



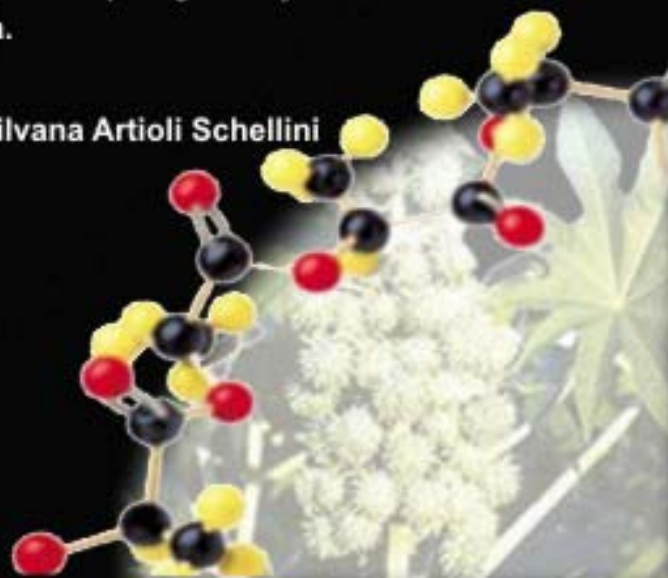
Elifas Levy Nunes

**ESTUDO COMPARATIVO DO TITÂNIO *VERSUS*
POLÍMERO VEGETAL PARA FIXAÇÃO INTERNA
RÍGIDA DE FRATURAS ORBITÁRIAS DE COELHOS**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Botucatu, da Universidade Estadual Paulista-UNESP, como requisito para obtenção do Título de Doutor junto ao programa de pós-graduação de Bases Gerais da Cirurgia.

Orientadora: Profa. Dra. Silvana Artioli Schellini

Botucatu
2006



FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: Selma Maria de Jesus

Nunes, Elifas Levy.

Estudo Comparativo Do Titânio Versus Polímero Vegetal Para Fixação Interna Rígida De Fraturas Orbitárias De Coelhos.

/ Elifas Levy Nunes. – Botucatu : [s.n.], 2006.

Tese (doutorado) – Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2006.

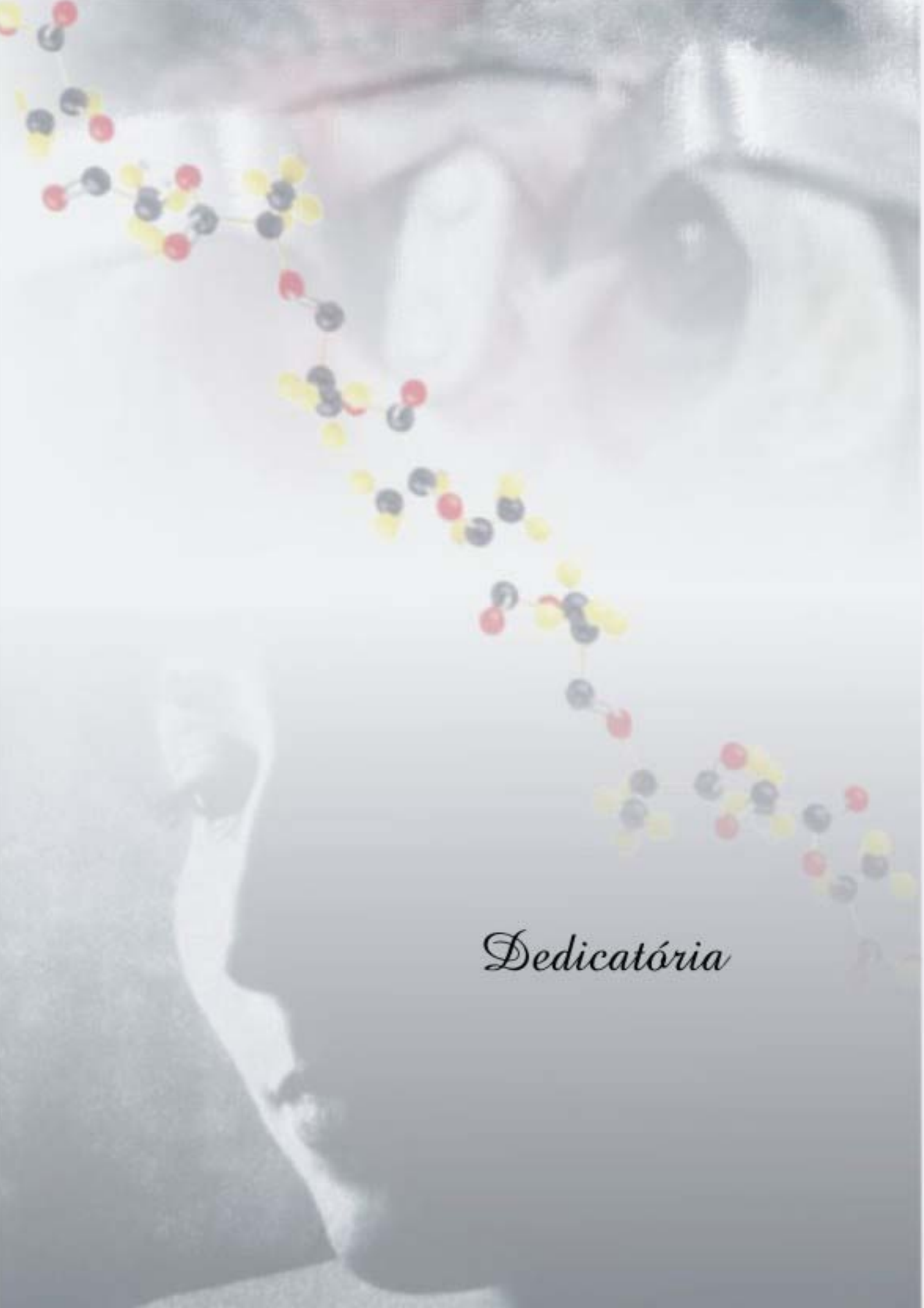
Orientadora: Silvana Artioli Schellini

Assunto CAPES: 40102017

1. Órbita - Cirurgia 2. Fraturas - Fixação interna

CDD 617.780592

Palavras chave: Blowout; Fratura; Implante; Órbita; Osteocondução; Osteoindução



Dedicatória

A Deus

*Pela força para superar os obstáculos e
pela constante presença em minha vida.*

Aos meus filhos Mariana, Thiago e Gabriela pela compreensão das horas de distância, por serem sempre minha estrela norte, pela compreensão e carinho nas horas mais difíceis e pela estímulo e amor que sempre me proporcionaram.

*A minha mãe e ao meu pai in memoriam,
agradeço por me ensinar o que é certo, o que é
justo e desta forma terem sido tão importantes
na formação da pessoa que sou hoje.*

*Agradeço por terem acreditado em mim, por
depositarem todas as suas forças na minha
formação profissional. O sacrifício não foi em
vão. Espero ser para os meus filhos, o que eles
foram para mim.*

Aos meus irmãos Sady, Holce e Junior pela paciência nos meus mais difíceis momentos, que com certeza contribuíram para o meu amadurecimento como profissional e como pessoa.



Homenagem

À Minha Orientadora

Profa. Dra. Silvana Artioli Schellini

Tenho certeza que muitos outros orientados tentaram fazer uma justa homenagem à Profa. Silvana, e acredito que não foi possível atingir a magnitude da pessoa Silvana.

Aprendi muito com ela e vejo um grande exemplo a ser seguido.

Admiro a forma simples e objetiva como lida com as mais inesperadas adversidades.

Desta forma, os mais sinceros agradecimentos à minha orientadora e amiga, pela oportunidade para realizar este trabalho, pela confiança depositada, pela atenção e sua incrível capacidade de doação.



Agradecimientos

“O amigo fiel é um refúgio seguro. Quem encontrou, encontrou um tesouro”

(Eclo 5,14)

Aos meus professores que tive ao longo da minha carreira pelo que contribuíram para minha formação.

A Profa. Dra. Cláudia Helena Pellizzon, Professora Assistente Doutora do Departamento de Morfologia do Instituto de Biociências da UNESP, pelo auxílio na análise morfológica e morfométrica que foram fundamentais para a conclusão deste estudo.

Ao Prof. Carlos Roberto Padovani, Professor Titular do Departamento de Bioestatística do Instituto de Biociências da UNESP, pela benevolência ao se disponibilizar para a realização da orientação e da análise estatística.

Aos funcionários do Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cabeça e Pescoço: Cíntia Castilho Scolástico, Flavia de Oliveira Gonçalves e Nilce Ribeiro, pelo convívio e pela dedicação às nossas atividades.

Aos funcionários do Departamento de Cirurgia Experimental: Carlos Alberto Martins e Marta Regina Russo Sarzi, pelo auxílio nos procedimentos experimentais.

A funcionária do departamento de Cirurgia: Simone Barroso Corvino Camargo.

Ao amigo Fabio Henrique Silva Ferraz que muito ajudou na elaboração do protocolo deste trabalho e ensinou-me o primeiro passo dentro da UNESP

Ao amigo Luis Benectito que com a sua humildade e simplicidade muito ajudou na parte experimental

À Osteomed Rio Claro, que graciosamente confeccionou e cedeu todo o material utilizado na pesquisa, inclusive as miniplacas de titânio e de polímero de mamona.

Ao Prof. Dr. Gilberto Chierici, que cedeu o polímero de mamona e anos de suas pesquisas para confeccionarmos as miniplacas.

Ao Prof. Dr. Sérgio Luis Felisbino, do Departamento de Morfologia - Instituto de Biociências – UNESP, pela colaboração junto ao estudo morfométrico.

E a todos que contribuíram direta ou indiretamente para concretização deste trabalho.

Sumário

LISTA DE ILUSTRAÇÕES _____	18
LISTA DE ABREVIATURAS _____	23
RESUMO _____	25
1 INTRODUÇÃO _____	28
1.1 Anatomia da órbita	29
1.1.1 A órbita humana	29
1.1.2 Seios paranasais.....	37
1.1.3 A órbita do coelho	41
1.2 Embriologia da órbita.....	43
1.3 Histologia básica do osso.....	48
1.4 Fraturas orbitárias.....	51
1.4.1 Exame clínico e diagnóstico das fraturas orbitárias.....	52
1.4.2 Métodos propedêuticos em fraturas orbitárias.....	53
1.5 Tratamento das fraturas orbitárias.....	58
1.5.1 Processo de reparação de fraturas ósseas de forma espontânea.....	58
1.5.2 Processo de reparação das fraturas ósseas usando osteossíntese.....	61
1.5.3 Materiais empregados para realização de osteossíntese nas fraturas ósseas.....	65
1.5.4 Titânio como material de síntese interna rígida.....	70
1.5.5 Implantes poliméricos na osteossíntese interna rígida....	81
1.5.6 Polímeros na síntese interna rígida.....	87
1.5.7 O polímero vegetal de mamona para implantes.....	95
1.5.8 Reações teciduais na osteossíntese utilizando polímero	99
1.6 Justificativa do Estudo	103
2 OBJETIVOS _____	104

3 MATERIAL E MÉTODO	106
3.1 Aspectos Éticos	107
3.2 Delineamento da Pesquisa e Animais Utilizados.....	107
3.3 Grupos Experimentais.....	107
3.4 Momentos Experimentais.....	108
3.5 Parâmetros Avaliados.....	109
3.5.1 Avaliação clínica.....	109
3.5.2 Estudo radiológico.....	110
3.5.3 Avaliação histopatológica morfométrica.....	110
3.6 Procedimento Anestésico.....	111
3.7 Procedimento Cirúrgico.....	112
3.8 Materiais empregados.....	116
3.8.1 Caracterização das placas utilizadas no experimento....	116
3.9 Método utilizado para obtenção de imagens radiológicas.....	120
3.10 Preparo do material para o exame histológico.....	120
3.11 Metodologia utilizada para o exame morfométrico.....	123
3.12 Manutenção dos Animais.....	124
3.13 Sacrifício dos animais.....	125
3.14 Análise Estatística.....	126
4 RESULTADOS	127
4.1 Avaliação clínica.....	128
4.2 Resultado do estudo radiológico.....	129
4.2.1 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo imediatamente após o procedimento cirúrgico.....	129
4.2.2 Observações radiológicas feitas nos animais dos grupos de estudo 15 dias após o procedimento cirúrgico.....	130
4.2.3 Observações radiológicas feitas nos animais dos grupos de estudo 30 dias após o procedimento cirúrgico.....	131
4.2.4 Observações radiológicas feitas nos animais dos grupos de estudo 60 dias após o procedimento cirúrgico.....	132

4.3 Análise histológica	134
4.3.1 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo 15 dias após o procedimento cirúrgico.....	134
4.3.2 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo 30 dias após o procedimento cirúrgico.....	138
4.3.3 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo 60 dias após o procedimento cirúrgico.....	141
4.4 Avaliação morfométrica.....	144
5 DISCUSSÃO	146
5.1 Comentando o modelo experimental.....	147
5.2 A escolha do biomaterial para a reconstrução do assoalho orbitário.....	149
5.3 Avaliação clínica.....	152
5.4 Avaliação radiológica.....	153
5.5 Reação tecidual aos implantes.....	154
6 CONCLUSÃO	161
7 REFERÊNCIAS	163
8 ABSTRACT	175
ANEXOS	177

Lista de Ilustrações

Figura 1	Composição óssea da órbita. Observar os forames e as estruturas vizinhas.	30
Figura 2	Constituição óssea da parte superior, medial e inferior da órbita em corte sagital.....	33
Figura 3	Representação esquemática da musculatura ocular extrínseca e bulbo ocular, ocupando a órbita óssea, na posição antero-posterior e lateral.....	34
Figura 4	Apresentação anatômica dos seios paranasais.....	37
Figura 5	A: Radiografia simples de seios da face (Mento-naso-placa), mostrando seios da face e relação com a órbita. B: Corte coronal do crânio mostrando seio maxilar e sua relação com a órbita.	38
Figura 6	A: Crânio seco do coelho (<i>Oryctolagus cuniculus</i>), vista lateral: 1-osso zigomático; 2- processo zigomático do osso temporal; 3- osso lacrimal; 4- bolha alveolar da maxila; 5- osso maxilar; 6- osso maxilar; osso incisivo. B: Cavidade orbitária direita do coelho vista póstero-lateral mostrando em detalhe o osso lacrimal (L) e a bolha alveolar da maxila (BA).....	42
Figura 7	Embriogênese da face.....	45
Figura 8	Desenho esquemático do sistema de Havers e canais de Wolkman.....	45
Figura 9	Corte histológico do osso secundário ou lamelar, evidenciando estruturas circulares e concêntricas (sistema de Havers) circundando canais perpendiculares (canais de Wolkman) e apresentando comunicações entre si.....	50
Figura 10	Radiografia convencional para exame de fraturas orbitárias. A incidência de Waters permite detectar fraturas do corpo do zigomático (moldura externa da órbita) e em certas regiões da crista lacrimal (moldura interna da órbita). Fraturas da órbita interna não são detectáveis por este meio.....	55
Figura 11	Radiografia convencional para exame de fraturas orbitárias. Incidência de sub-mento-vértice.....	55
Figura 12	Cortes tomográficos da região orbitária.....	57

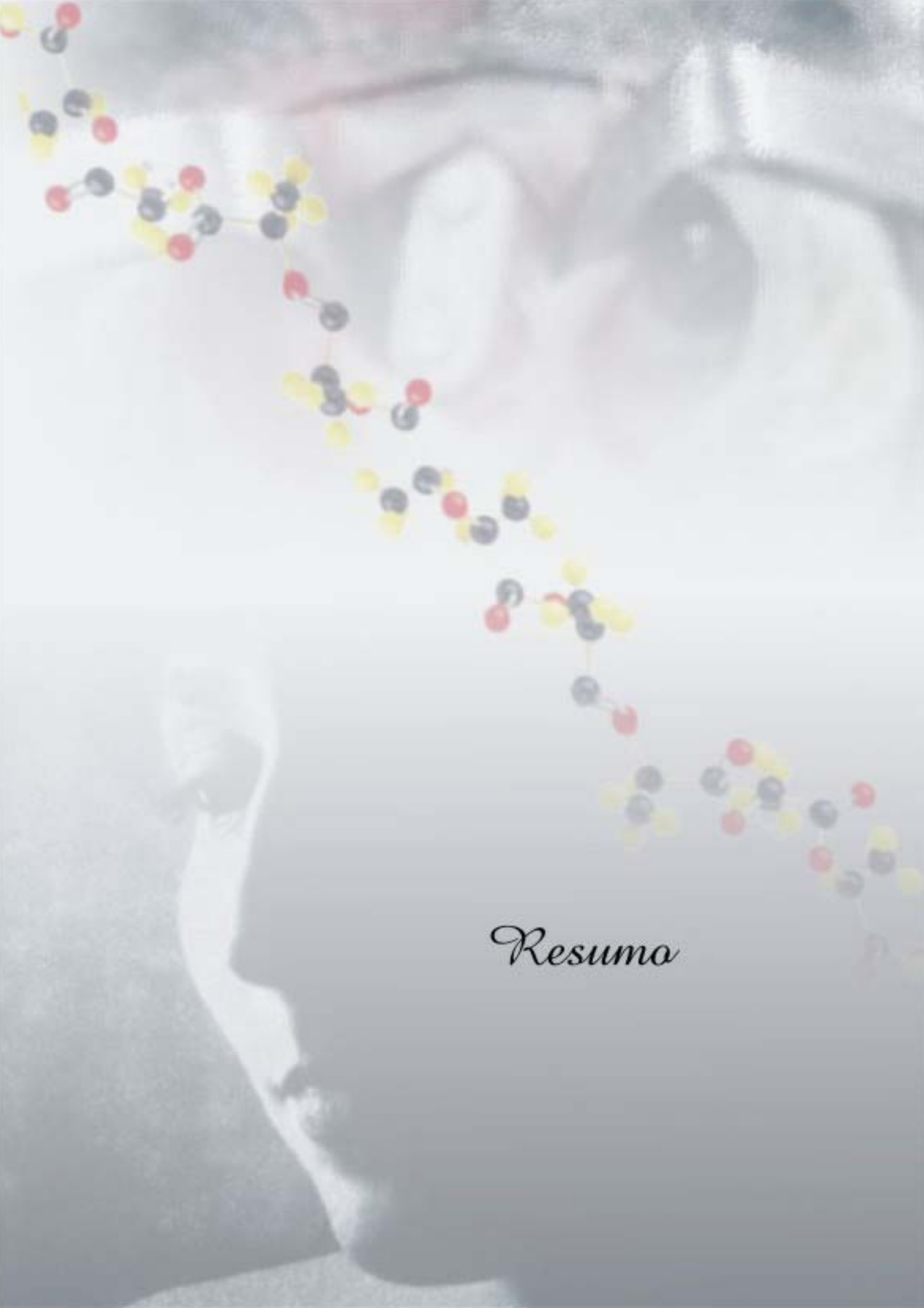
Figura 13	Desenho esquemático ilustrativo das fraturas e osteossínteses com mini placas de titânio. Observar coloração da pele próxima a região das placas e parafusos.	80
Figura 14	Representação esquemática de cadeia de Polímero.....	88
Figura 15	Placa desenhada para obter baixo perfil.....	90
Figura 16	Implantes (A) Macho de rosca; (B) Machos autoperfurantes; (C) Broca com “stop”.....	90
Figura 17	Preparo das placas no tamanho e forma desejados para utilização.	91
Figura 18	Mini placa reabsorvível. Utilizando soro aquecido na adaptação da mini-placa na fratura.....	91
Figura 19	Animal operado e em seguimento.....	109
Figura 20	A - Demonstração da aplicação do anestésico no pavilhão do coelho; B - Demonstração da aplicação do anestésico na região próxima ao local da incisão cirúrgica.	111
Figura 21	Demonstração da realização da fratura orbitária usando motor elétrica de baixa rotação e broca cirúrgica.....	113
Figura 22	Demonstração do sítio de fratura orbitária.....	114
Figura 23	A - Demonstração do sítio de fratura e fio utilizado na síntese; B - Demonstração do sítio cirúrgico no momento da sutura.....	114
Figura 24	Redução da fratura nos animais do Grupo 1.....	115
Figura 25	Infiltração de antibiótico no dorso do animal ao final do experimento.....	116
Figura 26	Crânio seco de coelho, com demonstração do local de implantação da miniplaca e parafusos de titânio.....	117
Figura 27	A - Miniplacas e parafusos de titânio em estojo cirúrgico; B - Redução da fratura nos animais do Grupo 2, usando miniplaca e parafusos de titânio.....	117
Figura 28	Crânio seco de coelho, com demonstração do local de implantação da miniplaca e parafusos de polímero vegetal.....	118

Figura 29	A: Placa de Polímero Vegetal e logo da firma fabricante/fornecedora; B - Miniplaca de Polímero Vegetal reabsorvível de mamona e parafusos do mesmo material, usadas para a redução e estabilização da fratura óssea provocada.....	119
Figura 30	A: Placa de Polímero Vegetal e logo da firma fabricante/fornecedora; B - Miniplaca de Polímero Vegetal reabsorvível de mamona e parafusos do mesmo material, usadas para a redução e estabilização da fratura óssea provocada.....	119
Figura 31	A - Demonstração da técnica e posicionamento dos animais para obtenção de imagens radiológicas; B - Observar detalhe da área radiografada e o filme colocado sob a cabeça do animal.....	120
Figura 32	A - Demonstração do segmento cefálico de coelho que havia recebido mini-placa de titânio; B - Peças em processo de preparação para o exame histológico.....	122
Figura 33	Câmera digital DC 300FX Leica acoplada ao microscópio DMLB e um software de análise de imagem Leica Qwin Versão 3.1 para Windows TM	123
Figura 34	Vista do Biotério para manutenção dos animais em acompanhamento, em gaiolas individuais.....	124
Figura 35	A - Animal posicionado para a administração do pentobarbital sódico e posterior sacrifício; B - Segmento cefálico após decapitação.....	124
Figura 36	Controle radiográfico no pós-cirúrgico imediato.....	129
Figura 37	Controle radiográfico após 15 dias do procedimento cirúrgico.....	130
Figura 38	Controle radiográfico após 30 dias do procedimento cirúrgico.....	131
Figura 39	Controle radiográfico após 60 dias do procedimento cirúrgico.....	133
Figura 40	Fotomicrografia da região do estudo após 15 dias do procedimento cirúrgico (M1)	137
Figura 41	Fotomicrografia da região de estudo após 30 dias do procedimento cirúrgico (M2).....	140

Figura 42	Fotomicrografia da região do estudo após 60 dias do procedimento cirúrgico (M3)	143
Esquema 1	Passos principais da reparação óssea.....	62
Gráfico 1	Avaliação da resposta inflamatória observada nos animais submetidos à fratura orbitária, segundo grupo e momento de avaliação.....	145
Quadro 1	Diferenças biológicas das fraturas.....	61
Quadro 2	Causas mais comuns de falhas em implantes metálicos..	77
Tabela 1	Média e desvio padrão da avaliação da resposta inflamatória observada nos animais submetidos à fratura orbitária, segundo grupo e momento de avaliação.....	145

Lista de Abreviaturas

ABNT –	Associação Brasileira de Normas Técnica
BOP –	polímero ortopédico biocompatível
DFDB –	osso desmineralizado congelado seco
HEMA –	hidroximetilmetacrilato
HEMA –	hidroximetilmetacrilato
HTR -	PMMA recoberto com hidroximetilmetacrilato (HEMA) e impregnado com hidróxido de cálcio.
INT –	Instituto Nacional de Tecnologia do Rio de Janeiro
PDO –	Polydioxanon
PDS –	ácido poli-p-dioxanoni
PGA –	ácido poliglicólico
PGA –	poliglicólicos
PLA –	ácidos poliláctios
PLA –	polilactidas
PLLA –	ácido poli-láctico
PMMA –	polimetilmetacrilato
PV –	polímero vegetal
RAND –	Science and Technology Policy Institute, 2000
RGT –	regeneração tecidual guiada
ROG –	regeneração óssea guiada
SEM –	Scanion Electron Microscopy
TCF –	interface fibr osa



Resumo

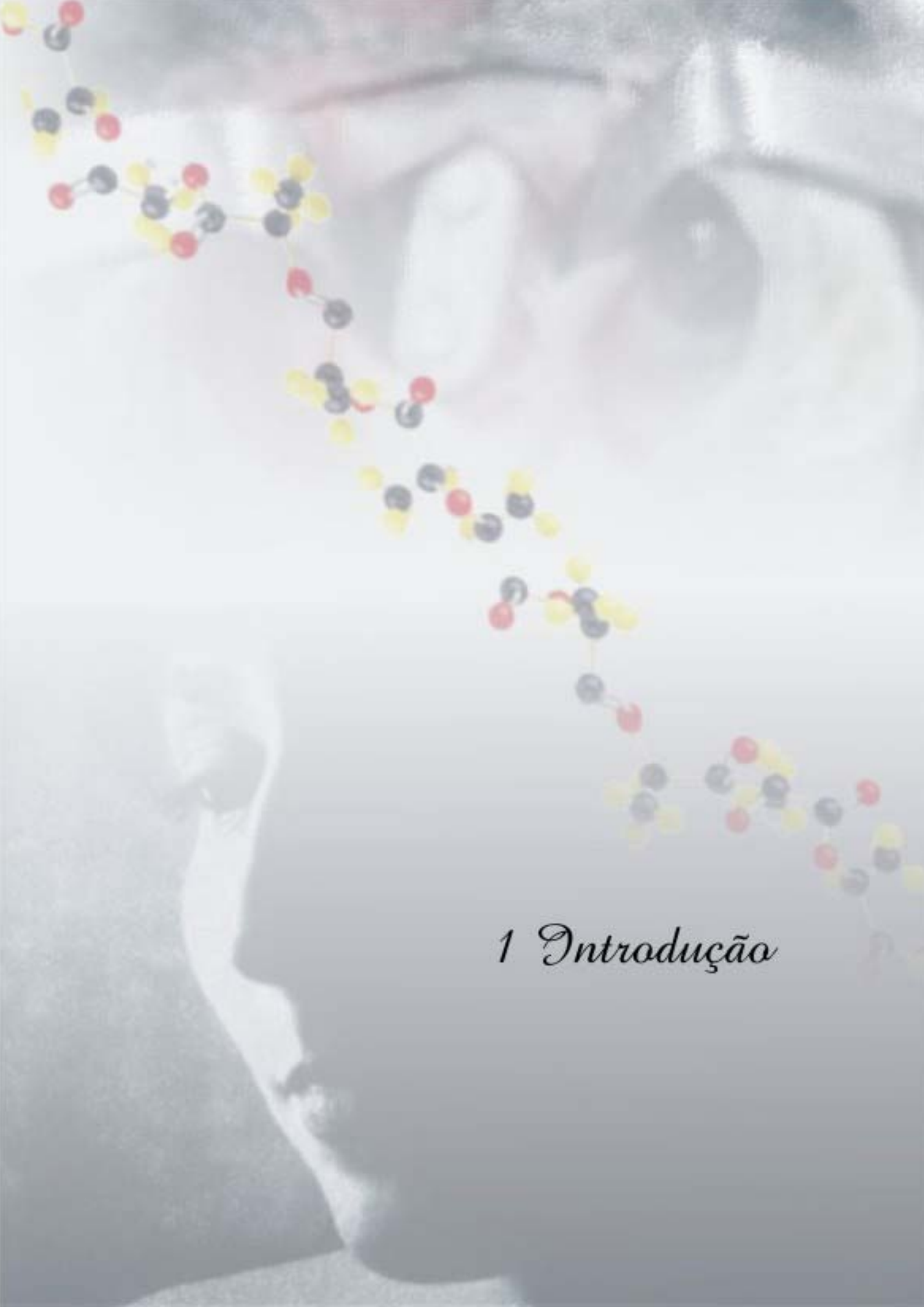
Nas últimas décadas, os materiais utilizados para reparações ósseas de fraturas faciais tiveram um aprimoramento que muito facilitou a fixação interna rígida. Entretanto, este campo permanece aberto para pesquisas até os dias atuais, uma vez que não se tem ainda o material ideal para este fim.

Objetivo: avaliar a reparação de fraturas da parede orbitária usando a fixação interna rígida com miniplacas de titânio e de polímero vegetal, comparando-as. **Material e método:** foi realizado estudo experimental, prospectivo, na Faculdade de Medicina de Botucatu, no qual foram utilizados 45 coelhos albinos, submetidos à fratura do assoalho da órbita e divididos em 3 grupos experimentais: G1, composto por animais que foram submetidos à fratura da órbita sem nenhum tipo de fixação ou redução da fratura (grupo controle); G2, animais submetidos à fratura da órbita e fixação por miniplacas de titânio e G3, animais com fratura da órbita e fixação por miniplacas de polímero vegetal. Os animais foram radiografados logo após as fraturas realizadas e no momento do sacrifício, que ocorreu em 15, 30 e 60 dias após a cirurgia. Após o sacrifício, o material orbitário foi removido e preparado para exame histológico, realizado sob microscopia de luz.

Resultados: Fraturas orbitárias conforme as induzidas no presente experimento possuem melhor resolução quando estabilizadas por miniplacas e parafusos, havendo semelhanças na consolidação óssea entre animais de G2 e G3, demonstrada pelo exame radiológico e histológico. A reação inflamatória foi mais acentuada nos animais do G3 quando a avaliação foi feita 15 dias após a cirurgia, decaindo com o decorrer do experimento.

Conclusões: a miniplaca de polímero vegetal pode ser uma alternativa adequada para a reconstrução de fraturas orbitárias, dada a pequena reação inflamatória, capacidade de indução de crescimento ósseo e integração no local da fratura.

Palavras-chave: implante, órbita, fratura, osteoindução, osteocondução, blow-out.



1 Introdução

1.1 Anatomia da órbita

1.1.1 A órbita humana

O interesse em especial no presente estudo, relaciona-se com o trauma da órbita, o que motiva a introdução de conceitos anatômicos da região.

A órbita é uma cavidade óssea que contém o bulbo ocular e estruturas adjacentes, como a musculatura ocular extrínseca, gordura periorbitária, nervos, vasos sanguíneos e o aparelho lacrimal.

A maior parte da descrição anatômica feita a seguir, foi baseada no texto de Sherman & Lemke (2000).

A órbita apresenta formato piriforme, semelhante a uma pirâmide de quatro lados em sua base e de três lados, próximo ao seu ápice. A órbita humana adulta tem cerca de 35 mm de altura, 40 mm de profundidade e volume aproximado de 30 cm³.

Os ossos que compõem a órbita são: frontal, zigomático, esfenóide, etmóide, maxilar, lacrimal e palatino (Fig 1).

As paredes orbitárias são derivadas das células da crista neural e sua ossificação se completa ao nascimento, exceto o ápice, uma vez que a asa menor do esfenóide é composta inicialmente por cartilagem.

As margens são compostas por três ossos: frontal, zigomático e maxilar. São subdivididas em margem superior, lateral, inferior e medial.

A margem supra-orbital é constituída pelo osso frontal e continua ínfero-medialmente como crista posterior, junto ao osso lacrimal.

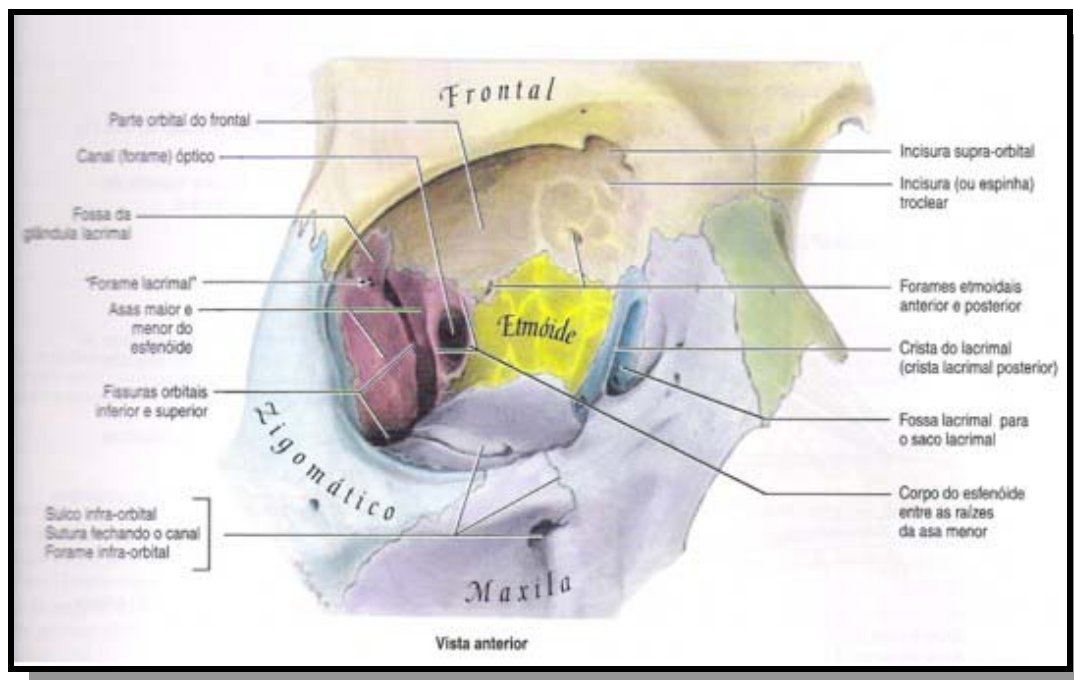


Figura 1 - Composição óssea da órbita. Observar os forames e as estruturas vizinhas (Moore, 2001).

