

JOSÉ MARIANO CARVALHO COSTA

**ANÁLISE HISTOLÓGICA COMPARATIVA DA  
BIOCOMPATIBILIDADE DE ENXERTOS REALIZADOS COM  
ESCLERA HOMÓLOGA OU SILICONE EM DEFEITOS ÓSSEOS  
PRODUZIDOS NO REBORDO INFERIOR DA ÓRBITA DE COELHOS,  
SEGUNDO CRITÉRIOS DA FDI**

CAMPO GRANDE  
2009

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

JOSÉ MARIANO CARVALHO COSTA

**ANÁLISE HISTOLÓGICA COMPARATIVA DA  
BIOCOMPATIBILIDADE DE ENXERTOS REALIZADOS COM  
ESCLERA HOMÓLOGA OU SILICONE EM DEFEITOS ÓSSEOS  
PRODUZIDOS NO REBORDO INFERIOR DA ÓRBITA DE COELHOS,  
SEGUNDO CRITÉRIOS DA FDI**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Rafael De Rossi

CAMPO GRANDE  
2009

Catálogo – na – Publicação

Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Costa, José Mariano Carvalho

Análise histológica comparativa da biocompatibilidade de enxertos realizados com esclera homóloga ou silicone em defeitos ósseos produzidos no rebordo inferior da órbita de coelhos, segundo critérios da FDI / José Mariano Carvalho Costa; orientador Rafael De Rossi. – Campo Grande, 2009

194p.: fig., tab.

Tese (Doutorado – Curso de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste) – Faculdade de Medicina “Dr Hélio Mandetta” da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul.

1. Esclera 2. Órbita 3. Coelho 4. Biocompatibilidade



FOLHA DE APROVAÇÃO

JOSÉ MARIANO CARVALHO COSTA

**ANÁLISE HISTOLÓGICA COMPARATIVA DA  
BIOCOMPATIBILIDADE DE ENXERTOS REALIZADOS COM  
ESCLERA HOMÓLOGA OU SILICONE EM DEFEITOS ÓSSEOS  
PRODUZIDOS NO REBORDO INFERIOR DA ÓRBITA DE COELHOS,  
SEGUNDO CRITÉRIOS DA FDI**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Doutor.

Resultado \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), 30 de Abril de 2009.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Rafael De Rossi - Presidente  
Instituição: UFMS

---

Prof. Dr. Ricardo Dutra Aydos - Titular  
Instituição: UFMS

---

Prof. Dr. Petr Melnikov - Titular  
Instituição: UFMS

---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Rosana Mara Giordano de Barros - Titular  
Instituição: UFMS

---

Prof. Dr. José Carlos G. Mendonça - Titular  
Instituição: UFMS

---

Prof. Dr. José Antônio Patrocínio - Suplente  
Instituição: UFU

## AGRADECIMENTOS

- A Deus, criador do Universo e que deu ao homem sabedoria.
- Aos meus pais, Antônio Novaes e Maria Madalena que sob os poderes de Deus me fez uma pessoa consciente.
- Aos meus irmãos: Vera, Antônio, Paulo, Ulisses, Rubens, Vilmar, Verônica e Luciano pelas boas lembranças e amizade que sempre nos uniu.
- Aos meus filhos, Sérgio Antônio Araújo Costa, Danilo Henrique Araújo Costa, Mariana Débora Araújo Costa, pelas palavras que sempre me motivaram.
- A minha amada esposa Teresa Cristina de Melo Araújo Costa que nos momentos difíceis desta jornada sempre esteve ao meu lado com gestos de carinho e palavras de amor.
- Ao Prof. Rafael de Rossi que, acreditando em mim, pude desenvolver e concluir essa pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Ricardo Dutra Aydos coordenador dos cursos de pós-graduação da UFMS meus sinceros agradecimentos.
- Ao Prof. Dr. Fernando Cristino Barbosa meus mais altos reconhecimento pela competência com que me co-orientou nesta pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Marcelo Bolette minha gratidão pela brilhante co-orientação no estudo das lâminas.
- Ao Departamento de Oftalmologia do Hospital Santa Genoveva na pessoa do Prof. Dr. Renzo Sansoni pelos valiosos esclarecimentos das dúvidas no campo da ciência oftalmológica.
- Ao Prof. Dr. José Carlos Mendonça obrigado pelo companheirismo e o constante apoio durante toda essa pesquisa.
- À Prof.<sup>a</sup> Elenilde Aparecida Guerra pela cooperação na documentação fotográfica dessa pesquisa.
- À Prof.<sup>a</sup> Hany Angelis Abadia Borges de Oliveira pela constante incentivo.
- Ao grande amigo Prof. Ricardo Passos Formoso de Moraes que esteve sempre presente e apoiando-me para que essa pesquisa se realizasse.
- Ao estimado Prof. Lawrence Pereira de Albuquerque a minha estima e gratidão pelo apoio a essa pesquisa.
- Ao colega Rubson Evangelista da Silva pelo cooperativismo durante as cirurgias nos animais da pesquisa, meu muito obrigado.
- Ao Prof. Marcelo Antônio Duarte pelas palavras de incentivo a essa pesquisa, o meu muito obrigado.

