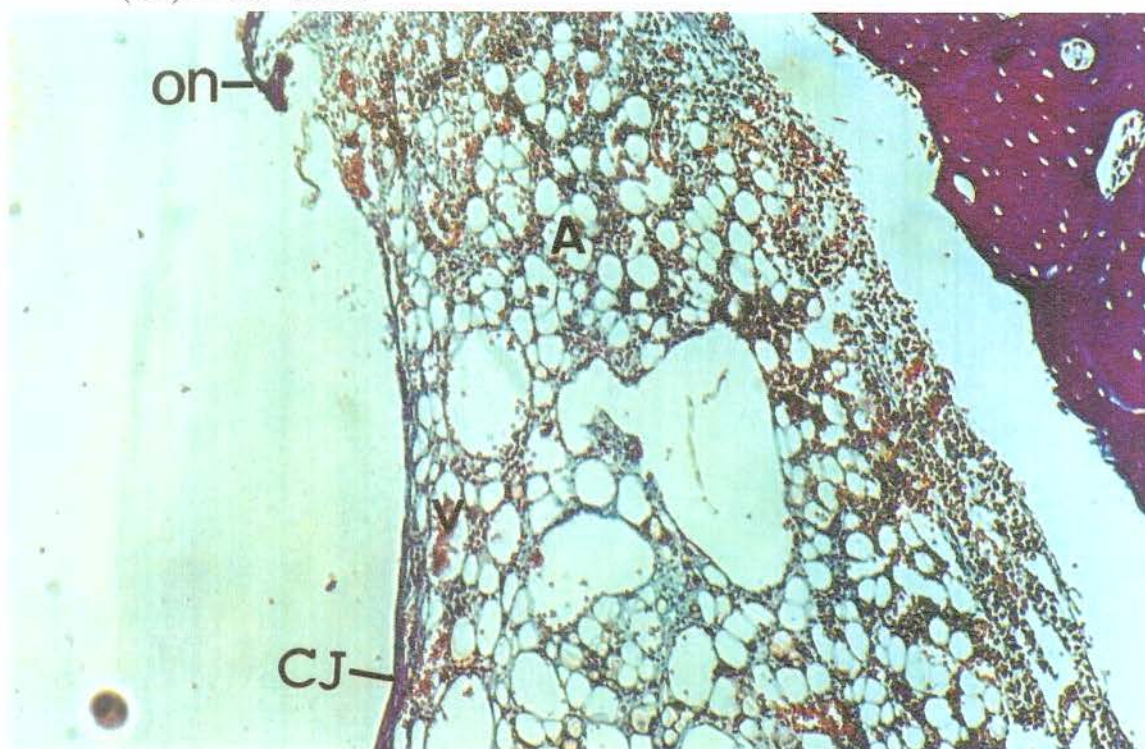


Fig. 21. Grupo controle - 42 dias pós-operatório - Região Medular - Predomínio de células adiposas (A), com presença de vasos sanguíneos (V). Porção superior apresenta osso neoformado (ON) e tecido conjuntivo fibroso (CJ). T.M. - 125 x

GRUPO ESTIMULADO

Região Periosteal

Esta área apresentava formação óssea bem mais organizada do que no período anterior, embora ainda não tivesse um padrão homogêneo nas distribuições das lacunas dos osteócitos. Era possível também observar nessa região a presença de vários vasos sanguíneos e o contraste de coloração entre o osso antigo e o neoformado era bem menor do que no período anterior (Fig. 22).

O periósteo apresentava-se com uma espessura delgada.

Região Cortical

Notamos uma superfície ondulada em razão do crescimento de osso neoformado para o interior dos 3 sulcos do implante. Este osso neoformado se apresentava mais maturo do que quando comparado com o período anterior. Foi possível observar a linha cimentante entre o osso cortical antigo e o osso neoformado. A diferença de coloração entre eles também era nítida (Fig. 23).

Notava-se a presença de alguns vasos sangüíneos no interior do osso neoformado.

Região do Endósteo

Observamos um espessamento da camada endosteal próxima aos sulcos do implante, onde era possível notar um processo de osteogênese bastante estimulado. No fundo de alguns sulcos havia a presença de tecido conjuntivo em colageinização. No terceiro sulco, encontramos áreas de ossificação. No osso neoformado observamos vários vasos sangüíneos que continham sistemas de Harvers (Fig. 24).

Detectamos uma linha cimentante entre o osso antigo e o neoformado.

Região Medular

Esta região apresentava-se bastante celularizada, vascularizada e com núcleos de ossificação junto à interface com o implante. Observamos o predomínio de células adiposas em relação aos outros tipos celulares.

A área mais superior da medular apresentava crescimento do osso neoformado e tecido conjuntivo fibroso proveniente da região do endósteo (Fig. 25).

Em algumas amostras, observamos formação óssea junto à região apical do implante. Quanto maior o afastamento em relação à interface, maior a quantidade de células adiposas e menor a quantidade de células precursoras.

