

*Este exemplar foi
dentamente corrigido, conforme
resolução da CC PG-1036/83
Piracicaba, 25 Novembro de 1996*

RALF

RALF GOBBO LIZA
CIRURGIÃO DENTISTA

**REPARO ÓSSEO APÓS INSERÇÃO DE PARAFUSOS DE
AÇO INOXIDÁVEL, UTILIZADOS EM FIXAÇÃO
INTERNA RÍGIDA.
ESTUDO HISTOLÓGICO EM COELHOS**

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

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri
F. O. P. - UNICAMP

Piracicaba - Estado de São Paulo

1996

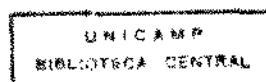
RALF GOBBO LIZA
CIRURGIÃO DENTISTA

**REPARO ÓSSEO APÓS INSERÇÃO DE PARAFUSOS DE
AÇO INOXIDÁVEL, UTILIZADOS EM FIXAÇÃO
INTERNA RÍGIDA.
ESTUDO HISTOLÓGICO EM COELHOS**

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

Piracicaba - Estado de São Paulo

1996



UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
T/Unicamp	
Le 768r	
V. E.	
TOMBO	29500
PROC.	281/97
C	☐
D	☒
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	12/04/97
N.º CPD	

CM-00096723-6

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

Z768r

Liza, Ralf Gobbo.

Reparo ósseo após inserção de parafusos de aço inoxidável, utilizados em fixação interna rígida. Estudo histológico em coelhos/ Ralf Gobbo Liza. - Piracicaba : [s.n.], 1996.

90f. : il.

Orientador : Luis Augusto Passeri.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais biomédicos. 2. Aço cromo. 3. Fraturas-tratamento. I.Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

19.CDD - 610.28

- 617.15718

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Materiais biomédicos	610.28
2. Fratura da tibia	617.15718



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de tese de Mestrado, em sessão pública realizada em 12/09/96, considerou o candidato aprovado.

1. Luis Augusto Passeri

A handwritten signature in dark ink, consisting of a large, stylized 'L' followed by a horizontal line, positioned above a solid horizontal line.

2. Ronaldo Célio Mariano

A handwritten signature in dark ink, appearing as a cursive 'R' followed by several loops, positioned above a solid horizontal line.

3. José Ricardo de Albergaria Barbosa

A handwritten signature in dark ink, consisting of a few sharp, angular strokes, positioned above a solid horizontal line.

Para meus pais e irmão.

Para Caio e Simone.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor LUIS AUGUSTO PASSERI, que desde os tempos da graduação, tem colaborado, através de incentivo, orientação e, especialmente amizade, para a minha formação.

Aos Professores da disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, Doutores JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA, RONALDO CÉLIO MARIANO, RENATO MAZZONETTO e MÁRCIO DE MORAES, pela valiosa colaboração.

Aos colegas CLAUDIA JORDÃO DA SILVA e JAN PETER ILG, pelo companheirismo e amizade dispensados durante todos esses anos de convívio.

Ao Professor PEDRO DUARTE NOVAES, professor colaborador da disciplina de Histologia do departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela colaboração e orientação nas tarefas de interpretação e fotografia das peças histológicas utilizadas neste trabalho.

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

Às Sras. MARIA APARECIDA SANTIAGO VARELLA e IVANI ODAS DEMÉTRIO, técnicas do Laboratório de Histologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo auxílio na preparação e processamento das peças histológicas utilizadas neste trabalho.

Às Sras. SUELI DUARTE DE OLIVEIRA SOLIANI e LUZIA DE FÁTIMA DA SILVA, funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo auxílio prestado nas tarefas de pesquisa e revisão deste trabalho.

SUMÁRIO

1. LISTAS	9
2. RESUMO	13
3. INTRODUÇÃO	15
4. REVISÃO DA LITERATURA	19
5. MATERIAL E MÉTODOS	41
6. RESULTADOS	48
7. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	59
8. CONCLUSÕES	67
9. ANEXO	69
10. SUMMARY	78
11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80

LISTAS

1. LISTAS

1.1. TABELA

	p.
Tabela 1.Composição das ligas de aço inoxidável 316L fornecidas pelos fabricantes, em % de peso.	42

1.2. ESQUEMA

	p.
Esquema 1.Cortes histológicos divididos em três áreas; A, cabeça do parafuso; B, osso medular; C1 e C2, corticais (1ª e 2ª)	46

1.3. FIGURAS

	p.
Fig.1.Fragmento ósseo fraturado (F), na área do osso esponjoso. Parafuso A, 1a. semana. H.E. 180x.	69
Fig.2.Trabeculado ósseo, área da cabeça do parafuso. Parafuso B, 1a. semana. H.E. 180x.	69
Fig.3.Área de necrose da cortical óssea (N). Parafuso C, 1a. semana. H.E. 180x.	70
Fig.4.Cortical óssea, mostrando aposição de osso neoformado (O), ainda pouco maturado, em substituição ao osso necrótico (N). Parafuso D, 1a. semana. H.E. 180x	70
Fig.5.Cortical óssea, mostrando aposição de osso neoformado (O) em substituição ao osso necrótico (N). Parafuso A, 2a. semana. H.E. 180x.	71
Fig.6.Tecido conjuntivo (C), fino e pouco organizado, na área da cabeça do parafuso. Tecido ósseo neoformado. Parafuso B 2a. semana. H.E. 180x.	71
Fig.7.Neoformação óssea (O) na área do osso esponjoso. Parafuso C, 2a. semana. H.E. 132 x.	72
Fig.8.Áreas de necrose na cortical (N), com aposição de osso neoformado. Parafuso D, 2a. semana. H.E. 180x.	72
Fig.9.Tecido ósseo neoformado (O) na área das corticais. Parafuso A 3a. semana. H.E. 180x.	73

Fig.10.Fina camada de tecido conjuntivo fibroso (setas) e áreas de tecido ósseo neoformado (O) na área do osso esponjoso. Parafuso B 3a. semana. H.E. 180x.	73
Fig.11.Tecido ósseo neoformado (O) na área da 2a. cortical, próximo à ponta do parafuso. Parafuso C, 3a. semana. H.E. 180x.	74
Fig.12.Aposição de tecido ósseo neoformado (O) em relação às corticais. Parafuso D, 3a. semana. H.E. 180x.	74
Fig.13.Regões em que se observa tecido ósseo neoformado (O) intercalado com a presença de tecido conjuntivo fibroso (seta) na área do osso esponjoso. Parafuso A, 4a. semana. H.E. 180x.	75
Fig.14.Tecido ósseo neoformado (O), já com alto grau de maturação, na área do osso esponjoso. Parafuso B, 4a. semana. H.E. 180x.	75
Fig.15.Osso neoformado (O), maduro, na área da 2a. cortical. Parafuso C, 4a. semana.H.E. 180x.	76
Fig.16.Calo ósseo (C), área da cabeça do parafuso. Parafuso D, 4a. semana.H.E. 180x.	76

1.4. ABREVIATURAS

AO	= Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASIF	= Association for Study of Internal Rigid Fixation
mm	= milímetro
kg	= kilograma
%	= por cento
mg	= miligrama
cm	= centímetro
fig.	= figura
°C	= grau Celsius
316L	= Liga de aço inoxidável utilizada em componentes de fixação interna rígida
Jan.	= January
Feb.	= February
Mar.	= March
Apr.	= April
Aug.	= August
Sept.	= September

Oct. = October
Nov. = November
Dec. = December
ref. = referência
v. = volume
n. = número
p. = página
ABNT = Associação Brasileira de Normas Técnicas

1.5. ABREVIATURAS E PALAVRAS EM LATIM

apud = em
etc. = e as demais coisas (abreviatura de “et cetera”)
id. = o mesmo autor (abreviatura de “idem”)
et al. = e outros (abreviatura de “et alli”)
op.cit. = (abreviatura de “opus citatum”)

RESUMO

2. RESUMO

Este estudo avaliou histologicamente, em tibia de coelho, a sequência de eventos que ocorreram no tecido ósseo após a inserção de parafusos de aço inoxidável utilizados em fixação interna rígida.

Oito coelhos adultos receberam cada um, quatro parafusos fornecidos por fabricantes diferentes. Os animais foram sacrificados após 1, 2, 3 e 4 semanas.

A análise dos espécimes sob microscopia óptica comum revelou que todos os implantes foram bem tolerados pelo tecido ósseo adjacente, produzindo pouca reação inflamatória e permitindo a neoformação óssea.

Título em Português: “Reparo ósseo após inserção de parafusos de aço inoxidável, utilizados em fixação interna rígida. Estudo histológico em coelhos.”

Palavras Chave: Materiais biomédicos, Aço cromo, Fraturas-tratamento.

INTRODUÇÃO

3. INTRODUÇÃO

A imobilização é necessária para que ocorra a união óssea. Na região maxilo-facial a fixação através de fios metálicos causa, frequentemente, micro-movimentações, que podem provocar uma união fibrosa. A fixação interna rígida através de placas e de parafusos além de eliminar essas micro-movimentações, também propicia uma melhor incorporação de enxertos ósseos e minimiza a reabsorção destes (HOBAR²¹, 1992).

O termo fixação interna rígida tem várias definições. Num sentido básico e abrangente podemos utilizar o conceito proposto por ELLIS¹², em 1991, que a definiu como "qualquer forma de fixação aplicada diretamente aos ossos, suficientemente forte para permitir a utilização ativa das estruturas esqueléticas durante o período de reparo".

As placas e parafusos metálicos, em cirurgia buco-maxilo-facial, foram inicialmente utilizados na fixação de fraturas mandibulares. Posteriormente, foram aplicados às fraturas do terço médio e superior da face, às perdas de substância óssea e subsequentemente em osteotomias faciais, muito realizadas atualmente (MUNRO⁴², 1989).

A aplicação de fixação interna rígida ao esqueleto facial requer, do cirurgião, muita atenção aos pequenos detalhes que poderão levar a um aumento no tempo do procedimento. Contudo, os benefícios de se proporcionar ao paciente um retorno mais rápido à função mastigatória e o posicionamento preciso dos segmentos ósseos, compensam plenamente (ELLIS¹³, 1993).

Nos últimos anos tem ocorrido um grande avanço em relação às placas e parafusos utilizados na região maxilo-facial. Os metais atualmente mais utilizados são o aço inoxidável, o titânio e o Vitallium. Os parafusos são autorroscantes e as placas apresentam uma enorme variedade de formas e tamanhos. Nenhum desses componentes necessitam de remoção, após o período de consolidação óssea, como prática rotineira (MUNRO⁴², 1989; KELLMAN²⁴ et al., 1994).

O aço inoxidável, um dos tipos de metal mais utilizado em fixação interna rígida, apresenta a desvantagem de ser suscetível à corrosão. A verdadeira importância clínica da corrosão dos componentes utilizados em cirurgia buco-maxilo-facial ainda é pouco conhecida (HOBAR²¹, 1992).

O constante desenvolvimento nessa área nos levará, certamente, até sistemas de fixação de aplicação mais simples e mais biocompatíveis que os atuais (ELLIS¹³, 1993).

O presente trabalho tem como objetivo a avaliação histológica, em tibia de coelhos, da sequência dos eventos que ocorrem no tecido ósseo após a inserção de parafusos de aço inoxidável utilizados em fixação interna rígida.

REVISÃO DA LITERATURA

4. REVISÃO DA LITERATURA

O histórico das fixações internas realmente rígidas é recente. Apenas neste século seus requisitos principais foram alcançados. Por outro lado, a fixação interna não-rígida vem sendo utilizada, pelo menos, há 200 anos (ELLIS¹², 1991). Existem relatos de que Lapeyode e Sicre fixaram ossos fraturados por meio de fios por volta de 1775 (VENABLE & STUCK⁶⁵, 1947). Em 1864, Gurlt relatou vários casos em que as extremidades ósseas fraturadas foram avivadas, reduzidas e seguras por meio de fios, parafusos e pregos (ELLIS¹², 1991).

Uma grande variedade de materiais tais como marfim, osso e metais já foram utilizados na tentativa de se restabelecer a continuidade anatômica de ossos fraturados. ELLIS¹², em extensa revisão da literatura, elaborada em 1991, comenta que muitos cirurgiões da época descreveram experiências desastrosas, com a ocorrência de gangrenas como resultado da utilização de materiais estranhos ao organismo. Tais cirurgiões condenavam a prática e comparavam-na a "matar o paciente com um tiro de revólver".

Em 1827, Rodgers já recomendava o uso de fios de prata na fixação de fraturas, mas acreditava que esses deveriam ser removidos pois

poderiam resultar em inflamação. Para facilitar a remoção, os fios eram deixados com uma extremidade longa, para fora da ferida (VENABLE & STUCK⁶⁵, 1947).