A margem lateral é formada pelo processo frontal do osso zigomático e apresenta forma côncava em direção anterior, favorecendo um maior campo de visão lateral. A margem medial é constituída pelos ossos maxilares, lacrimal e frontal (Fig1).

Uma vez que as cristas lacrimais não são coincidentes, a margem orbitária apresenta o formato de espiral denominada espiral de Whitnall.

As paredes podem ser divididas em teto, assoalho, paredes lateral e medial. O teto é formado pela lâmina orbital do osso frontal em sua porção mais côncava anteriormente, e pela asa menor do esfenóide em sua porção mais plana (Fig 1).

Apresenta forma triangular e contém duas fossas em sua base: a fossa lacrimal, onde se encontra a glândula lacrimal, e a fóvea troclear medialmente, onde se insere a tróclea para o músculo oblíquo superior. No ápice do teto, entre as duas raízes da asa menor do esfenóide, encontra-se o canal óptico, por onde passa o nervo óptico, suas meninges e a artéria oftálmica.

A parede lateral é formada pelo osso zigomático, a asa maior do esfenóide e pelo osso frontal. Apresenta, posteriormente, a fissura orbital superior e inferior (ápice da órbita).

A fissura orbital superior é delimitada pelas asas maior e menor do esfenóide. Comunica-se com a fossa média do crânio e por ela passam o 3°, 4° e 6° nervos cranianos, os três ramos do nervo oftálmico (lacrimal, frontal, nasociliar) e as veias oftálmicas.

A fissura orbital inferior encontra-se entre a asa maior do esfenóide, o osso maxilar e palatino. Comunica-se com as fossas infratemporal e pterigopalatina e dá passagem ao nervo maxilar, zigomático e para a artéria infra-orbital (Fig 1).

O assoalho apresenta a forma de um triângulo equilátero e estende-se em apenas dois terços da profundidade da órbita. É formado pelo osso maxilar em quase toda a sua extensão, com pequena contribuição dos ossos zigomático e palatino e engloba o sulco e o canal infra-orbital, por onde passam o nervo e a artéria infra-orbital. Na infância, o forame emerge logo abaixo da margem inferior. Porém, com o crescimento, o forame infra-orbital sofre um deslocamento para baixo, em cerca de 6 mm.

A parede medial é constituída pela lâmina orbital do osso etmóide ou lâmina papirácea e pelos ossos lacrimal, frontal e esfenóide. Apresenta a forma de um quadrilátero e, da sua junção com a parede superior, emergem as artérias etmoidal anterior e posterior, através dos forames de mesmo nome.

A dura-máter, presente na fossa média do crânio, se estende através do canal óptico e se divide em duas lâminas que envolvem a órbita, conhecidas como periórbita. A lâmina interna envolve o nervo óptico e o bulbo ocular (Fig 2).



Figura 2 – Constituição óssea da parte superior, medial e inferior da órbita em corte sagital (Sobotta, 1977).

A musculatura ocular extrínseca (Fig 3) é constituída por quatro músculos retos e dois oblíquos. Os músculos retos se originam no ângulo tendíneo comum (localizado no ápice da órbita, envolvendo o canal óptico e parte da fissura orbital superior) e se inserem na porção anterior da esclera, no bulbo, após percorrerem um trajeto próximo às paredes da órbita.

O músculo oblíquo superior se origina do osso esfenóide, acima ou medial ao canal óptico. Percorre um trajeto entre a parte medial e superior, acima do músculo reto medial. Seu tendão atravessa a tróclea, onde muda de direção e se insere póstero-lateralmente na esclera, por baixo do músculo reto superior. O músculo oblíquo inferior se origina em uma depressão do osso maxilar medialmente e se insere na porção lateral da esclera, após passar abaixo do músculo reto inferior.

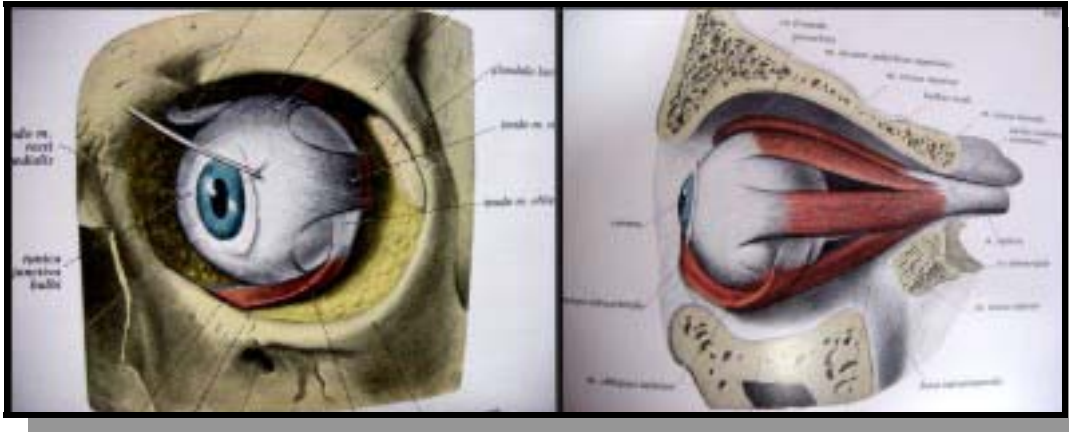


Figura 3 - Representação esquemática da musculatura ocular extrínseca e bulbo ocular, ocupando a órbita óssea, na posição antero-posterior e lateral. (Sobotta, 1977).

As estruturas que atravessam o ânulo tendíneo são:

- **Nervo oculomotor:** antes de penetrar na órbita, divide-se em porção superior e inferior. A porção superior inerva o músculo reto superior e o músculo levantador da pálpebra superior. A porção inferior inerva o músculo reto medial, reto inferior e oblíquo inferior. O ramo que inerva o músculo oblíquo inferior envia também fibras parassimpáticas para o gânglio ciliar e é responsável pela inervação do músculo da pupila e músculo ciliar (Hermesen & Dreyer, 1998).
- **Nervo abducente:** inerva o músculo reto medial, penetrando através da sua face medial.

- **Nervo óptico:** é o nervo responsável pela visão. Apresenta cerca de 5 cm de comprimento, sendo que 2,4 cm se encontram dentro da órbita, 0,4 a 0,6 de comprimento se encontram no canal óptico e 1 cm corresponde à porção intracraniana. A porção intra-orbitária se encontra dentro do cone formado pelos músculos retos e se desloca posteriormente e medialmente, produzindo uma curva com convexidade voltada para baixo e temporalmente, devido à distância da superfície posterior do bulbo, em relação ao ápice orbitário, ser menor que o tamanho do nervo óptico entre essas estruturas. É cruzado pela artéria oftálmica e pelo nervo nasociliar em sua superfície superior e perfurado pela artéria e veia central da retina ínfero-medialmente.
 - **Artéria oftálmica:** é o ramo da carótida interna e atravessa o canal óptico abaixo do nervo óptico que, por sua vez, é a 1ª divisão do nervo trigêmeo. Atravessa a órbita ao longo da borda superior do músculo reto lateral, conduzindo fibras sensitivas para a glândula lacrimal, conjuntiva e pele da pálpebra superior (Hermesen & Dreyer, 1998).
 - **Nervo frontal:** também é ramo do nervo oftálmico e atravessa a órbita por cima do músculo levantador da pálpebra superior, conduzindo fibras sensitivas para o couro cabeludo, fronte e pálpebra superior. Divide-se em nervo supra-orbital e supra-troclear (Gardner *et al.*, 1975).
-

- **Nervo troclear:** inerva o músculo oblíquo superior, inserindo-se em sua face superior, após caminhar acima do músculo levantador da pálpebra superior.
- **Veia oftálmica superior:** formada pela união das veias supra-orbital, nasofrontal e angular. Segue através da fissura orbital superior, terminando no seio carotídeo, logo após, deixar a órbita (Hermsen & Dreyer, 1998).

A veia oftálmica inferior drena menor quantidade de sangue que a veia oftálmica superior. Deixa a órbita através da fissura orbital inferior, terminando logo após, no plexo pterigóideo (Hermsen & Dreyer, 1998).

No ápice da órbita, intimamente relacionado com a borda temporal do nervo óptico, se encontra o gânglio ciliar, por onde passam fibras parassimpáticas, oriundas da porção inferior do nervo oculomotor fazendo sinapse e fibras simpáticas do nervo nasociliar que não fazem sinapse (Hermsen & Dreyer, 1998).

1.1.2 Seios paranasais

Os seios paranasais correspondem à pneumatização dos ossos de mesmo nome (Fig 4). Possuem comunicação com a cavidade nasal, sendo revestidos por epitélio colunar pseudoestratificado ciliado e, muitos deles, apresentam íntima relação com as paredes da órbita.

A mucosa ciliar dos seios paranasais é mais fina e delgada que aquela que recobre a cavidade nasal e, por conseqüência, o suprimento sangüíneo também é menor. O batimento ciliar do epitélio, com função de depuração da cavidade sinusal, exerce movimento em espiral e em direção ao óstio do seio, exercendo assim, a limpeza da cavidade (Hilding, 1932). A pressão negativa, produzida com a inspiração, dentro dos seios paranasais, também auxilia na eliminação de partículas (McMurray, 1931).

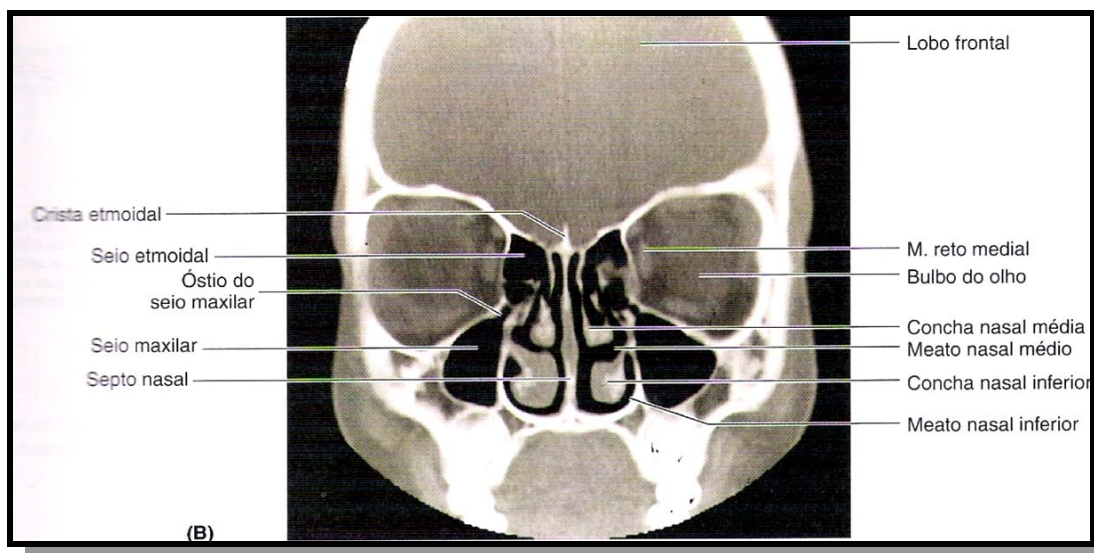


Figura 4 - Apresentação anatômica dos seios paranasais (Bontrager, 1996).

✓ **Seio maxilar**

Também denominado antro, é o maior dos seios paranasais, situando-se no corpo da maxila. Sua parede medial é a parte lateral da cavidade nasal, para a qual drena, através de uma ou mais aberturas, para o meato médio. O assoalho é o processo alveolar da maxila e seu teto é o assoalho da órbita. O canal contendo os vasos e nervo infraorbitais localiza-se no teto do seio e é separado da mucosa por uma delgada lâmina óssea (Hollinshead, 1982). A parede posterior separa o seio maxilar da fossa infratemporal e pterigopalatina e a parede anterior está relacionada com a face (Gardner *et al.*, 1975). As dimensões médias, encontradas no seio maxilar do adulto, são 33 mm de altura, 23 mm de largura e 34 mm de comprimento, podendo haver grandes variações. A irrigação e inervação são dadas através das artérias e nervos alveolares superiores anterior e posterior e nervo infraorbital (Hollinshead, 1982) (Fig 5).

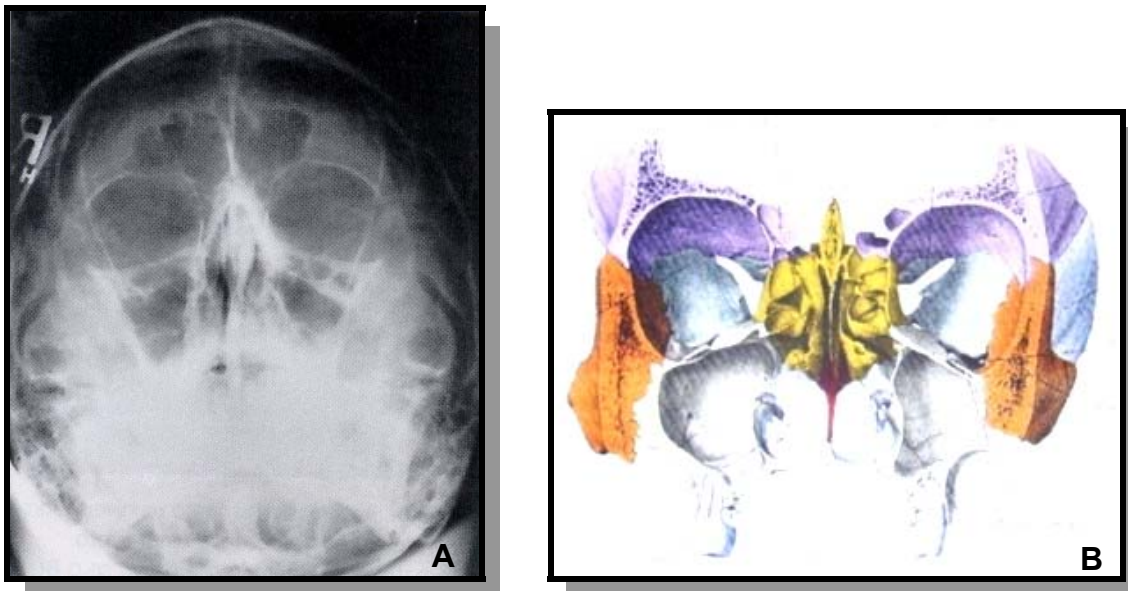


Figura 5 – A: Radiografia simples de seios da face (Mento-naso-placa), mostrando seios da face e relação com a órbita. **B:** Corte coronal do crânio mostrando seio maxilar e sua relação com a órbita (Bontrager, 1996).

✓ **Seio Etmoidal**

Cada seio é formado por várias pequenas cavidades, as células etmoidais, e localiza-se entre a órbita e a cavidade nasal (Gardner et al., 1975). As células etmoidais podem apresentar grande variação em quantidade, de 318 células, e também, por consequência, em tamanho. O seio etmoidal tem dimensões médias de 4 a 5 cm de comprimento ântero-posterior, 2,5 a 3,0 cm de altura e 0,5 cm de largura anteriormente e 1,5 cm, posteriormente. Devido à disposição da abertura da cada célula etmoidal, elas podem ser divididas em dois grupamentos. As células etmoidais anteriores tem sua abertura para o meato médio, enquanto as posteriores têm sua abertura para o meato superior (Mosher, 1929). As células etmoidais anteriores, por sua vez, são divididas, de acordo com o local específico de sua abertura, em células do processo frontal (abertura para o recesso frontal do meato médio), células infundibulares (abertura para o infundíbulo etmoidal) e células bulares (abertura acima da bula etmoidal) (Van Alyea, 1941).

O seio etmoidal apresenta íntima relação com a cavidade orbitária, sendo separado desta por uma delgada parede óssea, a lâmina papirácea. Em consequência, infecções do seio etmoidal podem atingir a órbita por contigüidade, causando a celulite orbitária. Ainda, algumas células apresentam-se adjacentes ao canal orbitário e a infecção destas células pode causar neurite retrobulbar (Magnano *et al.*, 1992; Mills & Kartush, 1985; Hollinshead, 1982).

✓ **Seio Frontal**

Varia bastante de tamanho, inclusive com relação ao seu correspondente contralateral. Está intimamente relacionado com a órbita e com a fossa anterior do crânio. Sua comunicação com a cavidade nasal pode ser feita por meio de um ducto estreito ou óstio, com drenagem para o recesso frontal (55%), acima deste (30%) ou diretamente no infundíbulo etmoidal (Van Alyea, 1941).

✓ **Seio esfenoidal**

Localiza-se no corpo do osso esfenóide. Relaciona-se posteriormente com a ponte e a artéria basilar, superiormente com o quiasma óptico e hipófise, inferiormente com a cavidade nasal e lateralmente com o nervo óptico, seio cavernoso, artéria carótida interna e com os nervos oftálmico e maxilar (Gardner *et al.*, 1975).

1.1.3. A órbita do coelho

Aspectos da anatomia do coelho são muito importantes, haja vista ser este o modelo experimental utilizado no presente estudo. As órbitas do coelho estão dispostas lateralmente, ao contrário do humano, onde as cavidades orbitárias são anteriorizadas. Isso favorece a sobrevivência do coelho que ganha 360° de campo visual, diminuindo suas chances de ser surpreendido por predadores. O coelho apresenta duas pálpebras que se movimentam no sentido vertical e uma terceira que se encontra no canto anterior e que se movimenta no sentido horizontal. A função desta terceira pálpebra é fornecer uma proteção extra à córnea, quando do fechamento palpebral. Três glândulas são presentes na cavidade orbitária: a glândula lacrimal principal, a glândula lacrimal acessória e a glândula profunda da terceira pálpebra, localizada adjacente ao bulbo ocular e acompanhando seu contorno (Harcourt-Brown, 2002).

O rebordo orbitário é constituído pelo processo zigomático do osso temporal, processo temporal do osso zigomático, hâmulos do osso lacrimal, processos supra-orbitário rostral e supra-orbitário caudal (Fig 6 A). Internamente, observa-se uma estrutura localizada ínfero-anteriormente, denominada bolha alveolar da maxila. Logo acima dessa bolha, observa-se o osso lacrimal, delgado e anteriorizado (Fig 6 B). O osso lacrimal separa a cavidade orbitária do seio maxilar. A porção inferior da órbita, medialmente ao arco zigomático, não apresenta estruturas ósseas que exerçam função de sustentação. Anteriormente se encontram o osso maxilar, o incisivo e o nasal (Popesko, 1990).

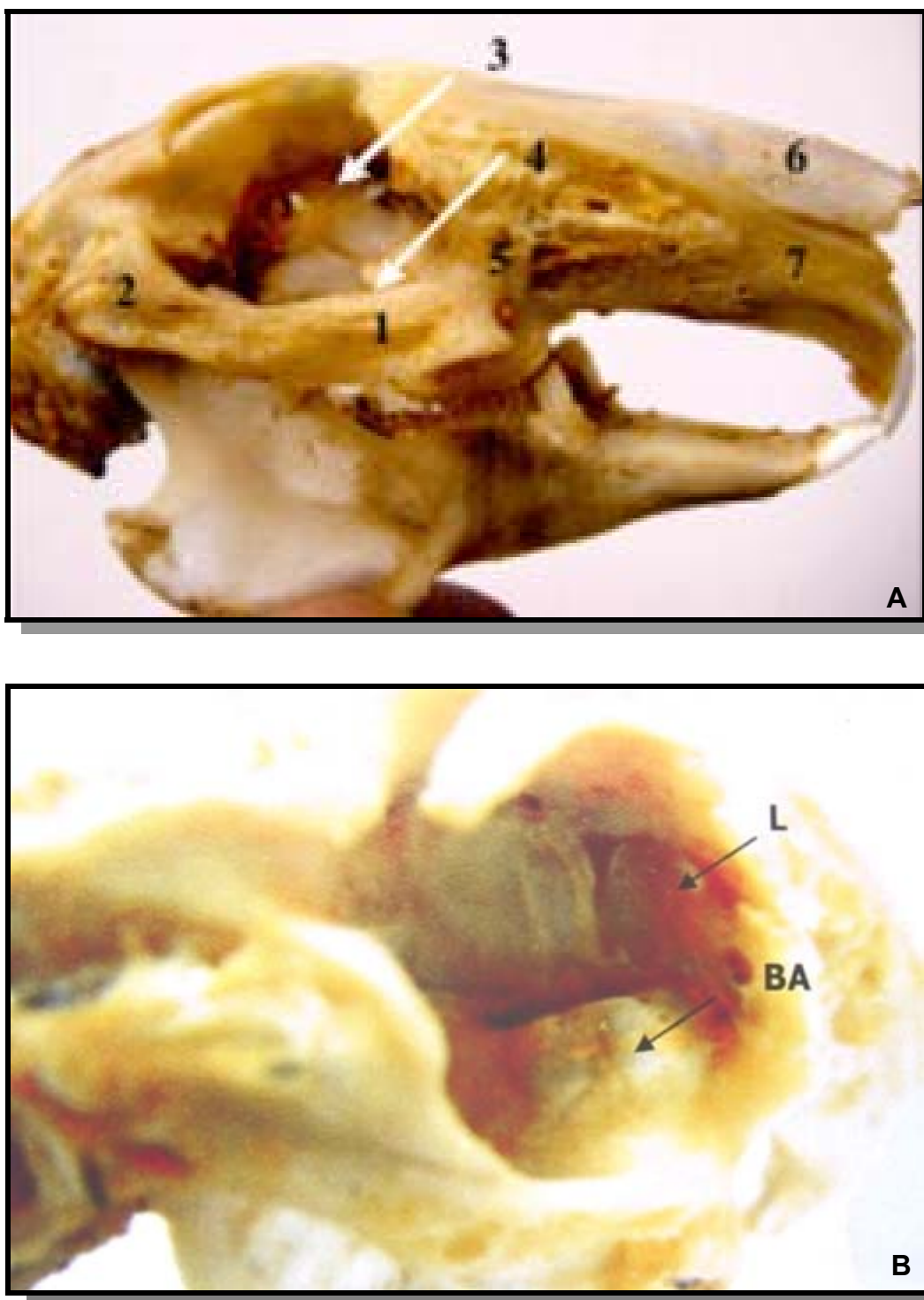


Figura 6 – A: Crânio seco do coelho (*Oryctolagus cuniculus*), vista lateral: 1- osso zigomático; 2- processo zigomático do osso temporal; 3- osso lacrimal; 4- bolha alveolar da maxila; 5- osso maxilar; 6- osso maxilar; osso incisivo. **B:** Cavidade orbitária direita do coelho vista pósterio-lateral mostrando em detalhe o osso lacrimal (L) e a bolha alveolar da maxila (BA).

1.2 Embriologia da órbita

Existem dois tipos de ossificação que ocorrem no embrião vertebrado: a endocondral e a intramembranosa. A ossificação endocondral se inicia com a migração de células mesenquimais para determinados locais do embrião. A partir daí, essas células passam a produzir matriz extracelular característica de cartilagem. Ao redor desse complexo, as células passam a tomar a forma semelhante à de fibroblastos, formando o pericôndrio. Vasos sanguíneos passam a ser formados para a nutrição da cartilagem produzida. As células mais internas tornam-se hipertróficas e a matriz celular produzida, passa a se mineralizar. Tendo, então, seu aporte nutricional prejudicado, essas células mais internas morrem e são removidas por células fagocitárias. As lacunas geradas são preenchidas com células osteoblásticas, advindas do pericôndrio, mas que tem como característica, a produção de matriz óssea diferenciada, ou seja, específica para o osso (Rosen & Scott, 1992).

A ossificação intramembranosa, por outro lado, inicia-se com a migração de células da crista neural e outros sítios em direção a locais específicos do embrião, onde se condensam e se diferenciam diretamente em células osteoblásticas. Diferentemente da ossificação endocondral, a intramembranosa não passa pelo estágio de cartilagem (Rosen & Scott, 1992). A maioria dos ossos do crânio apresenta esse tipo de ossificação, embora alguns estudos relatem uma breve e transitória produção de proteínas específicas de cartilagem pelos osteoblastos, em um determinado momento (Rosen & Scott, 1992).

O estímulo para os dois tipos de ossificação e, portanto, para o desenvolvimento do esqueleto embrionário, é dado por uma série de fatores de crescimento denominados “Bone Morphogenetic Protein” (Rosen & Scott, 1992).

Os ossos da órbita são derivados do mesênquima. O mesênquima tem origem nos somitos, que são segmentações do mesoderma para-axial, de cada lado do notocórdio. As células da parte ventro-medial dos somitos originam os esclerótomos (Figs 7 e 8). Os esclerótomos occipitais, com exceção dos mais cefálicos, o mesoderma para-axial, situado à frente da extremidade rostral do notocórdio que não se segmenta em somitos, e o mesênquima visceral, dão origem aos ossos do crânio (Benevento & Dantas, 1967).

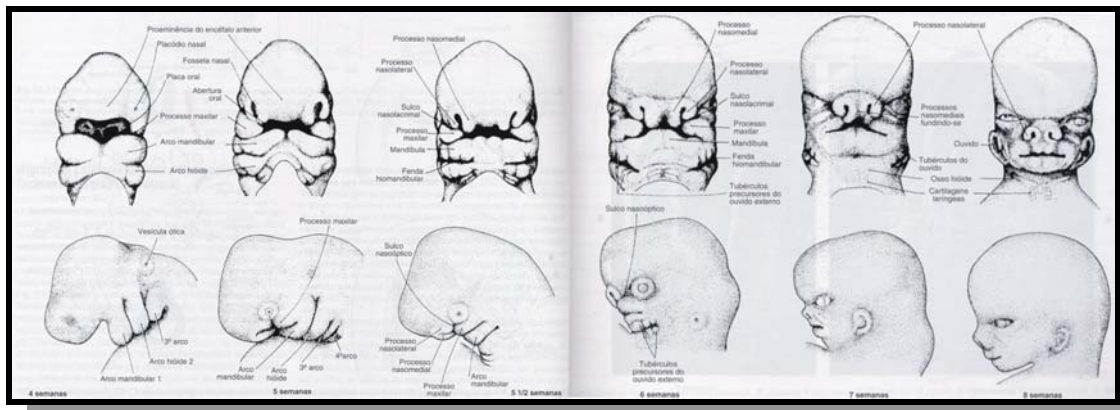


Figura 7 - Embriogênese da face (Carlson, 1996).

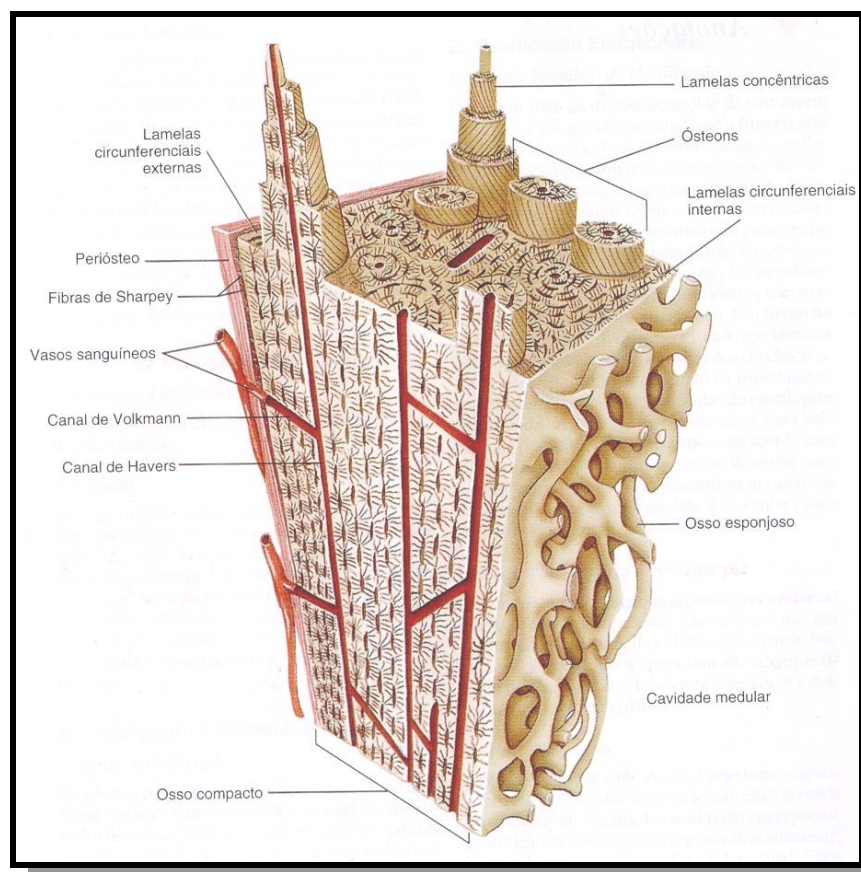


Figura 8 – Desenho esquemático do sistema de Havers e canais de Wolkman. (Carlson, 1996).

O desenvolvimento da cabeça pode ser dividido em neurocrânio e viscerocrânio. O neurocrânio, por sua vez, pode ser dividido em condrocrânio e ossos planos (Benevento & Dantas, 1967).

O condrocrânio dará origem ao osso occipital (parte basilar e condilares), temporal (parte petrosa, mastóidea e estilóidea), esfenoide (corpo, asa maior e menor e processo pterigóide), etmóide e ossículos da orelha média. Os ossos planos darão origem ao osso occipital (parte escamosa), temporal (parte escamosa e timpânica), frontal e parietal (Benevento & Dantas, 1967).

O viscerocrânio dará origem ao osso maxilar, lacrimal, vômer, nasal, palatino, zigomático e parte da mandíbula. Esses ossos apresentam ossificação do tipo intra-membranosa, formando centros de ossificação que recebem vascularização, favorecendo a diferenciação do mesênquima em fibroblastos. Esses, por sua vez, produzem colágeno que constitui a base membranosa. Sobre essa base, os osteoblastos proliferam e secretam substância intercelular, na qual ficam envolvidos, se diferenciando em osteócitos. Devido à proliferação intensa dos osteoblastos, formam-se expansões ósseas, denominadas trabéculas. A calcificação ocorre posteriormente, pela liberação de fosfatase pelos osteoblastos.

O mesênquima também é responsável pela formação do perióstio, cuja camada interna contém células mesenquimais com multi potencialidade e a externa, constituída por tecido conjuntivo maduro (Benevento & Dantas, 1967).

Os ossos etmóide e esfenóide apresentam a ossificação do tipo endocondral. Inicialmente, células mesenquimais se reúnem em meio a uma substância amorfa e adquirem a forma arredondada, transformando-se posteriormente em condroblastos envoltos pela substância fundamental que, por sua vez, se diferenciam em condrócitos. O pericôndrio também se origina do mesênquima e apresenta dois folhetos, o externo, fibroso, e o interno denominado câmbio, constituído por células mesenquimais indiferenciadas que mantêm a capacidade de formar novos condroblastos. A nutrição do complexo é feita por embebição e a porção mais distante, com o desenvolvimento, sofre um processo degenerativo, deixando um arcabouço por onde penetram vasos sangüíneos. Por esses vasos são levadas células do câmbio que se diferenciarão em osteoblastos e estes, em osteócitos e células sangüíneas, que constituirão a medula óssea (Benevento & Dantas, 1967).

É importante ressaltar que o osso esfenóide é constituído pela fusão do corpo, asas maiores (alisfenóide), asas menores (orbitoesfenóide) e processos pterigóides. A lâmina medial dos processos pterigóides apresenta ossificação do tipo intramembranosa (Benevento & Dantas, 1967).

1.3 Histologia básica do osso

Segundo Junqueira e Carneiro (1982), basicamente três tipos celulares estão presentes na estrutura óssea. Os osteócitos são as células ósseas maduras, responsáveis pela produção e manutenção da matriz óssea. Estão localizados dentro das lacunas dispersas na matriz. Essas lacunas apresentam comunicações entre si que possibilitam a difusão dos nutrientes para as células.