- Ao Prof. Antônio de Pádua meus reconhecimentos pela grande valia de suas colaborações nas interpretações das inteirações medicamentosas durante a essa pesquisa.
- Ao Prof. José Antônio Patrocínio meu agradecimento pelas tantas vezes que me auxiliou na evolução desse trabalho.
- Ao Prof. Cássio José Alves de Sousa, meu reconhecimento e agradecimento pelo grande apoio e orientação na interpretação do diagnóstico das laminas e montagem das mesmas.
- Ao Prof. Marco Aurélio Versiani meus agradecimentos pela formatação da tese.
- Ao Técnico de Laboratório de Histologia e Morfologia Rui Silva, obrigado pelo trabalho e elaboração das laminas durante todos os passos dessa pesquisa.
- À Vanusa Ferreira Gonzaga Fagundes pelo apoio e eficiência de secretária.
- À Valéria Gomes Alkimin, muito obrigado pela ajuda na confecção técnica dessa pesquisa.
- Aos colegas dos Hospitais Santa Genoveva e Santa Marta MG
- Aos colegas e funcionários da Escola de Aperfeiçoamento Profissional da ABO, Seção Uberlândia-MG.

## RESUMO

**Costa JMC. Análise histológica comparativa da biocompatibilidade de enxertos realizados com esclera homóloga ou silicone em defeitos ósseos produzidos no rebordo inferior da órbita de coelhos, segundo critérios da FDI.** Mato Grosso do Sul; 2009. [Tese - Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

O objetivo deste estudo foi comparar a resposta inflamatória do silicone e da esclera homóloga em um modelo animal. Quatro coelhos, selecionados como doadores, tiveram as órbitas enudeadas, as escleras removidas, limpas e conservadas em álcool absoluto. Defeitos ósseos padronizados foram criados nos rebordos orbitais inferiores de vinte e sete coelhos da raça Nova Zelândia, distribuídos em três grupos. Os grupos A e B receberam enxertos homólogos de esclera ( $n = 12$ ) ou silicone ( $n = 12$ ), respectivamente. No grupo A, a esclera desidratada foi embebida em solução salina 0,9% por 30 min antes da implantação. Os animais restantes compreendem o grupo C (controle C) e foram submetidos à cirurgia, mas sem nenhum enxerto. Os animais foram eutanasiados aos 45, 90 e 120 dias após a cirurgia e amostras dos tecidos implantados foram preparadas para análise histopatológica de rotina com secções coradas em hematoxilina e eosina. Uma avaliação comparativa do infiltrado inflamatório foi realizada conforme recomendado pela FDI. Para análise inferencial dos tempos experimentais, considerou-se o nível de rejeição da hipótese de nulidade em 5%. Para uma mesma variável foi empregado o teste de Friedman, complementado pelo teste de Wilcoxon. Consideradas variáveis diferentes, empregou-se o teste U-Mann Whitney. Observou-se diferença estatística significativa na reação inflamatória entre os grupos A e B ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos B e C ( $p < 0,001$ ), não sendo observada diferença entre os grupos A e C ( $p > 0,05$ ). A análise histológica mostrou resposta inflamatória ausente ou leve no grupo A, em todos os períodos, enquanto foi moderada aos 45 dias no grupo B, diminuindo para leve aos 120 dias. No grupo A, o tecido conjuntivo apresentou-se organizado, com neoformação óssea e integração da esclera aos tecidos circundantes. No grupo B, observou-se uma fina camada de tecido conjuntivo adjacente ao silicone, com poucas células inflamatórias. Aos 120 dias, os defeitos ósseos no grupo A estavam reconstituídos, enquanto nos grupos B e C, observou-se formação óssea incompleta. Apesar dos materiais testados apresentarem biocompatibilidade, a esclera demonstrou como principal vantagem em relação ao silicone, o fato de se integrar completamente à área receptora.