Credita-se a Buck, em 1847, a primeira utilização de fios metálicos na osteossíntese de uma fratura de mandíbula, logo após a introdução do éter como anestésico (ELLIS¹³, 1993).

Um dos pioneiros no uso de placas metálicas semelhantes às utilizadas atualmente foi Hansmann, em 1886. Ele aplicava uma tira de aço niquelado, flexível, com parafusos através de furos em intervalos regulares que emergiam da ferida cirúrgica para serem removidos posteriormente (ELLIS¹², 1991).

Com o advento da radiologia em 1895, a visualização do alinhamento de fraturas, através de procedimentos fechados, torna-se possível. Isto permitiu observar os frequentes maus resultados obtidos com esse procedimento (ELLIS¹², 1991).

As técnicas de redução e fixação internas foram ficando mais comuns, porém, numa era pré-antibiótico, as reduções fechadas ainda eram a forma de tratamento preferida para muitas fraturas. Quando este método se mostrava insuficiente, aparelhos de fixação externa eram utilizados para manter os segmentos ósseos posicionados, frequentemente, sem o uso de bloqueios maxilo-mandibulares (ELLIS¹³, 1993).

Grandes avanços em relação às fixações internas começaram a ocorrer na Inglaterra em 1893, com Lane relatando o uso de uma placa de aço, ao mesmo tempo em que defendia uma rígida técnica cirúrgica asséptica (ELLIS¹², 1991).

Na Bélgica, os irmãos Elie e Albin Lambotte defendiam amplamente o uso de fixações internas em certos tipos de fraturas. LAMBOTTE²⁸ (1907) usou muitos tipos de placas e parafusos inclusive aqueles feitos de alumínio, prata, latão, cobre e até magnésio. Ele nunca encontrou um metal ideal, mas foi o primeiro a notar que dois metais de natureza diferente tendiam a sofrer corrosão muito mais rapidamente devido à ação eletrolítica.

Em 1912, SHERMAN⁵⁵, nos Estados Unidos, inovou o desenho e a composição das placas, diminuindo o percentual de carbono do aço e sua fragilidade. Uma grande contribuição deste autor foi também a introdução do vanádio no aço. O sistema de placas e parafusos de Sherman foi utilizado em ortopedia por muitos anos.

KEY²⁵, em 1932, foi o primeiro a notar que a consolidação óssea dos fragmentos fraturados é acelerada quando as extremidades são comprimidas umas contra as outras.

Na tentativa de superar a falta de estabilidade, vários aparatos de fixação interna, com rigidez, foram propostos. **MAJOR**³⁹, em 1938, defendia o uso de pinos intramedulares.

Em 1942, **ADAMS**¹, num artigo sobre o uso de fios de aço na osteossíntese de fraturas faciais, revelou a insatisfação que ele e outros, naquela época, tinham em relação aos demais métodos de tratamento convencional, não-cirúrgico das fraturas do terço médio da face.

GORDON¹⁷, em 1943, publicou um artigo com suas experiências em osteossínteses na região maxilo-facial. Até aquela época, o uso de fios metálicos era evitado devido ao grande número de complicações que se seguiam. Esta técnica era por ele justificada pelo uso de fios de aço inoxidável, que não seriam irritantes aos tecidos e, em menor grau, pelos avanços na antibioticoterapia. **GORDON**¹⁷, em 1943, também foi um pioneiro no uso de fixações de mandíbula através de um acesso intra-bucal.

Em 1949, **DANIS**¹¹ acreditava que as estruturas ósseas não deveriam ser imobilizadas após a redução de fraturas devido às alterações que poderiam ocorrer nas articulações, ossos, ligamentos e músculos. A esse conjunto de alterações ele deu o nome de "doença da fratura".

DANIS¹¹ (1949) estabeleceu alguns princípios que trouxeram grande contribuição ao campo da fixação interna rígida: 1. o tratamento

deve ser realizado de tal maneira que a fratura e os tecidos ósseos adjacentes devem se manter assépticos; 2. qualquer implante ou enxerto não deve ter atividade química ou elétrica nem causar qualquer irritação mecânica; 3. a fixação interna deve criar e manter absoluta rigidez interfragmentária até que ocorra a união natural; 4. a fixação interna deve criar e manter suficiente pressão interfragmentária no foco de fratura, principalmente através do longo eixo do osso. **DANIS**¹¹, em 1949, foi o primeiro a usar o conceito de compressão no tratamento cirúrgico de fraturas.

Num artigo de 1954, **SHIRA**⁵⁶ citou várias indicações para o uso da técnica de redução aberta e fixação de fraturas mandibulares e contraindicou seu uso no caso de fraturas cominutivas.

A fixação de fraturas mandibulares por meio de fios de aço, não promovia suficiente estabilidade dos fragmentos ósseos e era quase sempre complementada com o uso de bloqueio maxilo-mandibular, o que proporcionava a verdadeira estabilização interfragmentária, enquanto que os fios de aço apenas serviam para realinhar os segmentos ósseos (**ELLIS**¹³, 1993).

VERO⁶⁶, em 1968, utilizava fios de Kirschner através das fraturas. A estabilidade apresentada, contudo, não era satisfatória e os bloqueios maxilo-mandibulares eram muitas vezes necessários.

Grades ou redes metálicas feitas de aço inoxidável, cromo-cobalto ou titânio também têm uma longa história de utilização em cirurgias mandibulares. Inicialmente, eram utilizadas para estabilizar os fragmentos contra a ação muscular e proporcionar uma infra-estrutura, em que enxertos de osso esponjoso pudessem ser colocados. Raramente eram utilizadas por si só, como elementos de fixação de fraturas ou perdas de substância óssea, usualmente, eram complementadas com o uso de bloqueio maxilo-mandibular (BEAR et al.⁴, 1971; COBETTO et al.⁹, 1983).

Várias tentativas de se utilizar placas e parafusos para fixação de fraturas mandibulares após a II Guerra Mundial foram relatadas. Ainda nesta fase a estabilidade conseguida não era suficiente para se permitir que o paciente fosse deixado sem bloqueio maxilo-mandibular. As tentativas de se utilizar placas e parafusos antes de 1960 devem ser vistas como experimentais, devido ao pouco conhecimento biomecânico aplicado aos sistemas existentes (ELLIS¹³, 1993).

Somente no final dos anos 60 e início dos anos 70 é que muitos pesquisadores começaram a aplicar ao osso mandibular, os conhecimentos adquiridos em relação aos ossos longos. Contudo, a anatomia peculiar do esqueleto maxilo-facial ainda representava desafios à aplicação destes princípios.

Em 1968, **LUHR**³⁶ insatisfeito com as técnicas existentes até então, que ainda não conseguiam dispensar o uso do bloqueio maxilo-mandibular, desenvolveu uma placa de Vitallium, usando o princípio dos parafusos deslizantes, conseguindo aplicar compressão através de uma fratura mandibular. Passou então a utilizar esta placa sem bloqueio maxilo-mandibular, com sucesso.

Outra grande contribuição de **LUHR**³⁶ (1968) foi a popularização dos parafusos autorroscantes, usados inicialmente nos anos 60 e ainda presentes nos sistemas atuais.

SPIESSL⁶⁰, 1972, aplicando e modificando os princípios da AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)/ASIF (Association for Study of Internal Rigid Fixation), notou que além da placa de compressão na borda inferior da mandíbula, havia a necessidade de uma fixação suplementar ao nível alveolar (a banda de tensão), que só poderia ser aplicada na região de ângulo mandibular se não houvessem dentes envolvidos. Em áreas dentadas, duas possibilidades existiam: 1. a aplicação de um arco aos elementos dentais ou 2. a modificação do desenho da placa inferior para promover compressão na borda superior, ou seja, uma placa de compressão excêntrica. Tal placa foi desenvolvida simultaneamente por dois pesquisadores da AO/ASIF, **SCHMOKER**⁵⁴, 1973 e **NIEDERDELLMANN et al.**⁴³, 1973.

A técnica de “parafuso de compressão” também utiliza a vantagem de pressionar um lado da fratura contra o outro, porém sem o uso de placas. **BRONS & BOERING**⁷ em 1970 foram os primeiros a descrever essa técnica em fraturas mandibulares.

O parafuso é o componente mais frequentemente utilizado para fixação interna rígida. Parafusos podem ser utilizados como elementos únicos de fixação ou para segurar outros tipos de componentes como placas e fixadores externos (**TUCKER & OCHS**⁶², 1991).

Segundo ainda **TUCKER & OCHS**⁶², 1991, os principais componentes individuais de um parafuso são:

Cabeça: é a extremidade mais larga do parafuso e possui configurações para acomodar vários tipos de chaves como por exemplo: fenda, Philips e hexagonal;

Escareador: é a parte inclinada e inferior da cabeça do parafuso que se acomoda na porção inclinada da placa que recebe o parafuso;

Corpo: é a porção que contem a rosca do parafuso;

Diâmetro interno: o menor diâmetro do corpo do parafuso é o núcleo ou diâmetro menor. Geralmente é do mesmo tamanho da perfuração piloto realizada no osso no momento da colocação do parafuso. É, também, chamada de “alma” do parafuso;

Diâmetro externo: é o diâmetro máximo externo da projeção da rosca.

Representa o diâmetro real do parafuso;

Passo: é a distância vertical entre as bordas das roscas do parafuso;

Profundidade da rosca: diferença entre o diâmetro externo e o interno.

A configuração da rosca do parafuso pode variar com o passo, sua profundidade e desenho. Normalmente, o parafuso que requer macheamento antes de sua introdução tem uma configuração de rosca diferente dos autorroscantes e uma ponta romba. Uma perfuração guia é realizada no osso, com diâmetro idêntico ao diâmetro interno do parafuso, e faz-se um macheamento de configuração idêntica a do parafuso que será inserido.

Os parafusos autorroscantes possuem, geralmente, roscas em forma de "V". Recentemente, os formatos das roscas dos parafusos não autorroscantes estão sendo utilizados com sucesso em parafusos autorroscantes. A ponta desses parafusos possuem, em geral, um sulco cortante para funcionarem com um "macho". A vantagem óbvia do parafuso autorroscante é a eliminação do procedimento de inserir e remover o "macho" antes da inserção do parafuso (TUCKER & OCHS⁶², 1991).

Placas rígidas com furos redondos e simples foram as primeiras placas usadas para fixação interna rígida em cirurgia buco-maxilo-facial (HOBAR²¹, 1992).

A evolução dos sistemas de fixação levou ao desenvolvimento de placas de compressão, baseado no princípio de que a compressão entre os fragmentos ósseos aumenta a área de contato, promovendo cicatrização por primeira intenção. Placas de compressão possuem um número variável de furos ovais em seu longo eixo. A porção mais estreita do furo é voltada para fora. Para obter compressão, a perfuração no osso é realizada através da porção mais estreita do furo. O parafuso é, então, engajado no osso e apertado. A cabeça do parafuso é forçada para a porção mais larga do furo, medialmente. O grau de deslocamento e a força de compressão resultante dependem do desenho do parafuso e do plano inclinado do furo da placa.

Placas de compressão dinâmica, para cirurgia maxilo-facial, são disponíveis em 2,7 mm, 2,4mm e 2,0 mm. O tamanho, em milímetros, refere-se ao diâmetro externo do parafuso usado para fixação (HOBAR²¹, 1992).

A aplicação de compressão na borda inferior da mandíbula resulta em deslocamento na borda superior. Se uma banda de tensão é colocada na borda superior, este deslocamento é contido. A colocação de uma placa

de compressão dinâmica excêntrica é um método alternativo para estabilizar a borda superior. Este tipo de placa apresenta compressão horizontal nos dois furos próximos ao foco de fratura, juntamente com furos angulares afastados deste local. Os parafusos iniciais são colocados aplicando compressão na borda inferior. A compressão na borda superior da mandíbula é conseguida colocando-se os parafusos nos furos que estão dispostos em um ângulo de, aproximadamente, 70 graus com um longo eixo do centro dos furos de compressão. O deslocamento resultante leva a uma rotação dos segmentos ósseos ao redor dos parafusos localizados próximos ao foco da fratura e levam a compressão na borda superior da mandíbula (TUCKER & OCHS⁶², 1991).

Em alguns casos não existem vantagens em utilizar o efeito da compressão, como por exemplo, nas reconstruções mandibulares após perda de substância. Na colocação dessas placas, chamadas placas reconstitutivas, o aperto dos parafusos não deve resultar em compressão. As placas reconstitutivas podem ser adaptadas e colocadas antes da ressecção óssea e removidas para facilitá-la, então, são recolocadas mantendo o contorno mandibular, a posição e a função, além de proporcionar um bom contorno para os tecidos moles. Posteriormente, servem para estabilizar o enxerto (TUCKER & OCHS⁶², 1991).