Os osteoblastos são as células precursoras dos osteócitos. São responsáveis pela produção dos componentes orgânicos da matriz. Promovem também a concentração do fosfato de cálcio, participando da mineralização da matriz. Quando em alta atividade, os osteoblastos apresentam núcleo bastante aumentado, cromatina frouxa e uma basofilia importante. Já, quando passa para o estágio de osteócito, a basofilia diminui e o núcleo torna-se condensado.

Os osteoclastos são células gigantes, multinucleadas e extensamente ramificadas, que participam do processo de absorção e remodelação do tecido ósseo. São derivadas da fusão de monócitos que atravessam os capilares sangüíneos. Nos osteoclastos jovens, o citoplasma apresenta uma leve basofilia, que vai progressivamente diminuindo com o amadurecimento da célula, até que o citoplasma finalmente se torna acidófilo. Dilatações dos osteoclastos, através da sua ação enzimática, escavam a matriz óssea, formando depressões conhecidas como *lacunas de Howship*.

A matriz óssea é a substância onde estão inseridos os componentes celulares. É formada por uma parte orgânica, constituída basicamente de colágeno tipo I (95%), glicoproteínas e proteoglicanas, e uma parte inorgânica cuja composição é dada basicamente por íons fosfato e cálcio, formando cristais de hidroxiapatita.

Histologicamente o tecido ósseo pode ser classificado em primário ou secundário (tecido ósseo haversiano ou lamelar). Ambos apresentam os mesmos constituintes celulares. No entanto, o osso secundário apresenta as fibras colágenas organizadas em lamelas, cuja espessura varia de 3 a 7 μm e se orientam concentricamente ao redor de canais com vasos, formando os *sistemas de Havers ou osteons* (Fig 9).

Os canais de Havers comunicam-se entre si, com a cavidade medular e com a superfície externa do osso, por meio de canais transversais ou oblíquos, denominados *canais de Volkmann*, que atravessam as lamelas ósseas. Todos esses canais se formam quando a matriz óssea se forma ao redor de canais preexistentes.

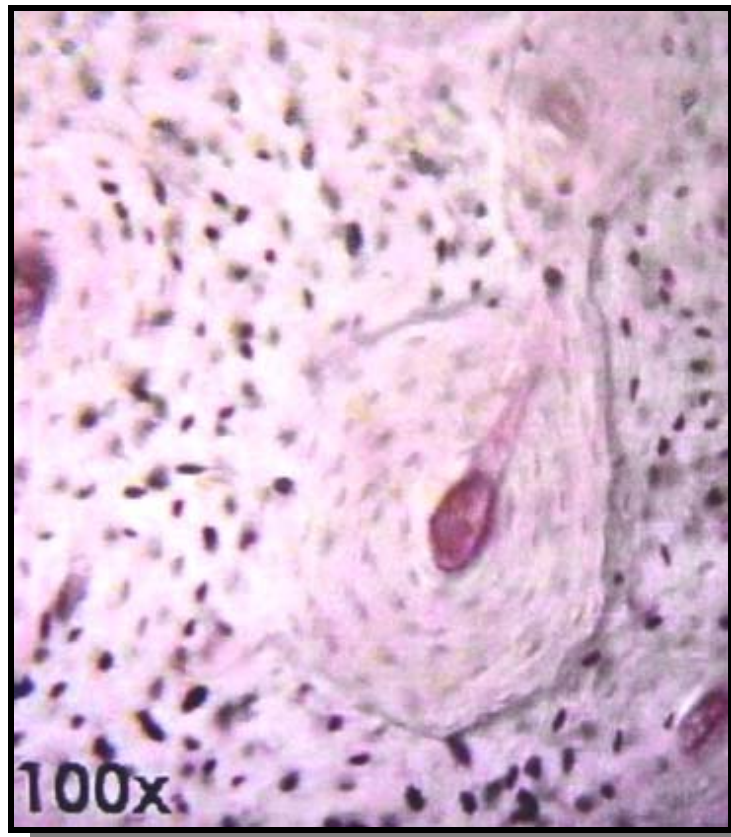


Figura 9 - Corte histológico do osso secundário ou lamelar, evidenciando estruturas circulares e concêntricas (sistema de Havers) circundando canais perpendiculares (canais de Volkmann) e apresentando comunicações entre si (Junqueira & Carneiro, 1982).

1.4 Fraturas orbitárias

As fraturas das paredes orbitárias podem ser classificadas em duas categorias: as que acometem e as que não acometem o rebordo orbitário (Foschini *et al.*, 2002). Aquelas que não acometem o rebordo orbitário também são chamadas de internas, sendo, em geral, causadas por traumatismos na própria região orbitária. As teorias que tentam explicar o mecanismo deste tipo de fratura são duas: o aumento repentino da pressão orbitária é transmitido à parede, que, por ser mais frágil, rompe-se; a segunda diz respeito à transmissão da força exercida pelo trauma através das estruturas ósseas, rompendo-se a parede no local mais frágil (Foschini *et al.*, 2002).

As paredes medial e inferior, pelas reduzidas espessuras, são as mais freqüentemente afetadas, mas a fratura da parede medial raramente produz distúrbios funcionais.

Os sintomas que mais incomodam o paciente, e que, com freqüência, levam ao diagnóstico, são a diplopia nas versões oculares, secundária à movimentação ocular restringida, dor à movimentação ocular, enfisema orbitário acentuado e enoftalmia, cujo surgimento pode ser tardio. Esses sintomas e sinais, em geral, são decorrentes do encarceramento de músculos extrínsecos e de gordura orbitária no local da fratura, constituindo elementos importantes para indicação de exploração cirúrgica.

Para um resultado cirúrgico adequado, se faz necessário um correto diagnóstico. Para tal deve-se lançar mão de todos os recursos tecnológicos disponíveis, desde a radiologia convencional, a tomografia computadorizada, a tomografia em 3 dimensões, ressonância magnética e protipagem. Porém, nenhum meio diagnóstico supera o exame clínico (Foschini *et al.*, 2002).

1.4.1 Exame clínico e diagnóstico das fraturas orbitárias

A apresentação clínica das fraturas orbitárias é raramente uniforme, havendo necessidade de exame clínico meticuloso para o diagnóstico e tratamento. Há necessidade de se ter uma visão geral sobre a extensão e localização das injúrias orbitais e faciais; identificar possíveis alterações oculares associadas e identificar quais são os exames propedêuticos necessários para a realização do tratamento.

O estado geral do paciente determina o andamento do exame clínico. Em um paciente alerta, orientado e cooperativo, a investigação na anamnese, em conjunto com testes subjetivos, incluindo acuidade visual, teste das rotações binoculares e a palpação manual do rebordo orbitário, revela a maioria das informações clínicas necessárias; ao contrário, com um paciente inconsciente, a avaliação por palpação e teste das ducções oculares poderão ser úteis no diagnóstico (Zachariades, 1982).

Alguns sinais clínicos e oftalmológicos podem indicar a existência de trauma orbitário, como o enoftalmo, o deslocamento vertical do bulbo ocular e a diplopia e o exoftalmo. Exoftalmos severos, seguidos de dor retrobulbar e diminuição de acuidade visual, são altamente indicativos de hematoma retrobulbar e requerem exame tomográfico de urgência e cirurgia de descompressão. Desordens da motilidade ocular e diplopia são, com frequência, encontradas imediatamente após o trauma, podendo ser causadas por edema. Porém, impossibilidade de visão em uma direção específica pode indicar uma limitação mecânica, devido ao encarceramento de tecidos moles no traço de fratura ou injúria nervosa motora. Se existe diplopia que não melhora em 48-72 horas, o exame de tomográfico é mandatório (Acartük *et al.*, 1993).

1.4.2 Métodos propedêuticos em fraturas orbitárias

A avaliação da acuidade visual é imperativa, uma vez que a perda visual pode ocorrer, tanto nos traumas graves, como também nas fraturas orbitárias menores (Anderson *et al.*, 1982).

Diminuição inicial transitória da acuidade visual pode resultar de edema da córnea ou lacrimejamento excessivo. Outras causas de diminuição da visão seriam o trauma direto ou indireto do bulbo ocular (resultando em ruptura do bulbo, hifema, dano ao cristalino, hemorragia

vítrea, deslocamento de retina, glaucoma traumático) ou alterações do conteúdo orbitário, como o hematoma retrobulbar (com aumento da pressão intra-orbitária) ou por grave fratura tipo *blow-in*, havendo indicação de cirurgia imediata para descompressão orbitária para que não ocorra perda definitiva da visão (Antonyshyn *et al.*, 1989).

Alterações do nervo óptico são possíveis em fraturas orbitárias por diversos mecanismos, como por secção do nervo, compressão ou edema. Além da acuidade visual, a avaliação dos reflexos pupilares e da visão de cores podem ser úteis no diagnóstico deste tipo de alteração.

O exame externo pode mostrar hematomas palpebrais e edema que podem dificultar a semiologia ocular.

Dos exames propedêuticos para fraturas orbitárias, a radiologia convencional pode ser empregada, utilizando-se as posições de Waters e a submento-vértice (Figs 10,11).

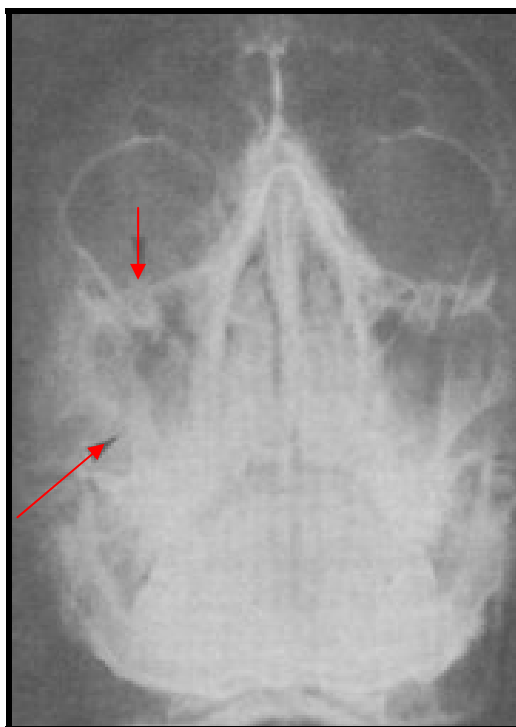


Figura 10 - Radiografia convencional para exame de fraturas orbitárias. A incidência de Waters permite detectar fraturas do corpo do zigomático (moldura externa da órbita) e em certas regiões da crista lacrimal (moldura interna da órbita). Fraturas da órbita interna não são detectáveis por este meio. (As setas demonstram o local da fratura)



Figura 11 - Radiografia convencional para exame de fraturas orbitárias. Incidência de sub-mento-vértice.

Radiografias convencionais podem ser obtidas rapidamente, são baratas e possuem bom custo-benefício em relação às tomografias. Elas permitem uma avaliação precisa da maioria das fraturas zigomático-orbitárias e que acometem o rebordo externo da órbita, mas são inadequadas para avaliação de fraturas internas da órbita. Podem ser solicitadas no período pós-operatório, para avaliação do tratamento, bem como na avaliação de repneumatização dos seios paranasais.

O exame de tomografia computadorizada (TC) atualmente é considerado fundamental no diagnóstico de fraturas orbitárias, permitindo uma exata e reproduzível visibilização de todas as partes dos ossos orbitários, bem como estruturas adjacentes em diferentes planos, como rebordo e paredes orbitárias, canal óptico e base de crânio, assim como seios paranasais, fossas média e posterior do crânio (ambas envolvidas com frequência nos traumas orbitários). As janelas de tecidos moles na TC permitem o diagnóstico de hematoma retrobulbar, aumento da bainha do nervo óptico, bem como aderências entre o septo orbitário, músculos do olho e paredes orbitárias. Além disso, medidas volumétricas reproduzíveis dos compartimentos orbitários, adquiridas no exame de TC, podem ser realizadas para fins científicos (Bite *et al.*, 1985) (Fig 12).

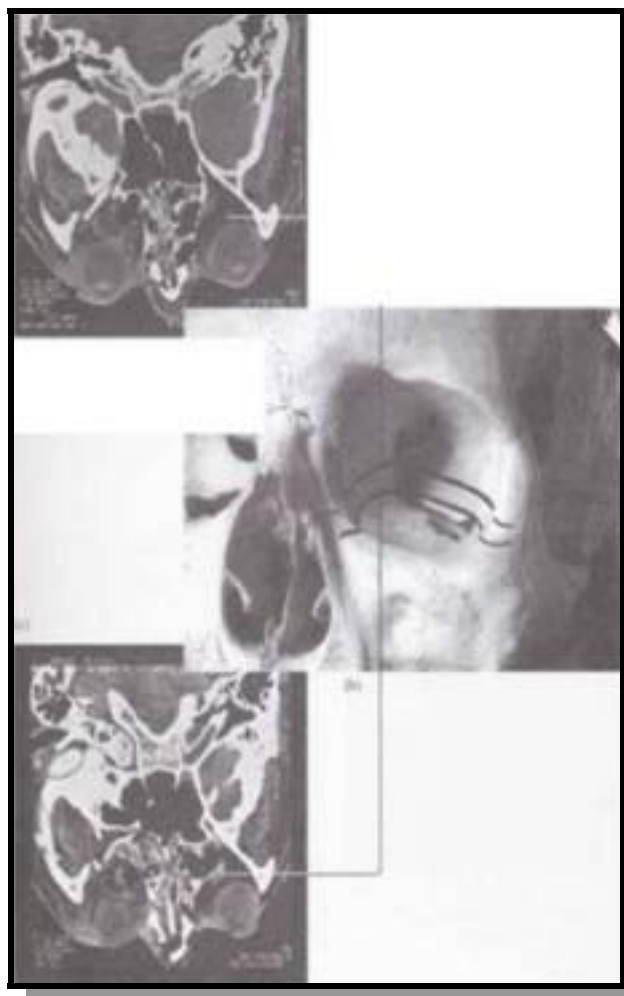


Figura 12 - Cortes tomográficos da região orbitária.

A ressonância magnética (RM) tem se mostrado superior à TC para avaliação dos tecidos moles (Ilankovan *et al.*, 1991); e, possui a vantagem adicional de não submeter o paciente à radiação. Uma desvantagem da RM é a insuficiente visibilidade das estruturas ósseas.

A ultra-sonografia é um método de diagnóstico rápido e não-invasivo que tem se mostrado efetivo no diagnóstico de alguns defeitos de paredes orbitárias (Forrest *et al.*, 1993). Porém, há necessidade de se ter experiência com o método.

1.5. Tratamento das fraturas orbitárias

O tratamento das fraturas orbitárias deverá sempre estar centrado nos objetivos de preservar a acuidade visual e corrigir as desordens de motilidade ocular, normalmente representadas como diplopia.

Existem vários meios de reparar as estruturas ósseas da órbita, dependentes da extensão e gravidade do acometimento. Serão descritos a seguir os processos que ocorrem quando se tem a reparação espontânea e quando se usa fixação dos traços de fratura.

1.5.1 Processo de reparação de fraturas ósseas de forma espontânea

Na reparação de fraturas, a osteogênese comporta-se de maneira semelhante aos estágios de formação óssea intramembranosa e endocondral, observados na embriogênese. A reparação se processa em duas frentes diferentes. Inicialmente, a camada fibroblástica do periósteo do osso lesado entra em um período de divisão celular, com o objetivo de aumentar a população de células osteoprogenitoras. Estas células, então, se diferenciam em osteoblastos maduros, que passam a produzir nova matriz óssea, em quantidade suficiente para preencher a lacuna formada entre as superfícies corticais. Este processo é análogo à formação óssea intramembranácea do embrião (Rosen & Scott, 1992).

A reparação interna inicia-se com a formação de um hematoma central, decorrente do trauma. Células fagocitárias específicas, denominadas de osteoclastos, provenientes da diferenciação de precursores hematopoiéticos da medula óssea, são responsáveis pela remoção de células mortas e debris do foco de fratura. Células mesenquimais, também oriundas da medula óssea, se diferenciam em condroblastos e passam a produzir matriz cartilaginosa, que sofre um processo de calcificação, com subsequente formação de “osso novo” e medula, como observado na formação óssea endocondral (Rosen & Scott, 1992).

O hematoma originado no início do processo é constituído basicamente de células sanguíneas, plaquetas e fatores de crescimento. O fator de crescimento derivado das plaquetas (PDGF) e o fator de crescimento tumoral (TGF) apresentam ação importante nessa fase inicial da reparação óssea, sendo encontrados em grande quantidade nos grânulos alfa, liberados pelas plaquetas sanguíneas. O PDGF, liberado pelas plaquetas, macrófagos e endotélio, é responsável pela mitogênese (aumentando a população de fibroblastos), pela angiogênese (promovendo a mitose endotelial em capilares neoformados) e pela ativação dos osteoclastos (que promovem a limpeza no local da lesão) e secreção de novos fatores de crescimento, mantendo o estímulo para a reparação. O TGF- β é liberado pelas plaquetas e macrófagos e atua na quimiotaxia e mitogênese de osteoblastos precursores, estimula a deposição de colágeno e matriz óssea pelos osteoblastos, além de inibir a formação de osteoclastos e a reabsorção óssea (Marx *et al.*, 1998; Landesberg *et al.*, 2000).

Nas fraturas, a qualidade da correção espontânea depende de diversos fatores como idade, biotipo, localização da fratura, desvio, grau da lesão de partes moles, suporte circulatório e presença ou ausência de infecção. No mecanismo reparador de fraturas, a função do calo provisório, estabelecido rapidamente, é manter a continuidade do osso. A orientação da arquitetura interna ocorrerá mais tardiamente, por transformação do calo endostal. Experimentos em animais em que se havia ressecado uma porção do osso, demonstraram que a reestruturação funcional do calo começa quando tem início a função local. A formação maior do calo é observada no ponto de maior estímulo funcional e, nas fraturas mal alinhadas, ocorre na zona de pressão. Supõe-se que quando o calo está formado, ocorra transformação funcional e a orientação da trabécula ocorra muito mais tarde, sobre o esquema do calo endostal. Nas fraturas que se consolidaram em angulação, se produz o alinhamento natural e espontâneo, através de adaptação funcional. A idade é o fator mais importante que determina os limites da transformação funcional pós-fratura, uma vez que o osso da criança cura biologicamente com rapidez, adquirindo função biomecânica em curto prazo de tempo. Já, o osso do adulto, requer recomposição e somente nestas condições realiza sua reparação osteogénica. Os outros fatores são: tipo de fratura, região anatômica do osso e grau de deformação. Nestas situações, o fator que estimula a reorganização funcional do osso é a desigual distribuição das forças de tração e compressão (Quadro 1) (Colombini, 2004).

Quadro 1 - Diferenças biológicas das fraturas.

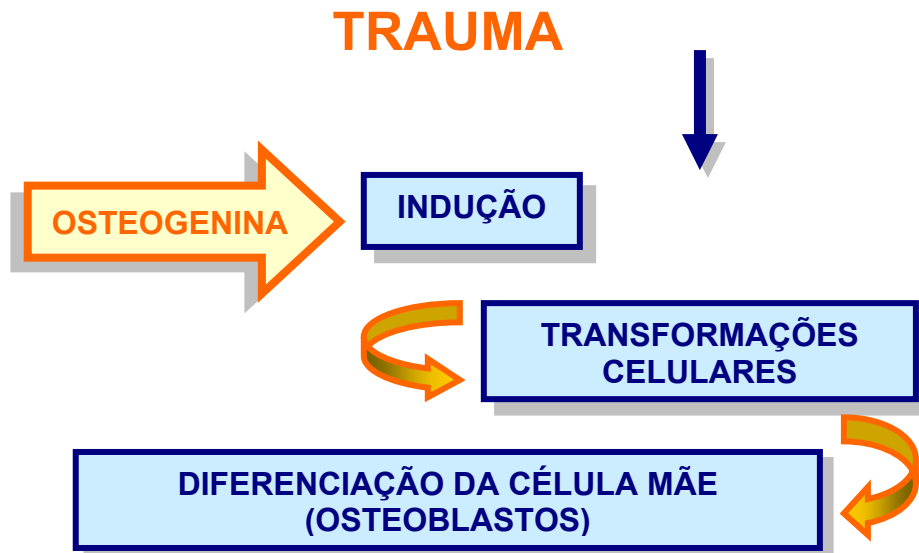
MÉTODO INCRUENTO	MÉTODO CRUENTO
Coagulação do hematoma	Coagulação do hematoma
Organização do coágulo	Organização do coágulo
Calo fibroso cartilaginoso	Caso ósseo lamelar
Calo ósseo e fibras entrecruzadas	Reestruturação Haversiana
Calo ósseo lamelar	
Reestruturação Haversiana	

(Colombini, 2004).

1.5.2 Processo de reparação das fraturas ósseas usando osteossíntese

Quando ocorre desalinhamento no plano transversal (desvio axial), com rotação de um fragmento sobre o outro ou quando há forças de compressão, há necessidade de se utilizar osteossíntese para que se tenha recuperação satisfatória, uma vez que a transformação funcional do osso pouco pode fazer para compensar os desvios axiais. Em essência a consolidação de uma fratura exige a morte de uma zona óssea e sua substituição por tecidos ósseos e cartilaginosos, procedentes de células embrionárias, semelhantes ao mesênquima. A perfeita redução e imobilização do foco de fratura condiciona uma osteogênese reparadora, em cujo desenvolvimento não existe o calo fibroso, funcionando como uma consolidação primária (Colombini, 2004).

A reparação óssea ocorre, conforme o esquema colocado a seguir:



Esquema 1 - Passos principais da reparação óssea (Colombini, 2004).

Na reparação das fraturas ósseas, distinguem-se quatro fases (Colombini, 2004):

➤ **Fase de urgência** – existe lesão do periósteo com ruptura de vasos arteriais e venosos endomedulares; célula da medula, hematoma interfragmentário e perifocal; lesões dos vasos do tecido mole, interrupção dos canais de Havers; zona periférica dos cotos ósseos sem irrigação (circulação entre fragmentos é interrompida); morte do osteócito; lise do osteócito; lacuna óssea. Devido ao menor aporte vascular, no periósteo e endósteo a zona de isquemia ou anóxia, promovida pela lesão vascular, é menor que a observada no tecido ósseo propriamente dito. O

periósteo e o endósteo expressam-se às custas de células fibroelásticas e células indiferenciadas. As células mesenquimatosas da medula e parede endotelial dos vasos rotos sofrem o mesmo processo. Observa-se através da ação da fosfatase alcalina e liberação de radicais fosfóricos, precipitação de hidroxiapatita. Na fratura, ocorre hipervascularização com aparecimento dos osteoblastos, gerados pelo periósteo e endósteo. Os vasos do conduto de Havers avançam, ocupando os lugares vazios. Como resultado desta fase, evidencia-se o calo fibroso, estabelecendo-se a continuidade óssea. O calo fibroso por ossificação endocondral se transforma em tecido ósseo.

➤ **Fase de normalização** – constituída a continuidade do osso, considera-se finalizada a fase de urgência. A fase de normalização é caracterizada pela formação de rede vascular entre as malhas do calo fibroso que condiciona a formação de osso novo. São visualizados osteoblastos maduros, que dão origem à secreção da trama colágena lamelar sobre o calo fibroso. Este adquire solidez. É observada, nesta fase, a reconstrução das corticais pela conjunta e ordenada dos osteoblastos, osteoclastos e osteócitos. Está formado o calo ósseo cortical.

➤ **Fase de remodelagem do calo** – a osteogênese reparadora e a reabsorção óssea se iniciam simultaneamente, desde que exista aposição perióstica. Esta fase tem duração de vários meses. Ocorre reabsorção central do calo ósseo, com substituição por uma cavidade medular. São visibilizadas, nesta fase, anastomoses das artérias medulares do coto proximal e distal, com transformação em osso haversiano denso. A

reabsorção parece vir mediada por fenômenos dioelétricos. Tanto a reabsorção, quanto a aposição óssea são orientadas de forma precisa ao carregar-se negativamente o lado côncavo do calo que se expressa por aposição óssea, enquanto o lado convexo (positivo) se reabsorve para adaptar-se às solicitações mecânicas.

➤ **Fase de solidificação** – o calo será imaturo até o término da reconstrução haversiana. Parece que a solidez absoluta não é alcançada até que a transformação osteogênica tenha ocorrido também no calo periférico. Esta fase termina quando está presente o envelhecimento da estrutura haversiana cortical.

Quando há necessidade de fixação por osteossíntese para que se consiga uma redução anatômica da fratura, a formação do calo ósseo oferece uma evolução substancialmente distinta à anteriormente descrita, tanto do ponto de vista histológico, como clínico. A anulação das fases de calo fibroso e calo ósseo conduz à cura direta da fratura, por reconstrução haversiana das estruturas corticais, independentemente de que se iniciem ou terminem os processos reparadores periósticos e endósticos de forma isolada e sem conexão entre os mesmos. Não existe interposição de osso fibroso e, ao mesmo tempo do avanço do conduto de Havers (vascular), ocorre diretamente à formação de osso lamelar, fundindo os ossos e incluindo os osteócitos no novo osso. O osso morto, localizado próximo à linha de fratura, com ausência de células, se revasculariza através dos capilares haversianos e não se observa, aparentemente, fenômeno de

osteólise. A fase de urgência é substituída aqui pelo material de osteossíntese, que oferece a continuidade óssea imediata e estabilidade.

Vários são os métodos que podem ser empregados na reparação dos traumas faciais. A fixação interna rígida colabora com os avanços da cirurgia maxilo-facial, tendo como parâmetros: a facilidade da técnica na fixação das fraturas do complexo maxilo-mandibular; a possibilidade da redução do tempo de regeneração óssea; a não utilização do bloqueio intermaxilar; as comparações dos métodos conhecidos de redução cirúrgica e o custo/benefício do material utilizado (Kallela *et al.*, 1999).

1.5.3 Materiais empregados para realização de osteossíntese nas fraturas ósseas

Os primeiros relatos de uso de placas e parafusos para fixação do esqueleto humano datam de 1800. Entretanto, a real utilização ocorreu somente no início do século passado, com Lambote, em 1907, na Bélgica e Thoma, na América do Norte, em 1948. (Alpert & Seligson, 1996).

A fixação rígida por placas e parafusos é a base para o moderno tratamento de fraturas, apresentando inúmeras vantagens sobre a fixação por fio-de-aço flexível. Enquanto fios-de-aço interósseos são capazes de suportar apenas forças de tensão, placas rígidas promovem estabilidade torcional e de suporte. Adicionalmente, permitem a correção de

descontinuidades e fragmentação óssea através da sua instalação em "ponte" sobre os defeitos. Em muitas situações, as placas são de mais fácil manipulação que os fios. Por exemplo, em casos nos quais os fios devem ser passados em duas direções, a instalação de parafusos é unidirecional.

Os diversos sistemas presentes no mercado se baseiam no princípio de adaptação óssea da osteossíntese com parafusos auto-rosqueantes (Farrnand, 1991; Prein & Hammer, 1989). As placas são alinhadas ao longo do terço médio da face ou pilares orbitários, no intuito de se restabelecer as condições normais de carga (Ruderman & Mullen, 1992). Elas também podem ser utilizadas para estabilizar enxertos ósseos.

Nas fixações internas rígidas, é possível utilizar os mais diversos tipos de biomateriais tanto endógeno, como exógeno, tais como: hidroxiapatita, tricalciofosfato, polímeros, osso autógeno, osso bovino reconstituído, osso desmineralizado congelado seco (DFDB), regeneração tecidual guiada (RGT) ou membranas. Os biomateriais podem ter também as mais diversas formas ou tipos, como telas, miniplacas, parafusos, lâminas ou outros (Fortunato *et al*, 1997).

Os materiais utilizados para confecção das placas e parafusos evoluíram, passando pelo fio de aço, ligas de cromo-cobalto, aço inoxidável até chegar ao titânio e, mais recentemente, aos materiais reabsorvíveis. (Alpert & Seligson, 1996).

A busca sempre teve o intuito de alcançar um material ideal, que atingisse os pré-requisitos para sua utilização na área da Saúde e não promovesse dano futuro ao paciente, quando da sua permanência no interior dos tecidos, ou mesmo quando fossem reabsorvidos, na medida em que não mais se fizessem necessários (Kallela *et al.*, 1999).

Os materiais reabsorvíveis são vantajosos, por serem possíveis de utilização em crianças e por não necessitarem de remoção, evitando, assim, um segundo tempo operatório e evitando, também, a migração/extrusão dos mesmos.

Atualmente, os sistemas reabsorvíveis têm sido alvo de muitos estudos, pois, além de apresentarem características mecânicas semelhantes aos sistemas metálicos, possuem a capacidade de hidrólise e de sofrerem reabsorção em período relativamente curto.

Pilliar *et al.* (1991), após instalarem discos cobertos com hidroxiapatita e discos de titânio puro na mandíbula de coelhos e permitirem um período de cicatrização de seis meses a dois anos, verificaram ao microscópio eletrônico de varredura e de transmissão, que uma matriz extracelular não-colágena, composta por uma fase mineral, forma-se sobre os dois tipos de superfície, sendo que, na superfície coberta por hidroxiapatita, o acúmulo de fosfato de cálcio globular resulta em íntimo contato, em nível de micron ou submicron.

Gottlander & Albrektsson (1992) histologicamente observaram que ocorre maior formação de tecido ósseo em torno dos implantes cobertos com hidroxiapatita, do que sobre os implantes de titânio. Os implantes cobertos por hidroxiapatita apresentaram uma percentagem média de contato ósseo em torno de 75,9%, enquanto os implantes com superfície de titânio apresentaram em torno de 50% de contato ósseo, sendo a diferença significativa. Os corpos dos implantes cobertos com hidroxiapatita são compostos por titânio ou liga de titânio, escolhido devido às suas qualidades. A união entre o núcleo de titânio e a camada de hidroxiapatita pode trazer uma melhora potencial sobre os sistemas de implantes de superfície metálica. O uso de implantes cobertos com hidroxiapatita, instalados na maxila, durante o período de cicatrização induzem à formação de osso lamelar em torno do implante; o que não ocorre, de forma previsível, após a instalação de implantes com a superfície metálica.

Para Fortunato *et al* (1997) o tecido ósseo tem a capacidade de regeneração por si mesmo, seja pelo processo normal de remodelagem, seja pela recuperação após ferimento. Quando um osso cresce por aposição, a partir de um outro osso já existente, o processo é denominado “osteocondução”. Aí se incluem enxertos ósseos, cuja finalidade é restaurar a forma original, danificada devido a lesões. As lesões podem ser restauradas pela interação osteocondutora entre superfícies ósseas existentes e o material de enxerto, como hidroxiapatita, tricálcio-fosfato, polímeros. A osteoindução é um processo que envolve diferenciação e alterações celulares, cujo comportamento do tecido envolvido está fora do

esperado. É quando existe uma formação óssea em local onde não havia osso, devido à presença de proteínas morfogenéticas colágenas. Exemplo desse fenômeno é a estimulação de células mesenquimais indiferenciadas em condroblastos e osteoblastos.

Em todos os enxertos ósseos mineralizados, autógenos ou alogênicos, ocorre a osteocondução. Eles funcionam como modelo ou base para a formação de um novo osso.

O osso desmineralizado, quando corretamente preparado, é rapidamente substituído por “osso novo”, formado por “osteoindução”. A osteoindução é um processo dinâmico de formação óssea, devido a substâncias chamadas proteínas morfogenéticas de osso ou BMP, que consistem em uma matriz colágena de osso, e são ativadas quando são removidos os minerais do osso. A BMP inicia a osteoindução, que começa com a quimiotaxia de células mesenquimais dentro de um enxerto desmineralizado, e são diferenciadas em células osteoprogenitoras, produtoras de osso. O “osso desmineralizado” e a “BMP” concentrada, são as duas únicas substâncias osteoindutivas (Groeneveld & Burger, 2000).

Em termos de junção de osso, os materiais são classificados em “bioativos” ou “bionertes”. Os materiais bioativos seguem a formação de tecidos normais (“osso novo”) na sua superfície e formam uma contínua e forte união na interface entre material e osso. Materiais, como metais e ligas, óxidos de cerâmicas e polímeros são bioinertes, caracterizados pela presença de camada fibrosa, interposta entre o material e o osso hospedeiro.

A força de união (interfacial) entre o osso e materiais sintéticos depende das propriedades físico-químicas dos materiais, propriedades que são diferentes umas das outras e diferentes do osso a substituir, aumentar ou reparar. Dentre as técnicas para sanar lesões e fraturas ósseas, a cura ou reparo é quando se obtém cicatrização por intermédio de tecidos não comuns naquela região. Como exemplo, o reparo na cabeça do fêmur substituída por pino de aço, ou quando se usa hidroxiapatita não reabsorvível para preencher defeitos ósseos, ocorre sem a formação de “osso novo”. Os materiais aloplásticos (sintéticos) são materiais confeccionados com substâncias inorgânicas ou materiais diferentes dos tecidos orgânicos do corpo, mas que são biocompatíveis. (Gosain *et al.*, 2002).