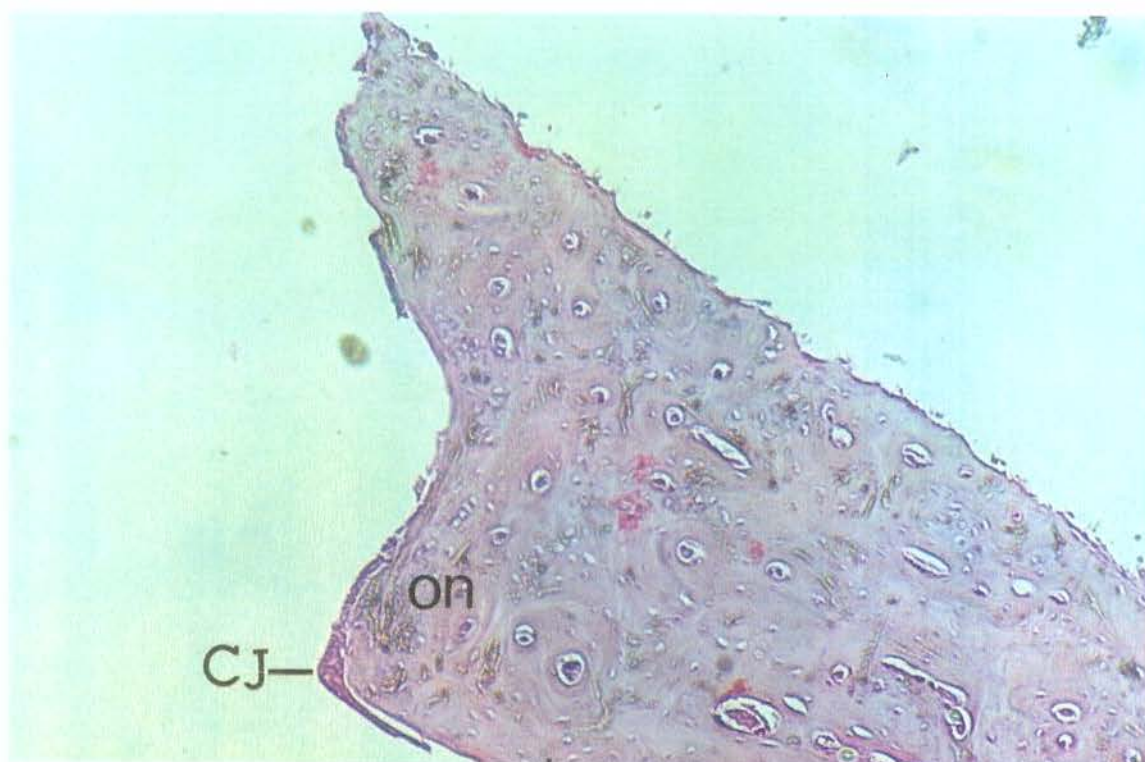


Fig. 22. Grupo estimulado - 42 dias pós-operatório - Região Periosteal - Osso neoformado com padrão mais homogêneo que o do período anterior. Junto à interface com o pescoço do implante temos o osso neoformado (ON) e tecido conjuntivo (CJ). H.E. - 125 x

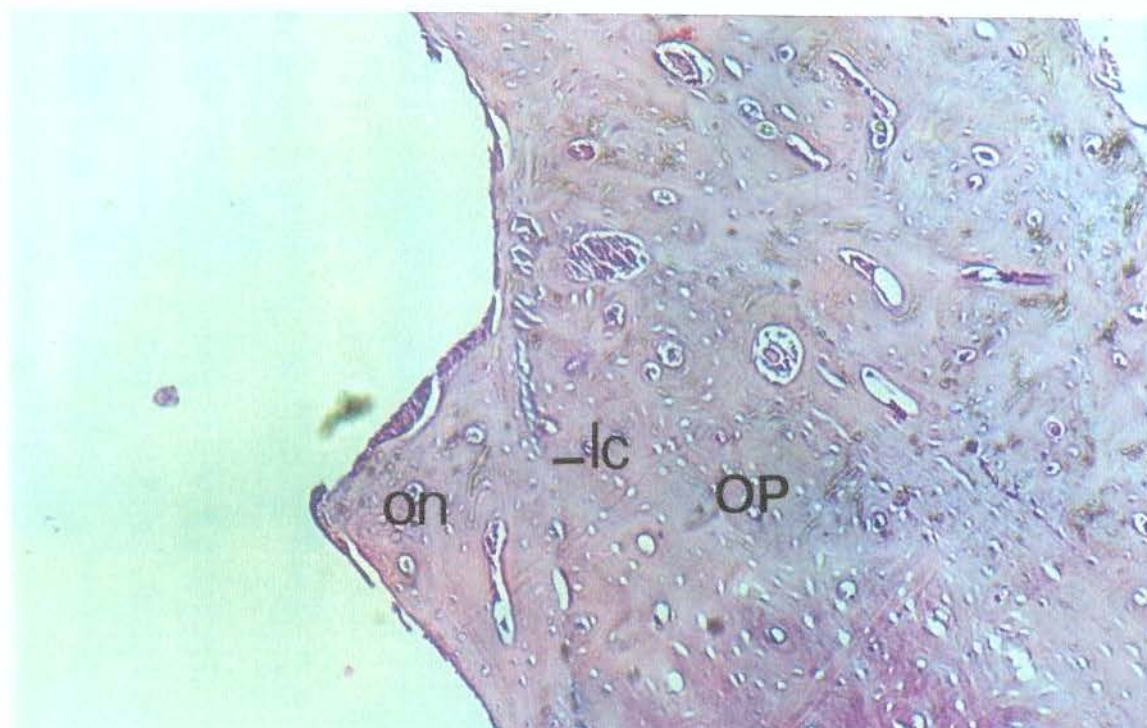


Fig. 23. Grupo estimulado - 42 dias pós-operatórios - Região de Osso Cortical - Superfície ondulada em razão do crescimento do osso neoformado para o interior dos três sulcos do implante. É possível observar a linha cimentante (LS) entre o osso cortical pré-existente (OP) e o osso neoformado (ON). H.E. - 125 x