KRÜGER & KRUMHOLZ²⁷, 1984, relataram ser essencial o uso da fixação interna rígida na estabilização de enxertos ósseos. Os autores recomendam a remoção do aparato de fixação após três ou quatro meses, para que o segmento transplantado seja submetido a função.

As placas reconstrutivas são úteis para estabilizar fraturas cominutivas. A estabilização do osso cominuto permite uma adequada consolidação óssea mesmo em função. As placas reconstrutivas são disponíveis em 3,5 mm, 2,7 mm e 2,4mm, numa grande variedade de comprimentos e configurações, incluindo algumas pré-dobradas para acompanhar anatomia mandibular (**GRUSS et al.¹⁸**, 1991; **SMITH & JOHNSON⁵⁸**, 1993).

Recentemente, o maior interesse a respeito de fixação interna rígida em cirurgia da face tem estimulado o desenvolvimento de sistemas com pequenas placas desenhadas para não produzir compressão. Estes sistemas estão disponíveis em 2,0 mm e 1,5 mm e numa grande variedade de configurações. Até um micro sistema usando parafusos de 0,8 mm foi desenvolvido (**TUCKER & OCHS⁶²**, 1991; **YOU et al.⁷²**, 1994).

As mini ou micro placas em aço inoxidável, titânio e Vitallium têm indicação principal nas cirurgias do terço médio, osteotomias e fraturas e em cirurgia craniofacial (**TUCKER & OCHS⁶²**, 1991; **HOBAR²¹**, 1992).

Segundo ELLIS¹², 1991, a anatomia peculiar do esqueleto da região maxilo-facial apresenta desafios à aplicação dos princípios biomecânicos de fixação interna rígida utilizados no tratamento de fraturas de ossos longos. Entre essas peculiaridades podemos ressaltar as pequenas dimensões dos ossos da região; o potencial de contaminação das fraturas devido ao contato com a pele, cavidades nasais e paranasais, e mais comumente com a cavidade bucal; o relacionamento entre a maxila e mandíbula propiciado pela oclusão, que faz com que o reposicionamento de fraturas tenha que ser mais preciso do que qualquer outro osso; as poderosas ações dos músculos da mastigação; a presença de dentes e a passagem de um feixe vâsculo-nervoso, que no caso da mandíbula, dificulta a colocação dos elementos de fixação nos pontos biomecanicamente desejáveis; a estética na região é mais importante que em outras áreas do corpo. As diferenças entre os ossos da região maxilo-facial em relação aos outros determinaram o desenvolvimento de placas e parafusos menores, colocados através de incisões na pele, cosmeticamente aceitáveis ou mesmo através de incisões intra-bucais.

A fixação interna rígida foi inicialmente desenvolvida para fraturas de mandíbula, posteriormente aplicada em fraturas do terço médio e superior da face, em defeitos por perda de substância e, hoje, é utilizada rotineiramente em cirurgia ortognática (MUNRO⁴², 1989).

O objetivo da fixação interna rígida em fraturas mandibulares é a imediata mobilização funcional. Esse objetivo, de acordo com as normas da AO/ASIF, são atingidos pela redução anatômica e absoluta estabilização dos fragmentos (**LINDQVIST et al.**³⁴, 1986).

Em um clássico artigo sobre ferimentos faciais extensos, de 1942, **KAZANJIAN**²³ afirma que a maioria das fraturas não consolidadas são devidas principalmente à imobilização inadequada de fragmentos ósseos cominutos e subsequente infecção e não à perda óssea inicial.

Em um artigo publicado em 1991, sobre reconstrução facial após ferimentos extensos por arma de fogo, **GRUSS et al.**¹⁸ comentaram que o tratamento de fraturas faciais complexas é facilitado pelo uso de redução aberta, fixação interna rígida com placas e parafusos e pela reconstrução imediata das perdas de substância óssea por meio de enxertos.

Há amplas evidências de que um membro funcional tem reparo mais rápido e melhor que um imobilizado (**REITZIK & SCHOORL**⁵⁰, 1983).

Em trabalho de 1992, **ALPERT & ANDERSON**², relatando suas experiências com 52 pacientes com fraturas mandibulares tratadas por meio de fixação interna rígida, destacam entre os principais benefícios desta técnica, o aumento do conforto do paciente, melhora da qualidade da dieta, diminuição da incidência de problemas da articulação têmporo-

mandibular, retorno mais rápido ao trabalho, além de aumentar a segurança no pós-operatório por dispensar o bloqueio maxilo-mandibular.

LINDQVIST³³, em discussão de 1992, comentou que a fixação interna rígida é um método de tratamento confiável e especialmente indicado para uso em pacientes com diminuição da capacidade de reparação e baixo índice de colaboração.

SMITH & JOHNSON⁵⁸ publicaram um trabalho em 1993, em que revisam o tratamento, através de fixação interna rígida, de 15 pacientes com fraturas mandibulares complexas e creditam o baixo índice de insucessos obtidos ao fato de infecções em fraturas mandibulares estarem associadas com mobilidade no foco de fratura e mobilidade dos materiais de fixação. Esses estudos coincidem com os de **PREIN & BEYER**⁴⁷, de 1990.

HOBAR²¹, em um artigo a respeito de fixação interna rígida em traumatologia de 1992, citou como outras áreas em que a técnica tem utilização a calota craniana, a região naso-órbito-etmoidal, o osso nasal, a órbita, complexo zigomático e maxila. Destacou que entre as vantagens de seu uso está a eliminação de micro-movimentações de extremos ósseos e enxertos, favorecendo a reparação.

As maiores vantagens da fixação interna rígida em cirurgia ortognática são segurança e conforto (**STEINHAUSER**⁶¹, 1982). O

paciente não necessita permanecer em bloqueio maxilo-mandibular após a cirurgia, diminuindo ou mesmo eliminando o tempo de permanência na unidade de terapia intensiva. Embora inicialmente o custo da fixação interna rígida seja maior que os outros métodos de fixação, ela se mostrará mais eficiente ao longo do tratamento permitindo um tempo menor na consolidação das fraturas, retorno mais rápido à dieta normal, menos tempo de internação hospitalar e menor índice de infecção, o que resulta em economia (MUNRO⁴², 1989).

KAI TU & TENHULZEN²², em estudo de 1985, notaram que pacientes com fraturas em côndilos mandibulares puderam ser colocados em função após duas semanas, reduzindo assim o potencial de ocorrência de anquilose e outras alterações da articulação têmporo-mandibular.

ELLIS et al.¹⁴, em um trabalho de 1988 sobre fixação interna rígida em avanços mandibulares concluíram que seu uso além de ter a vantagem de permitir ao cirurgião posicionar e manter os segmentos adequadamente, faz com que o retorno à função mastigatória durante o período de consolidação diminua a incidência de atrofia muscular.

A fixação interna rígida em cirurgia ortognática apresenta ainda inúmeras vantagens: possibilita o início imediato de fisioterapia, adaptando o sistema estomatognático ao novo posicionamento anatômico; aumenta a colaboração do paciente no período pós-operatório, já que o paciente pode

ter uma dieta mais variada, fato que diminui o desconforto; reduz o risco de espasmo muscular e a rigidez da articulação têmporo-mandibular. Do ponto de vista ortodôntico, o refinamento da oclusão pode iniciar-se mais rapidamente, diminuindo o tempo final de tratamento. Essas vantagens são citadas por **SILVESTRI et al.**⁵⁷, em 1994, que também enumeraram algumas possíveis desvantagens: a necessidade de tratamento ortodôntico preciso no pré-operatório; cirurgias mais longas; dificuldade em se posicionar as placas e parafusos, evitando-se estruturas dentais; necessidade de uma segunda operação para se remover as placas e parafusos.

LOUIS et al.³⁵ em 1993, concluíram que grandes avanços de maxila após osteotomias Le Fort I tendem a sofrer recidivas. **BARER et al.**³ e **PROFFIT et al.**⁴⁸, em seus respectivos estudos de 1987, não encontraram deslocamentos significativos dos incisivos superiores, usados como referência, quando a fixação interna rígida foi utilizada para estabilizar os segmentos osteotomizados.

Vários autores, como **REITZIK & SCHOORL**⁵⁰, em 1983 e **VAN SICKLES & FLANARY**⁶⁴, em 1987, relataram mínimo ou nenhum deslocamento dos fragmentos após osteotomia sagital de mandíbula, quando os fragmentos eram fixados por meio de parafusos.

MAGNUSSON et al.³⁸, 1990, analisando a função mastigatória em pacientes após osteotomias sagitais de mandíbula, encontraram diferenças significativas entre pacientes tratados por meio de fixação interna rígida e não-rígida no que se refere à abertura bucal, indicando que o método pode trazer melhores resultados na função da articulação têmporo-mandibular.

KRAUT²⁶, em 1990, aplicou fixação interna rígida, com sucesso em 111 casos consecutivos em que maxila e mandíbula foram mobilizadas simultaneamente, permitindo movimentação da mandíbula em um período mais curto, determinando que o refinamento ortodôntico fosse iniciado mais cedo.

Uma grande variedade de metais tem sido utilizada na confecção de componentes para fixação interna rígida. Atualmente os três mais utilizados são o aço inoxidável, o Vitallium e o titânio (**SMITH**⁵⁹, 1975; **TUCKER et al.**⁶³, 1991).

A liga de aço inoxidável mais comumente utilizada é a chamada 316L, que possui coeficiente de escoamento moderado, proporcionando uma boa estabilidade com volumes relativamente pequenos. É um material altamente dúctil, o que permite sua adaptação ao osso sem produzir fraturas no metal. O aço inoxidável possui resistência à corrosão inferior às outras ligas. O grau de corrosão pode ser relacionado à variações na

composição da liga, defeitos de fabricação que levem ao seu enfraquecimento e à fissuras pela fadiga (SMITH⁵⁹, 1975).

O Vitallium é uma liga de cromo-cobalto, muito utilizada em cirurgia. Possui algumas vantagens em relação ao aço inoxidável e o titânio. É muito mais resistente e possui um alto módulo de elasticidade, o que oferece grande resistência à tendência de deslocamento dos fragmentos. Contudo, essa dureza traz algumas desvantagens. O material torna-se difícil de ser trabalhado, tanto na confecção dos componentes quanto na sua adaptação no momento da cirurgia.

Recentemente, tem aumentado muito a utilização do titânio na fabricação de placas e parafusos. Ele normalmente é utilizado combinado ao alumínio e vanádio. Sua resistência e ductibilidade são menores que a do aço inoxidável e do Vitallium, mas sua alta flexibilidade faz com que seja facilmente adaptável ao contorno ósseo.

As características de cada metal nos diversos sistemas de fixação existentes devem ser consideradas para cada caso em particular. As placas de titânio são muito úteis em cirurgias de terço médio, onde é importante que o material seja facilmente adaptado à complexa anatomia da região e onde a resistência não é tão importante. Na mandíbula, o importante é termos uma placa que seja resistente à ação muscular e, como a adaptação

não é tão difícil, o aço inoxidável e o Vitallium são os materiais indicados (HOBAR²¹, 1992).

Tem sido demonstrado que todas as três ligas mais utilizadas em fixação interna rígida podem promover reações teciduais locais e algum grau de toxicidade (ROBERTS et al.⁵², 1984; EVANS & THOMAS¹⁶, 1986; MOBERG et al.⁴⁰, 1989; PULEO et al.⁴⁹, 1991; VROUWENVELDER et al.⁶⁷, 1993). Contudo, estudos que demonstram a quantidade e os efeitos desses elementos no organismo continuam vagos (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973).

WINTER⁷¹, 1974, encontrou partículas de liga de aço inoxidável no tecido adjacente a componentes ortopédicos feitos deste material, porém sem evidências de que o tecido conjuntivo fibroso apresentasse alterações.

LEMONS et al.³⁰, (1976), relatam que ligas à base de ferro (aço inoxidável), cromo-cobalto (Vitallium) e titânio, têm uma longa história de uso com sucesso em várias situações clínicas. A biodegradação desses compostos no organismo é muito lenta, portanto, as influências dos produtos de corrosão sobre os tecidos pode ser significativa somente muitos anos após sua implantação.

Considerando a pouca disponibilidade de informações sobre a biocompatibilidade das ligas utilizadas para confecção de placas e

parafusos em fixação interna rígida, julgamos importante a avaliação biológica de uma das ligas mais utilizadas, o aço inoxidável, simulando as condições de uso.