Palavras-chave: esclera, órbita, coelho, biocompatibilidade

## ABSTRACT

**Costa JMC. Comparative histological analysis of the biocompatibility of grafts performed with homologous sclera or silicone in bone defects produced in the lower edge of the orbit of rabbits, according to FDI.** Mato Grosso do Sul; 2009. [Thesis - Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

The aim of this study was to compare the inflammatory response after implantation of homologous sclera and silicon in an animal model. Four rabbits, selected to be graft donors, had the sclera removed from the eyes, cleaned and preserved in absolute ethanol. Standard bony defects were created at the orbital floor of twenty seven New Zealand rabbits, randomly separated into three groups. Groups A and B received grafts of homologous sclera (n=12) or silicon (n=12), respectively. In group A, the dehydrated sclera was soaked in 0.9% saline solution for 30 min before implantation. The remaining animals comprised group C (control) and were submitted to surgery, but with no graft. The animals were euthanized at 45, 90, and 120 days after surgery, and tissue samples were prepared routinely by histopathological analysis of hematoxylin and eosin stained sections. A comparative evaluation of inflammatory infiltrate on groups was performed as recommended by the FDI. To the statistical analysis, significance level was set as 5%. Comparing the same variable, the analysis was carried out by Friedman test followed by Wilcoxon Rank test. Considering different variables, U-Mann Whitney test was used. Statistical analysis showed significant difference between groups A and B ( $p < 0.001$ ) and B and C ( $p < 0.001$ ), with no difference between A and C ( $p > 0.05$ ). The histological sections showed an inflammatory response classified as none to slight in group A, in all experimental periods, whilst it was moderate at 45 days in group B, reducing to absent at 120 days. In group A, sections showed an organized connective tissue, a neo-formed healthy bone, and integration of the sclera with adjacent tissues. In group B, it was observed a thin layer of connective tissue adjacent to the silicon with a few inflammatory cells. At 120 days, the bone defects in group A were totally reconstituted, while in groups B and C it was observed an incomplete bone formation. Although the biocompatibility of both implanted materials, the sclera showed some advantages in relation to silicone as it was completely integrated into the host.

Keywords: sclera, orbit, rabbit, biocompatibility

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Intensidade da resposta inflamatória nos grupos experimental e controle nos tempos experimentais de 45, 90 e 120 dias.....	103
Tabela 2 – Avaliação histológica dos enxertos com esclera no tempo experimental de 45 dias.....	192
Tabela 3 – Avaliação histológica dos enxertos com esclera no tempo experimental de 90 dias.....	192
Tabela 4 – Avaliação histológica dos enxertos com esclera no tempo experimental de 120 dias.....	193
Tabela 5 – Avaliação histológica dos enxertos com silicone no tempo experimental de 45 dias.....	193
Tabela 6 – Avaliação histológica dos enxertos com silicone no tempo experimental de 90 dias.....	194
Tabela 7 – Avaliação histológica dos enxertos com silicone no tempo experimental de 120 dias.....	194
Tabela 8 – Avaliação histológica do grupo controle nos tempos experimentais de 45, 90 e 120 dias.....	195