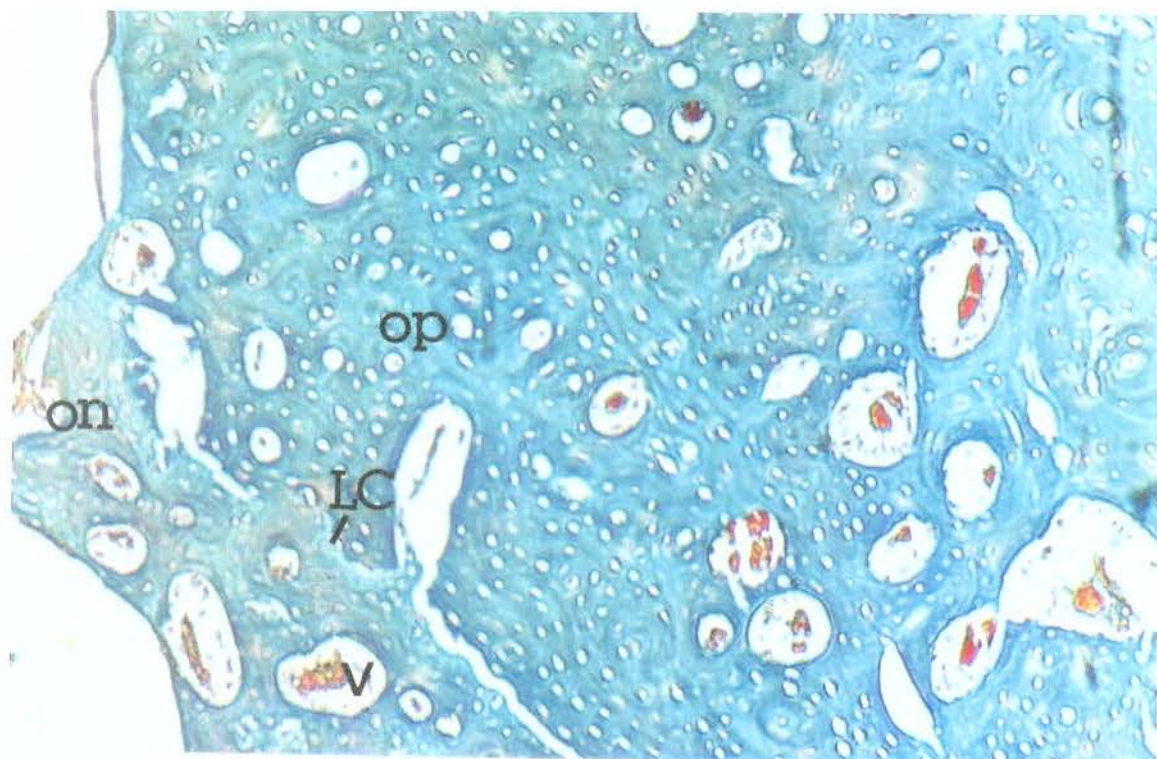


Fig. 24. Grupo estimulado - 42 dias pós-operatórios - Região do Endósteo - Osso neoformado (ON) com padrão mais homogêneo, com a presença de vasos sanguíneos (V). é possível observar a linha cimentante entre o osso neoformado e o osso pré-existente (OP). T.M. 125 x