MATERIAL E MÉTODOS

5. MATERIAL E MÉTODOS

Para este estudo foram utilizados 8 coelhos adultos, da raça Nova Zelândia, pesando entre 2,4 e 3,2 kg, mantidos durante o período experimental com dieta sólidaⁱ e água *ad libitum*.

Quatro marcas de parafusos de aço inoxidável foram utilizadas neste experimento, sendo uma importada e as outras de procedência nacional, identificados como parafusos A, B, C e Dⁱⁱ. Os implantes A, B e C utilizados tinham 10 mm de comprimento. Apenas o implante D apresentava 11 mm de comprimento. Os quatro parafusos apresentavam diâmetro externo de 2 mm e eram todos do tipo autorroscante para uso em mandíbula.

Os fornecedores dos parafusos B, C e D ofereceram laudo com a composição química das ligas utilizadas, elaborados por laboratórios de análise especializados em metalurgia e independentes, mostrados em tabela a seguir.

O fabricante do parafuso A forneceu laudo apenas informando que a liga utilizada encontrava-se dentro das especificações 316L.

ⁱ Ração Sítios e Quintais - Purina Nutrimentos Ltda.

ⁱⁱ A: SYNTHES do Brasil; B: UDIFAR material médico e hospitar Ltda.; C: VIDA comércio e representações Ltda.; D: ORTODENTAL comércio e representações Ltda.

Tabela 1. Composição das ligas de aço inoxidável 316L fornecidas pelos fabricantes, em % de peso.

Elemento	B	C	D
Carbono	0,02	0,02	0,01
Manganês	1,93	1,66	1,90
Fósforo	0,02	0,01	0,03
Enxofre	0,00	0,00	0,01
Sílica	0,43	0,36	0,34
Cobalto	----	----	----
Cromo	17,35	17,50	17,25
Níquel	13,86	15,20	13,80
Molibdênio	2,05	2,53	2,05
Ferro	64,35	62,72	64,62
Oxigênio	----	----	----
Alumínio	----	----	----
Vanádio	----	----	----
Titânio	----	----	----

Todos os parafusos foram oferecidos por empresas que normalmente abastecem o mercado.

5.1. CIRURGIA EXPERIMENTAL

Os animais foram anestesiados, utilizando-se a veia marginal da orelha. A solução anestésica usada foi pentobarbital sódicoⁱⁱⁱ à 3 %, com dose máxima de 33 mg por kg de peso. Após anestesia, foi realizada tricotomia do membro inferior direito do animal, por tração e arrancamento da pelagem. Procedeu-se anti-sepsia por lavagem e escovação com solução detergente de iodo^{iv} a 10% e a assepsia foi mantida por campos

ⁱⁱⁱ Hypnol - Fontoveter

^{iv} Povidine Degermante - Ceras Johnson Ltda. Div. Hospitalar

estéreis.

Uma incisão de aproximadamente 6 cm de comprimento foi feita na pele, sobre a face anterior da tíbia do animal. Através de dissecação romba chegou-se ao periósteo. Uma vez atingido o periósteo, o mesmo foi incisado e descolado, expondo a tíbia através de sua face anterior. Em seguida, foram perfurados quatro sítios equidistantes, com no mínimo 10 mm de distância entre eles. Para a perfuração foi utilizada uma broca cilíndrica de 1,5 mm de diâmetro, com perfurador elétrico^v em baixa rotação (10.000 rotações por minuto), sob irrigação abundante com solução fisiológica de cloreto de sódio^{vi} a 0,9%. Os parafusos foram inseridos manualmente, sem a utilização prévia de "macho" para confecção de rosca, com chave fornecida pelos fabricantes. A ferida cirúrgica foi novamente irrigada e inspecionada para evitar acúmulo de fragmentos ósseos da perfuração, além de realizada a hemostasia, quando necessária. O periósteo e a pele foram aproximados com fio de sutura de algodão^{vii} através de ponto contínuo. As suturas foram removidas após sete dias. Todos os animais receberam como antibiótico uma associação de penicilina G (benzatina, procaína e potássica) e estreptomicina^{viii}, profilaticamente, durante 2 dias pós-operatórios.

^v Stryker Corporation

^{vi} Sandex Industrial Ltda.

^{vii} Sutorex Ind. e Com de Prod. Odontológicos Ltda.

^{viii} Pentabiótico veterinário - Laboratórios Wyeth Ltda.

Nenhum dos animais apresentou complicações no pós-operatório. Não houve evidências de infecção ou deiscência dos pontos de sutura.

5.2. SACRIFÍCIOS DOS ANIMAIS E OBTENÇÃO DAS PEÇAS

Os animais foram sacrificados por fratura da coluna cervical nos intervalos de 1, 2, 3 e 4 semanas após a cirurgia.

Para obtenção das peças, a tíbia, após eliminação da pele, foi desarticulada do fêmur na altura do joelho e da pata do animal.

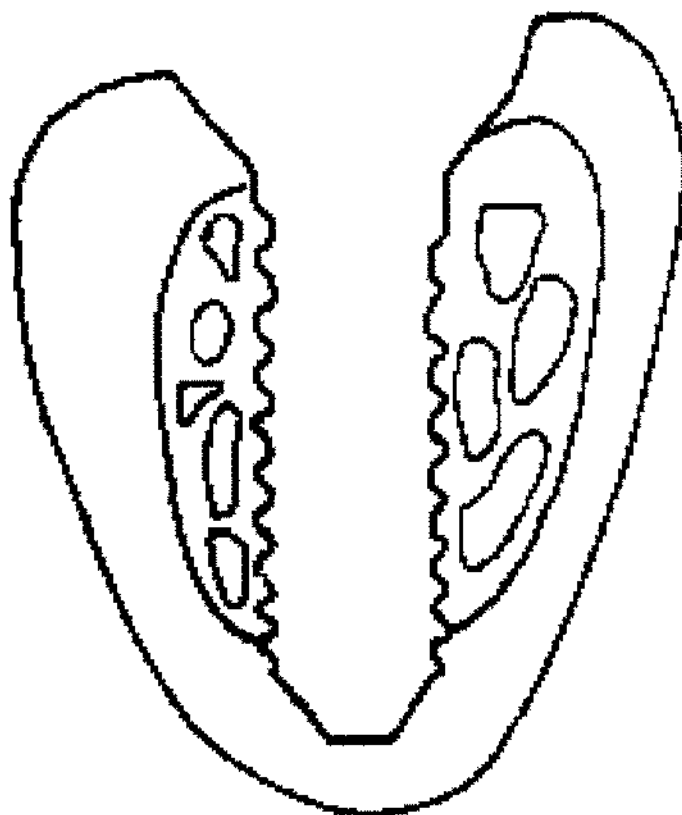
5.3. PROCESSAMENTO LABORATORIAL

As peças foram inicialmente fixadas em formol a 10% durante 24 horas, lavadas em água corrente durante 12 horas e posteriormente descalcificadas em citrato de sódio a 20% e ácido fórmico a 50% em partes iguais (**MORSE**⁴¹, 1945), durante um período médio de 40 dias. Após a descalcificação, os parafusos foram removidos, cuidadosamente, para evitar danos às margem das cavidades ósseas que os continham. As peças foram em seguida lavadas, diafanizadas e incluídas em parafina, obtendo-se cortes semiseriados de seis micrometros de espessura. Os cortes foram realizados no sentido do longo eixo do espaço anteriormente ocupado pelos parafusos. Os cortes foram corados com hematoxilina e

eosina para o estudo histológico e observados em microscópio óptico comum.

Para a análise, os cortes histológicos foram divididos em três áreas: a área da cabeça do parafuso, corticais (1^a e 2^a) e parte medular, conforme o esquema 1. As observações ficaram restritas às margens do defeito, onde seria a interface metal-osso ou metal-partes moles, antes do preparo histológico. A reação inflamatória foi graduada em ausente, quando não se notava a presença de infiltrado inflamatório; discreta, quando o infiltrado se mostrava menos intenso que as células teciduais; moderada, quando células teciduais e infiltrado se mostravam em equilíbrio; e severa, quando as células inflamatórias tomavam quase que completamente as áreas analisadas (LURIE et al.³⁷, 1984). Observou-se a sequência de eventos que envolveram a reparação óssea, como necrose, hemorragia, presença de tecido conjuntivo e aposição de tecido ósseo neoformado. Também foram pesquisados a existência de fraturas das corticais, fragmentos ósseos e detritos metálicos.

Os parafusos foram examinados macroscopicamente, através de lupa, para a observação do estado da superfície, presença de irregularidades ou sinais visíveis de corrosão.



Esquema 1. Cortes histológicos divididos em três áreas; A, cabeça do parafuso; B, osso medular; C1 e C2, corticais (1ª e 2ª)

RESULTADOS

6. RESULTADOS

Parafuso A - 1ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: apresentou um moderado infiltrado inflamatório, notou-se a presença de uma fina camada de tecido conjuntivo fibroso ainda sem organização. Não houve evidências de necrose na área, porém existiram alguns focos hemorrágicos.

Área das corticais ósseas: as regiões examinadas apresentaram a mesma conformação da rosca do parafuso. Não se observou sinais de infiltrado inflamatório que foi classificado como ausente. O tecido conjuntivo não apresentou, nesta fase, sinais de organização. Existiram evidências de necrose, caracterizada por lacunas sem a presença de células e uma desorganização da matriz intercelular. Não foram constatadas áreas hemorrágicas.

Área do osso esponjoso: constatou-se a adaptação mecânica do tecido às roscas do parafuso. Existiu a evidência de uma tênue camada de tecido conjuntivo em proliferação e ainda não organizado, com a presença de fibroblastos. Algumas áreas apresentaram sinais de hemorragia. Observou-se a presença de fragmentos ósseos indicativos de fratura (fig. 1)..

Parafuso B - 1ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: também aqui o infiltrado inflamatório foi classificado como moderado. O tecido conjuntivo também não mostrou sinais de organização. Notou-se a presença de algumas áreas de necrose. Existia, já nesta fase, um trabeculado (fig 2).

Área das corticais ósseas: não existiram evidências de infiltrado inflamatório significativo nem presença de tecido conjuntivo. Alguns sinais de necrose puderam ser detectados. Foram observados alguns fragmentos ósseos deslocados, indicando fratura.

Área do osso esponjoso: presença de algumas áreas hemorrágicas. O tecido em contato com o parafuso apresentou uma fina camada de tecido conjuntivo ainda sem organização.

Parafuso C - 1ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: infiltrado inflamatório moderado, sem sinais de necrose e presença de tecido conjuntivo não organizado.

Área das corticais ósseas: ausência de infiltrado inflamatório. Presença de áreas de necrose (fig. 3). Tecido conjuntivo bastante delgado, em proliferação, porém sem organização.

Área do osso esponjoso: moderado infiltrado inflamatório. Presença de fragmentos ósseos deslocados indicativos de fratura. Algumas áreas apresentaram sinais de hemorragia.

Parafuso D - 1ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: da mesma forma que os outros espécimes analisados neste mesmo tempo de sacrifício, apresentou um infiltrado inflamatório moderado, sem sinais de necrose e presença de tecido conjuntivo não organizado.

Área das corticais ósseas: ausência de infiltrado inflamatório. Evidência de algumas áreas de necrose (fig. 4). Alguns sinais de substituição das áreas de necrose por tecido ósseo neoformado. Tecido conjuntivo bastante delgado, em proliferação, porém sem organização.

Área do osso esponjoso: moderado infiltrado inflamatório. Presença de fragmentos ósseos deslocados indicativos de fratura. Algumas áreas apresentaram sinais de hemorragia.

Parafuso A - 2ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: observou-se, nesse período, que o infiltrado inflamatório é quase inexistente, sendo então classificado como ausente. Houve evidências do início de uma neoformação óssea nas áreas adjacentes ao parafuso.

Área das corticais ósseas: ainda existia a presença de áreas de necrose, em que já era possível notar alguns sinais de remodelação com aposição de osso neoformado (fig. 5).

Área do osso esponjoso: aqui também o infiltrado inflamatório foi classificado como ausente. Continuou a existir uma fina camada de tecido conjuntivo ainda sem organização. Nas áreas mais próximas ao espaço que anteriormente era ocupado pelo parafuso, sobretudo nas regiões correspondentes aos vales das roscas, foi possível observar o início de uma atividade neoformadora de osso, com proliferação e diferenciação celular.

Parafuso B - 2ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: infiltrado inflamatório classificado como discreto. Não foram observados sinais de necrose. O tecido conjuntivo fibroso ainda não se apresentava muito organizado. Começavam a ser notados aspectos indicativos de neoformação óssea (fig. 6).

Área das corticais ósseas: semelhante em muitos aspectos ao parafuso A, 2ª. Semana.