1.5.4 Titânio como material de síntese interna rígida

O titânio é o material de implante preferido, pois é atualmente considerado o material para implantes metálicos mais biocompatível (Tengvall *et al.*, 1989; Perren & Pohler, 1987), podendo permanecer *in situ*.

De acordo com Jones & Van Sickels (1988), o titânio pertence à segunda família dos elementos de transição, juntamente com o zircônio e o háfnio. Este metal foi descoberto em 1791, pelo inglês *William Gregor* (1761-1817), quando examinava uma terra negra de Cornwall,

chamada de ilmenita ou mineral de ferro titanífero (FeTiO_3). Em 1794, Klaproth, supondo tratar-se de uma terra nova, chamou-o de titânio. Na época, foi isolado com impurezas. Somente em 1910 foi obtido puro, com teor de 99,9%, por redução do cloreto de titânio com sódio em um vaso de aço. O titânio está presente no sol e nos meteoritos, sendo que a nave Apollo 11 trouxe rochas com 7 a 12% de titânio. É o nono metal mais abundante da crosta terrestre. Dentre as propriedades do metal, estão a sua baixa densidade e sua alta resistência à corrosão, sendo resistente aos ácidos sulfúrico e clorídrico. Em presença de oxigênio, oxida-se imediatamente, resultando em dióxido de titânio (TiO_2). O titânio puro tem uma estrutura cristalina, hexagonal à temperatura ambiente. A forma comercial pura normalmente contém pequenas quantidades de outros elementos, tais como oxigênio e ferro (–1% do normal). Essa variação de impurezas resulta em variações das propriedades mecânicas do metal (Jones & Van Sickels, 1988)

A medicina veio a descobrir o titânio em 1940, quando Bothe *et al* (1940) inseriram os primeiros implantes de titânio em animais de laboratório, mostrando excelentes resultados, com tolerância tecidual compatível às ligas de cromo-cobalto e de aço inoxidável, inclusive mostrando tendência ao crescimento direto de osso junto ao metal. Estudos posteriores mostraram, ainda, que o titânio tinha excelente compatibilidade tecidual, bem como alta resistência à corrosão, quando em contato com fluidos corpóreos. Contudo, devido à baixa resistência do titânio puro na época, em comparação às ligas de aço inoxidável e cromo-cobalto, este

metal caiu temporariamente no esquecimento. Com o desenvolvimento de novas ligas de titânio, que conferiram ao metal propriedades compatíveis com as necessidades para utilização em cirurgia, novamente foi dada atenção ao titânio para fins de implantação (Bothe *et al.*, 1940).

A força de resistência é definida como a quantidade de carga por área necessária para deformar o material permanentemente. A força tênsil é definida com a carga por área necessária para fraturar um corpo de teste do material. O módulo de elasticidade é a proporção entre a carga por área necessária para produzir alteração de forma, ou seja, define a rigidez do material, sendo que quanto maior o módulo de elasticidade, mais rígido o material. A ductibilidade é definida com a propriedade de o material resistir a grandes deformações sem fraturar. Placas de material de alta ductibilidade permitem sua dobra sem microfissuras ou fraturas. Um dos fatores principais para a biocompatibilidade de ligas metálicas é a sua resistência à corrosão, definida como a destruição de estruturas metálicas por ação do meio (Bothe *et al.*, 1940).

O titânio forma uma camada de óxido rapidamente quando exposto ao ar (oxigênio), sendo constituído de TiO_2 , que existe em três formas: rútilo, anatase e brookita. A maior vantagem do titânio é a sua resistência à corrosão em soluções salinas, que é um dos ítems mais importantes para a implantação. Existem dois processos pelos quais um implante pode ser quimicamente irritante aos tecidos. O primeiro deles é a corrosão metálica, em que a destruição do metal implantado pode ser

verificada na superfície. Tal problema é comumente associado ao aço inoxidável, não sendo verificado no titânio. O segundo tipo de reação é a lenta passagem de íons metálicos de um metal em estado passivo, aos tecidos. Ambos os tipos de corrosão são eletroquímicos, sendo que o primeiro processo deve-se à quebra da camada passiva do metal, com destruição da superfície do implante. Essa é a corrosão mais comum e ocorre quando duas superfícies metálicas estão em contato, chamada corrosão erosiva, que pode ser detectada através de instrumentos ópticos. Esse tipo de corrosão pode ser vista nos pontos de contato da junção entre as placas e parafusos e resultando em micromovimentos resultantes da função do osso. O mais importante é o que ocorre com o metal que escapa ao tecido. Já foi comprovado que elementos dos três tipos de metais mais usados para implantação (aço inoxidável, vitalium e titânio), já foram encontrados nos tecidos próximos ao local de implantação (Bothe *et al.*, 1940).

Albrektsson & Johansson (2004) observaram, ao microscópio eletrônico de transmissão, o contato direto entre tecido ósseo e implantes de titânio, sugerindo a possibilidade de uma união química, estabelecendo um contato direto entre o osso e o implante. A existência de uma camada eletrodensa, de aproximadamente 50 OHMS de espessura na superfície dos implantes, mostra-se um achado constante em vários estudos. A morfologia desta camada é semelhante ao material eletrondenso, observado no aspecto externo e nos canalículos dos osteócitos. Estas observações sugerem que a origem deste material eletrondenso consiste de

componentes celulares dos osteócitos e osteoblastos, observados na interface. A presença de cálcio e fósforo na camada de óxido pode ser o indicador de uma real integração entre implante e osso, já que o principal componente do osso – a hidroxiapatita – consiste principalmente de fosfato de cálcio. Alguns implantes utilizam uma subestrutura de titânio ou liga de titânio, recoberta por uma fina camada de fosfato de cálcio cerâmico ou hidroxiapatita, que são aplicados por uma técnica de *spray* de plasma. O fosfato tricálcio e a hidroxiapatita conferem ao implante uma superfície bioativa, que promove o crescimento ósseo, induzindo a uma união direta entre o implante e o tecido ósseo. Este fenômeno denomina-se biointegração. Biointegração consiste na união bioquímica do tecido ósseo vivo à superfície de um implante, a qual é independente de qualquer mecanismo de união mecânico, e que se torna identificável no microscópio eletrônico.

Segundo Vidigal & Groisman (1997), o titânio comercialmente puro, reage de maneira previsível no meio ambiente, sofrendo corrosão, quando em contato com o oxigênio do ar e com os fluidos corporais.

Segundo Calnan (1963), os achados histológicos, associados ao quadro clínico de reação metálica, geralmente mostram fibrose, com ou sem reação inflamatória leucocitária. A natureza de tal tecido fibroso varia, sendo, por vezes, densamente colágeno ou mostrando tecido maduro, entremeado com zonas imaturas ou de tecido de granulação. Pode-

se observar, às vezes, a existência de tecido necrótico entre o implante e o tecido vivo. A resposta inflamatória pode variar de discreta a intensa, consistindo de macrófagos, linfócitos, neutrófilos e células gigantes multinucleadas. Quanto mais inerte o material implantado, quimicamente ou fisicamente, menor será a reação inflamatória. Essa reação pode ser minimamente diferente de uma região não implantada. Os macrófagos, presentes inicialmente, podem não formar células multinucleadas gigantes, formando uma cicatriz ligeiramente mais grossa que normalmente. Esse tipo de resposta, com uma cápsula fibrosa (ou pseudocápsula) que envolve completamente o material implantado é considerado como clinicamente benéfica. O material está virtualmente extracorpóreo e, portanto, é ignorado pelo organismo. Se, contudo, o material for mais reativo, a irritação tecidual vai formar reação de corpo estranho, com formação de células gigantes. Isto pode ser indicativo de instabilidade tecidual.

As miniplacas confeccionadas em titânio, com objetivo de reparação óssea, devem ser rigidamente moldadas à anatomia óssea, para melhor resultado cirúrgico, visto que não podem ocorrer falhas na fixação, a fim de se ter uma reparação óssea de boa qualidade. Na maioria dos casos, não existe a necessidade de remoção do implante. Constitui contra-indicação relativa à fixação interna rígida com implantes, os casos de fratura cominutiva naso-etmóide-orbital, com componente frontal e maxilar disjuncional. A corrosão metálica da miniplaca de titânio pode levar à fratura do material de implante, quando há forças aplicadas, porém sendo de extrema raridade sua observação na região orbitária (Colombini, 2004).

As regiões anatômicas do complexo orbito-zigomático-maxilar que proporcionam melhores condições para a aplicação da fixação interna rígida são o pilar fronto-zigomático, o arco maxilo-zigomático e o pilar zigomático-maxilar. O tratamento da fratura zigomático-orbital, apesar de complexa, fica simplificada quando se usa a fixação interna rígida com miniplacas. Normalmente são utilizados três pontos de osteossíntese. Nas fraturas de deslocamento significativo, deve-se agir sobre o pilar fronto-zigomático ou zigomático maxilar, frente à ausência de sinais clínicos, radiológicos e antroscópicos de comprometimento infra-orbitário ou parede medial (etmóide). Quando existe a necessidade da reconstrução do infra-orbital, a fixação interna rígida é dirigida sobre o pilar fronto-zigomático e arco zigomático maxilar. Os implantes utilizados na região orbito-zigomático-maxilar devem ser, preferencialmente, os parafusos em titânio específicos de 1,5 mm. Quando da impossibilidade, pode-se utilizar implantes para parafusos em titânio de 2,0 mm.

Entre 1940 e 1975, aproximadamente cem milhões de implantes metálicos foram colocados em seres humanos, e estima-se que, com os avanços tecnológicos e com a maior longevidade da população mundial, esses números aumentem proporcionalmente (Smith & Black, 1976).

- **Falhas nos implantes em titânio**

As falhas nas osteossínteses, utilizando implantes metálicos, podem ser desencadeadas por vários fatores, como na seleção do material, erros de projeto, na produção e na colocação do implante; falhas de reparação do osso; ou ainda, pela combinação desses fatores (Jones & Van Sickels, 1988) (Quadro 2).

Quadro 2 - Causas mais comuns de falhas em implantes metálicos.

Etapas	Causas das falhas
Projeto de implante	Seção transversal insuficiente, esforços cíclicos associados à presença de regiões de alta concentração de tensões (entalhes, marcações em relevo, etc.)
Fabricação do implante	Presença de defeitos no material e no implante, falta de precisão dimensional.
Seleção do material	Material incompatível, propriedades físicas, magnéticas e mecânicas incompatíveis; sensibilidade do paciente.
Procedimento cirúrgico	Introdução de riscos, entalhes, e deformações excessivas; danos pela utilização de ferramentas impróprias; procedimento de inserção incorreto; escolha de implante inadequado; uso de materiais similares.
Reparação óssea	Reparações lentas, que podem causar sobrecarga no material; afrouxamento devido à reabsorção óssea.
Uso impróprio	Acidentes com o paciente ou falta de informação sobre as restrições impostas com o uso do implante.

(Jones & Van Sickels, 1988)

Podem ser obtidas informações fundamentais para a identificação das causas da falha do implante, desde que alguns procedimentos investigativos sejam seguidos durante a reoperação para troca do componente defeituoso. Nos países desenvolvidos, com legislação sanitária adequada, mecanismos reguladores e normas técnicas específicas, como da ASTM (*American Society for Testing and Materials*) e da ISO (*International Organization for Standardization*), os procedimentos de retirada são notificados e é feita a análise dos implantes que falharam (Black, 1976).

O pH dos líquidos corpóreos é levemente básico, girando em torno de 7,2 a 7,4, sendo que, em regiões com traumas e hematomas, o pH pode se tornar ácido (5,0 e 4,0) e, nos casos de infecções, o pH do meio pode se tornar alcalino, desta forma colaborar com o insucesso dos implantes (Pohler, 1986).

A presença de íons de Cl^- , Na^+ e HCO_3^- nos fluidos (celulares e sangüíneos) em contato com o implante metálico pode promover a atuação de mecanismos de corrosão do metal. Nesses casos, a resistência à fadiga do material e as características do projeto, produção e montagem dos implantes são muito importantes. A presença de defeitos superficiais favorece a nucleação prematura de trincas de fadiga e de pontos de concentração de tensões. O crescimento das trincas é, via de regra, acelerado pelo mecanismo de corrosão, levando à falha prematura do componente por um mecanismo do tipo misto. O desgaste é a remoção mecânica de material, pelo movimento relativo entre as superfícies de contato, e pode afetar o desempenho de próteses totais de articulação ou de

conjunto placa-parafuso. As falhas de implantes temporários são mais freqüentes em tratamento de fratura do que em cirurgia corretiva, que são geralmente realizadas em condições mais controladas. De fato, as dificuldades de estabilização biomecânica do conjunto osso-implante aumentam à medida que as condições da cirurgia também se tornam mais complexas. Os casos de fraturas com presença de intensa fragmentação, a fixação interna é mais susceptível a carregamentos complexos, o que pode causar concentração de esforços mecânicos em pontos específicos e favorecer a nucleação de trincas por fadiga ou por corrosão-fadiga. Falhas de reparação do osso freqüentemente promovem a nucleação de trincas por fadiga no implante junto à zona de fratura. A realização de exames histológicos do osso na região da fratura, durante a reoperação, pode constatar a ocorrência de falhas de reparação no osso.

As miniplacas em titânio podem apresentar algum tipo de corrosão, podendo levar à iatrogenia. Isto ocorre devido à obliquidade da cabeça do parafuso em relação à placa. Esta corrosão é mais freqüentemente observada nos primeiros e segundos furos proximais e distais da placa. A instabilidade nestes pontos é mais freqüente. A corrosão é evitada quando se realiza uma osteossíntese perfeitamente sólida e armada pelos guias de perfuração e obtenção de roscas. O fenômeno da corrosão metálica pode ser reconhecido pela coloração azulada, adquirida pelos tecidos, ao impregnar-se dos produtos de corrosão e são clinicamente atóxicos. As reações ao metal são sempre conseqüentes da infecção de curso subclínico e muito raramente de causa alérgica (Fig 13).

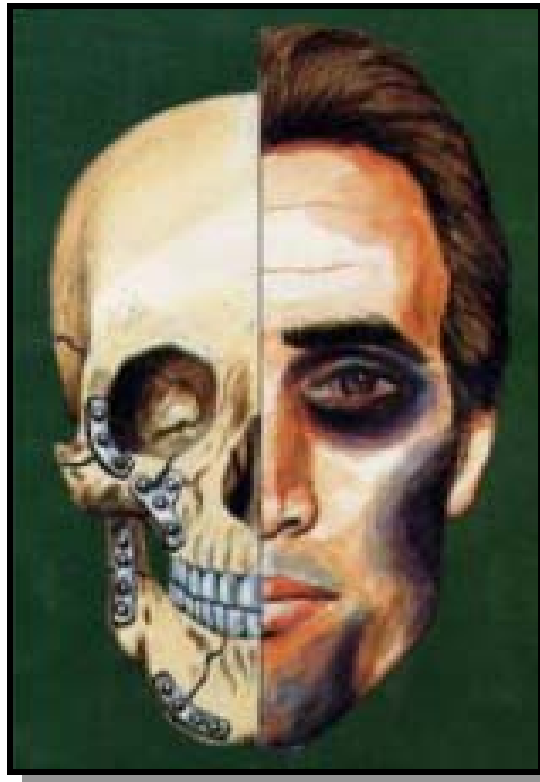


Figura 13 - Desenho esquemático ilustrativo das fraturas e osteossínteses com miniplacas de titânio. Observar coloração da pele próxima à região das placas e parafusos (Colombini, 2004).

Azevedo e Hippert (2002) apresentaram alguns casos de análise metalúrgica de falhas de implantes cirúrgicos metálicos, utilizados no Brasil. Foram investigadas as causas das falhas de duas placas de compressão de aço inoxidável, uma placa-lâmina de aço inoxidável, uma placa de reconstrução de maxilar de liga de Ti com 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V) e cinco arames de Nitinol (liga níquel-titânio). Adicionalmente, investigou-se a conformidade destes materiais com as especificações técnicas da Associação Brasileira de Normas Técnica (ABNT). A investigação revelou que todos os implantes analisados não estavam de acordo com os requisitos mínimos da ABNT/ISO, e que as fraturas prematuras ocorreram por mecanismos assistidos por corrosão e/ou pela presença de defeitos (de fabricação, montagem ou de manuseio).

Apesar das adversidades e falhas que podem decorrer da utilização e fabricação dos implantes de titânio, o seu uso nas fraturas faciais é praticamente universal, sendo de primeira escolha em muitos serviços de cirurgia crânio - maxilo - facial (Colombini, 2004).

1.5.5. Implantes poliméricos na osteossíntese interna rígida

Bos *et al.* (1987) constataram que os tratamentos cirúrgicos de fraturas instáveis do osso zigomático com o uso de fixação interna metálica possuem algumas desvantagens, como a necessidade de remoção da placa, objetivando a prevenção de atrofia do osso subjacente, devido à falta de estímulo funcional e à prevenção da corrosão destas placas pelo tempo, resultando em sintomas clínicos, como dor e inflamação. Em estudos, os autores utilizaram placas compostas de ácido poli-L-láctico (PLA) de alto peso molecular e estrutura porosa, características que proporcionam um alto valor de resiliência. O tempo de degradação destas placas foi calculado *in vitro*, e estimado em 12 a 18 meses. As placas de PLLA foram, desta forma, utilizadas na redução cruenta de dez fraturas isoladas do complexo zigomático e um controle pós-operatório, através de exames clínicos e radiográficos, realizados durante os três primeiros meses pós-operatórios. Não foram observadas reações inflamatórias ou de corpo estranho, assim como não houve deslocamento dos fragmentos ósseos, concluindo-se que as placas de PLLA podem ser um promissor meio de fixação interna.

Araújo *et al.* (2000) admitiu que os polímeros são versáteis, e a forma moldada, a reação do co-polímero se dá num forno especial, de modo a não haver calor algum no osso. Os resultados das investigações recentes podem ser de grande valia para o futuro desse material.

Os polímeros podem ser não reabsorvíveis ou reabsorvíveis. Como polímeros não reabsorvíveis pode-se citar (Le Geros & Myers; 1991):

✓ **Polietileno** – peso molecular ultra-alto (exemplo: Medpor). É usado em reconstrução maxilo-facial; o fluorcarbono é um polímero do tipo polietileno tetrafluorado (teflon). A maior vantagem deste material é a inércia química. A sua aceitação tecidual na forma sólida é boa, mas ele não é bem tolerado nas articulações devido ao seu baixo coeficiente de fricção, desgastando-se por abrasão, e as suas partículas são citotóxicas.

✓ **Polímeros em esponja** – tipo especial de implantes ajuda a estabilização de uma peça de prótese em que o tecido cresce e penetra em seu interior. O material não tem bom comportamento diante de forças, exceto nos casos em que recobre outros implantes;

✓ **Silicones** – são polímeros que se apresentam de forma sólida, fluida, viscosa e borrachóide. São usados largamente em próteses maxilo faciais;

✓ **Polimetilmetacrilato (PMMA)** – material usado como cimento ósseo. O PMMA recoberto com hidroximetilmetacrilato (HEMA) e impregnado com hidróxido de cálcio (comercialmente HTR) é recomendado para inúmeras aplicações. O polímero HTR pode ser obtido em formas

granulares ou em formas moldadas, conforme especificações do cliente. Em sua apresentação granular, o material satura-se rapidamente de sangue, quando colocado em fraturas ou ao redor de implantes. Também possui carga levemente negativa em sua superfície, o que atrai melhor o tecido. (Norman *et al.*, 1990)

Norman *et al.* (1990) realizou estudos “in vivo” e “in vitro” com HTR (PMMA recoberto com hidroximetilmetacrilato (HEMA) e impregnado com hidróxido de cálcio (comercialmente HTR) e comprovou que é biocompatível, não é citotóxico, não provoca resposta inflamatória, nem imunológica. Nos estudos “in vivo”, os resultados também sugerem que o polímero forma uma forte superfície de contato com o osso, ou tecidos moles, sem a interposição de tecido fibroso ou cápsula fibrosa, e cria um ambiente que facilita a formação de osso. O estudo foi realizado em 647 portadores de traumas e enxertos, durante o período de 18 meses. Depois de 24 meses, os dados foram obtidos e relatada taxa de sucesso de 97,9%.

Cutright *et al.* (1971) foram os primeiros a publicar a utilização de materiais reabsorvíveis de ácido poliláctico para a redução e fixação de fraturas mandibulares, induzidas na região de sínfise, em 5 macacas *Rhesus*. Relataram que a fase de cicatrização ocorreu sem complicações e com completa absorção do material entre 14 e 16 semanas.

Tormala (1992) afirmou que o sistema mais utilizado para confecção dos materiais reabsorvíveis era o ácido poli-láctico (PLLA), o qual é absorvido por hidrólise, em média em três anos.

Suuronen & Asikainen (2004) relataram que os materiais reabsorvíveis, utilizados em cirurgia e traumatologia buco-maxilo-facial, podem ser entendidos como uma evolução natural das pesquisas em busca do material ideal de fixação. Vários compostos de ácidos vêm sendo pesquisados e utilizados para este fim, dentre os quais, compostos de ácidos polilácticos (PLA), ácido poliglicólico (PGA) e o ácido poli-p-dioxanoni (PDS). Apresentam como principal vantagem a não necessidade de remoção, evitando, assim, um segundo tempo cirúrgico.

Bergsma *et al.* (1995) reavaliaram 10 pacientes tratados cirurgicamente de fratura instável de zigomático, onde foi utilizado o PLLA como material para fixação. Após dois anos, nenhum paciente apresentava sinais de inflamação ou reação de corpo estranho; porém, com três anos, quatro pacientes retornaram apresentando edema intermitente no local da fixação. Os indivíduos foram reoperados para exploração do local, sendo removidos dos locais de implantação, tecido fibroso e, com uma trefina, foi removido osso do local fixado. Justificaram como possível causa para a presença do edema, as características químicas e estruturais dos materiais usados, que possivelmente estariam ocasionando reação de corpo estranho.

McManners *et al.* (1997) utilizaram sistemas reabsorvíveis (PDS) para fixação em osteotomias sagitais do ramo mandibular e osteotomias verticais. No período de 1 ano, avaliando-se 9 dos 10 indivíduos operados, apresentaram o mesmo grau de mordida aberta observada no pré-operatório. Concluíram, desta forma, que a utilização dos sistemas reabsorvíveis têm indicação ainda seletiva no esqueleto facial.

Segundo Belmonte (2001), quando um defeito ósseo ultrapassa determinada dimensão que é própria para os diversos tipos de ossos e diversas espécies de animais, não é mais passível de cicatrização por regeneração, mas, apenas, por proliferação de tecido fibroso cicatricial. Este é o conceito de defeito crítico em cirurgia óssea. Quando os defeitos são pequenos, ou seja, com dimensões bem menores do que a chamada dimensão crítica, o processo do reparo ósseo ocorre por regeneração. Contudo, o processo regenerativo ósseo é bem diferente do que ocorre com outros tecidos, como fígado e epitélio. No osso, o processo regenerativo é complexo e se desenvolve em fases distintas: formação de coágulo; demolição do coágulo; organização com formação de tecido de granulação mesenquimal ossificável e, subseqüentemente, forma-se tecido ósseo, no tecido de granulação mesenquimal, pelo processo de ossificação direta ou intramembranosa, ou pelo processo de ossificação indireta ou endocondral. O resultado de ambos os processos é a regeneração de “osso novo”, cuja estrutura, após a remodelação, é indistingüível do osso maduro preexistente.

A reconstrução de defeitos com grande perda óssea representa um desafio para as cirurgias reconstrutivas. Na reconstrução destes defeitos, é preciso criar condições para o estímulo da neoformação óssea, a fim de impedir o crescimento de tecido conjuntivo cicatricial para o interior do defeito ósseo, o que impede a osteogênese. Como a reparação fibrosa é destituída de valor biológico no processo de reparo ósseo, vários métodos, ancorados em princípios diferentes, têm sido utilizados para contornar esse problema, quando se trata de processo de reparo ósseo em defeitos críticos, utilizando-se os procedimentos de cicatrização óssea guiada, ou os procedimentos relacionados a enxertos e implantes.

Edwards *et al.* (2001) avaliaram em até dois anos, a reabsorção das placas e parafusos utilizados para fixação em osteotomias maxilares e mandibulares, através do controle radiográfico lateral e ântero-posterior. Um dos pacientes tratados pela osteotomia sagital do ramo foi submetido a uma biópsia com trefina no local de um dos parafusos inseridos. Dois pacientes tratados pela técnica de Le Fort I foram submetidos à reabertura dos locais de fixação para exploração. O exame radiográfico de controle de dois anos demonstrou o completo preenchimento dos locais de fixação por tecido ósseo trabecular. Ao exame histológico, não se observaram sinais de osteólise e o total preenchimento dos locais por tecido ósseo. No exame de inspeção visual, realizado nos pacientes tratados pela técnica Le Fort I, não se observaram resíduos do material de fixação reabsorvível utilizado, ou de defeitos ósseos nos locais das perfurações.

Kulkarni *et al.* (1966) utilizaram os materiais reabsorvíveis, do tipo polímero, que foram usados como implantes, no subcutâneo de porcos. O sacrifício ocorreu uma, duas e quatro semanas após, não tendo sido observada reação de corpo estranho e/ou qualquer complicação pós-operatória.

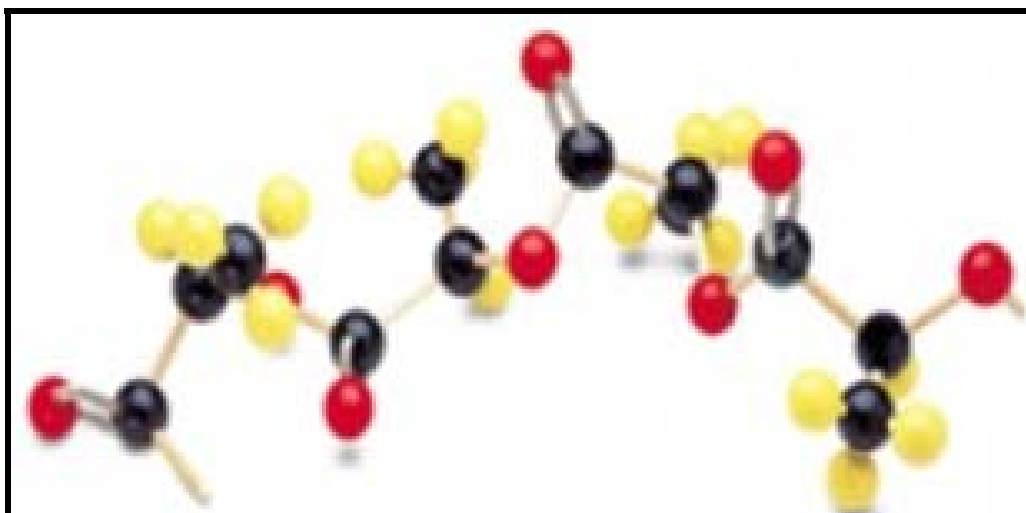
A implantação bilateral de películas de ácido poliláctico, com 1,5 cm de diâmetro, na parede abdominal de cobaias, mostrou não haver reação inflamatória exacerbada nos tecidos próximos ao implante, além de provar que o material não é tóxico, após a análise dos órgãos vitais, fezes e urina. (Kulkarni *et al.*, 1966).

A ocorrência de falhas de implantes cirúrgicos durante o uso não é rara, e torna-se cada vez mais necessário que os usuários do sistema de saúde, os hospitais e os profissionais da área se acautelem em relação às complicações que a falha de um implante cirúrgico pode causar (Ferraz, 2002).

1.5.6 Polímeros na síntese interna rígida

Os polímeros mais utilizados atualmente para este fim são os polímeros lácteos. Amplamente utilizados para o tratamento das fraturas de face em crianças e, principalmente, da órbita, tanto na criança, como no adulto Suuronen & Asikainen (2004).

Os polímeros lácteos são produzidos por uma reação química de monômeros, compostos por largas moléculas (cadeias de polímeros, cadeias de pérolas), com cada molécula (cadeia de polímero) composta de várias subunidades repetidas (pérolas). Um co-polímero se compõe de vários monômeros (Fig 14).



Synthes AO

Figura 14 - Representação esquemática de cadeia de Polímero.

Os tipos de polímeros lácteos são (Suuronen & Asikainen, 2004):

➤ **PLA (polilactidas)** – L-lactida; D-lactida – Poli-L/DL-lactida 70:30 é composto de uma mistura de 70% L-lactida e 30% DL-lactida. Os polímeros de ácido láctico L são semicristalinos. Caracterizam-se por ter uma alta resistência e um maior período de degradação (aproximadamente 6 anos). Os polímeros de ácido láctico DL são amorfos. Isto proporciona uma baixa resistência e uma degradação mais rápida (aproximadamente 12 meses). A combinação de ácido láctico L e DL proporciona uma resistência e reabsorção idôneas para a reparação craniofacial. Degradação de Poli L/DL lactida 70:30

- **PGA (Poliglicólicos)**

- **PDO (Polydioxanon)**

Os fatores que afetam o processo de reabsorção são: o tipo de material; geometria do implante; cristalinidade; vascularização da área; temperatura; pH do tecido circundante.

Quanto à resistência e reabsorção, as indicações e contra-indicações das miniplacas reabsorvíveis são:

- **Indicações** – reconstruções craniofaciais, fraturas de esqueleto craniofacial

- **Contra-indicações** – uso em zonas de alta carga biomecânica, limitações vasculares, osso pobre em quantidade ou qualidade, infecções ativas ou latentes.

- O uso de um sistema reabsorvível elimina possibilidade de migração e translocação dos implantes; elimina restrições potenciais de crescimento; interferência com imagens radiológicas; interferência com irradiação terapêutica; não necessita de cirurgia secundária para remoção de implantes, sem palpabilidade, nenhuma sensibilidade, nenhum custo extra, nenhum risco secundário. No sistema Synthes de Implantes, as miniplacas têm um desenho especial para reduzir a altura das placas e parafusos, são resistentes e têm indicações similares aos implantes de titânio de 1.0 e 1.3 da Synthes. As medidas são de 1.5, 2.0 e 2.5 mm, e os parafusos de 2.0 poderão ser usados em placas de 1.5; têm cabeças

cruciformes; e são embalados em suportes especiais para facilitar a pega do parafuso. O implante perfura e forma roscas num só passo; a broca tem um “stop” para poder determinar a profundidade correta; e os instrumentos são marcados com cores. Para a adaptação das miniplacas usa-se *templates* maleáveis para determinar a forma e o tamanho desejado e possibilitar o corte da miniplaca no comprimento e forma desejada (Figs 15 e 16).



Synthes A.O.

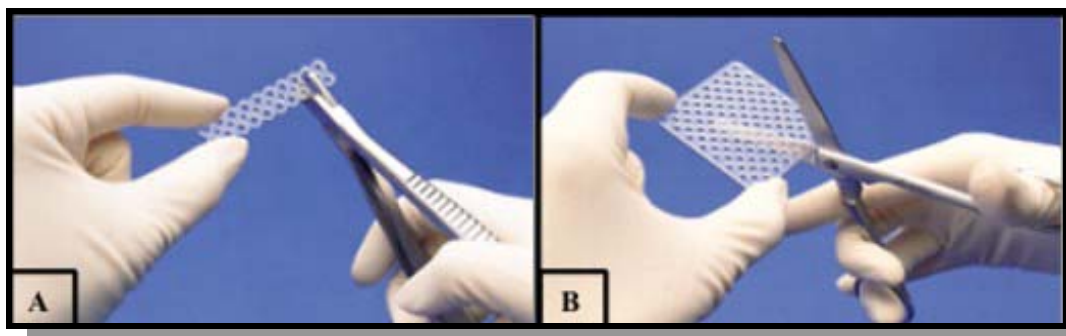
Figura 15 - Placa desenhada para obter baixo perfil.



Synthes A.O.