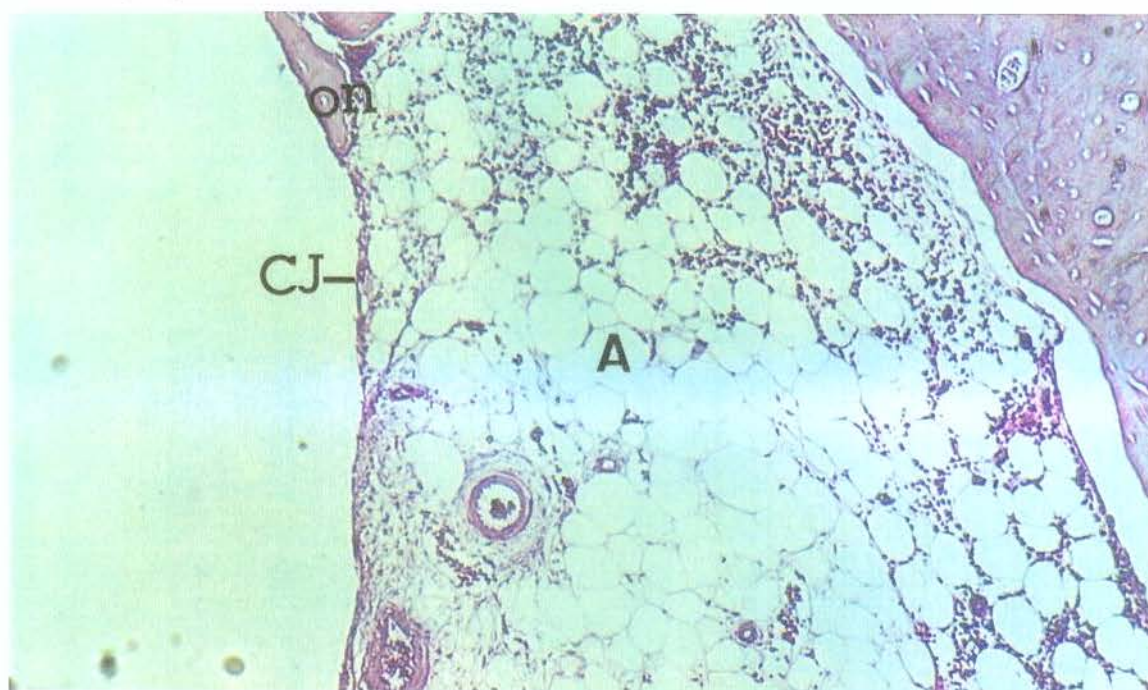


Fig. 25. Grupo estimulado - 42 dias pós-operatórios - Região Medular - Predomínio de células adiposas (A). A porção superior apresenta crescimento de osso neoformado (ON) e tecido conjuntivo fibroso (CJ) provenientes da região do endósteo. H.E. - 125 x

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Na última década, os implantes osseointegrados passaram a ser mais uma opção de tratamento para a reabilitação oral, onde o sucesso clínico é definido pela permanência do implante em função por longos períodos. Portanto, o material a ser utilizado em implantes osseointegrados passou a ter grande importância no que se refere a este sucesso clínico. Os implantes passaram a ter suas confecções baseadas nos seguintes requisitos: propriedades mecânicas e químicas, usinabilidade e biocompatibilidade.

No momento atual, a implantodontia tem como base o trabalho de muitos pesquisadores, sempre em direção a uma meta comum, ou seja, oferecer ao paciente um implante funcional e estético (NOCITI Jr., 1997).

Atualmente, é atribuída ao implante de titânio a mais alta credibilidade, pois estando em função não apresenta tecido indiferenciado entre ele e o tecido ósseo (BRANEMARK et al., 1977; ADELL et al., 1981; ZARB & SCHMITT, 1990 e NAERT et al., 1992).

LIMA et al. (1996) afirmaram que o titânio possui boa resistência à corrosão sob tensão e à fadiga, elevadas propriedades mecânicas e biocompatibilidade, mesmo quando imerso em solução salina.

LAING et al., em 1967 já afirmavam também, que o titânio era um material confiável para a produção de implantes cirúrgicos.

HORBKIRK & WATSON (1996) disseram que o titânio comercialmente puro é considerado o melhor material do ponto-de-vista de resposta tecidual.

Este material permite o crescimento do osso na sua interface, com preenchimento de poros e rugosidades introduzidas durante a fabricação. Em nosso trabalho o material utilizado na confecção dos implantes foi o titânio comercialmente puro que segundo dados do fabricante, apresenta pureza acima de 99,65% (grau II da ASTM).

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

Atualmente, os sucessos dos implantes de titânio osseointegrados são incontestáveis, pois possuem um grande embasamento científico, através de vários trabalhos de pesquisa realizados e de artigos publicados que

comprovam esta afirmação. Embora muitos obstáculos tenham sido superados, ainda existem alguns fatores que precisam ser melhorados como o tempo que se espera para se colocar um implante em função, devido ao período de osseointegração.

Observamos que várias técnicas têm sido sugeridas para alterar o crescimento ósseo ao redor dos implantes, tais como: estimulação elétrica (**PARK et al.**, 1978), estimulação com ultra-som (**DUARTE et al.**, 1983), hormônios de crescimento (**WITTIBJER et al.**, 1983) e a associação de fatores de crescimento de insulina e de plaquetas (**LYNCH et al.**, 1991). Com esse objetivo, procuramos verificar qual era a atuação da eletromagnetoterapia sobre este processo.

A eletromagnetoterapia é um método que tem por objetivo causar alterações nas cargas elétricas das células ósseas, fazendo com que haja a possibilidade de fenômenos de reparação e remodelação ósseas, mediados por interações entre campos elásticos e elétricos. Esta terapia tem seu alicerce baseado no tratamento utilizando corrente elétrica de baixa intensidade, como a empregada por **HARSTONE** (1841), que descreveu tratamentos de pseudartroses, usando esta mesma corrente elétrica de baixa intensidade. A elucidação do fenômeno piezoelétrico trouxe um grande impulso para as

pesquisas na área de neoformação óssea estimulada por meios físicos (FUKADA & YASUDA, 1957).

FUKADA & YASUDA (1964) e ANDERSON et al. (1970) definiram o fenômeno piezoelétrico como sendo a propriedade de alguns materiais, como o osso ou o colágeno que quando submetidos à variação térmica, produzem polarização elétrica.

O efeito piezoelétrico de um material é definido como sendo a propriedade de converter energia mecânica em elétrica, e a inversão do processo também é verdadeira. Se for aplicado ao tecido ósseo um campo elétrico, o osso sofre deformação mecânica, o que lhe confere a propriedade piezoelétrica inversa (BASSET et al., 1974). Isto nos dá indicativos de que fenômenos de reparação e remodelação ósseas são mediados por formação de campos elétricos.