Área do osso esponjoso: ausência de infiltrado inflamatório, com presença de tecido ósseo neoformado e tecido conjuntivo fibroso pouco organizado.

Parafuso C - 2ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: neste espécime os sinais de inflamação estavam ausentes na região. Existiu a presença de um tecido conjuntivo fibroso pouco organizado e apresentou sinais de atividade de neoformação óssea.

Área das corticais ósseas: ausência de infiltrado inflamatório. A região apresentou alguns sinais de necrose. Osso em neoformação não foi detectado de maneira significativa. Fraturas e áreas hemorrágicas também não foram encontradas.

Área do osso esponjoso: a atividade neoformadora de osso foi evidente em algumas regiões da peça com intensa atividade de proliferação e diferenciação celular (fig. 7).

Parafuso D - 2ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: neste espécime o infiltrado inflamatório presente foi classificado como moderado e nos demais aspectos foi muito semelhante aos demais.

Área das corticais ósseas: verificou-se a presença de áreas de necrose, caracterizadas por algumas lacunas acelulares e aposição de osso neoformado (fig. 8).

Área do osso esponjoso: semelhante aos outros espécimes do mesmo tempo de sacrifício.

Parafuso A - 3ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: não foi observada, nesta fase, a presença de infiltrado inflamatório significativo, sendo classificado como ausente. O tecido conjuntivo fibroso já apresentava sinais de organização. A atividade osteogênica ainda pôde ser notada, existindo a aposição de osso neoformado em relação às corticais.

Área das corticais ósseas: as áreas de necrose anteriormente existentes, começam a ser substituídas por tecido ósseo neoformado (fig. 9).

Área do osso esponjoso: Encontraram-se ainda a presença de um tecido conjuntivo fibroso um pouco mais organizado e presença de tecido ósseo neoformado.

Parafuso B - 3ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: a reação inflamatória não foi significativa. Existiu a presença de um tecido conjuntivo um pouco mais denso e organizado que os observados anteriormente. A aposição de tecido ósseo neoformado aconteceu de forma semelhante ao espécime do parafuso A, na 3ª. semana.

Área das corticais ósseas: as áreas de necrose anteriormente existentes, começaram a ser substituídas por tecido ósseo neoformado.

Área do osso esponjoso: uma fina camada de tecido conjuntivo pouco organizado envolveu toda a extensão da interface. Em vários pontos foram observadas áreas de neoformação óssea (fig. 10).

Parafuso C - 3ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: não foi constatada a presença de infiltrado inflamatório significativo, sendo classificado como ausente. O tecido conjuntivo fibroso apresentou sinais de organização. A atividade osteogênica pôde ser notada, existindo a aposição de osso neoformado em relação às corticais.

Área das corticais ósseas: observou-se que tecido ósseo neoformado começava a substituir o tecido necrótico (fig. 11).

Área do osso esponjoso: semelhante aos espécimes anteriores, na mesma época de sacrifício.

Parafuso D - 3ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: infiltrado inflamatório classificado como ausente. O tecido conjuntivo fibroso apresentou sinais de organização. Existiu aposição de osso neoformado em relação às corticais (fig. 12).

Área das corticais ósseas: notou-se a presença de tecido conjuntivo fibroso, o que não foi muito comum nesta região. O tecido necrótico estava sendo substituído por osso neoformado.

Área do osso esponjoso: semelhante aos espécimes anteriores, na mesma época de sacrifício.

Parafuso A - 4ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: presença de um “calo ósseo”, formado pela aposição de osso neoformado, pôde ser notada de forma mais evidente. O osso já mostrava sinais de maturação em relação aos estágios anteriores, inclusive com alguns indícios de remodelação óssea pela presença de osteoclastos

Área das corticais ósseas: quase que a totalidade do osso necrótico existente nos estágios anteriores, encontrou-se substituída por osso vital, neoformado e com grau mais avançado de maturação. Aparentemente, neoformação óssea ocorreu de forma quase direta em relação ao parafuso, com a presença de um tecido conjuntivo fibroso bastante delgado.

Área do osso esponjoso: continuaram a existir, nesta fase, a alternância de áreas com tecido ósseo neoformado e áreas com a presença de tecido conjuntivo fibroso exclusivamente. Células inflamatórias não foram detectadas (fig. 13).

Parafuso B - 4ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: notou-se aposição de osso neoformado de forma mais evidente. O osso apresentou sinais de maturação em relação aos estágios anteriores, inclusive com alguns indícios de remodelação óssea pela presença de osteoclastos

Área das corticais ósseas: grande parte do osso necrótico existente nos estágios anteriores, encontrou-se substituída por osso vital, neoformado e com grau mais avançado de maturação. Presença de um tecido conjuntivo fibroso bastante delgado.

Área do osso esponjoso: existem áreas com tecido ósseo neoformado e áreas com presença de tecido conjuntivo fibroso, exclusivamente. Células inflamatórias não foram detectadas (fig. 14).

Parafuso C - 4ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: houve aposição de osso neoformado, com sinais de maturação em relação aos estágios anteriores, inclusive com alguns indícios de remodelação óssea pela presença de osteoclastos.

Área das corticais ósseas: grande parte do osso necrótico existente nos estágios anteriores, encontrou-se substituída por osso vital, neoformado e com grau mais avançado de maturação (fig. 15). Presença de um tecido conjuntivo fibroso bastante delgado.

Área do osso esponjoso: o tecido conjuntivo fibroso existente encontrou-se bem fino e um pouco mais organizado que os demais espécimes em outras épocas de sacrifício. O tecido ósseo neoformado encontrou-se também em um estágio maior de maturação.

Parafuso D - 4ª. Semana.

Área da cabeça de parafuso: notou-se nesta região a presença de um calo ósseo em estado bem avançado de desenvolvimento, com a presença de tecido ósseo maduro (fig. 16).

Área das corticais ósseas: aspecto semelhante aos anteriores nesta mesma época de sacrifício.

Área do osso esponjoso: aspecto semelhante aos anteriores nesta mesma época de sacrifício.

Aspectos gerais.

Em nenhum dos espécimes analisados constatou-se a presença de fragmentos metálicos.

Pela análise macroscópica dos parafusos removidos não foi possível detectar presença de corrosão nos parafusos, nem presença de defeitos na superfície do metal.

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

7. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste experimento, observou-se inicialmente que, existiram áreas hemorrágicas com presença de um infiltrado inflamatório moderado e algumas zonas de necrose, principalmente ao nível das corticais.

Aos poucos, o tecido necrótico e as áreas hemorrágicas foram sendo substituídas por tecido ósseo neoformado que, por sua vez, apresentou sinais de maturação na última semana.

O tecido conjuntivo, que também apresentou sinais de organização ao final do experimento, mostrou-se bastante delgado.

Vários autores entendem que implantes produzidos em aço inoxidável são bem tolerados pelo tecido ósseo adjacente, produzindo uma fina camada de tecido conjuntivo fibroso, sem evidência de uma reação inflamatória acentuada nem presença de células gigantes. (ZIEROLD⁷³, 1924; BOTHE et al.⁵, 1940; WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973).

Com relação às diferentes ligas metálicas utilizadas nesses implantes, também parece haver consenso de que poucas diferenças existem, com respeito à biocompatibilidade, entre as três ligas mais utilizadas: o aço inoxidável, o Vittalium e o titânio (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973).

BOTHE et al.⁵ (1940), em trabalho em que examinaram a reação tecidual de implantes de 15 ligas metálicas em gatos, concluíram que as três ligas citadas foram bem toleradas, com ligeira vantagem para o titânio, com a tendência de permitir o crescimento de osso em contato com este metal.

Em 1978, **BROWN & MAYOR**⁸, em estudo sobre a biocompatibilidade de materiais utilizados em fixação interna de fraturas, compararam implantes metálicos de aço inoxidável e titânio com implantes poliméricos, relatando que houve formação de osso próximo às extremidades de quase todos os pinos metálicos utilizados, o que não ocorreu com os pinos plásticos.

Os estudos de **LINDER**³¹ (1989) e **LINDER et al.**³² (1989), sugeriram que a ausência de reação tecidual está mais relacionada à forma com que tratamos os tecidos durante a implantação do que ao tipo de liga utilizada.

HAIDER et al.¹⁹, 1993, afirmaram que a técnica cirúrgica, na colocação de implantes, deve ser a mais precisa e atraumática possível, assegurando-se que a preparação do leito permita o seu perfeito assentamento, e evitando que ocorra o superaquecimento.

A geração excessiva de calor durante a perfuração é um dos fatores que podem afetar a qualidade da interface osso-implante (WATANABE et al.⁶⁹, 1992; LURIE et al.³⁷, 1984, NOCITTI⁴⁵, 1994).

ERIKSSON & ALBREKTSSON¹⁵, 1983, conduziram um estudo usando fêmur de coelho e determinaram que uma temperatura igual ou maior que 47°C, produzida durante a perfuração, pode inibir a reparação óssea.

Certo grau de necrose, como o verificado neste experimento, parece ser inevitável mesmo com o uso da técnica cirúrgica mais adequada possível (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973; ROBERTS⁵¹, 1988).

ROBERTS⁵¹, em 1988, concluiu que a interface óssea em relação a um implante é determinada pelo ambiente sistêmico e local do indivíduo. Para que uma análise histológica do fenômeno tenha significado é importante ter-se uma avaliação metabólica do paciente, assim como uma análise biomecânica do local de implantação.

Na literatura não existem muitos dados a respeito da verdadeira resposta tecidual aos vários tipos de metais e ligas metálicas. Existem inúmeros problemas envolvendo a interpretação de achados histológicos associados aos tecidos adjacentes aos implantes metálicos. Numerosas causas possíveis para reações teciduais adversas podem ser descritas antes de atribuí-las aos implantes. Existem infecções, especialmente aquelas de

baixa intensidade e que são difíceis de interpretar, neoplasias secundárias (metástases de um tumor localizado em algum outro lugar), reações pós-operatórias, alterações próprias do processo de reparação, as condições em que o implante foi colocado, mobilidade do implante e outros fatores.

Eliminando-se esses fatores, é necessário determinar a natureza da reação ao material de implante. Há dois meios possíveis de que o metal possa ser quimicamente irritante aos tecidos.

Primeiro existe a corrosão do metal. O aço inoxidável é particularmente sujeito a esse tipo de ataque promovido pelo meio biológico, de modo que se torna difícil avaliar se a resposta tecidual deve-se ao metal ou aos produtos provenientes do processo de corrosão (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973).

Uma das características mais desejáveis dos metais utilizados para implantes e, ao mesmo tempo, a mais difícil de se obter, é a ausência de corrosão (HICKS & CATER²⁰, 1962). Corrosão pode ser definida como a destruição de estruturas metálicas pela ação do meio. Muitos dos fenômenos de corrosão são acentuados por irregularidades ou defeitos na superfície do material (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973). Nesse aspecto, HICKS & CATER²⁰, 1962, analisando diferentes ligas metálicas, relataram ocorrência de reações teciduais, inclusive com necessidade de remoção dos componentes, em muitos casos em que foram utilizados

implantes de ligas de aço inoxidável (20% dos casos) e em menor grau, nos casos em que utilizaram-se implantes de Vitallium (3%). Em outro estudo sobre corrosão, **SCALES et al.**⁵³, 1959, analisaram 564 componentes metálicos de várias ligas de aço inoxidável (ferrosas) e Vitallium, detectando corrosão em 228. Das ligas ferrosas estudadas aquela que se mostrou mais resistente à corrosão foi a de especificação 316L, similar à utilizada no presente estudo. De todas as ligas estudadas, o Vitallium foi o que se mostrou mais satisfatório, com um menor índice de corrosão.

COLANGELO & GREENE¹⁰, em trabalho de 1969, revelaram que o exame de componentes removidos rotineiramente, mostrou que 91% apresentavam algum grau de corrosão visível. A corrosão variava de pequenos ataques até degradações extensas dos componentes e sua severidade tendia a aumentar com o passar do tempo.

O segundo tipo de reação, que pode tornar o implante irritante aos tecidos, é aquela caracterizada pela passagem de íons do metal em seu estado inerte para o meio. Ambos os processos são eletroquímicos por natureza, porém existem algumas diferenças entre eles. Na corrosão, produtos específicos são formados como consequência da quebra na passividade do metal, enquanto que o segundo processo pode ser comparado com uma lenta solubilização do metal. A corrosão deixará

efeitos na superfície do metal, enquanto que a solubilização não (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973).