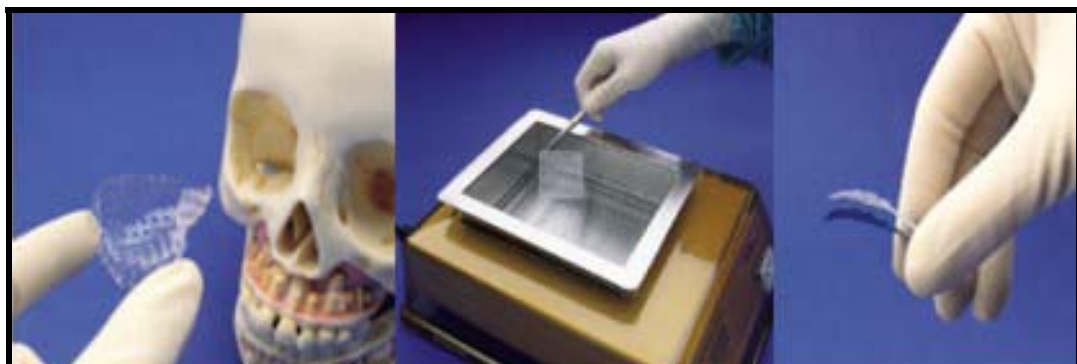
Figura 16 - Implantes (A) Macho de rosca; (B) Machos autoperfurantes; (C) Broca com “stop”.

Adaptação das miniplacas com *templates* maleáveis determina a forma e o tamanho desejado, possibilitando o corte da miniplaca no comprimento e forma desejada (Fig 17). O molde das miniplacas é efetuado da seguinte maneira: moldado diretamente no osso ou com os *templates* previamente moldados. Manter o implante diretamente aplicado sobre o osso, na forma desejada, até que se torne rígido (de 8 a 10 segundos). Se for necessário, moldar novamente, colocando a placa em água quente (Banho Maria) (Fig 18).



Synthes A.O.

Figura 17 - Preparo das placas no tamanho e forma desejados para utilização.



Synthes A.O.

Figura 18 - Miniplaca reabsorvível. Utilizando soro aquecido, é possível moldar a mini-placa para adaptação na fratura.

Getter *et al.* (1972) iniciaram estudos visando à utilização destes materiais como fixação interna na cirurgia e traumatologia crânio-maxilo-facial, avaliando o uso do ácido polilático (PLA), observando-se lenta absorção do material, reações inflamatórias tardias e encapsulamento do mesmo, fatores que atribuíram as características químicas do polímero utilizado, ressaltando a necessidade de estudos bioquímicos para melhor utilização clínica dos mesmos.

Segundo Miguel *et al.* (1982), desde 1945, quase todos os tipos de polímeros têm sido investigados, mas experiências têm demonstrado que apenas alguns são adequados para implantes a longo prazo. Muitos dos polímeros usados em implantes têm sido polímeros orgânicos, tais como polietileno, polimetilmetacrilato e poliuretano; também, materiais de cadeias inorgânicas, notadamente os silicones, têm sido amplamente usados. Dentre os polímeros, os mais bem tolerados são o polietano, o polimetilmetacrilato, o polipropileno e elastômeros à base de silicone.

Thaller *et al.* (1995) utilizaram 38 coelhos, submetidos a fraturas na região zigomática e divididos em três grupos: sem nenhum tipo de tratamento, no segundo grupo as fraturas foram reduzidas com o uso de placas de titânio não compressivas e parafusos auto rosqueáveis, e o terceiro grupo recebeu placas e parafusos de PLA. Os animais foram sacrificados após duas, quatro, seis e oito semanas e avaliados radiográfica e histologicamente. Em todos os períodos observados, as fraturas tratadas

com placas de titânio e as de PLA mostraram bons resultados clínicos e radiográficos, sendo que, no grupo onde não foi realizado tratamento, os fragmentos ósseos apresentavam-se deslocados. Mesmo após oito semanas, não foi observada macroscopicamente nenhuma degradação do PLA. Ao microscópio óptico, observou-se a cicatrização adequada da área de fratura, tanto no grupo onde foi usada placa de titânio como no que se utilizaram placas de PLA. Concluíram que o PLA é um material promissor para uso na redução cirúrgica de fraturas do terço médio da face.

Salman & Kiney (1992) comentam que uma grande vantagem do HTR observada depois de 18 meses da implantação dos enxertos é a inexistência de reabsorção e migração do material.

Bessho *et al.* (2002) utilizaram miniplacas compostas de PLLA fabricadas no Japão, com algumas mudanças em sua estrutura bioquímica, para reduzir fraturas de mandíbula, maxila, osso zigomático e osteotomias para correção de deformidades faciais, em 50 indivíduos. Realizaram acompanhamento clínico e radiográfico, que variou de dois a seis anos e nove meses, relatando que o PLLA perdeu sua rigidez em aproximadamente 25 semanas e requereu aproximadamente dois anos para a sua total degradação. Apesar da boa estabilidade conferida pela placa durante a sua colocação, houve dificuldade no manuseio do parafuso composto de PLLA, sendo a fratura destes parafusos o principal problema encontrado (ocorreu em 27 casos) e, conseqüentemente, uma má adaptação da placa, acreditando que o sistema exige um alto grau de

experiência para a sua correta utilização. No pós-operatório, houve dois casos de infecção: um três meses e outro sete meses após a cirurgia. Foi ressaltada a necessidade de novas adaptações dentro deste sistema de fixação, para um melhor aproveitamento do mesmo.

Bergsma *et al.* (1995) ressaltou que, para se evitar os problemas observados com os materiais cristalinos como o PLLA, novos polímeros devem ser desenvolvidos, sendo estes amorfos e menos cristalinos, possuindo boas propriedades mecânicas e que não gerem reações de corpo estranho durante a sua degradação. Tais materiais podem ser alcançados com a utilização de copolímeros, tornando as placas bioabsorvíveis extremamente úteis dentro da cirurgia buco-maxilo-facial.

Suuronen & Asikainen (2004) analisaram a biodegradação *in vivo* e *in vitro* dos polímeros de SR-PLLA (ácido poli-L-láctico auto-reforçado), em acompanhamento de 5 anos. Utilizaram cinco carneiros adultos nos quais realizaram fraturas unilaterais de mandíbula e as reduziram com placas de SR-PLLA, controlando-as radiográfica, clínica e com análise histológica. E *in vitro* utilizaram a mesma placa em solução com pH, viscosidade e temperatura similar à humana. *In vitro*, até o período de um ano, as placas perderam gradativamente seu peso molecular, resistência à tração e estrutura, com hidrólise, principalmente da porção amorfa do polímero. Após dois anos de estudo, poucas são as modificações notadas no que restou do material que constituía a placa, principalmente cristais resistentes à hidrólise, não se observando modificações significativas até o fim do estudo em cinco anos.

Bähr *et al.* (1999) investigaram *in vivo* a aplicabilidade dos copolímeros como mecanismo de osteossíntese que parecem combinar uma estabilidade suficiente para o terço médio da face com uma taxa de degradação clinicamente aceitável. Inicialmente os autores realizaram um estudo onde avaliaram a cinética de degradação de quatro copolímeros: Poly-L/DL-Lactide 70:30 iv¹ 3,3; Poly-L/DL 70:30 iv 5,6; PLLA/PGA 90:10 e PLLA/PGA 95:5. Neste estudo, o copolímero PLLA/PGA 90:10 mostrou taxa de degradação mais uniforme, mantendo sua força mecânica e a curva de degradação mais suave.

Portanto, o uso de polímeros para recuperação de fraturas parece promissor, mas ainda permanece discutível.

1.5.7 O polímero vegetal de mamona para implantes

Segundo Araújo *et al.* (2000) os polímeros emergiram como materiais para implante devido a suas propriedades mecânicas, estabilidade química e biocompatibilidade. Um polímero natural de poliuretano, feito no Brasil, a partir do óleo da mamona (*Ricinus communis*), tem sido testado como matriz para substituição de ossos e juntas. Histometricamente a biocompatibilidade do polímero da mamona foi testada implantando o material no alvéolo de rato imediatamente após extração dos incisivos direitos superiores, sendo os tecidos moles suturados. Os animais foram sacrificados após 1, 2, 3, e 6 semanas, sendo descalcificado, incluído em

parafina e corado por hematoxilina e eosina. Utilizou-se uma câmara para estimativa da fração de volume de tecidos ósseo e conjuntivo em áreas teste ($83 \times 10 \text{ mm}^2$) contíguas aos implantes, por um método de contagem diferencial de pontos. Grânulos do polímero foram observados no terço cervical do alvéolo, sem reação de corpo estranho e sem persistência da reação inflamatória inicial. Quantificaram-se a osteogênese progressiva e a diminuição da espessura da cápsula fibrosa ao redor dos implantes (de 35 mm na primeira semana para 6.8 mm na sexta semana). Ao final, as áreas de teste apresentavam-se quase totalmente preenchidas por tecido ósseo maduro, que estabelecia íntimo contato com os implantes em vários pontos. Os resultados mostram que o material é biocompatível, sofrendo osteointegração progressiva ao longo do processo de reparo alveolar.

Belmonte (2001) também utilizou o polímero vegetal (PV) como substituto ósseo e observou haver os requisitos necessários como forma física compatível com o tecido ósseo, versatilidade de manipulação, ausência de emissão de vapores tóxicos, poder de adesão, pico exotérmico adequado, resistência à contaminação e baixo custo.

Como se trata de um material relativamente novo, existem poucas publicações sobre suas propriedades como material de implante em cirurgias ósseas reparadoras.

A poliuretana, derivada do óleo de mamona, apresenta uma forma molecular que tem mostrado certa compatibilidade com os tecidos vivos, apresentando aspectos favoráveis de processabilidade, flexibilidade

de formulação, versatilidade da curva de temperatura e controle de pico exotérmico na transição líquido/gel, excelentes propriedades estruturais, ausência de emissão de vapores tóxicos, bom poder de adesão, não liberação de radicais tóxicos quando implantada e baixo custo. É derivada do óleo de mamona, que apresenta em sua composição de 81 a 96% de triglicerídeos do ácido ricinoléico, podendo ser considerado um poliol natural por conter 3 radicais hidroxilas passíveis de serem utilizados na síntese de poliuretanas. Foram utilizados 12 coelhos que receberam o PV como material de implante em defeitos criados no osso frontal e no osso rádio, havendo, em ambos os casos, biocompatibilidade óssea excelente, ausência de reação inflamatória de rejeição, ausência de reabsorção óssea ou reação inflamatória crônica tipo corpo estranho, tanto no rádio, como no crânio, com perfeita união entre o polímero e a superfície do leito ósseo-cirúrgico. O PV sofre um processo especial de degradação bioquímica, facilmente notada no período de 90 dias, o que o torna um material de grande aplicação em cirurgias de grandes falhas ósseas, pois abre a perspectiva de esse material sofrer gradual desmembramento à medida que vai sendo substituído por osso neoformado, com aumento do diâmetro dos poros intercomunicantes e não deflagra reação granulomatosa do tipo corpo estranho. Osso não lamelar imaturo forma-se na superfície e no interior dos poros intercomunicantes, promovendo grande estabilidade do material implantado. Conclui-se, assim, que o PV é um material de implante bioativo e osteocondutível, podendo ser considerado como um substituto ósseo

nacional alternativo, facilmente disponível, para ser utilizado com sucesso nas cirurgias que envolvem grandes perdas ósseas Araújo *et al.* (2000)

Ohara *et al.* (1995) citaram algumas vantagens que se apresentam na utilização de polímeros de poliuretano como processabilidade, flexibilidade de formulação com possibilidade de combinações com resinas naturais, versatilidade de temperatura de cura (ou endurecimento) e controle de pico exotérmico na transição líquido-gel, excelentes propriedades estruturais, ausência de emissão de vapores irritantes de formaldeído, acrilatos ou de outros vapores tóxicos, não causa reação inflamatória tardia da sinovial, quando implantado no espaço intra-articular, não se observa crescimento bacteriano nas culturas do líquido sinovial realizadas após três dias de implantação, e nenhum caso apresentou células gigantes ou sinais de granuloma tipo corpo estranho.

Araújo *et al.* (2000), em estudo clínico, tiveram como objetivo analisar o comportamento de uma membrana de polímero poliuretano, derivada do ácido Ricinolêico (*Ricinus communis*), aplicada sobre defeitos ósseos ao redor de implantes osseointegrados, através da técnica de regeneração óssea guiada (ROG). Os resultados mostraram-se satisfatórios, sendo a membrana de PV eficiente na manutenção do espaço criado entre o osso e a membrana, promovendo a regeneração do tecido ósseo ao redor dos implantes.

1.5.8 Reações teciduais na osteossíntese utilizando polímero

Xavier *et al.* (1996) estudaram a reação tecidual óssea do polímero ortopédico biocompatível (BOP), implantado em feridas de extração dental, mostrando que há biocompatibilidade do material, que foi substituído progressivamente por tecidos ósseo e conjuntivo, no processo de reparo alveolar.

Para Vidigal & Groisman (1997), após a instalação de implantes endósseos, existem três possíveis respostas que podem ocorrer nos tecidos do hospedeiro: processo inflamatório agudo ou crônico, com perda precoce do implante; encapsulação por tecido conjuntivo fibroso, resultando em falha da ancoragem óssea; a formação de um tecido ósseo vivo em torno do implante, de forma previsível e duradoura, estabelecendo um contato mecânico que resulta na ancoragem do implante, denominada osseointegração. Quando qualquer material de implante é inserido no corpo, torna-se rapidamente coberto por várias camadas de proteínas, que se aderem à superfície do implante e, presumivelmente, controlam por meio de processos enzimáticos, a adesão inicial de células, determinando o tipo de interface com o implante. Existem diferenças importantes no nível morfológico (fibras colágenas desorganizadas e finas), e bioquímico (grau avançado de glicosilação e hidroxilação do colágeno) entre o tecido colágeno da cicatriz, observado quando o implante é encapsulado por tecido conjuntivo, e a matriz colágena do tecido ósseo lamelar. Estas diferenças explicam por que a migração da inserção epitelial ocorre facilmente, no

primeiro caso, levando à marsupialização do implante. Na utilização de implantes cobertos por hidroxiapatita, deve ser considerada uma das escolhas, quando se pensa na seleção de implantes, sendo justificada em condições onde a qualidade óssea esteja comprometida devido à formação de uma melhor interface com o osso. Os fabricantes de implantes recobertos com hidroxiapatita devem apresentar estudos sobre a qualidade da união entre o corpo metálico do implante e a camada de hidroxiapatita aplicada em sua superfície, assim como estudos clínicos longitudinais prospectivos.

Suuronen & Asikainen (2004) observaram no pós-operatório em osteossíntese com placas de polímero de SR-PLLA, mudanças que ocorreram a partir do segundo ano, quando as placas ainda eram bem observadas e células gigantes multinucleadas eram vistas com frequência ao redor da placa. Com três anos, pouco material que compunha a placa podia ser notado, mas espaços vazios, assim como material cristalino podia ser observado, sendo que, além das células gigantes, notava-se a presença de células mononucleares inflamatórias. Com quatro e cinco anos, a observação de restos da placa se tornou bastante difícil, mas células que compõem uma inflamação crônica podiam ser vistas no local.

Para Cavaliere (2000), o sistema de porosidade do PV ficou perfeitamente demonstrado nos estudos com microscopia eletrônica de varredura e em microscopia de luz (Tricrômio de Masson), havendo aumento do diâmetro dos poros com 90 dias de implantação e presença de osso não lamelar imaturo junto às paredes dos poros do PV. A atividade angiogênica e a migração de células indiferenciadas no sistema de poros

intercomunicantes são os principais fatores determinantes da osteocondução nos implantes aloplásticos. O desmembramento do PV na intimidade do defeito ósseo é puramente bioquímico e não há reação celular inflamatória em nenhum dos períodos examinados.

O PV, extraído do óleo da mamona, é um material biodegradável quando associado ao carbonato de cálcio, tornando-se, portanto, uma substância promissora para utilização na Biomedicina. A biocompatibilidade do PV foi provada quando implantaram esse material em lojas intra-ósseas e intra-articulares em coelhos e não encontraram crescimento bacteriano nas culturas obtidas ou qualquer alteração patológica nos rins, no fígado e baço, verificando ossificação ao final de 40 dias. Ainda, em relação à biocompatibilidade do PV, em defeitos ósseos criados em mandíbula de ratos, sacrificados aos 15, 25, 40 e 60 dias após a cirurgia, foi observada aceitação orgânica à resina, não ocorrendo encapsulamento do material, ausência de migração local de células inflamatórias, além de neoformação óssea. Avaliando o potencial osteogênico do PV e de ligas de titânio em tíbias de coelhos, após 40 dias havia substituição parcial do polímero por osso imaturo, com ausência de reação inflamatória, enquanto o osso autógeno foi substituído e incorporado ao leito receptor, entrando em fase de remodelação (Cavaliere, 2000).

Belmonte (2001) citou que o defeito ósseo crítico é o resultado de uma cirurgia de qualquer natureza que ultrapassou uma determinada dimensão, e não é passível de cicatrização por regeneração, mas, apenas, por proliferação de tecido fibroso. Para contornar este

problema, são utilizados enxertos e implantes que preenchem a loja cirúrgica e impedem o preenchimento da mesma por tecido conjuntivo fibroso cicatricial, dando tempo para o lento processo de regeneração óssea, que gradualmente substitui o material implantado, ao que se denomina regeneração por substituição (“Creeping substitution”). Enxertos ósseos são utilizados para preencher defeitos ósseos criados em cirurgias oncológicas, em infecções e traumas com perdas ósseas e em malformações congênitas. O material ósseo implantado impede a penetração de tecido conjuntivo, e serve de arcabouço para a regeneração óssea, por meio da atividade osteoindutiva e osteocondutiva. As opções para enxertos ósseos incluem osso autógeno, osso alógeno, osso xenógeno e substitutos ósseos.

Araújo *et al.* (2000) realizaram um estudo clínico com o objetivo de analisar o comportamento de uma membrana de PV (*Ricinus communis*), aplicada sobre defeitos ósseos ao redor de implantes ósseos integrados, através da técnica de regeneração óssea guiada (ROG). No mínimo, após três meses da colocação da membrana, os casos foram reabertos cirurgicamente para adaptação dos cicatrizadores. Nessa oportunidade, foram feitas observações clínicas dos locais tratados. Os resultados mostraram-se satisfatórios. A membrana de PV foi eficiente na manutenção do espaço criado entre o osso e a membrana, promovendo a regeneração do tecido ósseo ao redor dos implantes. As membranas que ficaram expostas ao meio bucal não ofereceram nenhum risco de infecção, devido à propriedade bacteriostática na superfície da membrana de polímero da mamona.

1.6. Justificativa do Estudo

Apesar da vasta literatura sobre a utilização de materiais aloplásticos, em especial do titânio, comprovadamente eficiente para a reparação de fraturas da face, pouco se sabe sobre o comportamento do polímero vegetal em fraturas orbitárias e faciais.

Este é um material nacional, o que poderia proporcionar uma opção mais viável para aplicação em indivíduos carentes.

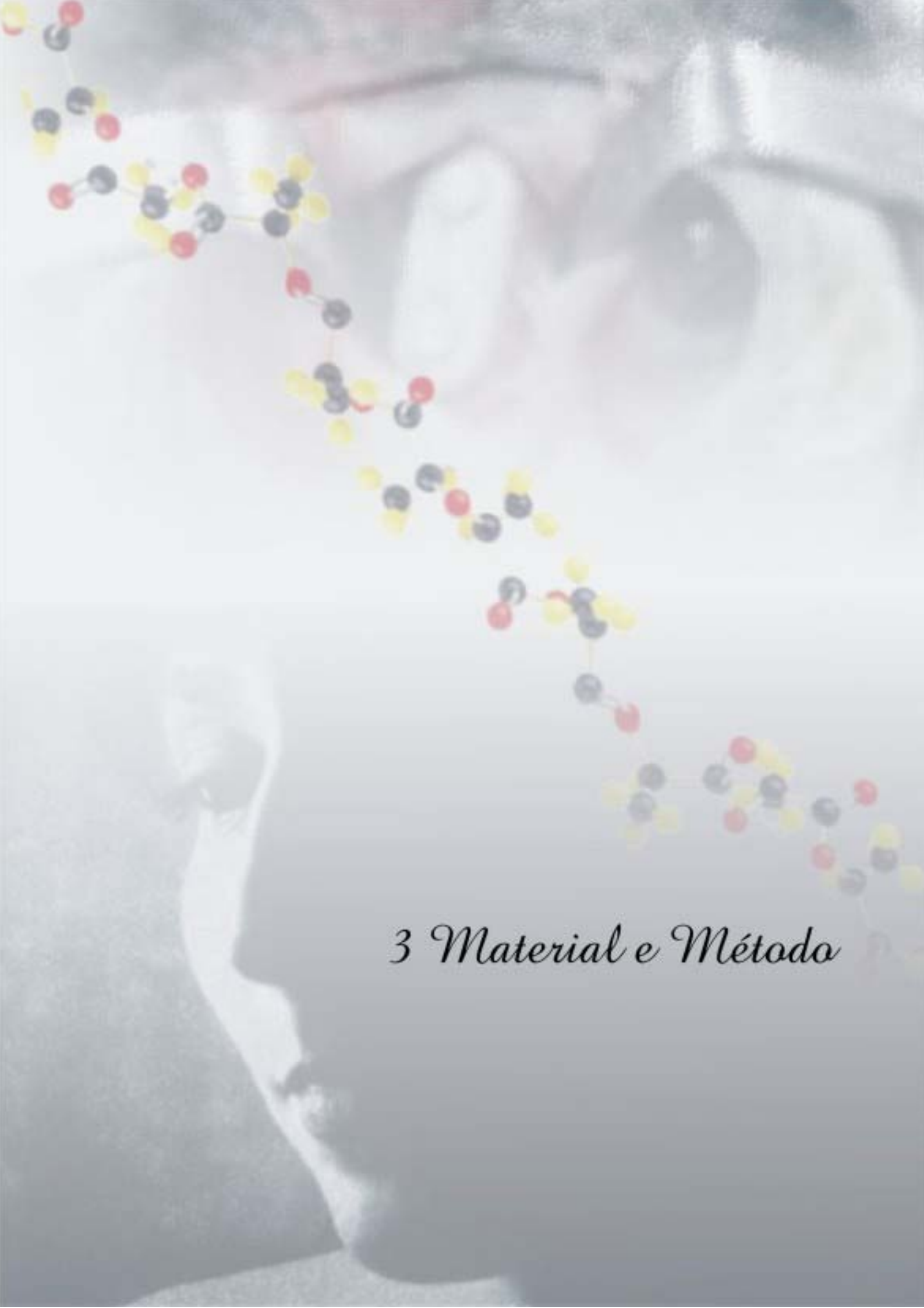
Desta forma, frente a esta idéia, delineou-se este estudo.



2 Objetivos

Este estudo foi delineado com o objetivo de avaliar comparativamente, do ponto de vista clínico, radiológico e histológico, a evolução de fratura orbitária induzida experimentalmente em coelhos, reparada:

- 1) espontaneamente,
 - 2) por fixação interna rígida usando miniplaca e parafusos de titânio,
 - 3) por fixação interna rígida usando miniplaca e parafusos de polímero vegetal.
-



3 Material e Método

3.1 Aspectos Éticos

Este estudo foi analisado e recebeu a aprovação da Comissão de Ética em Experimentação Animal da Universidade Estadual Paulista (UNESP) – Faculdade de Medicina de Botucatu (FMB) para sua execução (Anexo 1).

3.2 Delineamento da Pesquisa e Animais Utilizados

O presente estudo foi delineado como experimental, aleatorizado, de caráter prospectivo. Foi realizado utilizando-se 45 coelhos albinos, da raça Norfolk, pesando, em média, 2500g, fornecidos pelo Biotério Central da UNESP – Campus de Botucatu. Os animais utilizados no estudo eram sadios ao exame clínico.

3.3 Grupos Experimentais

Os animais foram divididos por sorteio em três grupos experimentais:

Grupo 1 (G1): Animais que foram submetidos à fratura da base da órbita, com promoção de defeito ósseo, não tendo sido feito redução, tratamento e/ou fixação. Estes animais foram considerados para o grupo controle;

Grupo 2 (G2): Animais que, após serem submetidos à fratura da base da órbita, tiveram a fixação da fratura com miniplaca e dois parafusos de titânio.

Grupo 3 (G3): Animais que, após serem submetidos à fratura da base da órbita, receberam miniplaca e dois parafusos de PV de mamona para a fixação da fratura.

3.4 Momentos Experimentais

Os animais dos 3 grupos foram sacrificados em três momentos (M) experimentais, a saber:

M1: 15 dias após o procedimento cirúrgico

M2: 30 dias após o procedimento cirúrgico

M3: 60 dias após o procedimento cirúrgico

3.5 Parâmetros Avaliados

3.5.1 Avaliação clínica

Os animais foram avaliados semanalmente, atentando-se para o estado geral e exame ectoscópico para observação de alterações no local do procedimento cirúrgico, como sinais de reação inflamatória, extrusão ou infecção no local do implante (Fig 19).



Figura 19 - Animal operado e em seguimento.

3.5.2 Estudo radiológico

Todos os animais foram submetidos ao exame radiológico, nos seguintes momentos experimentais:

1. Logo após a realização do procedimento cirúrgico;
2. Após o sacrifício de cada animal.

3.5.3 Avaliação histológica e morfométrica

Após a morte do animal, foram removidos os espécimes para realização do estudo morfológico, visando a avaliação da integração implante/hospedeiro, ou seja, a atenção do examinador esteve voltada para as características da interface osso/implante. A avaliação foi feita sem que o examinador tivesse conhecimento prévio do grupo a que pertenciam os animais.

Foi realizado também estudo morfométrico, analisando-se a intensidade da reação inflamatória e a qualidade da reparação óssea, em todos os momentos do estudo. A mensuração foi realizada utilizando-se o programa analisador de imagens Image Pro-plus (IpWin 32).

3.6 Procedimento Anestésico

Para a realização dos procedimentos, os animais foram contidos em caixas de madeira, com exposição do pavilhão auricular. Uma veia auricular foi utilizada para infiltração de 1ml/Kg de Pentobarbital sódico 3% (Cristália), associado à infiltração subcutânea na região do arco zigomático de 0,9 ml. de Bupivacaína (Mepivacaína, DFL) a 2% associada com epinefrina 1:100.000 (DFL). Para as infiltrações foram utilizadas seringas do tipo “carpule” (Duflex) e agulha curta para “carpule” (Injecta – GN Injecta) (Fig 20 A e B).

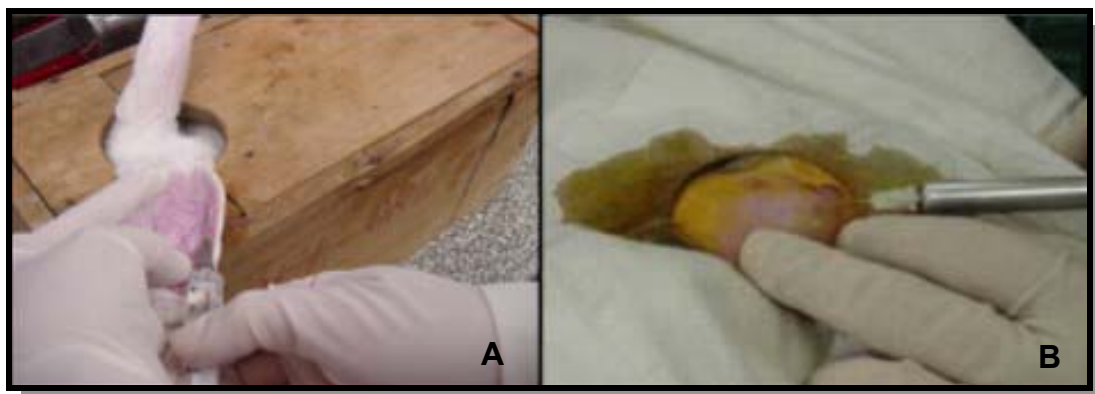


Figura 20 **A** - Demonstração da aplicação do anestésico no pavilhão do coelho; **B** - Demonstração da infiltração do anestésico na região próxima ao local da incisão cirúrgica.

3.7 Procedimento cirúrgico

Procedeu-se à tricotomia dos pelos da face do coelho usando lâmina de barbear do tipo Gillete, Saboex (Igarsan – Triclosan 0,5% - Johnson) e PVPI (Álcool e Iodo).

O cirurgião utilizou luvas cirúrgicas estéreis em todos os procedimentos realizados.

Após a anestesia, os animais foram submetidos aos procedimentos cirúrgicos, realizados sob condições de assepsia e antissepsia.

A assepsia foi feita usando álcool iodado. Foram colocados campos estéreis e iniciado o procedimento de acesso a base da órbita direita, por meio de incisão extra-oral, usando lâmina de bisturi de número 15 (Scalpel Blade Prudent), seguida de manobras cirúrgicas de divulsão dos tecidos moles, para exposição da porção óssea da base da órbita.

Foi feita uma abertura infra-orbitária, utilizando lâmina de bisturi de número 15 (Scalpel Blade Prudent), na região lateral direita, sobre a base da órbita, acessando o tecido adiposo e muscular.

Após divulsão das estruturas com tesoura curva de ponta romba, realizou-se a separação do periósteo orbitário do osso subjacente usando rugina, expondo a parede óssea anterior.

A fratura longitudinal do osso orbitário foi produzida utilizando motor elétrico, acoplado a instrumento rotatório de baixa rotação e broca cirúrgica de aço 702/16 (Maesingerer), simultaneamente a gotejamento de soro fisiológico 0,9% usando seringa de plástico de 10 ml (Fig 21). Desta forma, obteve-se uma fratura óssea que media 1mm de largura por 2mm de profundidade (Fig 22).



Figura 21 - Demonstração da realização da fratura orbitária usando motor elétrico de baixa rotação e broca cirúrgica.



Figura 22 - Demonstração do sítio de fratura orbitária.

Os planos anatômicos foram, então, reposicionados, por meio de realização de sutura contínua simples, usando fio de poliglactina 910, 4-0, (Vicryl, Ethicon) (Fig 23 A e B), tanto na síntese interna dos tecidos, como para sutura da pele do animal.

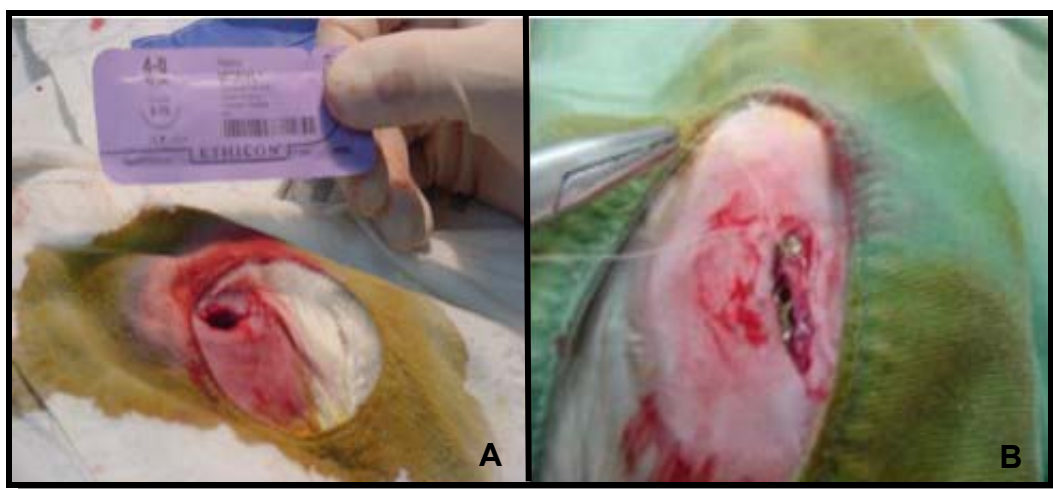


Figura 23 – **A:** Demonstração do sítio de fratura e fio utilizado na síntese;
B: Demonstração do sítio cirúrgico no momento da sutura.

Os animais do grupo **G1** não receberam estabilização da fratura óssea promovida no animal, tendo sido apenas feito redução da mesma, imediatamente após o momento em que se criou o defeito ósseo orbitário (Fig 24).

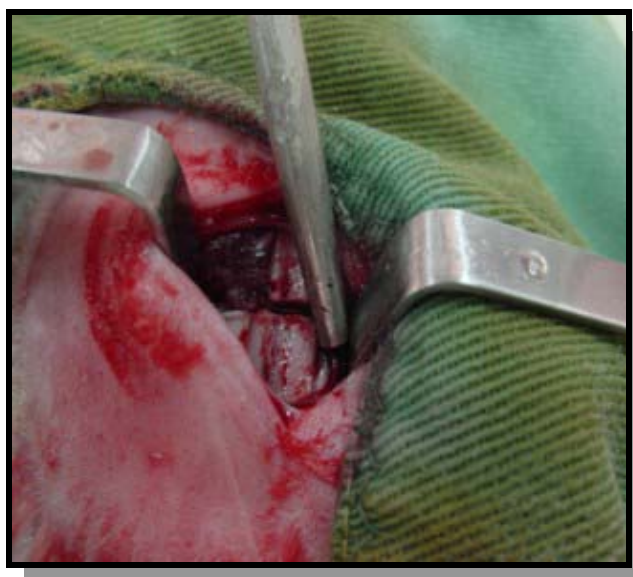


Figura 24 - Redução da fratura nos animais do Grupo 1.