Segundo LAVINE & GRODZINSKY (1987) existem, atualmente, três modalidades de estimulação elétrica: implantação de eletrodos, corrente induzida ou capacitores acoplados. A modalidade de eletrodos implantados é dividida em semi e totalmente invasiva. Os métodos semi-invasivos incluem as técnicas de corrente elétrica onde os eletrodos são implantados acima ou no local da fratura óssea. No método totalmente invasivo, a unidade inteira é implantada dentro do local fraturado, necessitando de uma intervenção

cirúrgica, com a desvantagem de maior probabilidade de ocorrência de infecção (**BARKER et al.**, 1984).

A indução acoplada foi o primeiro método não invasivo que teve uma aplicação clínica (**BASSET et al.**, 1974). O campo elétrico era induzido no osso, através da aplicação de um sinal emitido por um gerador posicionado na pele ao redor do osso envolvido (**STEINER**, 1990). A taxa de sucesso na reparação de fraturas ósseas com este método atingiu aproximadamente 70% dos casos (**BRIGHTON**, 1981).

Com esse objetivo, procuramos avaliar a influência da eletromagnetoterapia de baixa frequência sobre o processo de osseointegração junto a implantes de titânio.

O contato direto titânio-osso tem sido demonstrado em animais desde 1969, quando foi publicado o trabalho pioneiro de **BRANEMARK** em cães. **HANSSON et al.** (1983); **ALBREKTSSON et al.** (1985) e **JOHANSSON et al.** (1989) utilizaram coelhos como modelo experimental e a definição de 42 dias foi considerada como período suficiente para observação das áreas osseointegradas. Este modelo, ou seja, coelhos adultos, foi escolhido por nós para a realização deste estudo seguindo o mesmo padrão de trabalhos anteriores que avaliaram experimentalmente o processo de osseointegração, como por exemplo as pesquisas de **LINDER** (1989); **GOTFREDSEN et al.**

(1991); **SENNERBY et al.** (1992); **GONÇALVES** (1995) e **TOREZAN & ALBERGARIA-BARBOSA** (1998).

Os períodos experimentais de 21 e 42 dias e o modelo experimental utilizados foram escolhidos considerando-se os trabalhos de **ROBERTS et al.** (1984) e **ROBERTS et al.** (1987) que definiram a seqüência de remodelagem do tecido ósseo adjacente ao implante para coelhos, cães e seres humanos. Essa seqüência envolve quatro fases: a primeira, uma fase de ativação óssea; a segunda, de reabsorção; a terceira, de repouso ou quiescência e a quarta, de formação óssea. Observaram que a média de duração desse ciclo para coelhos é em torno de 6 semanas.

Outros autores, como **GONÇALVES** (1995), **NOCITTI Jr.** (1997) e **TOREZAN & ALBERGARIA-BARBOSA** (1998), trabalharam com período experimental de 6 semanas, o que para eles, foi considerado o suficiente para o estudo da reparação óssea em coelhos.

Pesquisas realizadas na área de estimulação com aparelhos que emitiam ondas de baixa frequência e intensidade avaliaram experimentalmente o processo de osseointegração em animais, mostrando que a interferência mais marcante promovida por estimulação ultra-sônica de baixa intensidade ocorre principalmente no primeiro período de 21 dias,

tendendo à estabilização com os grupos usados nos períodos posteriores (GONÇALVES, 1995).

DUARTE (1983) constatou que as variações reacionais induzidas pelo ultra-som verificadas através de medidas de áreas em reparação óssea, em fíbula de coelhos, eram mais marcantes nos primeiros 10 a 12 dias de estimulação e que tendiam à normalização após este período.

As avaliações biomecânicas também em fíbula de coelhos após osteotomia seguidas de estímulos ultra-sônicos concluíram que no período de 14 a 23 dias ocorreu o pico máximo de estimulação produtiva do ultra-som (PILLIAR et al., 1991).

Em nosso estudo, os períodos experimentais de 21 e 42 dias foram suficientes para a constatação de áreas de osseointegração, de acordo com GONÇALVES (1995) e TOREZAN (1998), porém a completa maturação do tecido ósseo na interface com o implante requer tempo adicional (ROBERTS et al., 1987 e TOREZAN & ALBERGARIA-BARBOSA, 1998).

Embora os implantes osseointegrados tenham se mostrado como uma técnica previsível quando bem indicada e executada e estudadas há mais de 30 anos, alguns problemas continuam limitando o seu uso, tais como a altura e largura óssea insuficientes e a densidade óssea deficiente.

JAFFIN & BERMAN (1991) observaram um índice maior de sucesso em implantes instalados em osso do tipo I, II, III, sendo que o osso do tipo IV obteve um índice mais baixo de sucesso devido ao pouco número de trabéculas e à sua maior estabilidade após sua instalação. Mesmo existindo adequada altura, largura e densidade óssea, é necessário um longo período de integração do osso ao implante para que este possa receber uma prótese; uma precoce integração óssea ao implante é de fundamental importância para o paciente e determinante para o sucesso dos implantes.