O problema principal é definir o quê os produtos da corrosão ou solubilização liberados dos implantes metálicos irão causar no organismo. Sabe-se, há algum tempo, que todos os três tipos principais de metais utilizados hoje, liberam quantidades significativas de seus elementos constituintes para os tecidos adjacentes, e que, aparentemente, todos produzem algum efeito tóxico ao meio (ROBERTS et al.⁵², 1984; EVANS & THOMAS¹⁶, 1986; MOBERG et al.⁴⁰, 1989; PULEO et al.⁴⁹, 1991; VROUWENVELDER et al.⁶⁷, 1993). Contudo, estudos que demonstram a quantidade e os efeitos desses elementos no organismo, continuam vagos (WILLIAMS & ROAF⁷⁰, 1973).

WINTER⁷¹, estudando em 1974 a reação tecidual de produtos da corrosão e do desgaste de implantes metálicos em humanos, diz que a presença de pequenos fragmentos de ligas metálicas é fagocitada por macrófagos e não existem indicações de que os tecidos sejam afetados pela sua presença. Em relação especificamente ao aço inoxidável, a reação tecidual característica é a citosiderose. Aparentemente, o resultado da degradação do aço inoxidável no organismo é a formação de um mineral insolúvel, rico em ferro e similar ou idêntico à hemossiderina, que é a forma normalmente utilizada para o armazenamento do excesso de ferro.

LEMONS et al.³⁰, (1976) em estudo sobre a biocompatibilidade de ligas metálicas usadas em implantes, relataram a presença de tecido conjuntivo fibroso, relacionado com os locais em que contaminação por produtos de corrosão eram evidentes. Porém, o autor ressalta que a influência dos produtos de corrosão sobre os tecidos talvez só seja significativa vários anos após a implantação.

CONCLUSÕES

8. CONCLUSÕES

Com base nos resultados, dentro das condições experimentais deste trabalho, podemos concluir que:

1. Não houve diferença aparente na cicatrização óssea entre os parafusos testados.
2. A colocação dos parafusos provocou reação inflamatória moderada e de curta duração (1^a e 2^a semanas).
3. Os parafusos permitiram neoformação óssea, com pequena interface de tecido conjuntivo.
4. Os parafusos se mostraram biocompatíveis.

ANEXO



Fig. 1. Fragmento ósseo fraturado (F), na área do osso esponjoso. Parafuso A, 1a. semana. H.E. 180x

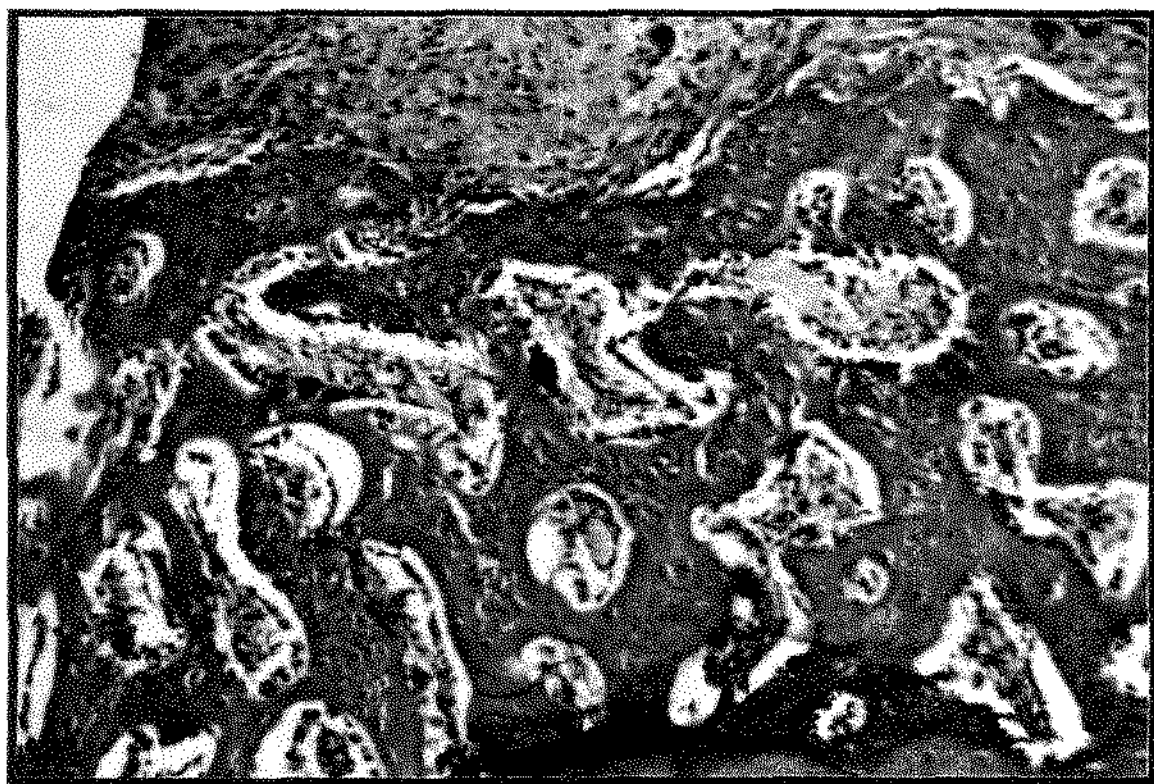


Fig.2. Trabeculado ósseo, área da cabeça do parafuso. Parafuso B, 1a. semana. H.E. 180x.

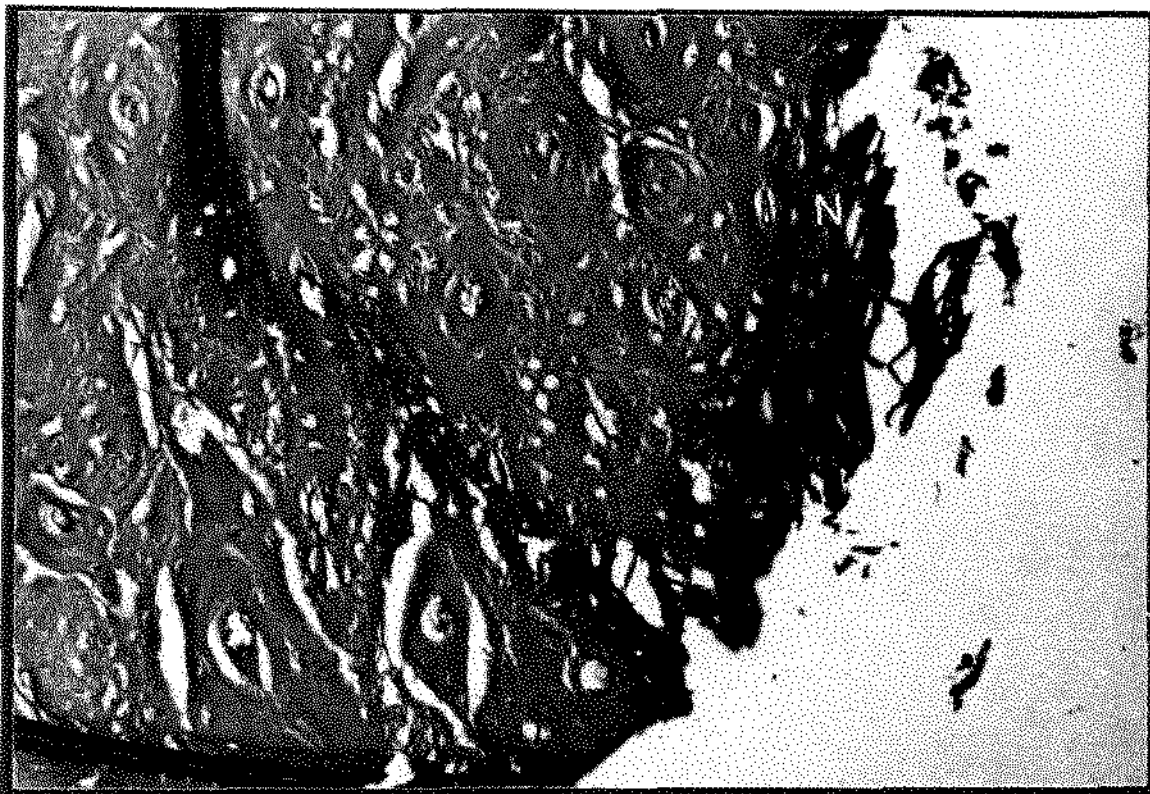


Fig. 3. Área de necrose da cortical óssea (N). Parafuso C, 1a. semana. H.E. 180x.



Fig. 4. Cortical óssea, mostrando aposição de osso neoformado (O), ainda pouco maturado, em substituição ao osso necrótico (N). Parafuso D, 1a. semana. H.E. 180x.

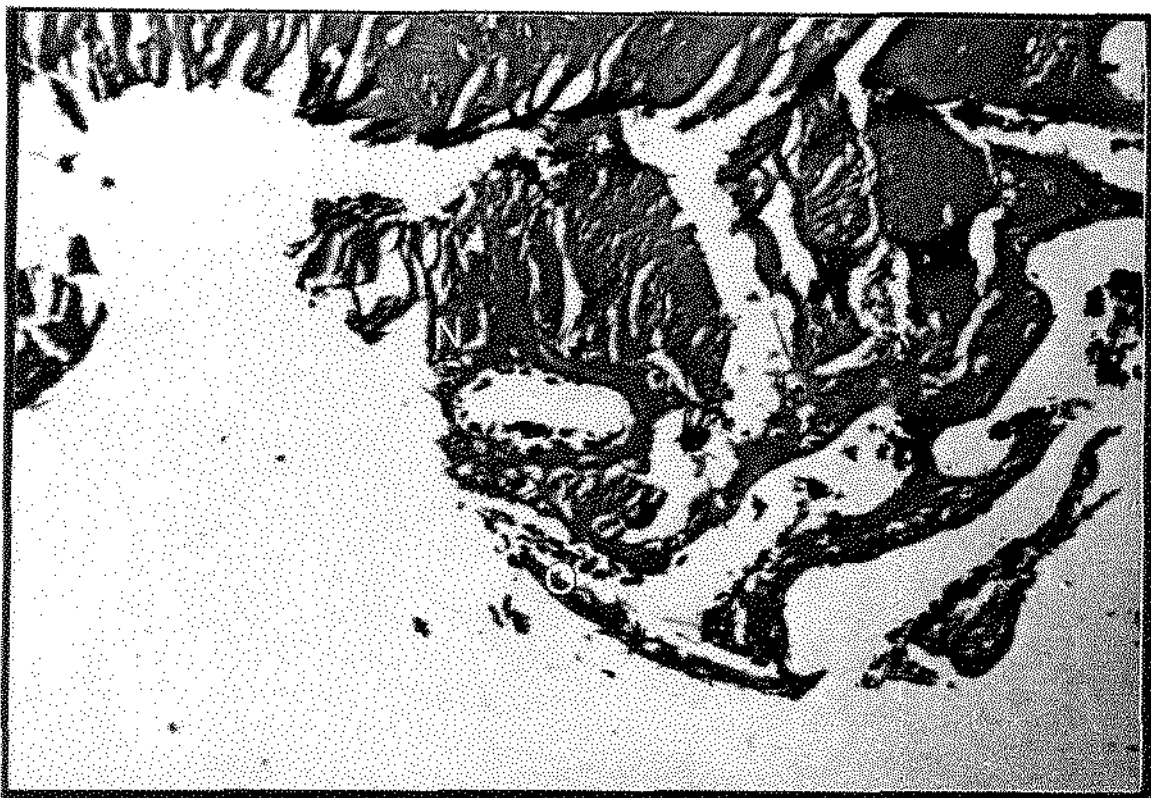


Fig. 5. Cortical óssea, mostrando aposição de osso neoformado (O) em substituição ao osso necrótico (N). Parafuso A, 2a. semana. H.E. 180x.