Os animais dos grupos **G2 e G3** tiveram a estabilização da fratura óssea, com a utilização das miniplacas e parafusos de titânio (G2) ou miniplacas e parafusos de polímero vegetal (G3), a serem descritas a seguir.

Após o ato cirúrgico, foram ministrados 2mg de Enrofloxacina (Mogiflox – Vital Farma), subcutânea na região do dorso do animal, usando seringa de 1 ml e agulha 10x5 (Fig 25).



Figura 25 - Infiltração de antibiótico no dorso do animal ao final do experimento.

3.8 Materiais empregados

3.8.1 Caracterização das placas utilizadas no experimento:

➤ **Miniplaca em titânio** (Ti 6Al 4V) – nos animais do G2 foi utilizada uma miniplaca de titânio, com 15mm de comprimento, 6 mm de largura e 2 mm de espessura e parafusos de 2,0 mm de diâmetroX6,0 mm de comprimento, fornecida pela Osteomed – Rio Claro, S.P. – Brasil. A placa de titânio foi fixada utilizando-se 2 parafusos também de titânio (Figs 26 e 27 A e B).



Figura 26 - Crânio seco de coelho, com demonstração do local de implantação da miniplaca e parafusos de titânio.

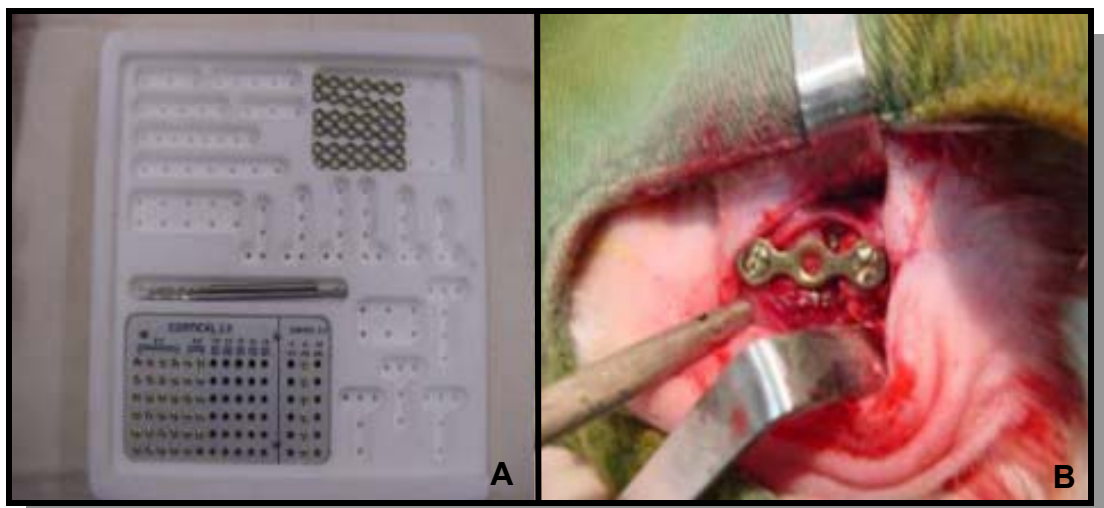


Figura 27 - **A** - Miniplacas e parafusos de titânio em estojo cirúrgico; **B** - Redução da fratura nos animais do Grupo 2, usando miniplaca e parafusos de titânio.

➤ **Miniplaca de Polímero Vegetal** – nos animais do G3 foram utilizadas miniplacas de Polímero Vegetal reabsorvível de mamona, com 15 mm de comprimento, 6 mm de largura e 2 mm de espessura e parafusos de 2,0 mm de diâmetro X 6,0 mm de comprimento, desenvolvida e fornecida pela Poliquil/Osteomed – Rio Claro, S.P. – Brasil (Fig 28).

Para fixação destas miniplacas foram desenvolvidos parafusos de Polímero Vegetal, levando em consideração a proporção da órbita dos animais estudados (Fig 29 A e B; Fig 30 A e B).



Figura 28 - Crânio seco de coelho, com demonstração do local de implantação da miniplaca e parafusos de polímero vegetal.



Figura 29 - **A:** Placa de Polímero Vegetal e logo da firma fabricante/fornecedora; **B** - Miniplaca de Polímero Vegetal reabsorvível de mamona e parafusos do mesmo material, usadas para a redução e estabilização da fratura óssea provocada.

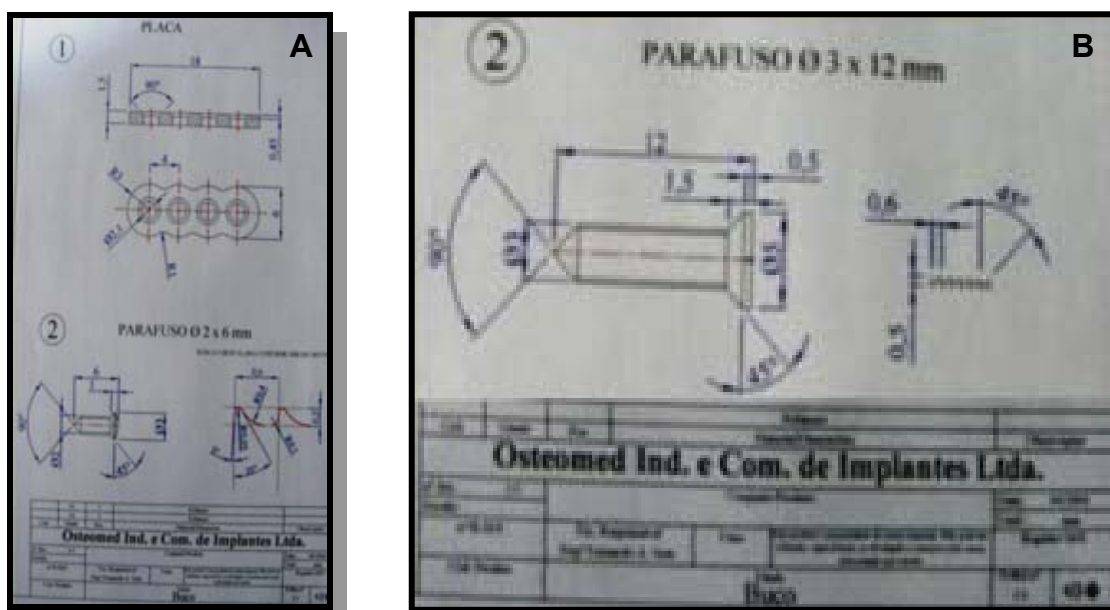


Figura 30 A e B - Esquema demonstrativo dos parafusos de Polímero Vegetal especialmente desenvolvidos para o presente experimento.

3.9 Método utilizado para obtenção de imagens radiológicas

Foi utilizado o aparelho de Rx Odontológico, marca FUNK, de 90 Kv e 10 mA, com filme tipo oclusal Kodak (Fig 31 A e B).

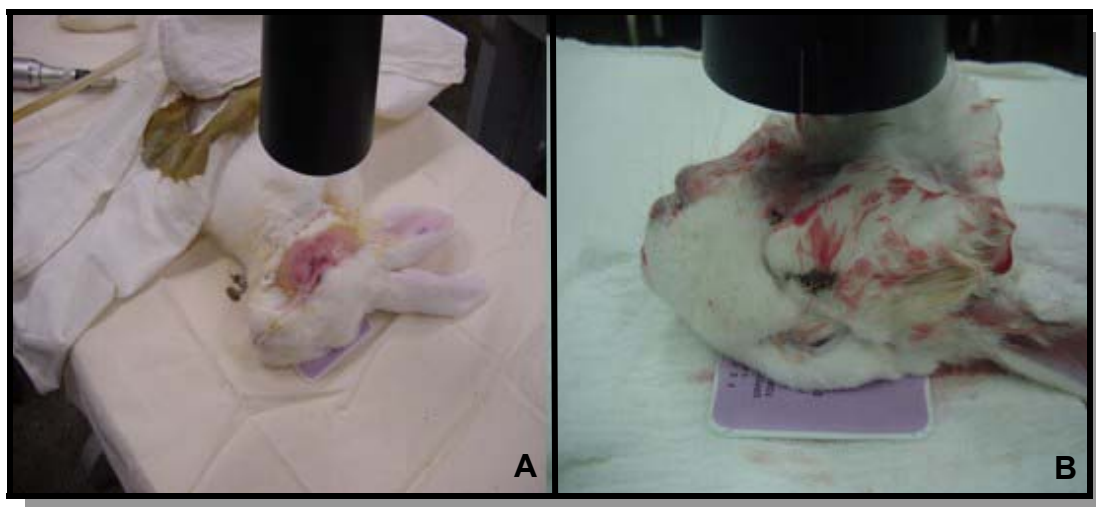


Figura 31 **A** - Demonstração da técnica e posicionamento dos animais para obtenção de imagens radiológicas; **B** - Observar detalhe da área radiografada e o filme colocado sob a cabeça do animal.

3.10 Preparo do material para exame histológico

Para o preparo dos espécimes para exame histológico foi seguida a rotina do Laboratório de Microscopia óptica do Depto de Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, descrita a seguir.

Após o sacrifício, foi feita a decapitação do animal, seguida da remoção da pele da região onde se procedeu ao tratamento cirúrgico (Fig 32 A).

Foi retirada em bloco, a porção inferior da órbita, contendo o implante e o tecido ósseo adjacente, juntamente com as partes moles (mucosa e gordura orbitária) ao redor. O material foi fixado e permaneceu em formaldeído 10% por 24 horas e, após, em ácido nítrico 5%, por mais 24 horas. Os fragmentos foram descalcificados, em 100 ml de formaldeído, 800 ml de água tamponada e 100 ml de ácido acético (solução descalcificadora). A solução foi trocada a cada 5 dias, testando-se a dureza do material também a cada 5 dias (Fig 32 B).

Foi realizada a confecção de fragmentos para inclusão, abrangendo a região do implante, tecido ósseo ao redor e partes moles adjacentes. A seguir, procedeu-se a inclusão do material em blocos de parafina.

Foram feitos cortes seriados de 4 μ m a partir dos blocos contendo material incluído, preparando-se para a confecção de lâminas histológicas, que foram posteriormente coradas pelos métodos de Hematoxilina/Eosina e Tricômio de Masson.



Figura 32 A - Demonstração do segmento cefálico de coelho que havia recebido mini-placa de titânio; **B** - Peças em processo de preparação para o exame histológico.

3.11 Metodologia utilizada para o exame morfométrico

Os cortes histológicos foram submetidos a análises morfométricas por meio de uma câmera digital DC 300FX Leica acoplada ao microscópio DMLB e um software de análise de imagem Leica Qwin Versão 3.1 para WindowsTM. Nestas análises interativas, determinou-se a inflamação ocorrida nos grupos experimentais (Fig 33).



Figura 33 - Câmera digital DC 300FX Leica acoplada ao microscópio DMLB e um software de análise de imagem Leica Qwin Versão 3.1 para WindowsTM.

3.12 Manutenção dos Animais

Os animais foram mantidos em gaiolas separadas, sob condições ideais de temperatura, umidade e iluminação e receberam água e ração própria para a espécie *ad libitum* (Fig 34). As gaiolas permaneceram no Biotério de Cirurgia Experimental para animais de médio porte.



Figura 34 - Vista do Biotério para manutenção dos animais em acompanhamento, em gaiolas individuais.

3.13 Sacrifício dos Animais

Os animais foram sacrificados utilizando-se sobredose de Pentobarbital sódico (Cristália), dentro dos momentos previstos para o sacrifício (Fig 35 A e B).

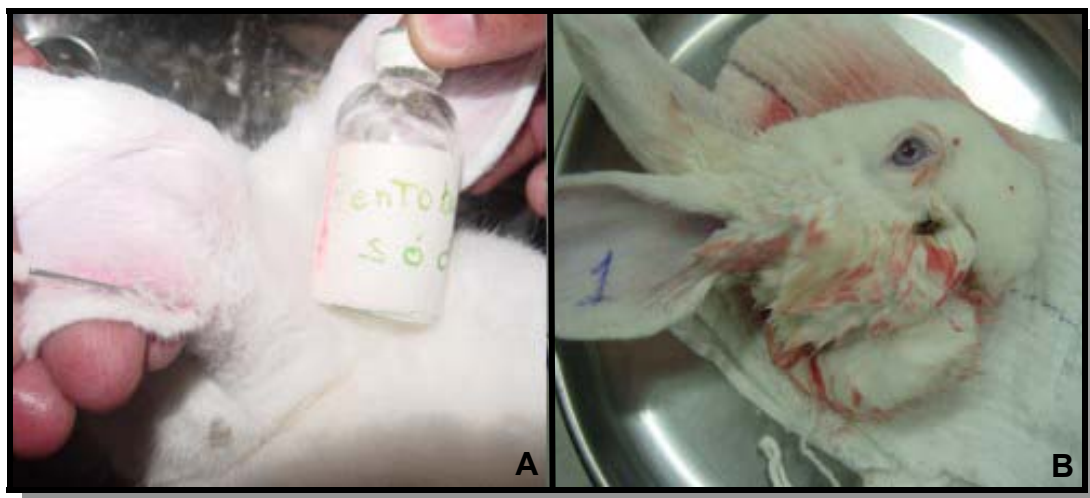


Figura 35 **A** - Animal posicionado para a administração do pentobarbital sódico e posterior sacrifício; **B** - Segmento cefálico após decapitação.

3.14 Análise Estatística

Os valores obtidos no exame morfométrico, interessando a inflamação ocorrida no local da fratura experimental foram submetidas à análise estatística por meio de Análise de Variância para experimentos com dois fatores, complementada pelo teste de comparações múltiplas de Tukey para avaliação de contrastes entre pares de medida (Zar, 1999).

Toda discussão dos resultados foi realizada no nível de 5% de significância.



4 Resultados

4.1. Avaliação clínica

Os animais do presente estudo apresentaram-se dentro dos padrões esperados, tanto de comportamento, alimentação como de desenvolvimento.

Vale ressaltar que todos os animais apresentaram ganho significativo de peso e todos apresentaram excelentes condições de saúde, não havendo óbitos e sem que houvesse necessidade de substituição de animais.

Nenhum animal apresentou processo infeccioso em qualquer dos momentos experimentais.

Quanto ao sítio operatório, em nenhum dos momentos foram constatados sinais sugestivos de processo inflamatório ou de extrusão dos implantes instalados.

Sobre o local operado, houve crescimento de pêlos de forma normal, sendo que o local da fratura tornou-se não aparente com o passar do tempo. Também não houve alteração ocular em nenhum dos animais do experimento.

4.2 Resultado do estudo radiológico

4.2.1 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo imediatamente após o procedimento cirúrgico.

Nas imagens radiográficas obtidas no pós-cirúrgico imediato, nos três grupos, pode-se notar claramente a presença da fratura realizada, assim como os materiais utilizados para a estabilização das fraturas nos animais dos grupos G2 (a miniplaca e parafusos de titânio de densidade metálica) e nos do G3 (miniplaca e parafusos de polímero vegetal, radiodensos e homogêneos) (Fig 36 A,B,C).

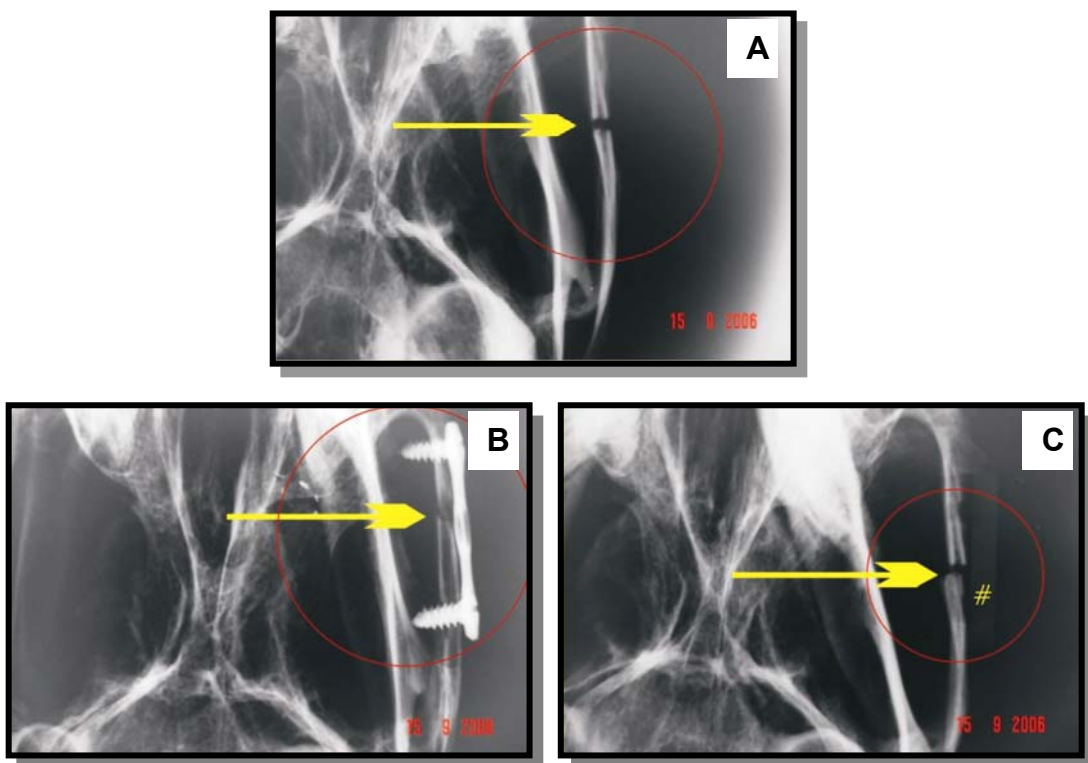


Figura 36 – Controle radiográfico no pós-cirúrgico imediato, sendo possível observar o traço de fratura (seta) em todos os grupos (A,B,C) e os materiais empregados para a estabilização em G2 (B) e G3 (C) Miniplaca de polímero vegetal (#).

4.2.2 Observações radiológicas feitas nos animais dos grupos de estudo 15 dias após o procedimento cirúrgico

Após 15 dias do procedimento cirúrgico (M1), os animais do G1 apresentavam tecido ósseo de crescimento desordenado, com evidência radiológica de processo não consolidado (tipo pseudoartrose).

Os animais do G2, assim como os do G3, apresentavam sinais sugestivos de reparação óssea no local da fratura realizada, com deposição de matriz óssea, evidenciada por finas e densas camadas de material radiopaco. Nos animais destes dois grupos, havia também alinhamento dos fragmentos ósseos em processo de consolidação (Fig 37 A,B,C).

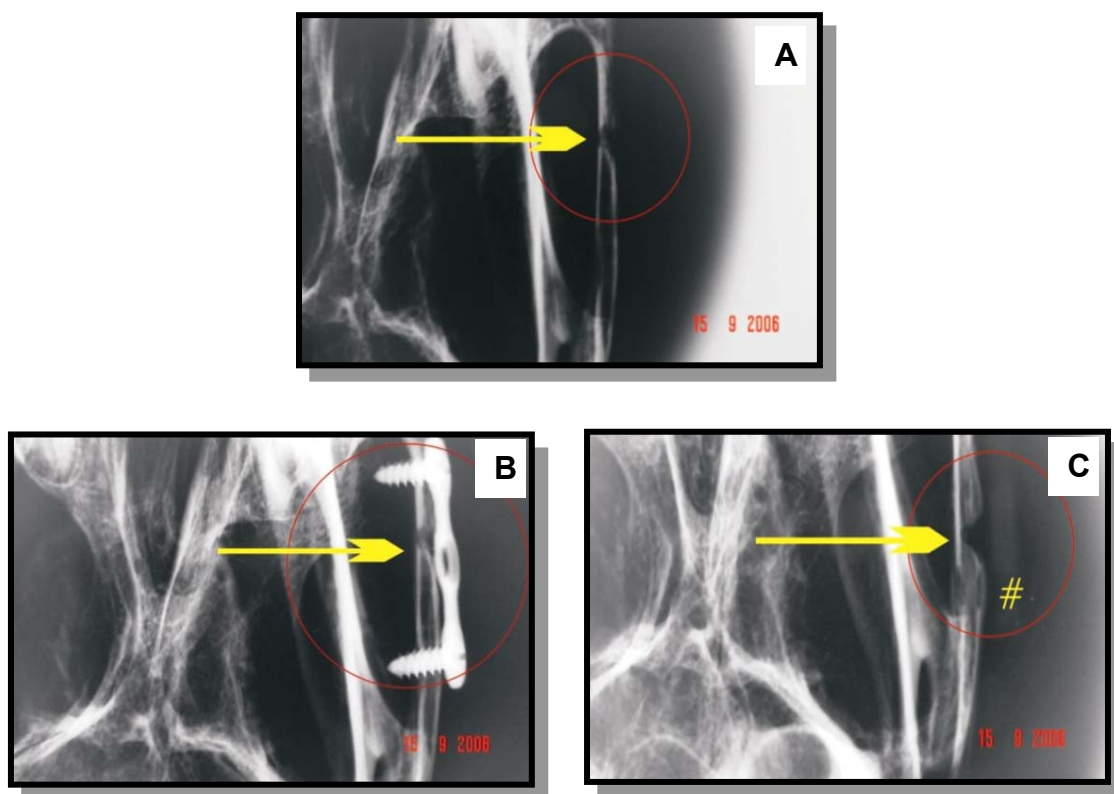


Figura 37 - Controle radiográfico após 15 dias do procedimento cirúrgico, mostrando o local da fratura (seta). Em A, animal do G1, em B, do G2 e em C, do G3. Observar o local da fratura em processo de ossificação em B e C. Miniplaca de polímero vegetal (#).

4.2.3 Observações radiológicas feitas nos animais dos grupos de estudo 30 dias após o procedimento cirúrgico

Após 30 dias do processo cirúrgico (M2), os animais do G1 apresentavam discreta condensação óssea, porém predominando áreas radioluscentes.

Entretanto, nos animais dos grupos G2 e G3 observava-se sinais sugestivos de consolidação óssea, com tecido ósseo mais denso e compacto. No G3, o tecido ósseo era ainda mais homogêneo (Fig 38 A,B,C).

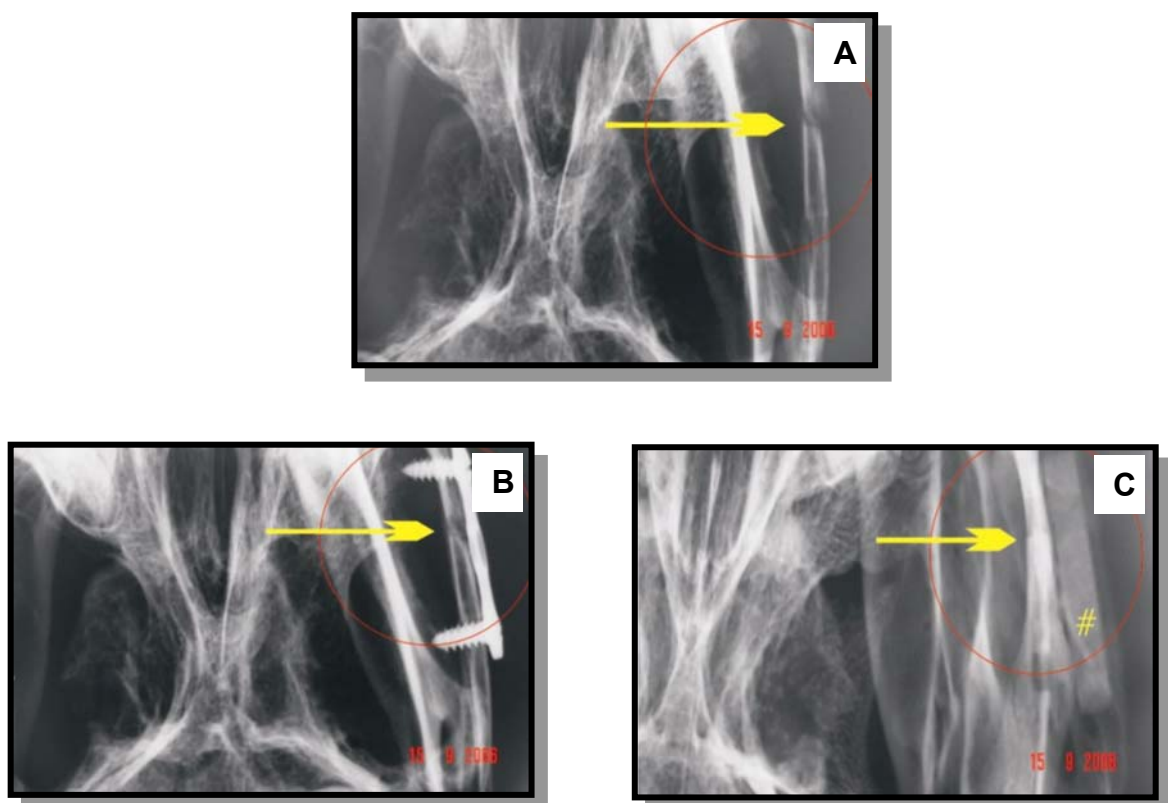


Figura 38 – Controle radiográfico após 30 dias do procedimento cirúrgico. Os animais do G1 (A) ainda não apresentavam boa reparação óssea no local da fratura (seta), ao contrário dos do G2 (B) e G3 (C), os quais já demonstravam sinais radiológicos de consolidação óssea no local. Miniplaca de polímero vegetal (#).

4.2.4 Observações radiológicas feitas nos animais dos grupos de estudo 60 dias após o procedimento cirúrgico

Nas radiografias feitas após 60 dias da indução da fratura óssea (M3), os animais do G1 apresentavam, além de desvio nas extremidades ósseas, consolidação óssea incompleta, traduzida por união incompleta dos fragmentos.

No G2, as miniplacas e parafusos de titânio utilizados para a estabilização óssea apresentavam-se com as mesmas características observadas nos momentos anteriores. Notava-se alinhamento ósseo e praticamente total reparação da fratura.

Observava-se no G3, onde foi utilizada a miniplaca e parafusos de polímero vegetal, além do alinhamento ósseo, imagem de matriz óssea densa e homogênea, onde foi possível observar a presença de osso bem consolidado. Interessante notar que, no local onde foi colocado o parafuso de polímero vegetal, a densidade do tecido era semelhante a do osso regenerativo (Fig 39 A,B,C).

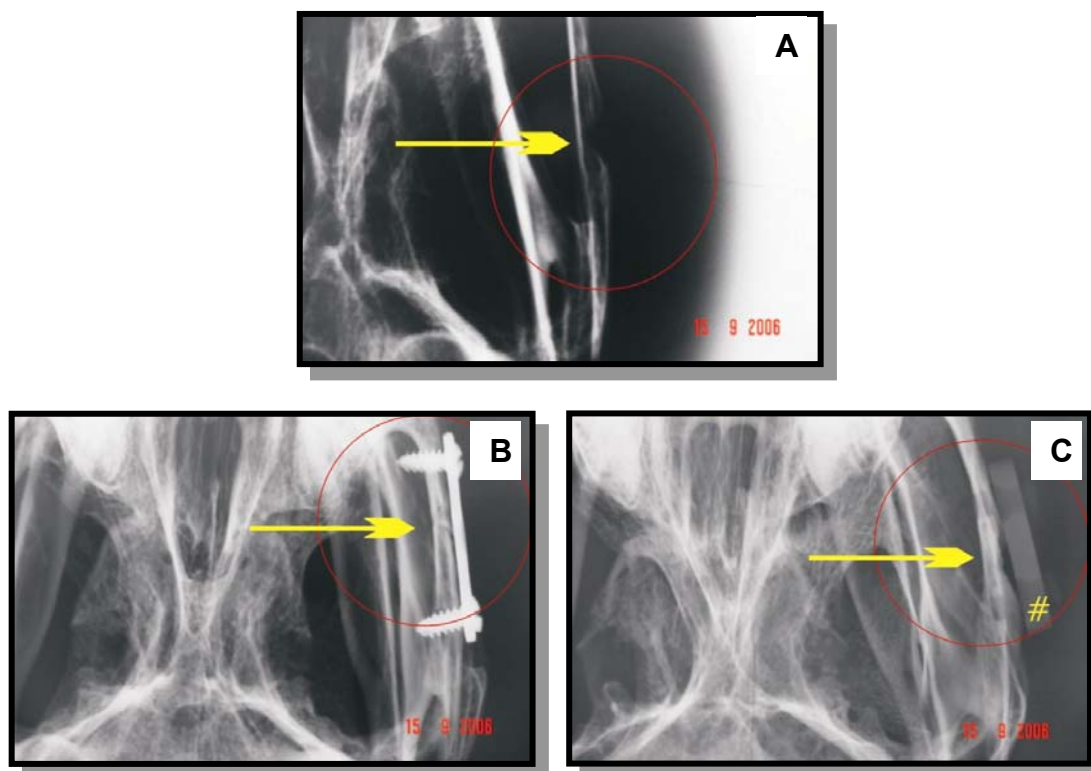


Figura 39 - Controle radiográfico após 60 dias do procedimento cirúrgico. Consolidação óssea (seta) incompleta em G1 (A) e completa e sem desvios em G2 (B) e G3 (C). Miniplaca de polímero vegetal (#).

4.3 Análise histológica

Os resultados obtidos para os diversos animais foram semelhantes dentro do mesmo grupo e momento experimental, motivo que leva à descrição conjunta dos resultados, ressaltando-se detalhes que possam ser diferencial entre os animais.

4.3.1 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo 15 dias após o procedimento cirúrgico

G1 M1 (Fig 40 A,D,G)

Nos animais nos quais se procedeu à fratura e sem estabilização (G1), após 15 dias da cirurgia (M1), observou-se no local em que foi realizada a fratura na parede orbitária a presença de tecido conjuntivo frouxo, fibroblastos jovens e início de processo de fibrose, com células com características morfológicas semelhantes ao tecido cartilaginoso, além de uma área acidófila, aspecto semelhante à matriz óssea.

A resposta inflamatória era formada principalmente por escassos linfócitos, não havendo infiltrado inflamatório expressivo no local da fratura.

Não se observava, nesta fase, indícios de formação óssea no local da fratura ou adjacências.

G2 M1 (Fig 40 B,E,H)

Nos animais que receberam no local da fratura placa e parafuso de titânio (G2), após 15 dias da cirurgia (M1), notava-se, próximo ao local da fratura, a presença de fibroblastos e de células inflamatórias, com fibrose bastante intensa. Presença de células com núcleo evidente, de formato estrelado, possivelmente células mesenquimais, e células com a cromatina frouxa e nucléolo evidente, morfologia indicativa de síntese protéica na região. Aumento da acidofilia, interpretada como indicativo de tecido ósseo regenerativo. Presença fibroblastos jovens, em meio a rede de fibrina e inúmeras fibras colágenas. Células inflamatórias, principalmente polimorfonucleares, linfócitos e macrófagos, além de eosinófilos, principalmente nas adjacências da miniplaca. Pequenos espaços homogêneos, alguns preenchidos por células inflamatórias, com predomínio de linfócitos.

Na região próxima ao tecido ósseo lesado notava-se aumento de acidofilia, interpretada como início do processo de regeneração do tecido ósseo.

G3 M1(Fig 40 C,F,I)

Nos animais que receberam placa e parafuso de Polímero Vegetal (G3), após 15 dias da cirurgia (M1), a reação tecidual mostrou-se muito semelhante ao observado nos animais do mesmo período, nos quais se utilizaram miniplacas de titânio (G2). Havia, na área da lesão, fibroblastos e intensa fibrose e, assim como nos animais do G2, presença de células mesenquimais, dispostas em paliçada, com a cromatina frouxa e com nucléolo bastante evidente, sinais morfológicos de franca atividade metabólica.

As células inflamatórias observadas eram linfócitos, eosinófilos e células multinucleadas, com aspecto morfológico de células gigantes, do tipo corpo estranho. A quantidade de eosinófilos foi notoriamente maior nos animais deste grupo, quando comparados com os do G1 e G2. Presença de macrófagos associados à trama de fibrina foi outra característica desta fase.

Na região próxima da área da lesão óssea induzida, havia discreta deposição de matriz óssea.