Como é observado nos trabalhos publicados, a qualidade do tecido ósseo pode influenciar o sucesso de um implante. No modelo animal utilizado, a tíbia do coelho foi considerada como osso tipo II (osso cortical espesso com cavidade medular), que segundo a classificação de **JAFFIN & BERMAN** (1991); **MISCH** (1998), mostrou-se favorável ao sucesso no processo de osseointegração.

Nossos resultados histológicos mostraram que o formato cilíndrico com sulcos regulares foi capaz de conseguir osseointegração e, segundo **SIQUEIRA & DIAS** (1996), estes sulcos funcionam como câmaras de crescimento ósseo. O desenho do implante do tipo cilíndrico de pressão usado em nosso trabalho não é o mesmo de **BRANEMARK et al.** (1977); **ALBREKTSSON et al.** (1981) e **ALBREKTSSON et al.** (1983) que

defendiam o desenho em forma de parafuso, pois, segundo esses autores, proporcionava uma melhor estabilidade mecânica e uma melhor osseointegração.

Porém, nosso estudo esteve de acordo com TOREZAN (1998) que também obteve bons resultados de osseointegração utilizando implantes do tipo cilíndricos de pressão.

Utilizamos para o estudo biomecânico um torquímetro tipo “chave de fenda” com conectores feitos pelo fabricante do sistema de implantes, para a adaptação na cabeça dos cilindros. A análise foi feita através do aumento gradual do torque que atingia o ponto máximo antes do rompimento da união entre o implante e o osso da tíbia. Concordamos com SENNERBY et al. (1992) que essa técnica utilizada para medir o torque de remoção dos implantes não é sofisticada e pode estar sujeita a erros, porém, mesmo assim, ela nos fornece dados importantes quando a qualidade da osseointegração é avaliada sob condições normais e sob eletroestimulação.

Nos resultados dos testes de torque, observamos, em nosso trabalho, através da análise de variância, que a interação do tempo com o experimento não foi significativa, pois o efeito do tempo nos resultados de torque não dependeu do experimento ou vice-versa. O torque não foi influenciado pelo experimento, mas teve influência significativa em relação ao tempo.

Embora o modelo experimental tenha sido compatível com o experimento proposto, acreditamos que o maior motivo da não constatação dos efeitos da eletroestimulação utilizada foi o fato de que, provavelmente, aos 21 dias, as alterações biomecânicas e morfológicas mediadas pelos estímulos já tenham se estabilizado e provavelmente estejam semelhantes ao grupo controle. Os trabalhos que propuseram estudar estímulos com aparelhos de baixa frequência em processo de reparo ósseo, utilizando intensidades semelhantes a do presente estudo, mostraram que ocorreu a aceleração deste processo (DUARTE, 1983; XAVIER & DUARTE, 1987; GONÇALVES et al., 1989; PILLA et al., 1991).

Houve limitações para a avaliação biomecânica. O teste de torque foi realizado com um aparelho (torquímetro) que apresenta bons resultados, e que é calibrado e aferido frequentemente, mas pelo fato de seu uso e leitura não serem eletrônicos, podem ter havido pequenas discrepâncias não detectadas em seus resultados. Há também indícios de que o aparelho tenha precisão razoável, pois o mesmo já foi usado em vários outros experimentos, como na avaliação biomecânica realizada por TOREZAN & ALBERGARIA-BARBOSA (1998) onde comparam histológica e biomecanicamente dois tipos de superfície de implantes de titânio comercialmente puro, implantados na metáfise tibial de coelho. Os aspectos

dos resultados observados nos testes de torque foram semelhantes aos encontrados, neste trabalho, nos grupos controles. Outra observação interessante e que era esperada, confirmando **JOHANSSON & ALBREKTSSON** (1987); **SENNERBY et al.** (1992), foi o aumento da resistência ao movimento de liberação do implante no instante da aferição com o torquímetro, isto ocorrendo em função do tempo, pois este foi maior no segundo período do experimento, ou seja, nos grupos de animais que foram sacrificados com 42 dias pós-operatórios, situação esta que confirmou o processo de osseointegração dos implantes utilizados em nosso trabalho.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Através deste experimento chegamos às seguintes conclusões:

- 1) nos achados histológicos não houve diferenças significativas entre os grupos tratados sob a ação da eletromagnetoterapia e o grupo controle;
- 2) foi possível observar, nos dois períodos, sinais macroscópicos, microscópicos e biomecânicos da osseointegração dos implantes instalados;
- 3) nos dois grupos houve interferências no efeito tempo, foi necessária uma força de torque significativamente maior para a liberação dos implantes nos animais sacrificados com 42 dias pós-operatórios;

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADELL, R. et al – A long-term follow-up study osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 5: 347-359, 1990.
2. _____ et al. - A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Int. J. Oral Surg., 10: 387-416, 1981.
3. ALBREKTSON, T. et al. - The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. Ann. Biomed. Engng., 11: 11-27, 1983.
1. _____ et al. – Osseointegrated titanium implants. Requirement for ensuring a long-lasting direct bone anchorage in man. Acta Orthop. Scand., 52:155-70, 1981.
5. _____, HANSSON, H.A., IVARSSON, B. – Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. Biomaterials 6: 97-101, 1985.
6. ALBREKTSON, T., SENNERBY, L. – Direct bone anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. Int. J. Prosth., 3 (1): 30-41, 1990.
7. ANDERSON, J. C., ERICKSON, C., ATHENSTAEDT, H.- Permanent longitudinal electric polarization and pyroelectric behavior of collagenous structures and nervous tissue in man and other vertebrates. Nature, 228, 1970.