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fluxograma representativo da distribuição dos animais nos grupos A (experimental), B (controle positivo) e C (controle negativo), bem como a redistribuição dos animais dos grupos A, B e C em 1, 2 e 3, de acordo com os períodos de observação (45, 90 e 120 dias).....	86
Figura 2 – Técnica para obtenção da esclera do globo ocular de coelho.....	88
Figura 3 – Fotografia do recipiente contendo álcool etílico absoluto onde as escleras permaneceram armazenadas.....	89
Figura 4 – Fotografia da esclera de coelho desidratada.....	90
Figura 5 – Fotografia dos instrumentos para mensuração e preparo dos materiais de enxerto.....	90
Figura 6 – Fotografia da esclera de coelho reidratada em solução salina isotônica a 0,9%. (A) face interna; (B) face externa.....	91
Figura 7 – Fotografias da exposição cirúrgica do rebordo inferior da órbita.....	93
Figura 8 – Fotografias das manobras utilizadas para fixação, adaptação e estabilização dos enxertos.....	94
Figura 9 – Grupo controle: procedimento cirúrgico.....	95
Figura 10 – Fotografias do procedimento cirúrgico para obtenção dos enxertos.....	98
Figura 11 – Esclera 45 dias (H&E, 40x).....	104
Figura 12 – Esclera 45 dias (H&E, 100x).....	105
Figura 13 – Esclera 45 dias (H&E, 200x).....	106
Figura 14 – Esclera 90 dias (H&E, 40x).....	107
Figura 15 – Esclera 90 dias (H&E, 100x).....	108
Figura 16 – Esclera 90 dias (H&E, 200x).....	109
Figura 17 – Esclera 120 dias (H&E, 40x).....	110
Figura 18 – Esclera 120 dias (H&E, 100x).....	111

Figura 19 – Esclera 120 dias (H&E, 100x).....	112
Figura 20 – Esclera 120 dias (H&E, 200x).....	113
Figura 21 – Silicone 45 dias (H&E, 40x).....	114
Figura 22 – Silicone 45 dias (H&E, 100x).....	115
Figura 23 – Silicone 45 dias (H&E, 200x).....	116
Figura 24 – Silicone 90 dias (H&E, 40x).....	117
Figura 25 – Silicone 90 dias (H&E, 100x).....	118
Figura 26 – Silicone 90 dias (H&E, 200x).....	119
Figura 27 – Silicone 90 dias (H&E, 100x).....	120
Figura 28 – Silicone 120 dias (H&E, 40x).....	121
Figura 29 – Silicone 120 dias (H&E, 100x).....	122
Figura 30 – Silicone 120 dias (H&E, 200x).....	123
Figura 31 – Controle 45 dias (H&E, 40x).....	124
Figura 32 – Controle 90 dias (H&E, 40x).....	124
Figura 33 – Controle 120 dias (H&E, 40x).....	124



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BMP	Proteína Óssea Morfogenética
C.T.B.M.F	Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial
COBEA	Colégio Brasileiro de Experimentação Animal
DFDBA	<i>Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft</i> ou Osso Alógeno Desmineralizado e Congelado
EDTA	Ácido Etilenodiaminotetracético
FDDBA	<i>Non-Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft</i> ou Osso Alógeno Não-Desmineralizado e Congelado
FDI	<i>Fédération Dentaire Internationale</i> ou Federação Internacional de Odontologia
Fig.	Figura
FMV	Faculdade de Medicina Veterinária
HA	Hidroxiapatita
H&E	Hematoxilina e Eosina
IM	Intramuscular
PDS	Polidioxanona
PLLA	<i>Poly (L-Lactic Acid)</i> ou Ácido Poli-L-Lático
PGA	<i>Polyglycolic Acid</i> ou Ácido Poliglicólico
P(L/DL)LA	<i>Poly-L/DL-Lactide Acid</i> ou Ácido Poli-L/DL-Lático
PPAD	Polietileno Poroso de Alta Densidade
PPP	Poliglactina-910 Polidioxana
PVPI	Solução de Polivenilpirrolidona Iodada 1%
UFMS	Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

UFU	Universidade Federal de Uberlândia
MG	Minas Gerais
RM	Ressonância Magnética
UR	Umidade Relativa

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°C	Centígrado
cm	Centímetro
g	Gramma
kg	Quilograma
l	Litro
mg	Miligrama
ml	Mililitro
min	Minuto
mm	Milímetro
µm	Micrômetro