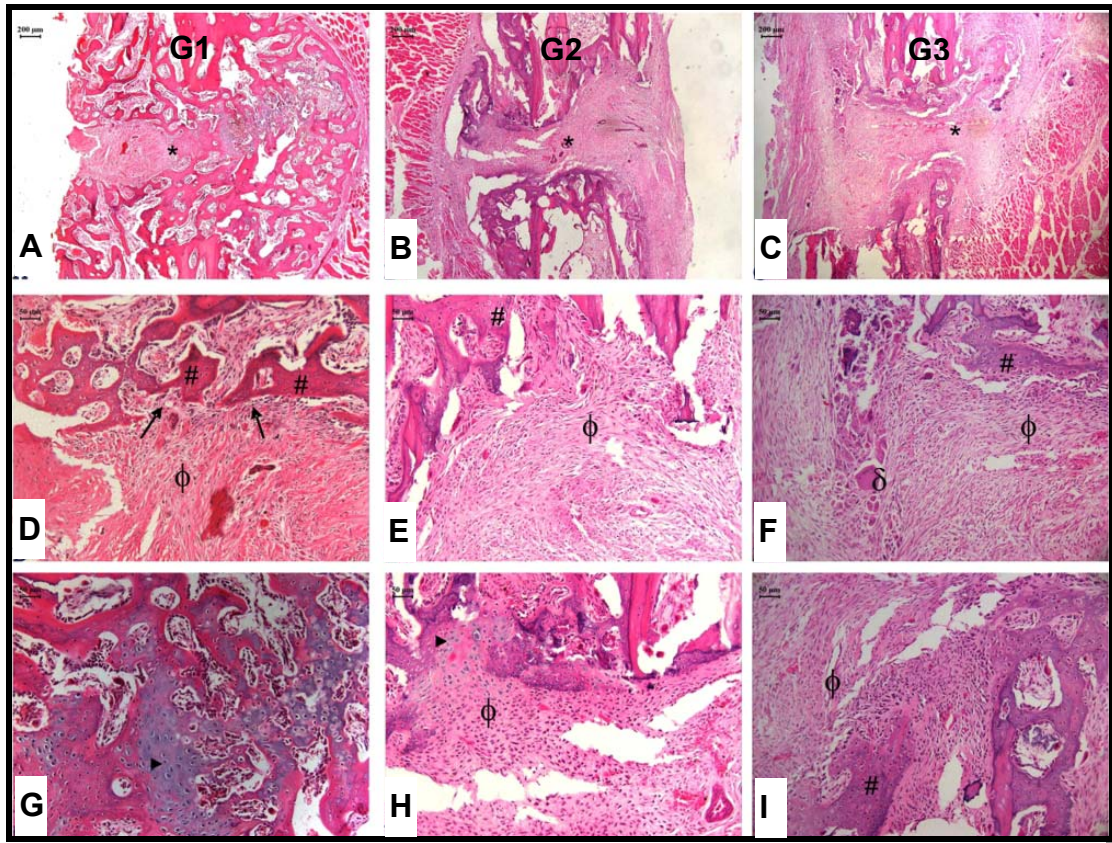


Figura 40- Fotomicrografia da região do estudo após 15 dias do procedimento cirúrgico (M1). Em **A,D,G**, imagens do **G1**. (**A**) Presença de tecido conjuntivo frouxo(*).(**D**) Celularidade intensa (seta) ao redor do tecido ósseo (#). (**G**) Região basofílica, com característica de tecido cartilaginoso (ponta de seta). Imagens do G2 em **B,E,H**. (**B**) Tecido regenerativo na área de lesão (*). (**E**) Tecido conjuntivo frouxo (φ) justaposto ao tecido ósseo (#). (**H**) Discreta basofilia, semelhante a tecido cartilaginoso (ponta de seta). Imagens do G3 em **C,F,I**. (**C**) Tecido regenerativo na área de lesão (*). (**F** e **I**) mostram tecido conjuntivo frouxo (φ), justaposto ao tecido ósseo (#). Presença de células gigantes de corpo estranho (δ) e celularização intensa (seta). (X40-HE).

4.3.2 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo 30 dias após o procedimento cirúrgico

G1 M2 (Fig 41A,D,G).

Após 30 dias da realização da fratura (M2), os animais do grupo controle apresentavam tecido fibroso associado a tecido adiposo unilocular, preenchendo todo o espaço da fratura. As células predominantes eram os fibroblastos.

Escassas células inflamatórias.

O processo se assemelhava bastante ao observado no G1M1.

Formações ósseas contendo cavidades intraósseas. Tecido conjuntivo com aspecto denso modelado e com grande deposição de células ao redor do tecido ósseo.

G2 M2 (Fig 41 B,E,H)

Após 30 dias (M2) da implantação da miniplaca de titânio (G2), observou-se maior atividade celular, com grande quantidade de células mesenquimais na região do implante, com cromatina descondensada, possível indicativo morfológico de que essas células estariam em alta atividade de síntese.

Observou-se redução importante na população de linfócitos, macrófagos e eosinófilos, presentes na região da fratura, com conseqüente redução da espessura do infiltrado inflamatório ao redor do implante, caracterizando diminuição da atividade inflamatória. Ainda, a condensação do núcleo das células inflamatórias remanescentes falava a favor de redução na sua atividade metabólica.

Processo de organização e diferenciação óssea, com alguns osteoblastos povoando a região e com menor cavitação do osso neoformado. Cavidades contendo vasos sangüíneos, revestidas por uma camada de células com aspecto epitelial. Perióstio presente em algumas regiões, organizado e com aspecto clássico.

G3 M2 (Fig 41 C,F,I)

O aspecto morfológico observado nos animais submetidos a redução da fratura usando mini placas e parafusos de Polímero Vegetal (G3) após 30 dias da indução da lesão óssea (M2), mostrou - se muito semelhante ao dos animais do mesmo período que receberam titânio para reparação, ou seja, os grupos G2 e G3 eram semelhantes neste momento de observação.

Além da organização das células no interior das cavidades em formação, semelhante ao endóstio, pode-se notar a presença de grande quantidade de osteoblastos.

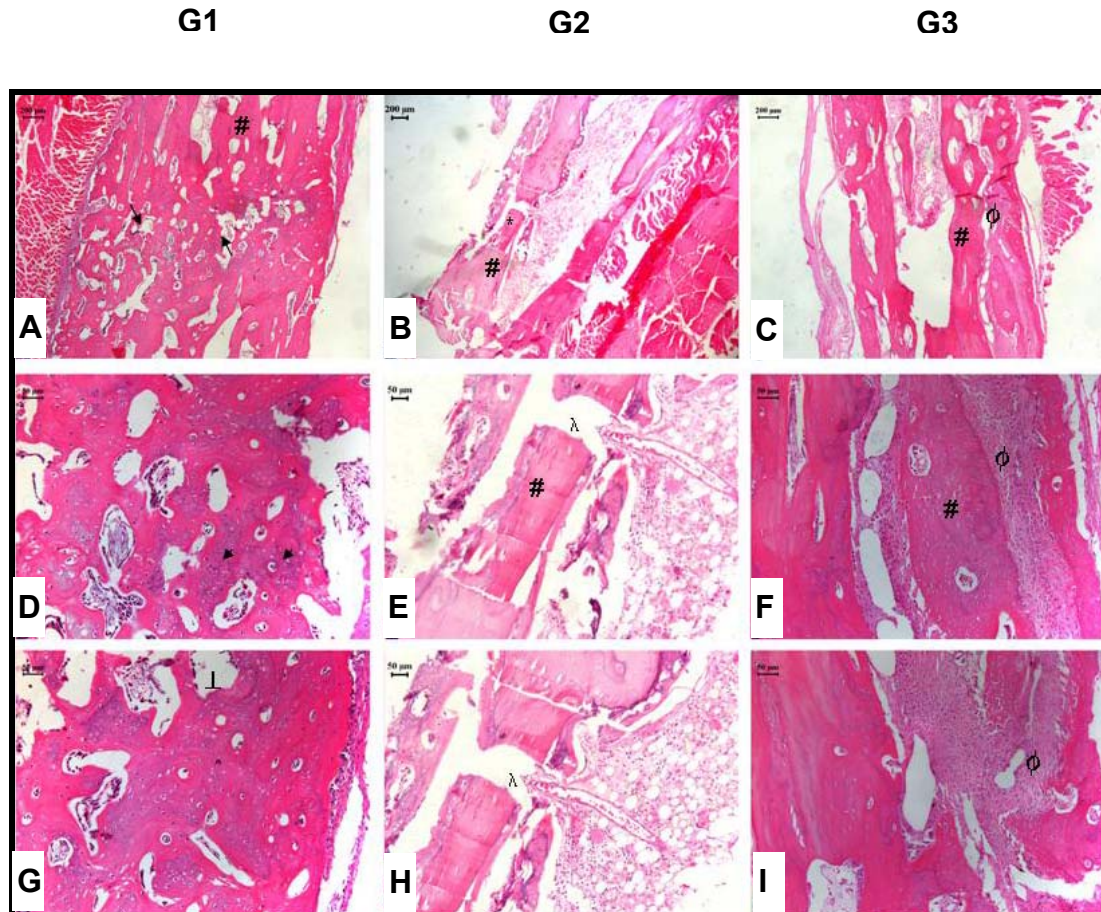


Figura 41 - Fotomicrografia da região de estudo após 30 dias do procedimento cirúrgico. Imagens do G1 em **A,D,G**. (**A**) Tecido ósseo (#) com um grande número de cavidades (seta). (**D**) Depósito de material basófilico (ponta de seta). (**G**) cavidades envoltas incompletamente por células ($\perp$). Imagens do G2 em **B,E,H**. (**B**) Região da fratura óssea induzida (*). (**E**) Presença de matriz óssea (#), mas ainda nota-se a lesão presente (λ). (**H**) Mesmo aspecto em H. Imagens do G3 em **C,F,I**. (**C**) Tecido ósseo (#), circundado por um tecido conjuntivo frouxo (ϕ). (**F**) A homogeneidade na matriz óssea denota a qualidade da reparação tecidual. Tecido conjuntivo frouxo (ϕ) circundando o tecido ósseo (#), com menor quantidade de células gigantes de corpo estranho que o que se apresentava no G3M1. (**I**) Detalhe do tecido conjuntivo frouxo (ϕ), ao redor do tecido ósseo. (X40-HE).

4.3.3 Observações feitas nos animais dos grupos de estudo 60 dias após o procedimento cirúrgico

G1 M3 (Fig 42 A,D,G)

Após 60 dias da indução da lesão óssea (M3), os animais do grupo controle (G1) apresentavam tecido fibroso no local da fratura, com predomínio de fibrócitos, com núcleo condensado e pequeno, revelando atividade metabólica basal.

Processo de cicatrização adiantado, com tecido conjuntivo de aspecto denso modelado e grande deposição ao redor do tecido ósseo.

Não havia sinais de atividade inflamatória.

G2 M3(Fig 42 B,E,H)

Após 60 dias da realização da fratura, redução e estabilização por miniplaca de titânio (G2), não se observavam mais sinais de atividade inflamatória, predominando uma camada de células fusiformes, com núcleo condensado.

A região apresenta-se mais compacta, com arquitetura melhor organizada que o que se observava no G1, com quantidade de células ósseas notoriamente maior que nas fases anteriores, mais densa e semelhante ao osso original, sendo difícil observar o local de lesão. Houve

completa reparação da área lesada, estando o processo de formação do tecido ósseo concluído, observando-se disposição semelhante ao osso cortical maduro, canais de Havers e vasos sanguíneos intra-ósseos em meio a matriz óssea, semelhante ao que ocorre com o osso maduro.

G3 M3 (Fig 42 C,F,I)

As células mesenquimais, presentes nas fases anteriores, não foram mais observadas. Ao redor do implante estavam presentes apenas os fibroblastos e não havia indícios de resposta inflamatória ao redor do material.

O processo de reparação óssea se completou, havendo menor quantidade de cavitação, sem identificação de osteoclastos ao redor e no interior do implante. De maneira semelhante ao observado em fases anteriores, os espaços e septações eram preenchidos por tecido adiposo unilocular, tecido conjuntivo frouxo e endósteo.

A estrutura óssea do material se apresentava bem organizada, com aspecto de osso maduro, com áreas de osso compacto. A formação óssea era homogênea, mais contínua e com menor cavitação, podendo-se deduzir que houve maior atividade, no que tange a reparação óssea, nestes animais.

Pouca fibrose. Ausência de células com características inflamatórias.

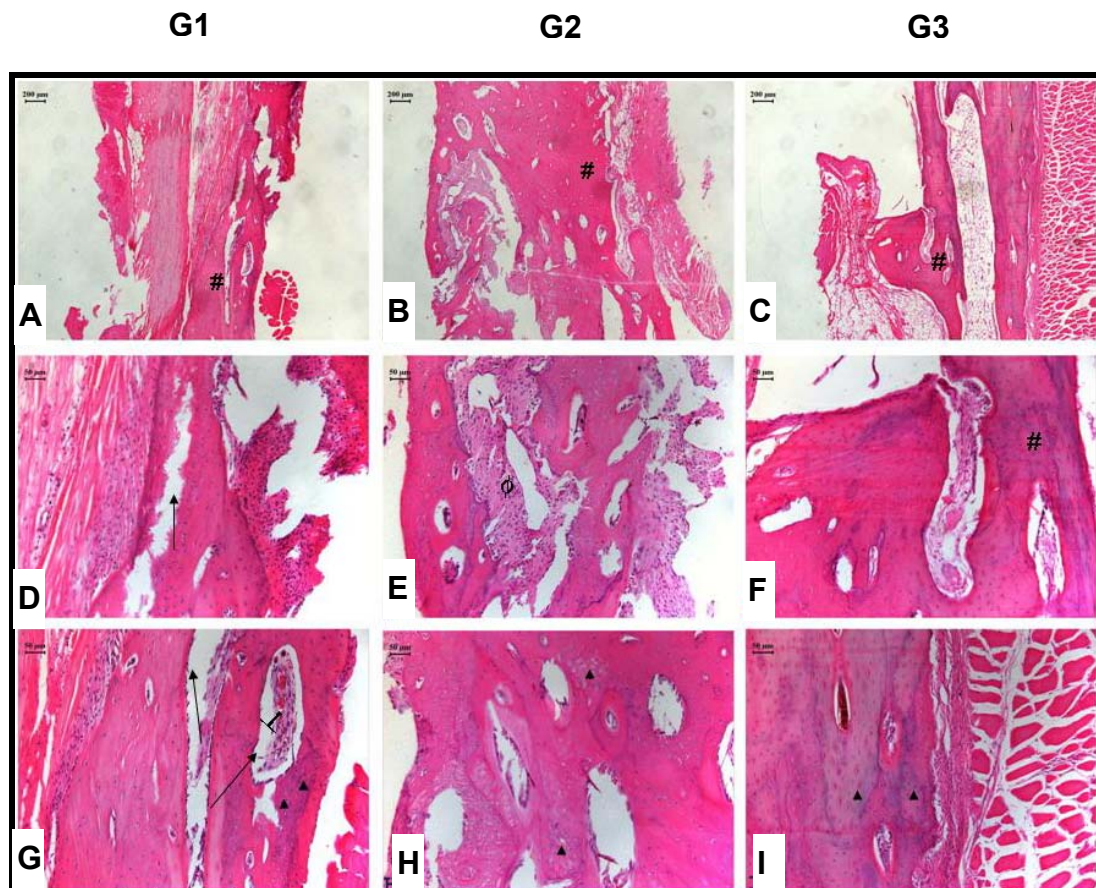


Figura 42 - Fotomicrografia da região do estudo após 60 dias do procedimento cirúrgico (M3). Em **A,D,G**, imagens do **G1**. (**A**) Tecido ósseo (#). (**D**) Cavidades (seta) na área de reparação óssea. (**G**) Matriz óssea com depósito de material basófilico (ponta de seta) e cavitações contendo envoltório celularizado incompleto ($\perp$). Imagens do G2 em **B,E,H**. (**B**) Matriz óssea (#). (**E**) Grandes cavidades (seta) e tecido conjuntivo frouxo (ϕ), ao redor de uma matriz óssea. (**H**) Área basófila (ponta de seta) no interior de matriz óssea. Imagens do G3 em **C,F,I**. (**C**) Tecido ósseo (#) com deposição homogênea da matriz óssea. (**F**) Disposição concêntrica de células basofílicas (ponta de seta) da matriz óssea. (X40-HE).

4.4. Avaliação morfométrica

A quantificação dos fenômenos ocorridos, relativos ao processo inflamatório e observados no exame histológico, foi realizada e os valores, assim como o resultado do teste estatístico, estão apresentados no Gráfico 1 e Tabela 1.

Comparando-se os grupos entre si, nos diversos momentos experimentais, foi possível observar que no M1 os animais do G3 apresentaram maior quantidade de inflamação, seguidos pelos do G1 e os animais do G2 tiveram os menores índices de células inflamatórias, com diferença significativa.

No M2, a reação inflamatória foi semelhante em G2 e G3, sendo mais elevada estatisticamente nos animais do grupo controle (G1).

No M3, a menor reação inflamatória esteve presente nos animais de G3, seguidos pelos de G2 e por último os do G1, com diferença estatística.

Avaliando-se os animais dentro dos grupos de estudo, nos diferentes tempos de observação, foi possível observar que os animais dos grupos 1 e 2 tiveram resposta inflamatória semelhante ao longo do período experimental. Entretanto, os animais do G3 apresentaram maior quantidade de células inflamatórias nos momentos iniciais do experimento, decaindo progressivamente ao longo do tempo, com diferença estatística de M1 para M2 e de M2 para M3.

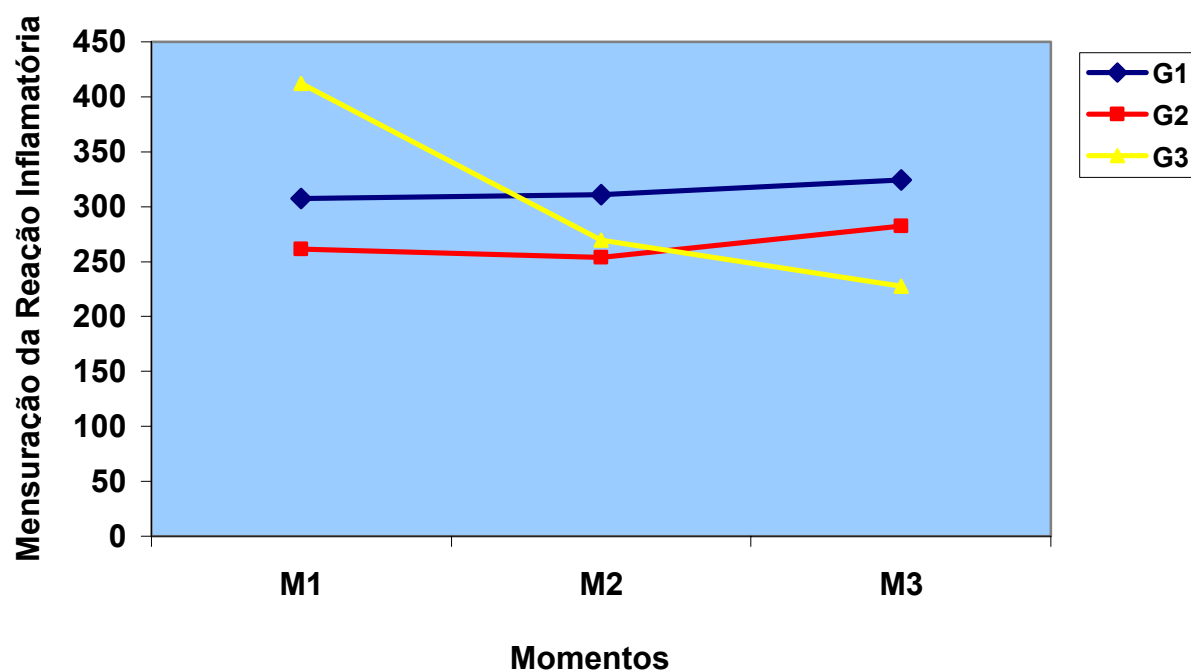


Gráfico 1 - Avaliação da reação inflamatória observada nos animais submetidos à fratura orbitária, segundo grupo e momento de avaliação.

Tabela 1 – Média e desvio-padrão das medidas morfométricas referentes a avaliação da resposta inflamatória observada nos animais submetidos à fratura orbitária, segundo grupo e momento de avaliação.

Grupo	Momento de Avaliação		
	M1	M2	M3
G1	307,20* ± 8,73 [#] b⁽¹⁾A⁽²⁾	311,12 ± 8,81 bA	324,03 ± 22,74 cA
G2	261,18 ± 9,38 aA	253,63 ± 10,13 aA	282,54 ± 16,86 bA
G3	412,29 ± 39,19 cC	269,76 ± 27,63 aB	227,45 ± 18,29 aA

Valores apresentados se referem a Média* e desvio-padrão[#]

(1) Duas médias seguidas de uma mesma letra minúscula não diferem ($p > 0,05$) entre si quanto aos grupos de estudo, fixado o momento de avaliação.

(2) Duas médias seguidas de uma mesma letra maiúscula não diferem ($p > 0,05$) entre si quanto aos momentos de avaliação, dentro do grupo de estudo.

5 Discussão

5.1. Comentando o modelo experimental

Este estudo foi realizado, pensando em encontrar um material para reconstrução de fraturas da órbita, que fosse de produção nacional, possivelmente com características reabsorvíveis, onde não houvessem alguns dos inconvenientes das fixações que já são usuais, que ocorrem quando se aplica miniplacas de titânio, bem como, uma alternativa aos polímeros lácteos, que apresentam custos financeiros proibitivos para o nosso sistema de saúde.

A idéia surgiu da necessidade de se investigar um material para ser utilizado na redução e fixação das fraturas orbitárias, que não fosse tóxico aos tecidos vizinhos ao organismo como um todo, não provocasse inflamação excessiva, não estivesse sujeito ao processo de extrusão ou expulsão, e que, ao mesmo tempo, promovesse osteoindução osteocondução. Com estes atributos, poder-se-ia obter menor tempo de regeneração óssea, proporcionando ao paciente melhor qualidade de vida. A órbita do coelho, apesar de diferente da órbita humana, nos pareceu a mais adequada, uma vez que este animal é facilmente manipulado, de custo baixo, pequeno porte e pode ter acompanhamento longo no laboratório experimental da Instituição em que este estudo foi conduzido, devido a existência de biotério especializado para a manutenção desses animais.

Além disso, algumas outras características do coelho foram levadas em consideração na escolha da espécie para o estudo em questão. Primeiramente a facilidade de obtenção do animal, o que favoreceu o desenvolvimento de uma amostragem considerável. Por outro lado, o tamanho da órbita do animal necessitava ser suficientemente grande para suportar uma fratura induzida e posterior redução e fixação por miniplacas.

Tanto a cirurgia, como a redução cirúrgica da fratura e fixação por miniplaca de titânio ou de polímero vegetal, ocorreram de forma bastante satisfatória, apesar de o assoalho da órbita do coelho ter amplos forâmens e pouca estrutura óssea, não sendo um assoalho propriamente dito, como se observa em seres humanos. Desta forma, o leito escolhido ficou sendo a região ântero-central da órbita do coelho, região que mais se assemelhava a órbita humana e local onde havia quantidade maior de tecido a ser manipulado e que pudesse ser repostado pelos materiais de interesse.

A existência de modelo experimental prévio, utilizando também o coelho em experimentos orbitários (Ferraz, 2005), auxiliou a realização deste estudo.

Apesar de o assoalho orbitário humano ser, basicamente, formado pelo osso maxilar, enquanto no coelho o assoalho propriamente dito ser constituído por forames e partes moles, as diferenças anatômicas não foram importantes, uma vez que o enfoque do estudo foi o comportamento histológico dos materiais utilizados, ficando as semelhanças e diferenças anatômicas em relação ao ser humano para um plano secundário.

A escolha dos momentos de avaliação seguiu o que já foi estabelecido em estudo anterior (Ferraz, 2005), procurando obter informações a respeito dos vários estágios da cicatrização, ou seja, no momento inicial de 15 dias, avaliou-se o estágio agudo do processo cicatricial da reparação óssea, época em que existe a formação do osso jovem e a estabilização da fratura, sendo que os momentos de 30 e 60 dias são úteis para avaliar não só a fase tardia da cicatrização, como também para observar aspectos relacionados à reparação óssea total e à interação dos materiais empregados com os tecidos a longo prazo.

As observações a longo prazo também são necessárias para se estabelecer o tempo de permanência dos materiais implantados e possíveis alterações em consequência de fenômenos biológicos, do tipo absorção ou transformação.

5.2 A escolha do biomaterial para a reconstrução do assoalho orbitário

Dentre as modalidades terapêuticas utilizadas para correção das fraturas do assoalho orbitário, a implantação de materiais aloplásticos tem um papel bem definido, objetivando corrigir soluções de continuidade, devolvendo ao portador de trauma ou deformidade facial, estética e a função. O uso de materiais aloplásticos tem algumas vantagens em relação ao emprego de materiais autólogos, quais sejam: evita que se tenha um intra-operatório mais prolongado, que se necessite de um duplo

procedimento um para remoção de tecido de sítio doador e outro para implantação em sítio receptor, diminuindo o tempo operatório. Também, com relação a materiais homólogos, poder-se-ia dizer que com os implantes aloplásticos se evita a possibilidade de transmissão de doenças, a necessidade de triagem rigorosa dos doadores e a necessidade de preservação/ acondicionamento das amostras de forma satisfatória, além da necessidade de transporte em condições estéreis e sem a interferência na conservação do material (Kearney, 1998). Ainda, em detrimento dos outros tipos de próteses ou órteses, materiais reabsorvíveis, que pudessem ser substituídos pela reação tecidual do próprio hospedeiro, seriam muito úteis.

As características dos materiais a serem utilizados são muito importantes, uma vez que complicações podem estar relacionadas com as características físico-químicas de cada material, podendo ocorrer extrusão, migração e transformação dos implantes (Konh *et al.*, 1976).

O uso de materiais na órbita possui mais um complicador que seria a necessidade de se utilizar um material que não provoque complicações oculares (Mauriello *et al.* 1994).

O amplo conhecimento e grande utilização das já consagradas miniplacas de titânio pela maioria dos serviços de cirurgia crânio-maxilo-facial, fez com que se optasse pela utilização deste material no presente estudo, de forma a comparar o que se tem de clássico, ou seja, de uso já comprovado para utilização em fraturas orbitárias, com um outro material.

O outro material que a literatura já consagrou para este fim seriam os polímeros lácteos. Entretanto, a obtenção deste tipo de material ainda não é corrente em nosso meio. Apesar da grande gama de materiais aloplásticos existentes, pela exposição feita no capítulo introdutório deste estudo, fica claro que os polímeros, de um modo geral, são bastante sugeridos para a reparação óssea, tanto no trauma, como nas deformidades faciais. Dentre eles, o polímero vegetal de mamona poderia ser uma alternativa atraente, tendo em vista ser um material desenvolvido no Brasil, o que, do ponto de vista econômico, pode traduzir menor gasto para aquisição. Além dos estudos já citados a respeito do polímero vegetal, este material já foi empregado em estudos experimentais (Schellini *et al.*, 1995) e clínicos (Schellini *et al.*, 2000) nesta Instituição, facilitando o seu manejo e obtenção. Estes estudos anteriores se referiam ao uso do polímero vegetal como material para confecção de esferas a serem utilizadas em cavidades anoftálmicas. Foi constatado que o material induzia reação inflamatória escassa e que era bem tolerado pelos tecidos orbitários. Entretanto, face a delicada membrana conjuntival e aos movimentos constantes da musculatura ocular extrínseca, muitos casos de deiscência conjuntival e exposição do implante ocorreram, o que nos fez descontinuar o uso deste material para aquele fim. Tendo em vista agora a proposta estar relacionada a colocação deste tipo de material sem contato com a fina membrana conjuntival, poder-se-ia ter êxito na proposta com a sua utilização. O polímero de mamona pode induzir e conduzir formação óssea, oferecendo estabilidade inicial da fratura, necessária para a sua redução.

Além disso, este material é tido como sendo totalmente reabsorvível, por mecanismo de hidrólise, ocorrendo, em média, em oito meses Araújo *et al.* (2000). Um material que poderia, com o passar do tempo, ser substituído pela própria resposta do indivíduo, evitando as extrusões, expulsões e o efeito palpabilidade que são freqüentes com outros tipos de materiais, poderia ser o material ideal para a reconstrução de fraturas orbitárias, o que nos fez optar por sua utilização.

5.3. Avaliação clínica

Os animais foram submetidos à avaliação semanal, sempre pelo mesmo observador, levando em consideração a presença dos seguintes aspectos: inflamação, exsudato, infecção, extrusão, reação inflamatória, perda de peso do animal ou qualquer alteração digna de nota. O modelo experimental foi submetido à antibioticoterapia no pós-operatório imediato, tendo sido utilizado antibiótico profilático de uso sistêmico, aplicado uma única vez. O uso do antibiótico diminui as possibilidades de infecção no sítio receptor e mesmo de morte do animal, visto que fornece uma maior resistência no pós operatório. Usando este procedimento, não houve nenhum caso de infecção, extrusão, exsudato ou qualquer alteração indesejada e nem mesmo óbito de nenhum dos animais.

A avaliação clínica, portanto, sugeria que os dois materiais seriam semelhantes, uma vez que nenhuma alteração foi observada em G2 ou G3. Ou seja, tanto a miniplaca de titânio, como a polímero vegetal, mostraram-se estáveis por todo o experimento, não apresentando em nenhum momento sinais de extrusão e/ou infecção dos locais implantados.

5.4 Avaliação radiológica

No presente estudo, a avaliação radiológica foi realizada utilizando-se um aparelho de Rx. Odontológico marca FUNK, de 90 Kv e 10 mA, com filme tipo oclusal Kodak que é amplamente empregado para avaliações da face e da cavidade oral. Esta metodologia foi muito eficiente e superior a utilização de aparelhos radiológicos convencionais de mesa, utilizada por Ferraz (2005). A análise radiológica foi realizada por meio de estudo comparativo entre as radiografias feitas no início do experimento e nos momentos de sacrifício, de cada grupo de estudo, procurando visibilizar a reparação óssea. Este tipo de avaliação pode ser muito útil também para estudos *in vivo*, ou seja, com avaliações em animais que não seriam sacrificados, uma vez que usando este método foi possível demonstrar as diferenças na evolução da reparação óssea. Ademais, este método de avaliação é o que se emprega em condições clínicas para seguimento de pacientes portadores de fraturas ósseas.

Nos momentos avaliados, a reparação óssea dos animais do grupo controle foi sempre deficiente em relação aos outros dois grupos de estudo. Além de mostrar o quanto a reparação óssea esteve comprometida nos animais do G1, em decorrência da falta de redução e estabilização cirúrgica da fratura, observou-se que os animais do G2 e G3 tiveram expressiva ossificação, inclusive ao redor dos parafusos. Portanto, o método radiológico permitiu conhecer que existiu consolidação da fratura induzida com a utilização das miniplacas de titânio e também com as de polímero vegetal.

5.5.Reação tecidual aos implantes

A reparação tecidual ocorreu em todos os grupos experimentais, mesmo nos animais que não receberam a fixação por miniplacas. O defeito ósseo produzido foi sendo substituído por osso neoformado. Esta substituição, e conseqüente neoformação óssea, foi mais evidente nos animais do G2 e G3, principalmente no período de análise de 60 dias, quando a matriz óssea encontrava-se organizada e definida. Como em qualquer reparação tecidual, processo de cicatrização envolve o afluxo de células inflamatórias e proliferação de vasos novos, carreadores de fibroblastos jovens para o sítio de cicatrização, deposição de proteínas plasmáticas ativadoras da migração e proliferação de fibroblastos e células endoteliais, seguidas da deposição de matriz extracelular (Cotran *et al.*,2000).

As células inflamatórias, portanto, não possuem a conotação de infecção, mas estão presentes em condições normais. Os neutrófilos polimorfonucleares caracterizam a fase aguda da inflamação e praticamente não foram aqui observados, uma vez que o primeiro momento de avaliação histológica correspondeu a 15 dias após a cirurgia, fase em que os linfócitos já estão presentes. Os linfócitos, por outro lado, ocorrem em fases mais tardias. Foram evidenciados, tanto nos animais com miniplacas de titânio, como com as de polímero vegetal, a presença de eosinófilos. Mas são os macrófagos e as células gigantes que são o alvo principal do observador que estuda implantes e integração tecidual, uma vez que se referem, em geral, ao reconhecimento de substâncias estranhas e tentativa de remoção de corpos estranhos do local de inflamação (Cotran *et al.*, 2000).

Os macrófagos seriam, também, úteis na degradação do material implantado e relacionados com fenômenos de fibroplasia e neoangiogênese. Isto ocorre porque os macrófagos são capazes de liberar substâncias que fazem com que células mesenquimais se acumulem e proliferem no local do defeito. No entanto, foram encontradas poucas destas células inflamatórias no material estudado.