8. ARVDSON, K., BYSTEDT, H., ERICSSON, I. – Histometric and ultrastructural studies of tissues surrounding astra dental implants in dogs. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 5: 127-34, 1990.
9. ATHENSTAEDT, H. - Permanent longitudinal eletric polarization and pyroelectric behavoir of collagenous strutures and nervous tissue in man and other vertebrates. Nature, 228(28): 830-34, 1970.
10. BABBUSH, C.A. – Endosseous blade- Vent implants : a research review. J. Oral Surg. 30 (3): 168-175, 1972.
11. BASSET, C.A.L., BECKER, R.O. – Generation of eletric potenciales by bone in response to mechanical stress. Science, 137: 1063-4, 1962.
12. BARKER, A.T. et al. – Pulsed magnetic field therapy for tibial non-union: interim results od a double-bllind trial. Lancet 1(8384): 994-996, 1984.
Apud: SILVA, C.J. Efeito da eletroestimulação sobre o processo de reparo de cavidade óssea cirúrgica, com ou sem enxerto ósseo. Estudo histológico em calvária de coelhos. Piracicaba, 1996. Dissertação (Mestrado Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial) Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
13. _____, PAWLUK, R.J., PILLA, A.A. – Augmentation of bone repair inductively coupled eletromagnetic fields. Sciene, 184: 575-7, 1974.

14. BRANEMARK, P.I. – Introduction to osseointegrad. In: Tissue integrated prostheses. Osseointegration Clinical Dentistry. (Eds.: Branemark, P.I.; Zarb, G.; Albrektsson, T.) Quintessence, Berlin, pag. 1-6, 1985.
15. _____ et al. – Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 3: 81-100, 1969.
16. _____ et al. - Osseointegrated dental implants in the treatment of the the edentulous jaws. Experience from a 10-year period. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. II: Suppl. p.16, 1977.
17. BRIGHTON, C.T. – The treatment of non-union with electricity. J. Bone Jt Surg. Am., 63^A(5): 847-851, 1981.
18. BRUNSKI, J.B. – Biomaterials & Biomechanics. Calif. Dent. Assoc. J. 16(1): 66- 77, 1988.
19. BUCH, F. et al. – The quantification of bone tissue regeneration after eletromagnetic stimulation. Arch. Orthop. Trauma Surg., 112(2): 75-8, 1993.
20. CANE, V., BOTTI, P., SOANA, S. - Pulsed magnetic fields improve osteoblast activity during the repair of experimental osseous defect. J. Orthop. Res., 11(5): 664-70, 1993.
21. CARLSSON, L. V. - On the developement of a new concept for orthopaedic implant fixation. Tese. University of Gotehenburg,

Gothenburg, Sweden, 1989. Apud GONÇALVES, R.J. - Efeito do Ultra Som no Processo de Reparo Ósseo Após Implantação de Parafusos de Titânio em Coelhos. Análise Histológica e Biomecânica. Araçatuba, 1995. Dissertação (Doutorado em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial) Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, 1995.

22. _____ et al. – Removal torques for polished and rough titanium implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3: 21-24, 1988.
23. CARVALHO, P.S.P. et al. - Implantes do sistema T.F. (tissue function) recobertos com plasma-spray de titânio. Rev. da Assoc. Paul. Cir Dent., 48: 1331- 1334, 1994.
24. CHAPMAN, M.W. – Induction of fracture repair osteoinduction, and adjunctive care . In: LANE, J.M. - Fracture Healing. London, Churchill Livingston, 6: 81, 1987.
25. CLAES, L., HUTZSCHENREUTER,P., POHLER, O. – Losemomente von corticaliszugschrauben in abhangigkeit von implantationszeit und oberflächenbeschaffenheit. Arch. Fur orthop. Unfall-Chir, 85: 155-159, 1976. Apud GONSALVES, R.J. – Efeito do ultra som no processo de reparo ósseo após implantação de parafusos de titânio em coelhos análise histológica e biomecânica. Araçatuba, 1995. Dissertação (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco- Maxilo-facial) Faculdade de Odontologia

de Araçatuba-UNESP, 1995.

26. CUNDY, P.J., PETERSON, D.C. - A ten-years review of treatment of delayed union and nonunion whit na implanted bone growth stimulator. Clin. Orthop. And Related Research., 259: 216-222, 1990.
27. DAHLIN, C. et al. - Healing of bone defects by guided tissue regeneration. Plast Reconstr. Surg., 81: 672 - 676, 1988.
28. DONATH, K. et al. - Dinamik um ennoziale titaninplantate. Fortsch Zahnärztl Implantol, 1: 55-58, 1984. *Apud*: GONSALVES, R.J. - Efeito do ultra-som no processo de reparo ósseo após implantação de parafusos de titânio em coelhos. Análise histológica e biomecânica. Araçatuba, 1995. Dissertação (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial). Faculdade de Odontologia de Araçatuba -UNESP, 1995.
29. DONLEY, T.J., GILLETTE, W.B. - Titâniun endosseous implant-soft tissue interface: a literature review. J. Periodontal. 62 (2): 153-160, 1991.
30. DUARTE, L.R. - The stimulation of bone growth by ultrasound. Arch. Orthop Trauma Surg., 101: 153-9, 1983.
31. DYSON, M., BROOKES, M. - Stimulation of bone repair by ultrasound. Ultrasound Med. Biol., 8: 61-6, 1982 .
32. ERIKSSON, R.A., ADELL, R.- Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. J. Oral

Maxillofac. Surg., 44: 4-7, 1986.