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>22</b>
<b>3 OBJETIVOS</b> .....	<b>84</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO</b> .....	<b>85</b>
<b>4.1 Procedimentos pré-operatórios</b>	<b>85</b>
4.1.1 Seleção da amostra	85
4.1.2 Distribuição dos animais	85
4.1.3 Obtenção dos materiais de enxerto	86
4.1.3.1 Esclera	86
4.1.3.2 Silicone	89
<b>4.2 Procedimentos operatórios</b>	<b>89</b>
4.2.1 Preparo dos materiais de enxerto	90
4.2.1.1 Esclera	90
4.2.1.2 Silicone	91
4.2.2 Preparo do defeito ósseo programado	92
4.2.3 Inserção dos materiais de enxerto	92
<b>4.3 Procedimentos pós-operatórios</b>	<b>96</b>
4.3.1 Proservação	96
4.3.2 Eutanásia	96
4.3.3 Obtenção do espécime para avaliação histológica	96
4.3.4 Processamento histológico	97
<b>4.4 Critérios de avaliação</b>	<b>99</b>
4.4.1 Critérios histológicos	99
4.4.2 Avaliação da resposta inflamatória	99
<b>4.5 Análise estatística</b>	<b>100</b>
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>101</b>
<b>5.1 Observações clínicas</b>	<b>101</b>
<b>5.2 Avaliação histológica</b>	<b>101</b>
5.2.1 Grupos experimentais	101
5.2.1.1 Grupo A (Esclera)	101
5.2.1.2 Grupo B (Silicone)	101

5.2.2 Tempos experimentais	102
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>125</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>164</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>165</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>189</b>
<b>APÊNDICES</b>	<b>192</b>
<b>CARTA DE APROVAÇÃO – CEP / UFMS</b>	<b>196</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Analisando-se os aspectos estéticos e funcionais do esqueleto facial, a região orbital tem sido considerada como uma de suas unidades mais importantes (YAVUZER *et al.*, 2004). Comumente, traumas nesta região, constituída de estruturas irregulares com complexa anatomia interna e externa (AL-SUKHUN *et al.*, 2006; SCHON *et al.*, 2006; EVANS; WEBB, 2007) afetam o assoalho de órbita (BURNSTINE, 2003; AWAN *et al.*, 2006; HARRIS, 2006). Apesar do potencial único do osso para se reconstituir após um defeito ou uma fratura, no assoalho de órbita, em especial, sua capacidade regenerativa é limitada pelo tamanho da lesão (AL-SUKHUN; LINDQVIST, 2006; SCHON *et al.*, 2006). Assim, neste tipo de situação, o tratamento proposto deve visar o recobrimento de todo o defeito com adaptação de um material que seja biocompatível em relação aos tecidos circundantes, proporcione suporte, restaure o volume orbital (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; SLADE, 1995; GUERRA *et al.*, 2000; YAVUZER *et al.*, 2004; BUCHEL *et al.*, 2005), esteja prontamente disponível, tenha custo acessível (COURTNEY *et al.*, 2000; KONTIO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004) e seja de fácil manuseio (AITASALO *et al.*, 2001; MAJMUNDAR; HAMILTON, 2007).

Quatro pré-requisitos têm sido sugeridos para se obter sucesso no reparo deste tipo de fratura: o completo entendimento da anatomia local, o diagnóstico preciso, a exposição completa da área lesionada e, em alguns casos, a fixação rígida da fratura (MATHOG, 1983). Em razão da citada complexidade, são freqüentes as alterações estéticas e funcionais desfavoráveis decorrentes do tratamento ou diagnóstico indevidos (DUFRESNE *et al.*, 1988), incluindo atrofia do globo ocular, hemiação do conteúdo intra-orbita (COURTNEY *et al.*, 2000; KEMPSTER *et al.*, 2005), diplopia (SLEEP *et al.*, 2007), enoftalmo, distopia, assimetria facial (AITASALO *et al.*, 2001; FOLKESTAD; GRANSTROM, 2003), restrição do movimento ocular (NG *et al.*, 2004), disfunção muscular, hemorragia, anestesia do nervo infra-orbita, desfiguração do contorno facial, dificuldade de engolir, obstrução do ducto nasolacrima (BURNSTINE, 2002; KEMPSTER *et al.*, 2005), enfisema orbita (REEVES *et al.*, 2005) e o desenvolvimento de alguns tipos de cistos (NEVES *et al.*, 1998).