A análise morfométrica foi muito útil na quantificação dos fenômenos inflamatórios. Permitiu saber que, mesmo quando não se usa materiais para reparação dos defeitos ósseos, é possível observar a presença de células inflamatórias, confirmando que as mesmas fazem parte do processo regenerativo de forma global. Possibilitou conhecer que a inflamação foi mais intensa quando se usou o polímero vegetal,

principalmente nos primeiros dias após a cirurgia. E que houve regressão e diminuição da quantidade de células inflamatórias quando a avaliação foi feita 60 dias após o procedimento cirúrgico, ficando os animais que receberam o polímero vegetal com quantidade inferior de células inflamatórias que os animais que receberam o titânio, material sabidamente inerte. O tecido conjuntivo denso, encontrado ao redor dos implantes, tanto em G2, como em G3, não deve ser confundido com aquele tecido fibroso responsável por isolar corpos não biocompatíveis. A principal diferença entre estes dois tecidos reside em suas morfologias, sendo que a cápsula fibrosa é constituída exclusivamente por fibras colágenas, enquanto o tecido conjuntivo denso, semelhante encontrado neste estudo, possui em sua composição, tanto fibras colágenas, como uma grande população celular.

Todo material que é estranho ao organismo suscita este mesmo tipo de resposta, conhecida por pseudocápsula. A pseudocápsula é tanto mais espessa, quanto mais reação tecidual provocar o material implantado. E tende a diminuir de espessura com o passar do tempo, uma vez que ocorre redução da celularidade, restando apenas os fibroblastos. Com relação a formação de osso no local da fratura, foi possível observar que nos três grupos estudados houve reparação óssea. No entanto, no G1, a reparação óssea ocorreu com maior dificuldade, com intensa reação inflamatória no local da fratura, provavelmente devido à falta de estabilidade e redução, promovendo a formação de pseudoartrose. Nos animais do G2 e G3, houve melhor qualidade final da matriz óssea neoformada. Com 15 dias já havia sinais de ossificação nos animais destes dois grupos. A resposta do

tecido ósseo aos materiais implantados permite classificá-los como biotolerantes, bioinertes ou bioativos. Os biotolerantes são aqueles que apresentam na sua interface uma camada de tecido fibroso; já os bioinertes são os materiais que promovem um contato direto com o tecido ósseo, enquanto os bioativos são aqueles que estimulam o crescimento ósseo. A neoformação óssea obtida após o implante de titânio faz pensar que o titânio seja bioinerte. O polímero vegetal, através da deposição inicial de matriz osteóide não mineralizada, posteriormente, originou tecido ósseo lamelar. No entanto, é possível afirmar que o processo de ossificação obtido neste estudo teve sua origem devido à estimulação direta do polímero que foi utilizado para o preenchimento dos defeitos criados cirurgicamente. Desta forma, o polímero vegetal pode ser considerado como bioativo, uma vez que permaneceu junto ao defeito, mantendo a estabilidade da fratura cirúrgica, evitando o preenchimento do mesmo por tecido fibroso, sendo substituído por tecido ósseo.

Três diferentes mecanismos biológicos podem levar ao processo de neoformação óssea, sendo que cada um deles apresenta características específicas. Entre estes, encontram-se a osteogênese, a osteoindução e osteocondução. Um quarto mecanismo, denominado de osteopromoção, também pode ser citado, sendo que este envolve o uso de barreiras mecânicas de proteção, que evitam o crescimento de tecido conjuntivo denso em meio ao defeito ósseo, permitindo que o mesmo seja repovoado exclusivamente por células osteoprogenitoras (Chierice, 1994). A osteogênese implica no transporte de células ósseas vivas junto com o

material de preenchimento, estando relacionada aos enxertos ósseos autógenos. É essencial que determinadas condições sejam observadas para a manutenção da viabilidade das células osteoprogenitoras durante o período da remoção do enxerto do leito doador e sua inserção no leito receptor. Entre estas, pode-se citar a necessidade de preservação dos enxertos em solução salina normal ou de dextrose em água a 5%, a manutenção da temperatura ambiente inferior a 42°C e os riscos que determinados antibióticos e agentes esterilizantes trazem às células ósseas. Já, a osteoindução ocorre graças à capacidade que alguns materiais têm de induzir a diferenciação de células mesenquimais pluripotentes em células osteoprogenitoras. A ocorrência da osteoindução é relacionada principalmente ao uso dos enxertos ósseos homogêneos secos e congelados, sendo que, neste caso, a capacidade indutora deve-se à presença de proteínas existentes na matriz orgânica óssea (Leonel *et al.*, 2004).

Alguns biomateriais, como a hidroxiapatita e certos polímeros, promovem a neoformação óssea através do processo da osteocondução. Este caracteriza-se pela capacidade de conduzir ou direcionar a neoformação óssea sobre e entre a estrutura do material de preenchimento. Desta forma, as superfícies das partículas dos biomateriais servem como uma matriz, sobre a qual a reparação óssea ocorre, sendo este fenômeno, provavelmente, favorecido pela penetração de capilares sangüíneos através dos poros do biomaterial. De acordo com o que foi observado, o polímero de mamona apresentou-se como um osteocondutor por permitir o crescimento de tecido ósseo sobre a sua superfície externa.

Esta capacidade de osteocondução foi observada precocemente, nas peças cirúrgicas removidas dos animais sacrificados após períodos de 15 dias, onde se verificou que a superfície da placa de polímero mamona se encontrava com crescimento de tecido ósseo junto a placa de síntese. Este fato leva a suposição de que houve deposição de tecido ósseo maduro no local da síntese óssea. O crescimento de tecido ósseo orientado sobre o polímero de mamona, que comprovou a propriedade da osteocondução deste material, comprovou também que este biomaterial pode ser utilizado para a fixação das fraturas faciais, ou mesmo preenchimento de defeitos ósseos. À luz da verdade, não houve dificuldade na utilização do sistema, já consagrado, das miniplacas de titânio, sendo que as mesmas se encontram no mercado há muitos anos e são utilizadas com muita frequência. Vale ressaltar que, embora esta conduta não tenha sido parte da metodologia do presente estudo, conforme laudo técnico realizado (Anexo 2), as condições eletroquímicas das miniplacas de titânio, após sua retirada dos animais, apresentavam diversas substâncias químicas não desejáveis ao seu redor, bem como, corrosão de sua superfície. Facilidades técnicas na implantação foram observadas quando da utilização das miniplacas de polímero vegetal, visto que o desenho das placas e parafusos desenvolvidos para o presente experimento, com modificações principalmente da forma do parafuso, onde, ao invés de se utilizar parafusos com rosca, optou-se por parafusos do tipo *press*, evitando as fraturas dos mesmos, onde as placas instáveis poderiam sofrer alterações indesejáveis e que ocorrem com frequência entre outros sistemas.

Embora o polímero vegetal seja considerado reabsorvível, dentro do período experimental do presente estudo, as miniplacas deste material não sofreram absorção. Entretanto, para se afirmar se este biomaterial seria ou não reabsorvível, períodos maiores de observação seriam necessários. Conforme comentário anterior, esta característica seria interessante e mais um ponto favorável para este material.

De modo geral, os resultados aqui obtidos permitem dizer que o uso das miniplacas promoveu melhor reparação óssea no local da fratura. Também foi possível observar que a reparação da fratura óssea induzida ocorreu de forma satisfatória, tanto nos animais que receberam a miniplaca de titânio, como com a de polímero vegetal, fato comprovado pelas observações clínica, radiológica e pelo exame histológico.

Desta forma, este estudo nos autoriza a sugerir o uso das miniplacas de polímero vegetal para reparação de fraturas orbitárias, uma vez que este material possui resultados semelhantes ao que se obtém com as miniplacas de titânio, consideradas o “padrão ouro” para este fim. Novas pesquisas precisam ser desenvolvidas com o intuito de estabelecer resultados a longo prazo com este material e testes biomecânicos para avaliação da resistência a tração.

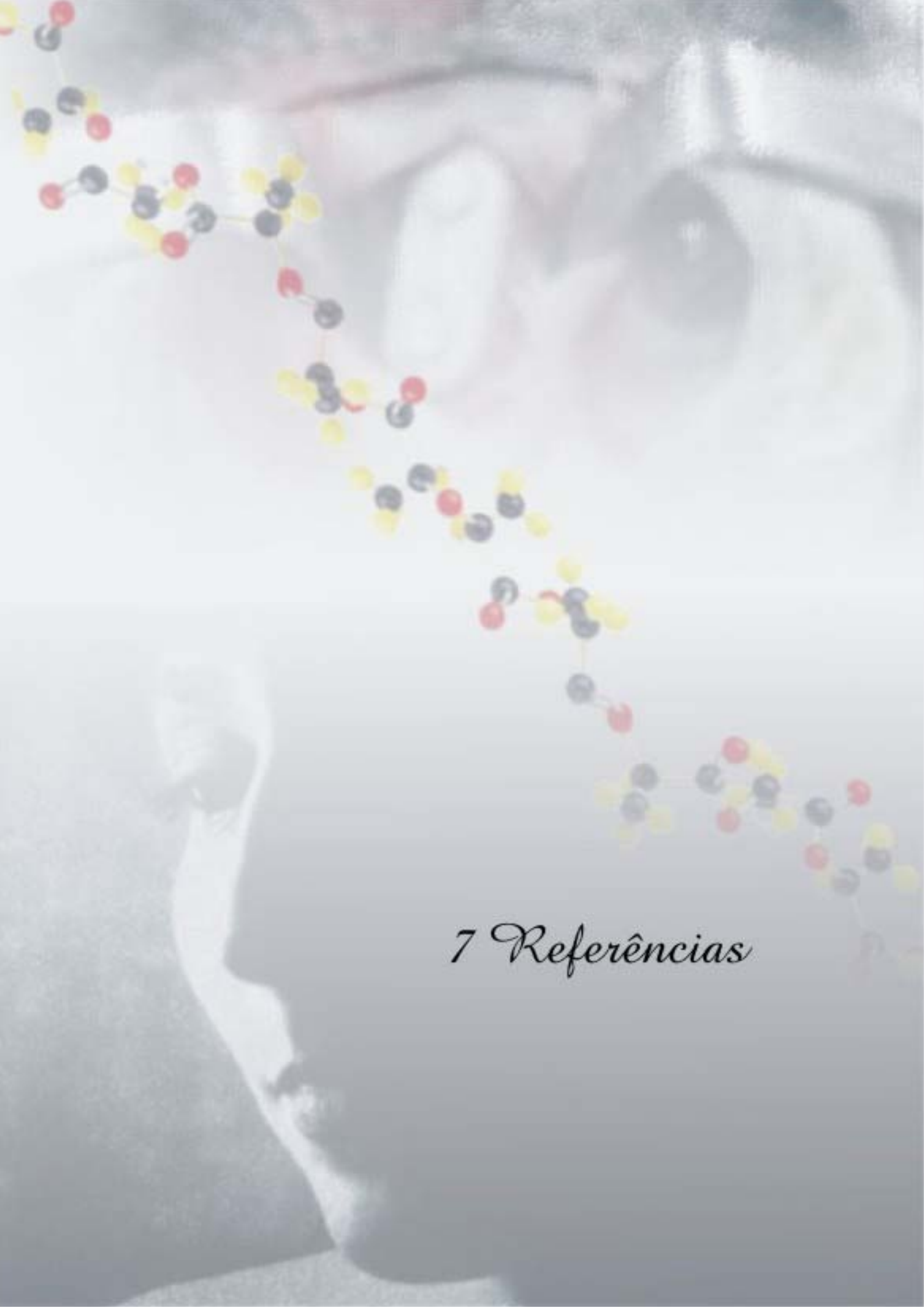


6 Conclusões

Frente as condições experimentais e aos resultados obtidos foi possível concluir:

- 1) Fraturas conforme as induzidas na órbita de coelhos possuem melhor resolução quando estabilizadas por miniplacas e parafusos;
- 2) A utilização de miniplacas de titânio ou de polímero vegetal possuem resultados satisfatórios e semelhantes do ponto de vista clínico e radiológico;
- 3) Quanto a formação de osso no local da fratura, as miniplacas de titânio e de polímero vegetal também são semelhantes;
- 4) Com relação a inflamação, a intensidade da reação inflamatória é maior nas fases iniciais da implantação quando se utiliza miniplacas de polímero vegetal. Entretanto, após 60 dias da implantação, a inflamação se reduz, ficando semelhante ao que se observa com miniplacas de titânio.

Portanto, o presente estudo mostrou que miniplacas e parafusos de titânio ou de polímero vegetal fornecem resultados semelhantes quando utilizados para reparação de fraturas orbitárias de coelhos, podendo-se sugerir que o polímero vegetal possa ser útil para o tratamento de fraturas da órbita.



7 Referências

Acartürk S, Dalay C, Kivanc A, Varinli I. Orbital apex syndrome associated with fractures of the zygoma and orbital floor. *Eur J Plast Surg.* 1993; 16:67-9.

Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J.* 2004; 10(2):96-101.

Alpert B, Seligson D. Removal of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(5):618-21.

Anderson R, Panje W, Gross G. Optic nerve blindness following blunt forehead trauma. *Ophthalmology.* 1982; 89:445-55.

Antonyshyn O, Gruss JS, Fossel EE. Blow-in fractures of the orbit. *Plast Reconstr Surg.* 1989; 84:10-20.

Araújo CA, Teófilo JM, Brentegani LG. Estudo do processo de reparação óssea entre os implantes de polímero de mamona, resina acrílica termicamente ativada e cimento ósseo, em tíbias de coelhos [dissertação]. São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia; 2000.

Azevedo CRF, Hipert Jr E. Failure analysis of surgical implants in Brazil. *Cleft Palate Craniofac J.* 2002; 39(2):197-207.

Bahr W, Stricker A, Gutwald R, Wellens E. Biodegradable osteosynthesis material for stabilization of midface fractures: experimental investigation in sheep. *J Craniomaxillofac Surg*. 1999; 27(1):51-7.

Belmonte GC. Avaliação histológica qualitativa da reação tecidual ao implante do polímero de mamona analisada pela microscopia de luz transmitida e microscopia eletrônica de varredura [dissertação]. Bauru: Centro de Pesquisa e Pós Graduação, Universidade do Sagrado Coração; 2001.

Benevento R, Dantas AM. Embriologia da órbita humana. *Rev Bras Oftalmol*. 1967; 26(2):29-35.

Bergsma JE, Rozema FR, Bos RR, Boering G, de Bruijn WC, Pennings AJ. In vivo degradation and biocompatibility study of in vitro pre-degraded as-polymerized polyactide particles. *Biomaterials*. 1995; 16(4):267-74.

Bessho K, Carnes DL, Cavin R, Ong JL. Experimental studies on bone induction using low-molecular-weight poly (DL-lactide-co-glycolide) as a carrier for recombinant human bone morphogenetic protein-2. *J Biomed Mater Res*. 2002; 61(1):61-5.

Bite U, Jackson IT, Forbes GS, Gehring DB. Orbital volume measurements in enophthalmos using three-dimensional CT imaging. *Plast Reconstr Surg*. 1985; 75: 502-7.

Black J. Implant retrieval: problems and opportunities. In: Proceedings of the Symposium on Retrieval and Analysis of Orthopedic Implants; 1976; Gaithersburg. Gaithersburg: National Bureau Standards; 1976. p.81-102.

Bontrager, KL Tratado de técnica radiológica e base anatômica. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1996.

Bos AV. Optical resolution: an analysis based on catastrophe theory. J Opt Soc Am. 1987; 4:1402-6.

Bothe RT, Beaton LE, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. Surg Gynecol Obstet. 1940; 71:598-602.

Calnan J. The use of inert plastic material in reconstructive surgery. I. A biological test for tissue acceptance. II. Tissue reactions to commonly used materials. Br J Plast Surg. 1963; 16:1-22.

Carlson BM. Embriologia humana e biologia do desenvolvimento. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.

Cavaliere I. Estudo do processo de reparação óssea entre os implantes de polímero de mamona, resina acrílica termicamente ativada e cimento ósseo, em tíbias de coelho [dissertação]. São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista; 2000.

Chierice GO. Pesquisa e desenvolvimento de biomateriais baseados em poliuretanas derivadas do óleo de mamona. São Carlos: SNM-PADCT-II; 1994. (Relatório Técnico – SNM-PADCT-II).

Colombini N. Tratamento do trauma crânio-facial. In: Patrocínio JA, Patrocínio LG. Urgências em otorrinolaringologia. Rio de Janeiro: Revinter; 2004.

Cotran RS, Kumar V, Collins T, Robbins SL. Reparo dos tecidos: crescimento celular, fibrose e cicatrização de feridas. In: Patologia estrutural e funcional. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p.4.

Cutright DE, Beasley JD, Perez B. Histologic comparison of polylactic and polyglycolic acid sutures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971; 32(1):165-73.

Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(3):271-6.

Farrnand ME. Titanium 3D plating system. Leibinger; 1991. p.3-17.

Ferraz FHS, Schellini SA, Hoyama E, Marques ME, Padovani CR. Avaliação da resposta inflamatória ao implante subcutâneo de Matriz óssea associada à BMP. In: Resumo dos Temas Livres do XV Congresso Brasileiro de Prevenção e Reabilitação Visual ; 2002. Curitiba; 2002.

Ferraz FHS. Comportamento do implante contendo BMP associado ao plasma rico em plaquetas [dissertação]. Botucatu: Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista; 2005.

Forrest CR, Lata AC, Marcuzzi DW, Bailey MH. The role of orbital ultrasound in the diagnosis of orbital fractures. *Plast Reconstr Surg.* 1993; 92(1):28-34.

Fortunato G, Marini E, Valdinucci F, Bonucci E. Long-term results of hydroxyapatite-fibrin glue implantation in plastic and reconstructive craniofacial surgery. *J Cranio Maxillofac Surg.* 1997; 25:124-35.

Foschini RMSA, Bicas HEA, Cruz AAV. Medial isolated blowout orbital fracture associated with important motility restriction - case report . *Arq Bras Oftalmol.* 2002; 65(5):567-70.

Gardner E, Gray DJ, O'Rahilly R. *Anatomy, a regional study of human structure.* 4^a ed. Philadelphia: Saunders; 1975.

Getter L, Cutright DE, Bhaskar SN, Augsberg JK. A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. *J Oral Surg.* 1972; 30(5):344-8.

Gosain AK, Song L, Riordan P, Amarante MT, Nagy PG, Wilson CR, Toth JM, Ricci JL. A 1-year study of osteoinduction in hydroxyapatite-derived biomaterials in an adult sheep model: part I. *Plast Reconstr Surg.* 2002; 109:619-30.

Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium implants. The importance of the implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1992; 3(2):71-6.

Groeneveld EHJ, Burger EH. Bone morphogenetic proteins in human bone regeneration. *Eur J Endocrinol.* 2000; 142:9-21.

Harcourt-Brown F. Ophthalmic diseases. In: *Textbook of rabbit medicine.* Oxford: Butterworth Heinemann; 2002. Chap.2, p.292-306.

Hermesen VM, Dreyer RF. Ophthalmic anatomy. *Prim Care*. 1982; 9:627-45.

Herrera NA, Lara RC, Herrera G. Fracturas de piso de órbita: utilización de material autólogo. *Rev Assoc Odontol Argent*. 1998; 86:311-3.

Hilding A. The physiology of drainage of nasal mucus. The flow of the mucus currents through the drainage system of the nasalmucosa and its relation to ciliary activity. *Arch Otolaryngol*. 1932; 15:92.

Hollinshead HW. The nose and paranasal sinuses. In: *Anatomy for surgeons*. 3ª ed. Philadelphia: JB Lippincott Company; 1982. p.223-5.

Ilankovan V, Hadley D, Moos K, el Attar A. A comparison of imaging techniques with surgical experience in orbital injuries - a prospective study. *J Cranio Max Fac Surg*. 1991; 19(8):348-52.

Jones JK, Van Sickels JE. Rigid fixation: a review of concepts and treatment of fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1988; 65(1):13-8.

Junqueira LC, Carneiro L. *Histologia básica*. 5a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1982.

Kallela I, Laine P, Suuronen R, Ranta P, Lizuka T, Lindqvist C. Lag-Screw fixation of anterior mandibular fractures using biodegradable polylactide screws: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 57(2):113-8.

Kearney JN. Quality issues in skin banking a review. In: Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.

Kohn R, Romano PE, Puklin JE. Lacrimal obstruction after migration of orbital floor implant. *Am J Ophthalmol*. 1976; 82:934-6.

Kulkarni R, Pani K, Neuman C, Leonard F. Polylactic acid for surgical implants. *Arch Surg*. 1966; 93:839-43.

Landesberg R, Roy M, Glickman RS. Quantification of growth factor levels using a simplified method of platelet-rich-plasma gel preparation. *J Oral Maxillofac Surg*. 2000; 58:300-1.

Le Geros RZ, Myers HM. Calcium phosphate in oral biology and medicine. Basel: Karger; 1991. p.108-29, 167-9. (Monographs in oral science, 15).

Leonel ECF, Sobrinho JA, Ramalho LTO, Porciúna HF, Rapoport M. A ação do polímero de mamona durante a neoformação óssea. *Acta Cir Brás*. [serial online] 2004;19(4):342-50 [acesso 2006 jan 15]. Disponível em: <http://www.scielo.br>

Magnano M, Ferrero V, Morra B, Bussi M. Orbital and endocranial complication in acute sinusitis in childhood. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 1992; 12:565-73.

Marx ER, Carlson ER, Eichstaedt RM, Schimmele SR, Strauss JE, Georgeff KR. Platelet-rich-plasma: growth factor enhancement for bone grafts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1998; 85:638-46.

Mauriello Jr A, Hargrave S, Yee S, Mostafavi R, Kapila R. Infection after insertion of alloplastic orbital floor implants. *Am J Ophthalmol*. 1994;117:246-52.

McManners J, Moos KF, El-Attar A. The use of biodegradable fixation in sagittal split and vertical subsigmoid osteotomy of the mandible: a preliminary report. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 35(6):401-5.

McMurray J. The intra-antral air pressure incident to the respiratory excursion and its effect on antral drainage. *Arch Otolaryngol.* 1931; 14:581.

Miguel RC, Guerrieri GL, Zamboni FD. Failures in oral implantology. *RGO.* 1988; 36(6):426-7.

Mills RP, Kartush M. Orbital wall thickness and the spread of infection from the paranasal sinuses. *Clin Otolaryngol.* 1985; 10:209-6.

Moore KL. Cabeça. In: *Anatomia orientada para a clínica.* 4a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. p.800-25.

Mosher HP. Symposium on the ethmoid: the surgical anatomy of the ethmoid labyrinth. *Trans Am Acad Ophthalmol.* 1929; 376-410.

Norman BC, Oliver J, Cheeks L, Hull DS, Birnbaum D, Green K. Corneal endothelial permeability after anterior chamber silicone oil. *Ophthalmology.* 1990; 97(12):1671-7.

Ohara GH, Kojima KE, Rossi JC, Telles M, Soares TVC, Salomão C. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intra - óssea e intra - articular em coelhos. *Acta Ortop Bras.* 1995; 3(2):62-8.

Perren SM, Pohler O. News from the lab: titanium as implant material. AO/ASIF Dialogue. 1987; 1(3):11-2.

Pilliar RM, Davies JE, Smith DC. The bone-biomaterial interface of load-bearing implants. MRS Bull. 1991; 16(9):55-61.

Pohler OEM. Failure of metallic orthopaedic implants. In: American Society for Metals International. Handbook Committee. Metals handbook. Metals Parks: ASM International; 1986. v.11, p.668-94.

Popesko P. Atlas de anatomia topográfica dos animais domésticos. São Paulo: Manole; 1990.

Prein J, Hammer B. The new AO 2.0 titanium plate set in cranio-maxillofacial surgery. AOI ASIF Dialogue. 1989; 11(1):9-12.

Rosen V, Scott TR. The BMP proteins in bone formation and repair. Trends Genet. 1992; 8:97-102.

Rudderman RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. Clin Plast Surg. 1992; 19(1):11-29.

Salman L, Kinney LA. Clinical response of hard tissue replacement (HTR) polymer as an implant material in oral surgery patients. J Oral Implantol. 1992; 18(1):24-8.

Schellini SA, Gregorio EA, Spadella CT, Machado JL, de-Moraes-Silva MA. Muller cells and diabetic retinopathy. Braz J Med Biol Res. 1995; 28(9):977-80.

Schellini SA, Hoyama E, Rocha MC, Rugollo Jr A , Padovani CR. Evaluation of lacrimal system outflow in the newborn by dye tests. *Orbit*. 2000; 19(3):137-42.

Sherman DD, Lemke BN. Orbital anatomy and its clinical application. In: Tasman W, Jaeger EA. *Duane's ophthalmology* [CD-ROM]. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.

Smith GK, Black J. Models for systemic effects of metallic implants. In: *Proceedings of the Symposium on Retrieval and Analysis of Orthopedic Implants*; 1976; Gaithersburg. Gaithersburg: National Bureau Standards; 1976. p.23-30.

Sobotta B. *Atlas de anatomia Humana*. 17a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1977. p.243.

Suuronen R, Asikainen A. Biodegradable materials as tools to fasten bone in face and jaw surgery. *Duodecim*. 2004; 120(16):2002-7.

Tengvall P, Elwing H, Sjöquist L, Lundström I, Björsten LM. Interaction between hydrogen peroxide and titanium: a possible reason for the biocompatibility of titanium. *Biomaterials*. 1989; 10(2):118-20.

Thaller SR, Moore C, Tesluk H. Biodegradable polyglyconate plates and screws: a histological evaluation in a rabbit model. *J Craniofac Surg*. 1995; 6(4):282-7.

Tormala P. Biodegradable self-reinforced composite materials; manufacturing structure and mechanical properties. Clin Mater. 1992; 10(1-2):29-34.

Van Alyea OE. Frontal cells: an anatomic study of these cells with consideration of their clinical significance. Arch Otolaryngol. 1941; 34:11.

Vidigal Jr GM, Groisman M. Osseointegração x Biointegração: uma análise crítica. Rev Bras Odontol. 1997; 4:54.

Xavier SP, Carvalho TLL, Brentegani LG . Polímero ortopédico biocompatível (BOP) implantado em ferida de extração dental. In: Anais da 13^a Reunião Científica da SBPqO; 1996; Águas de São Pedro. Águas de São Pedro; 1996. p.195.

Zachariades N. The superior orbital fissure syndrome Report of a case and review of the literature. J Oral Surg. 1982; 53:237-40.

Zar JH. Biostatistical analysis. Prentice Hall: Upper Saddle River; 1999.



Abstract

In the last few decades, the advances in materials used for repairing facial bone fractures have greatly improved internal rigid fixing. However research in this area remains open as there is still no ideal material.

Objective: to evaluate the repair of orbital wall fractures with internal rigid fixings comparing mini titanium and reabsorbable vegetal polymer plates.

Materials & Methods: A prospective experimental study was performed at Botucatu School of Medicine using 36 albino rabbits submitted to orbit base fracture; they were divided into three groups: G1, orbit fracture without any type of fracture fixing or setting (controls); G2, orbit fracture fixed with mini titanium plates; and G3, orbit fracture fixed with mini reabsorbable vegetal polymer plates. Animals were x-rayed immediately after fracture and at sacrifice, which occurred 15, 30, & 60 days after surgery. After sacrifice, orbit material was removed and prepared for histological examination, performed by light microscopy. **Results:** Orbit fractures according to the induced present experiment have better resolution when balanced by mini plates and screws, showing similarities in the bone repair between G2 and G3 animals, demonstrated by the radiological and histological exam. The inflammatory reaction was emphasized in G3 animals when the evaluation happened 15 days after surgery, decreasing along the experiment.

Conclusions: The vegetal polymer mini plate is a suitable alternative for orbital fracture reconstruction, given the low inflammatory reaction, its capacity to induce bone growth, and its integration at the fracture site.

Keywords: implant, orbit, fracture, osteoinduction, osteoconduction, blow-out.



Anexas

Anexo 1 – Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Medicina de Botucatu

Distrito Rubião Junior, s/nº - Botucatu - S.P.
CEP: 18.618-970
Fone/Fax: (0xx14) 6802-6143
e-mail secretaria: capellup@fmb.unesp.br

Instituída na Faculdade de Medicina através da Portaria do Diretor nº 30 de 26/04/99



Comissão de Ética em Experimentação Animal

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS que o Protocolo n.º 374, sobre o projeto de pesquisa intitulado **“Estudo comparativo do uso da fixação interna rígida em titânio versus fixação interna rígida em polímero reabsorvível nas reconstruções da órbita”** de responsabilidade de Elifas Levy Nunes, sob orientação da **Profª Drª Silvana Artioli Schellini**, está de acordo com os **Princípios Éticos na Experimentação Animal** adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), com a ressalva de que os **coelhos**, são provenientes de Biotério convencional, sem condições de emitir atestado de sanidade.

Projeto de pesquisa aprovado em 03 de março de 2.004

Profª Drª Norma Sueli P. Modolo
Presidente da CEEA

Alberto Santos Capelluppi
Secretário da CEEA

Anexo 2 – Análise de superfície em placas de titânio.



Centro de Caracterização e
Desenvolvimento de Materiais
UFSCar / UNESP

RELATÓRIO MET05-000260

Osteomed Indústria e Comércio Ltda
R: 26, nº 2123, CEP 13503-011
Rio Claro - SP
Fone – (019) 3533-7903 Fax – (019) 3533-7903
Contato – Fernando

ANÁLISE DE SUPERFÍCIE EM PLACAS DE TITÂNIO

1- CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Recebeu-se para análise amostras de placas de titânio identificados internamente como MET050776. O objetivo da análise foi o de verificar a possível existência de corrosão superficial.

A análise das superfícies corroídas e de seus resíduos foi realizada por meio da técnica de microscopia eletrônica de varredura com microanálise aplicada (MEV/EDS). O equipamento é da marca Leica, modelo LEO Stereoscan 440 sendo a microanálise acoplada do tipo Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS – Energy Dispersive Spectroscopy) modelo eXL II, da marca Oxford. Os elementos foram avaliados semi-quantitativamente. As quantidades avaliadas como indicativas das quantidades de cada elemento presente nos resíduos são apenas relativas às intensidades dos picos de emissão, não podendo ser tomadas como análises quantitativas.

2- RESULTADOS

Análises via microscopia eletrônica de varredura com microanálise acoplado (MEV-EDS) revelaram que os elementos majoritários nas regiões verificadas foram, em ordem decrescente de concentração: Ti (64%), C (22%), S (6%), Ca (3%) O (2%) Al e P (1%), Si (0,5%) e Mg (0,2%). A Figura 1 apresenta micrografia da região analisada. É possível observar vários pontos de corrosão em diferentes locais das placas analisadas.

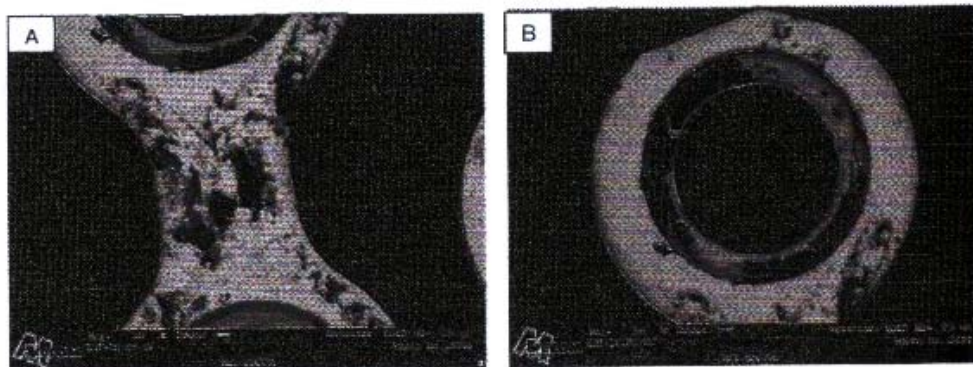


Figura 1 – Micrografias das placas de titânio analisadas em MEV/EDS.



Centro de Caracterização e
Desenvolvimento de Materiais
UFSCar / UNESP

RELATÓRIO MET05000260

3- CONCLUSÃO

As amostras analisadas apresentam corrosão superficial e têm como principal produto de corrosão compostos ricos em carbono, enxofre, cálcio e oxigênio, majoritariamente.

São Carlos, 16 de maio de 2005

CLEVER RICARDO CHINAGLIA

Consultor Metalúrgico - CCLM - UFSCar_UNESP
CREA - 5060139190

Este documento somente poderá ser reproduzido por inteiro.
Os resultados referem-se apenas aos itens ensaiados (não extensivos a outras amostras).
A amostragem relativa a este relatório é de responsabilidade do cliente

Página 2 de 2