33. FRIBERG, B., JEMT, T., LEKHOLM, U. - Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed protheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 6: 142-146, 1991.
34. FRIENDENBERG, et al. - The cellular origin of bioelectric potentials in bone. Calc. Tiss. Res., 13 : 53-62, 1973.
35. FUKADA, E., YASSUDA, I. - On the piezoelectric of bone . J. Phys. Soc. Jap., 12: 1158-62, 1957.
36. _____ , _____ - On the piezoelectric effects in collagen. Jap. J. Appl. Phys., 3:, 1964.
37. GONÇALVES, J.R. - Efeito do ultra som no processo de reparo ósseo após implantação de parafusos de titânio em coelhos. Análise histológica e biomecânica. Araçatuba, 1995. Dissertação (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, 1995.
38. GOTFREDSEN, K. et al. – Histological and histomorphometrical evaluation of tissue reactions adjacent to endosteal implants in monkeys. Clin. Oral Implant Res., 2: 30-37, 1991.
39. GROSS, U.M. – Biocompatibility: The interaction of biomaterials and host

- response. J. dent. Educ., 52: 198-203, 1988.
40. HANSSON, C., ALBREKTSSON, T. – Integration of screw implants in the rabbit. A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2: 69-75, 1987.
41. _____, _____, BRANEMARK, P.I. - Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. J. prosth. Dent., 50: 108-113, 1983.
42. HARTSHORNE, R.. – On the causes and treatment of pseudarthrosis and specially of that from it sometimes called supernumerary joint. Am. J. Med. Sci., 1: 121-56, 1941.
43. HOBKIRK, J.A., WATSON, R.M. - Atlas Colorido e Texto de Implantologia Dental e Maxilofacial. Livraria Editora Artes Médicas Ltda, 1996.
44. HODOSH, M., POVAR, M., SHKLAR, G. - Periodontal tissue acceptance of plastic tooth implants in primates. J. Amer. Dent. Ass., 70: 362-371,-1965.
45. _____, _____, _____ – Plastic tooth implants with root channels and osseous bridges. Oral Surg., 24 (6): 831-836, 1967.
46. _____ et al. - Implants of acrylic teeth in human beings and experimental animals. Oral Surg., 18 (5):569- 579, 1964.
47. IJIRI, K. et al. - The effect of pulsing eletromagnetic field on bone

- in growth into a porous coated implant. Anticancer Res., 16(5A): 2853-2856, 1996
48. JAFFIN, R. A., BERMAN, C. L. - The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-years analysis. J. Periodontol. 62: 2-4, 1991.
49. JEE, W.S.S. et al. - The role of bone cells in increasing metaphyseal bone tissue in rapidly growing rats treated with prostaglandin E2. Bone, 8: 171, 1987.
50. JOYCE, M.E., HEIDEMANN, A., BOLANDER, M.E. - Platelet derived growth factor regulates the initiation of fracture repair. Trans. Orals., 15: 94, 1990.
51. _____ et al. - Transforming growth factor -B initiates bone and cartilage formation in rat periosteum. Trans. Orals., 15: 113, 1990.
52. JOHANSSON, C., ALBREKTSSON, T. - Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. Int.J Oral Maxillofac Implants, 2: 69-75, 1987.
53. JOHANSSON, C. et al. - Ultrastructural differences of the interface zone between bone and Ti 6Al 4V or commercially pure titanium. J. Biomed. Engng., 11: 3-8, 1989. *Apud*: NOCITI Jr., F.H. - Avaliação histomorfométrica da influência da calcitonina de salmão no processo de reparo ósseo frente a colocação de um implante dental de titânio.

Piracicaba, 1997, 118 p.. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica – Área de Periodontia). Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp.

54. JUHN, A. et al. – Prostaglandin E2 enhanced fracture callus formation. Calcif. Tissue Int. 32a: 127, 1988.
55. KASEMO, B. – Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J. Prosthet. Dent., 49: 832-837, 1983.
56. _____, LAUSMAA, J. - Aspects of surface physics on titanium implants. Swed. Dent. J. Suppl., 28: 19-36, 1985.
57. KIRSCH, A., FIDERSTADT, DONATH, K. - Tierexperimentelle untersuchungen zur bedeutungen der mikromorphologie von titanimplantato berflachen. Fortchr. Zahnarztl Implantol. 1: 35-40, 1984.
Apud: GONÇALVES, J.R. – Efeito do ultra som no processo de reparo ósseo após implantação de parafusos de titânio em coelhos. Análise histológica e biomecânica. Araçatuba, 1995. Dissertação (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial)- Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Unesp, 1995.
58. KLUG, W., FRANKE, W.G., KNOCK, H.G. – Scintigraphic control of bone fracture healing under ultrasonic stimulation an animal experimental study. Eur. J. Nucl. Med., 11: 494-7, 1986.