Dados referentes ao manejo do paciente com fratura orbita têm sido divulgados principalmente em estudos de séries de casos não controlados, gerando

muitas controvérsias com relação ao estabelecimento de protocolos de tratamento (CHOWDHURY; KRAUSE, 1998; CHANG; BERNARDINO, 2004; HO *et al.*, 2004; SLEEP *et al.*, 2007; TUNCER *et al.*, 2007). Por outro lado, avanços no campo da imagiologia, do desenvolvimento de materiais aloplásticos, das técnicas e instrumentais cirúrgicos, além de estudos de longo prazo com preservação de pacientes tratados, têm possibilitado um melhor entendimento do processo do trauma orbital e, conseqüentemente, de sua forma de tratamento (YAVUZER *et al.*, 2004). Apesar de tudo, alguns desafios ainda persistem no uso dos materiais de enxerto indicados para esta região, principalmente em razão da variabilidade de suas propriedades físicas e biológicas (CHOI *et al.*, 1999; GARIBALDI *et al.*, 2007). Assim, uma reconstrução bem sucedida da região orbital, comprometida por traumatismo, dependerá do planejamento pré-operatório, da técnica cirúrgica, bem como seleção apropriada do tipo do material de enxerto ou implante (GARIBALDI *et al.*, 2007).

A escolha do material “ideal” para ser usado na reconstrução da órbita está baseada primeiramente no tamanho e local do defeito e, secundariamente, na estrutura de suporte remanescente disponível (AL-SUKHUN *et al.*, 2006). Assim, a dependência da utilização de materiais para suportar os tecidos moles da órbita aumenta de forma proporcional ao tamanho do defeito (COURTNEY *et al.*, 2000; AWAN *et al.*, 2006).

Dentre os principais problemas relacionados ao insucesso dos implantes e enxertos para resolução de fraturas no assoalho de órbita estão a persistência do processo infeccioso e o deslocamento do material utilizado (AL-SUKHUN *et al.*, 2006), principalmente para o interior dos seios maxilar ou etmoidal. Tem sido relatado que a incidência de complicações imediatas ou tardias gira entre 0,4 e 7% dos casos, respectivamente (AITASALO *et al.*, 2001; ELLIS; TAN, 2003; HING, 2004; AL-SUKHUN; LINDQVIST, 2006).

Até recentemente, o material de escolha para reconstituição da estrutura orbitária fraturada era o osso autógeno (CHOWDHURY; KRAUSE, 1998), contudo, em razão da complexidade do seu uso na rotina clínica (BUHEL *et al.*, 2005) atualmente, diferentes tipos de enxertos com materiais autógenos, alógenos ou aloplásticos têm sido propostos (KRAUS *et al.*, 2001). Apesar disto, ainda não há consenso com relação ao método de reconstrução ideal quando há fratura do assoalho de órbita (GUERRA *et al.*, 2000).

Os materiais de enxerto autógenos incluem o periósteo, a cartilagem nasoseptal (KRAUS *et al.*, 2001; TALESH *et al.*, 2008), a costela, os ossos da mandíbula (ANTONYSHYN *et al.*, 1989; NGUYEN; SULLIVAN, 1992; SLADE, 1995), da crista ilíaca anterior (AL-SUKHUN *et al.*, 2006), da tíbia, da calvária, da região posterior do túber (HOLLIER *et al.*, 2001; HING, 2004; PEARCE *et al.*, 2007) e plasma rico em plaquetas associado à proteína óssea morfogenética (BMP) (FERRAZ *et al.*, 2008). As vantagens no uso de osso autógeno é sua relativa resistência à infecção, sua incorporação completa ao sítio receptor, pouca resposta inflamatória do hospedeiro e chance mínima de extrusão posterior (PEARCE *et al.*, 2007). Por outro lado, apresentam a desvantagem de promover morbidade e dor no sítio doador, estar associado com diferentes graus de reabsorção (CHOI *et al.*, 1999), ser de difícil manuseio no uso clínico (AL-SUKHUN *et al.*, 2006), ser pouco maleável (BUCHEL *et al.*, 2005), além de não ser apropriado para todos os pacientes no momento da primeira abordagem cirúrgica (MORRISON *et al.*, 1995).