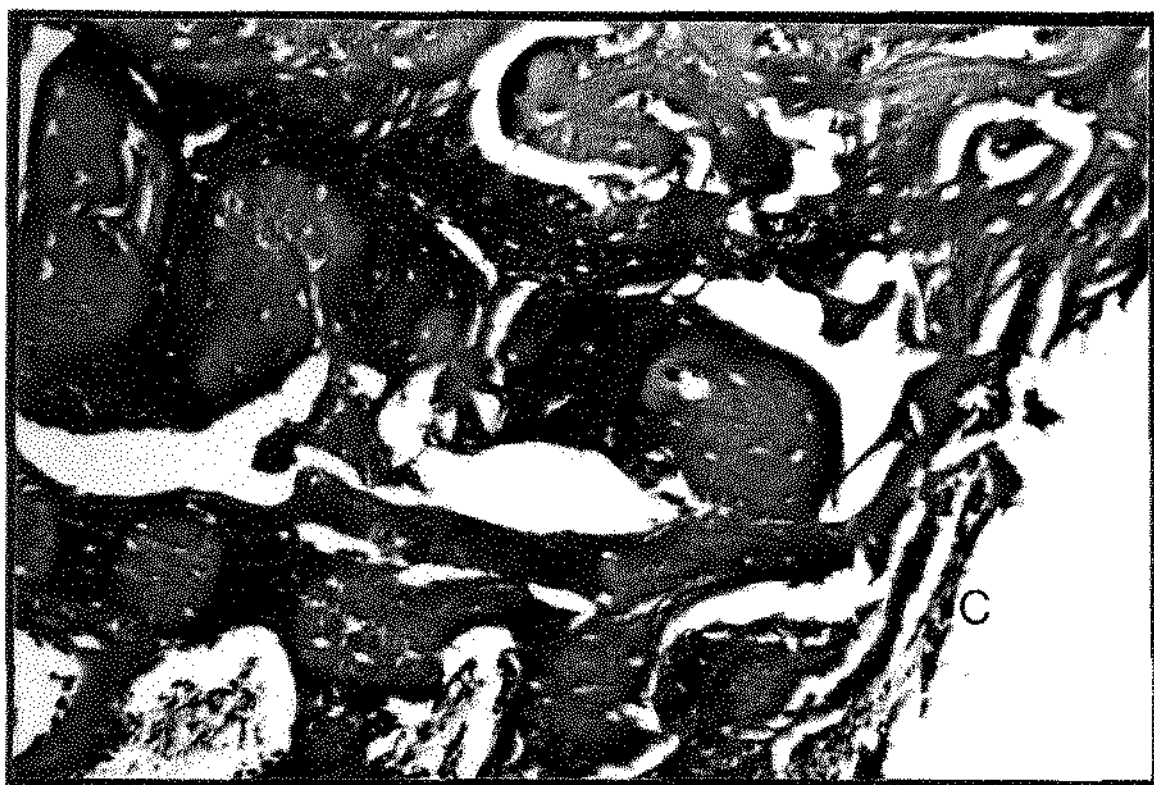


Fig. 6. Tecido conjuntivo (C), fino e pouco organizado, na área da cabeça do parafuso. Tecido ósseo neoformado. Parafuso B 2a. semana. H.E. 180x.



Fig. 7. Neof ormation óssea (O) na área do osso esponjoso. Parafuso C, 2a. semana. H.E. 180 x.

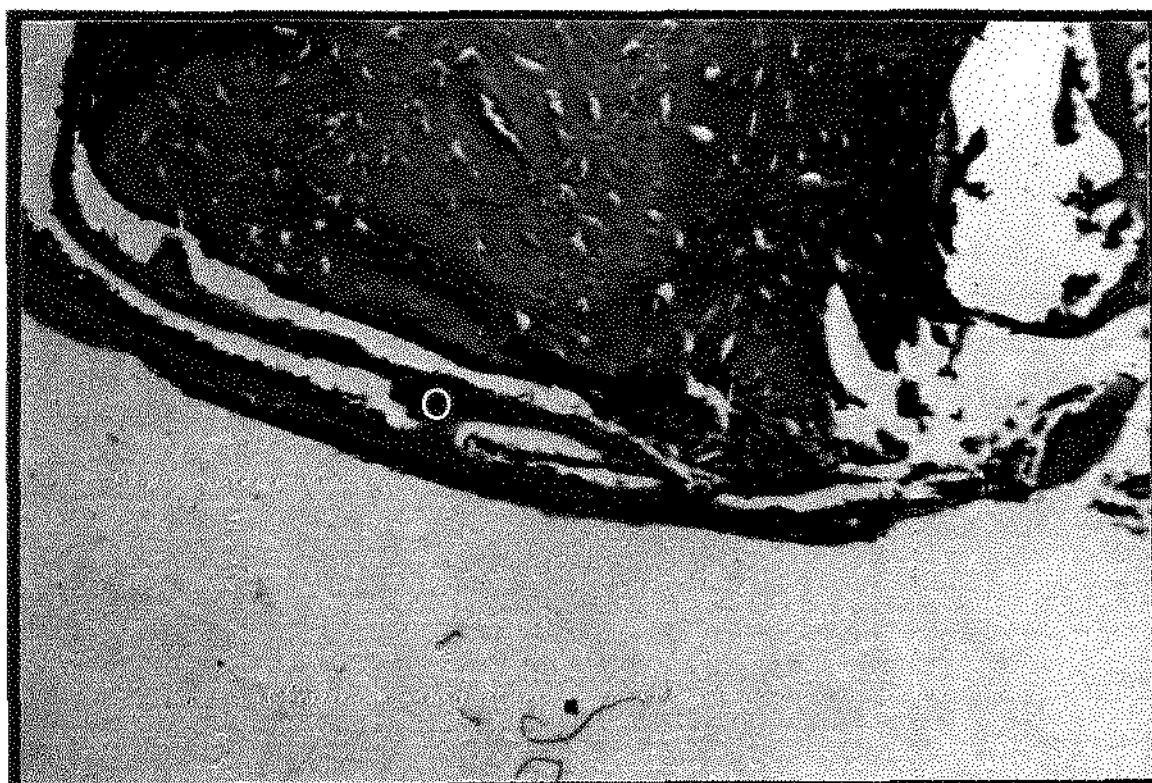


Fig. 8. Áreas de necrose na cortical (N), com aposição de osso neof ormado. Parafuso D, 2a. semana. H.E. 180x.

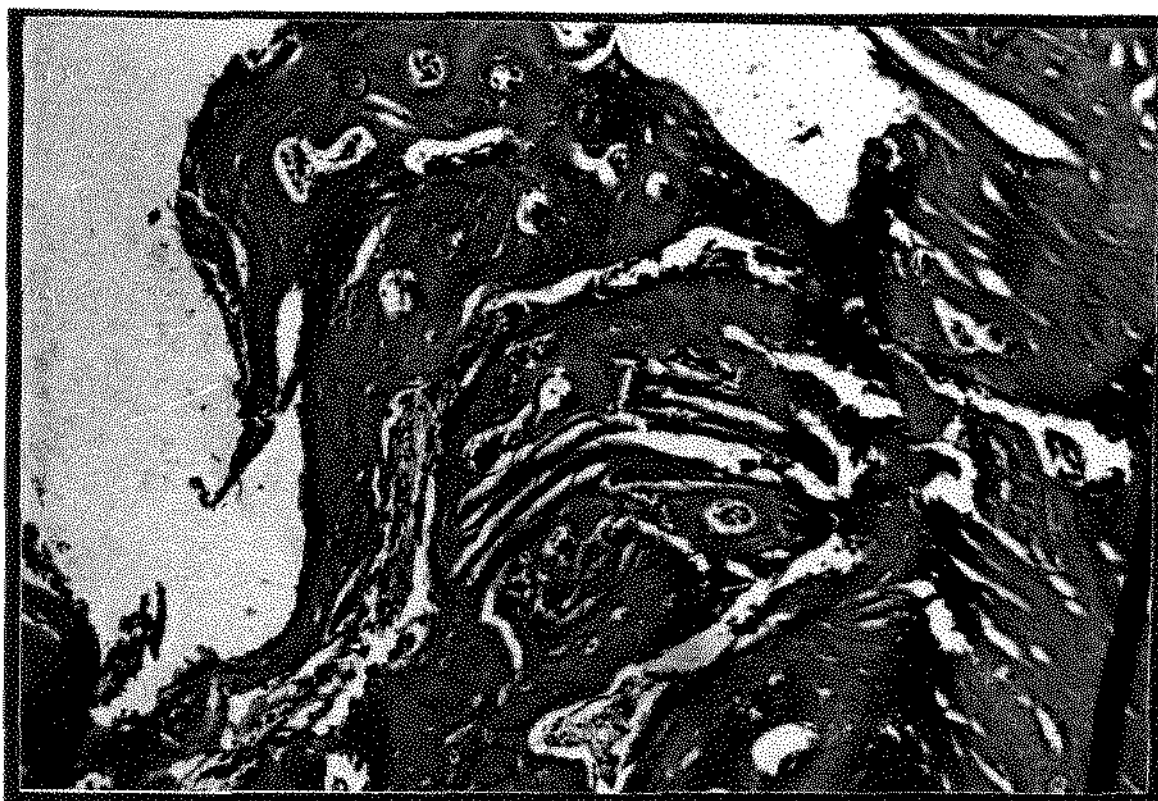


Fig. 9. Tecido ósseo neoformado (O) na área das corticais. Parafuso A 3a. semana. H.E. 180x.



Fig. 10. Fina camada de tecido conjuntivo fibroso (setas) e áreas de tecido ósseo neoformado (O) na área do osso esponjoso. Parafuso B 3a. semana. H.E. 180x.



Fig. 11. Tecido ósseo neoformado (O) na área da 2a. cortical, próximo à ponta do parafuso. Parafuso C, 3a. semana. H.E. 180x.



Fig. 12. Aposição de tecido ósseo neoformado (O) em relação às corticais. Parafuso D, 3a. semana. H.E. 180x.



Fig. 13. Regiões em que se observa tecido ósseo neoformado (O) intercalado com a presença de tecido conjuntivo fibroso (seta) na área do osso esponjoso. Parafuso A, 4a. semana. H.E. 180x.



Fig. 14. Tecido ósseo neoformado (O), já com alto grau de maturação, na área do osso esponjoso. Parafuso B, 4a. semana. H.E. 180x.



Fig.15. Osso neoformado (O), maduro, na área da 2a. cortical. Parafuso C, 4a. semana.H.E. 180x.



Fig. 16. Calo ósseo (C), área da cabeça do parafuso. Parafuso D, 4a. semana.H.E. 180x.

SUMMARY

10. SUMMARY

This study evaluated the histological sequence of events occurred in the tibia of rabbits after the implantation of stainless steel screws used in internal rigid fixation.

Eight adult rabbits received each one, four brands of screws. Each screw provided by a different furnisher. The animals were killed after 1, 2, 3 and 4 weeks.

Light microscopy of the specimens revealed that all the implants were well tolerated by the adjacent tissues, with a low degree of inflammatory reaction and allowing the bone neoformation.

Título em Inglês: “Osseous healing after insertion of stainless steel screws used in internal rigid fixation. Histological study in rabbits.”

Key Words: Biocompatible materials, Chrome steel, Fractures-treatment.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ADAMS, W.M. Internal Fixation of facial fractures. Surgery, St. Louis, v.12, p.523-540, Oct. 1942.
2. ALPERT, B., ANDERSON, T. Experience with rigid fixation at mandibular fractures and immediate function. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.50, n.6, p.555-560, June, 1992.
3. BARER, P.G. *et al.* Stability of mandibular advancement osteotomy using rigid internal fixation. Am. J. orthod. dentofacial Orthop., St. Louis, v.92, n.5, p.403-411, Nov. 1987.
4. BEAR, S.E., GREEN, R.W., WENTZ, W.W. Stainless steel wire mesh-An aid in difficult oral surgery problems. J. oral Surg., Chicago, v.29, n.1, p.27-34, Jan. 1971.
5. BOTHE, R.T., BEATON, K.E., DAVENPORT, H.A. Reaction of bone to multiple metallic implants. Surgery Gynec. Obstet., Chicago, v.71, n.5, p.598-602, Nov. 1940.
6. BOYNE, P.J., HERFORD, A.S. Effect of configuration of surgical burs on osseointegration of dental implants: a pilot study. Impl. Dent., Baltimore, v.3, n.1, p.47-50, Spring, 1994.

* De acordo com a NBR 6023, de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas de periódicos de conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

7. BRONS, R., BOERING, G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: A preliminary report. J. oral Surg., Philadelphia, v.28, n.6, p.407-415, June, 1970.
8. BROWN, S.A., MAYOR, M.B. The biocompatibility of materials for internal fixation of fractures. J. biomed. Mat. Res., New York, v.12, n.1, p.67-82, Jan. 1978.
9. COBETTO, G.A., MCCLARY, S.A., ZALLEN, R.D. Treatment of mandibular fractures with malleable titanium mesh plates: A review of 120 cases. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.41, n.9, p.597-600, Sept. 1983.
10. COLANGELO, V.J., GREENE, N.D. Corrosion and fracture of type 316 SMO orthopedic implants. J. biomed. Mat. Res., New York, v.3, n.2, p.247-265, June, 1969.
11. DANIS, R. Theorie et pratique de l'ostéosynthèses. Paris: Libraries de L'Academie de Medicine, 1949. *Apud* ELLIS, E. III. *Op. cit.* ref. 12.
12. ELLIS, E. III. The internal fixation of fractures: Historical perspectives. *In*: TUCKER, M.R., *et al.* Rigid Fixation for Maxillofacial Surgery. Philadelphia: J. B. Lippincot, 1991. Parte I, cap.1, 3-29.
13. _____. Rigid skeletal fixation of fractures. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.51, n.2, p.163-173, Feb. 1993.

14. ELLIS, E. III., DECHOW, P.C., CARLSON, D.S. A comparison of stimulated bite force after mandibular advancement using rigid and nonrigid fixation. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.46, n.1, p.26-32, Jan. 1988.
15. ERIKSSON, A. R., ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury. A vital microscopic study in rabbit. J. prosthet. Dent., St. Louis, v.50, n.1, p.101-107, July, 1983.
16. EVANS, E.J., THOMAS, I.T. The in vitro toxicity of cobalt-chrome-molybdenum alloy and its constituent metals. Biomaterials, Surrey, v.7, n.1, p.25-29, Jan. 1986.
17. GORDON, S.D. Wire Suturing in the treatment of facial fractures. Can. med. Assoc J., Toronto, v.48, n.5, p.406-409, May, 1943.
18. GRUSS, J.S., ANTONYSHYN, O., PHILLIPS, J.H. Early definitive bone and soft tissue reconstruction of major gunshot wounds of the face. Plast. reconst. Surg., Baltimore, v.87, n.3, p.436-450, Mar. 1991.
19. HAIDER, R., WATZEK, G., PLENK, H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. Int. J. oral maxillofac. Impl., Copenhagen, v.8, n.1, p.83-91, 1993.
20. HICKS, J.H., CATER, W.H. Minor reactions due to modern metal. J. Bone Jt. Surg., Boston, v.44 B, n.1, p.122-138, Feb. 1962.

21. HOBAR, P.C. Methods of rigid fixation. Clin. Plastic Surg., Philadelphia, v.19, n.1, p.31-39, Jan. 1992.
22. KAI TU, H., TENHULZEN, D. Compression osteosynthesis of mandibular fractures: A retrospective study. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.43, n.8, p.585-589, Aug. 1985.
23. KAZANJIAN, V.H. Immobilization of wartime, compound, comminuted fractures of the mandible. Am. J. Orthod. oral Surg., St. Louis, v.28, n.10, p.551-560, Oct. 1942.
24. KELLMAN, R.M., *et al.* Bioresorbable screws for facial bone reconstruction: a pilot Study in rabbits. Laryngoscope, St. Louis, v.104, n.5, pt.1, p.556-561, May, 1994.
25. KEY, J.A. Positive pressure in arthrodesis for tuberculosis of the knee joint. Sth. med. J., Birmingham, v.25, p.909, 1932. *Apud* ELLIS, E. III. *Op. cit.* ref. 12.
26. KRAUT, R.A. Simultaneous maxillary and mandibular orthognatic surgery stabilized by rigid internal fixation. Oral Surg., St. Louis, v.69, n.4, p. 427-430, Apr. 1990.
27. KRÜGER, E., KRUMHOLZ, K. Results of bone grafting after rigid fixation. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.42, n.8, p.491-496, Aug. 1984.
28. LAMBOTTE, A. L'traitement des fractures. Paris: Verlag Masson, 1907. *Apud* ELLIS, E. III. *Op. cit.* ref. 12.

29. LANE, W. A. On the advantage of steel screw in the treatemnt of ununited fractures. Lancet, London, v.2, p.1500-1501, Dec. 1893. *Apud* ELLIS, E. III. *Op. cit.* ref. 12.
30. LEMONS, J.E., NEMANN, K.M., WEISS, A.B. Biocompatibility studies on surgical-grade titanium-, cobalt-, and iron-base alloys. J. biomed. Mater. Res., New York, v.10, n.4, p.549-553, July, 1976.
31. LINDER, L. Osseointegration of metallic implants. I. Light microscopy in the rabbit. Acta orthop. Scand., Copenhagen, v.60, n.2, p.129-134, Apr. 1989.
32. _____, OBRANT, K., BOIVIN, G. Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in rabbit. Acta orthop. Scand., Copenhagen, v.60, n.2, p.135-139, Apr. 1989.
33. LINDQVIST, C. Experience with rigid fixation of mandibular fractures and immediate function: Discussion. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.50, n.6, p.560-561, June, 1992.
34. _____. *et al.* Rigid internal fixation of mandibular fractures-An analysis of 45 patients treated according the ASIF method. Int. J. oral maxillofac. Surg., Copenhagen, v.15, n.6, p.657-664, Dec. 1986.
35. LOUIS, P.J., WAITE, P.D., AUSTIN, R.B. Long term skeletal stability after rigid fixation of Le Fort I osteotomies with advancements. Int. J. oral maxillofac. Surg., Copenhagen, v.22, n.2, p.82-86, Apr. 1993.

36. LUHR, H.G. Zur stabilen osthéosynthèse bei unterkieferfrakturen. D. Zahnärztl Z., Munich, v.23, n.7, p.754, July 1968. *Apud* ELLIS, E. III. *Op. cit.* ref. 12.
37. LURIE, R. *et al.* Effects of water and saline irrigation during bone cutting on bone healing. Int. J. oral Surg., Copenhagen, v.13, n.5, p.437-444, Oct. 1984.
38. MAGNUSSON, T., AHLBORG, G., SVARTZ, K. Function of the masticatory system in 20 patients with mandibular hypo- or hyperplasia after correction by a sagital split osteotomy. Int. J. oral maxillofac. Surg., Copenhagen, v.19, n.5, p.289-293, Oct. 1990.
39. MAJOR, G. Kirschner traction in treatment of maxillary fractures. J. Am. med. Ass., Chicago, v.110, n.16, p.1252-1256, Apr. 1938.
40. MOBERG, L.-E., NORDENRAM, A., KJIELLMAN, O. Metal release from plates used in jaw fracture treatment. A pilot study. Int. J. oral maxillofac. Surg., Copenhagen, v.18, n.5, p.311-314, Oct. 1989.
41. MORSE, A. Formic acid-sodium citrate descalcification and butyl alcohol dehydration of teeth and bone for sectioning in paraffin. J. dent. Res., Washington, v.24, n.1, p. 143-153, Feb. 1945.

42. MUNRO, I.R. Rigid fixation of facial osteotomies. Clin. Plastic Surg., Philadelphia, v.16, n.4, p.665-676, Oct. 1989.
43. NIEDERDELLMANN, H., AKUAMOA-BOATENG, E., UHLIG, G. Lag-screw osteosynt-hesis: a new procedure for treating fractures of the mandibular angle. J. oral Surg., Philadelphia, v.39, n.12, p.938-940, Dec. 1981.
44. _____, SCHILLI, W. Zur platten osthéosynthèse bei unterkieferfrakturen. D. Zahnärztl Z., Munich, v.28, n.5, p.638-639, May, 1973. *Apud* ELLIS, E. III. Rigid skeletal fixation of fractures. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.51, n.2, p.163-173, Feb. 1993.
45. NOCITI JR., F.H. Implante de titânio em fêmur de coelho: Avaliação histológica e radiográfica dos fenômenos envolvidos. Tese (Mestrado em Ciências). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1994. 120p.
46. PAULUS, G.W., STEINHAUSER, E.W. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognathism. Oral Surg., St. Louis, v.54, n.1, p.2-6, July, 1982.
47. PREIN, J., BEYER, M. Management of infection and nonunion in mandibular fractures. Oral Maxillofac. Surg. Clin. North. Am., Philadelphia, v.2, n.1, p.187-194, Feb. 1990.

48. PROFFIT, W.R., PHILLIPS, C., TURVEY, T.A. Stability following superior repositioning of the maxilla by Le Fort I osteotomy. Am. J. orthod. dentofacial Orthop., St. Louis, v.92, n.2, p.151-161, Aug. 1987.
49. PULEO, D.A., *et al.* Osteoblast responses to orthopedic implant materials *in vitro*. J. biomed. Mater. Res., New York, v.25, n.6, p.711-723, June, 1991.
50. REITZIK, M., SCHOORL, W. Bone repair in the mandible: A histologic and biometric comparison between rigid and semirigid fixation. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.41, n.4, p.215-218, Apr. 1983.
51. ROBERTS, W.E. Bone tissue interface. J. dent. Educ., Washington, v.52, n.12, p.804-811, Dec. 1988.
52. _____. *et al.* Osseous Adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am. J. Orthod., St. Louis, v.86, n.2, p.95-111, Aug. 1984.
53. SCALES, J.T., WINTER, G.D., SHIRLEY, H.T. Corrosion of orthopedic implants. J. Bone Jt. Surg., Boston, v.41B, n.4, p.810-820, Nov. 1959.

54. SCHMOKER R. Exzentisch dynamische kompressionplatte sowie kompression-zuggurtungsschiene. kompressions-zugunturgsplatte und repositions-kompressionszange. Eine neue technik der funktionsstabilien unterkieferostéosynthese mit kompression auf der zugseite. Tese (Doutorado) - Basel, 1973. *Apud* ELLIS, E. III. Rigid skeletal fixation of fractures. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.51, n.2, p.163-173, Feb. 1993.
55. SHERMAN, W.O. Vanadium steel plates and screws. Surg. Gynec. Obstet., Chicago, v.24, n.4, p.629-634, May, 1912. *Apud* ELLIS, E. III. *Op. cit.* ref. 12.
56. SHIRA, R.B. Open reduction of mandibular fractures. J. oral Surg., Chicago, v.12, p.95-111, Apr. 1954.
57. SILVESTRI, A., CIARAMELETTI, M., NATALI, G. Comparative stability study of wire osteosynthesis versus rigid fixation in the treatment of Class III dentoskeletal deformities. Am. J. Orthod. Dentofac. orthop., St. Louis, v.105, n.5, p.477-482, May, 1994.
58. SMITH, B.R.; JOHNSON, J.V. Rigid fixation of comminuted mandibular fractures. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.51, n.12, p.1320-1326, Dec. 1993.
59. SMITH, D.C. Biomaterials in dentistry. J. dent. Res., Washington, v.54, p.146-152, June, 1975. [Special Issue B]

60. SPIESSL, B. Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. Reconstr. Surg. Traumatol., Basel, v.13, p.124-140, 1972. *Apud* ELLIS, E. III. Rigid skeletal fixation of fractures. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.51, n.2, p.163-173, Feb. 1993.
61. STEINHAUSER, F.W. Bone screws and plates in orthognathic surgery. Int. J. oral Surg., Copenhagen, v.11, n.4, p.209-216, Aug. 1982.
62. TUCKER, M.R., OCHS, M.W. Basic concepts of rigid internal fixation: Mechanical considerations and instrumentation overview. *In: _____, et al. Rigid Fixation for Maxillofacial Surgery.* Philadelphia: Lippincot, 1991. pt.1, cap.2, p.30-53.
63. _____, OCHS, M. W., WHITE, R. P. Biologic concepts of rigid internal fixation. *In: TUCKER, M.R., et al. Op. cit. ref. 62.*
64. VAN SICKELS, J.E., FLANARY, C.M. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.43, n.5, p.338-341, May, 1985.
65. VENABLE, C.S., STUCK, W.G. The internal fixation of fractures. Springfield: Charles C. Thomas, 1947.
66. VERO, D. Jaw injuries: the use of Kirschner wires to supplement fixation. Br. J. oral Surg., Edinburgh, v.6, n.1, p.18-30, July, 1968.

67. VROUWENVELDER, W.C.A., GROOT, C.G., DE GROOT, K. Histological and biochemical evaluation of osteoblasts cultured on bioactive glass, hydroxylapatite, titanium alloy, and stainless steel. J. biomed. Mater. Res., New York, v.27, n.4, p.465-475, Apr. 1993.
68. WALDRON, C.W., KAZANJIAN, V.H., PARKER, D.B. Skeletal fixation in the treatment of fractures of the mandible. A review. J. oral Surg., Chicago, v.1, n.1, p.59-83, Jan. 1943.
69. WATANABE, F., TAWADA, Y., KOMATSU, S., HATA, Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. Int. J. oral maxillofac. Impl., Copenhagen, v.7, n.2, p.212-219, Summer, 1992.
70. WILLIAMS, D.F., ROAF, R. Implants in surgery. London: WB Saunders, 1973.
71. WINTER, G.D. Tissue reactions to metallic wear and corrosion products in human patients. J. biom. Mater. Res., New York, v.8, n.3, p.11-26, 1974.
72. YOU, Z.H. *et al.* Biomechanical properties of small bone screws. J. oral maxillofac. Surg., Philadelphia, v.52, n.12, p.1293-1302, Dec. 1994.
73. ZIEROLD, A. A. Reaction of bone to various metals. Archs. Surg., Chicago, v.9, n.2, p.365-412, Sep. 1924.