Os materiais aloplásticos têm sido classificados em reabsorvíveis e não-reabsorvíveis (JANK *et al.*, 2003). Dentre os não-reabsorvíveis têm-se o silicone (NG *et al.*, 2001; ELLIS; TAN, 2003; FOLKESTAD; GRANSTROM, 2003), o Teflon (ELLIS; TAN, 2003; LIN *et al.*, 2007), o polietileno poroso (OLIVER, 2000; AITASALO *et al.*, 2001; PARK *et al.*, 2001; SCHON *et al.*, 2006), a malha de titânio (LEMKE; KIKKAWA, 1999; AITASALO *et al.*, 2001; VILLARREAL *et al.*, 2002; FIGUEIREDO *et al.*, 2004; YOON *et al.*, 2008), o vidro bioativo (AITASALO *et al.*, 2001), a hidroxiapatita (SARGENT; FULKS, 1991; CHOI *et al.*, 1999), o Polytel<sup>®</sup> (CHOI *et al.*, 1999), a malha de Vitallium<sup>®</sup> (HOSAL; BEATTY, 2002), o Supramid<sup>®</sup>, o metilmetacrilato, a malha Marlex<sup>®</sup> (FIGUEIREDO *et al.*, 2004; PEREIRA-JUNIOR *et al.*, 2007), o Gelfilm<sup>®</sup> (MAJMUNDAR; HAMILTON, 2007), a folha de Nylon (NUNERY, 2001; HO *et al.*, 2004; TUNCER *et al.*, 2007) e a poliuretana derivada do óleo de mamona (CHOI *et al.*, 1999). Suas principais vantagens estão no fato de estarem disponíveis de imediato, terem custo acessível, não possuírem potencial para transmissão de doenças (BAUMANN *et al.*, 2002), serem de fácil manuseio, possuírem estabilidade estrutural e maleabilidade (BROWN; BANKS, 1993; GILHOTRA *et al.*, 2002; GLAVAS *et al.*, 2005). Seus principais problemas são a permanente reação de corpo estranho induzida e complicações tardias como infecção (MORRISON *et al.*, 1995), extrusão, migração, hemorragia recorrente e diplopia residual (BUCHEL *et al.*, 2005).



No caso dos enxertos porosos não-reabsorvíveis foi relatada presença freqüente de infecção até o momento da vascularização e invaginação tecidual. Mesmo após a vascularização, estes implantes apresentam potencial para infecção posterior causada, por exemplo, por um trauma secundário direto ou em estrutura óssea adjacente (CORDEWENER *et al.*, 1996). No caso de enxertos confeccionados em materiais não-porosos, sua fixação é necessária para prevenir migração uma vez que não possibilitam a invaginação de tecidos adjacentes, possuindo, assim, alto potencial de infecção tardia (CORDEWENER *et al.*, 1996). Além disto, nenhum dos materiais aloplásticos citados tem sido indicado para uso em crianças em razão de não possuírem capacidade de acompanhar o crescimento natural da estrutura óssea destes pacientes (IIZUKA *et al.*, 1991; KONTIO, 2004). Tais acontecimentos podem levar a complicações que, posteriormente, exigiriam sua remoção (VILLARREAL *et al.*, 2002), o que poderia ser evitado com o uso de materiais reabsorvíveis (YAVUZER *et al.*, 2004; CRIDEN; ELLIS, 2007).

Dentre os materiais aloplásticos reabsorvíveis tem-se a polilactina (poli L-lactídeo ou PLLA) (MAURIELLO *et al.*, 1993), a polidioxanona (PDS) (MCVICAR *et al.*, 1995; PIOTROWSKI; MAYER-ZUCHI, 1999), a malha em Vicryl (JANK *et al.*, 2003; KONTIO, 2004; BUCHEL *et al.*, 2005), o ácido poliglicólico (AL-SUKHUN; LINDQVIST, 2006; AL-SUKHUN *et al.*, 2006), o Ethisorb<sup>®</sup> (REEVES *et al.*, 2005), a malha de P(L/DL)LA 70/30 (AL-SUKHUN *et al.*, 2006) e biopolímeros vegetais (IIZUKA *et al.*, 1991; MCVICAR *et al.*, 1995; CORDEWENER *et al.*, 1996; KONTIO, 2004). A utilização de materiais aloplásticos reabsorvíveis tem ganhado popularidade na reconstrução de defeitos no assoalho de órbita por que são fáceis de serem manipulados, não havendo necessidade de cirurgia complementar para obtenção do material de enxerto, eliminando a morbidade (YAVUZER *et al.*, 2004). Por outro lado, sua principal desvantagem está justamente associada ao fato de ser reabsorvível, podendo perder, prematuramente, as propriedades mecânicas esperadas do material de enxerto durante o processo de cicatrização (HECKMANN *et al.*, 1997).

Visando suprir estas deficiências, recentemente, materiais de enxerto, originários de cadáveres humanos (homólogos), têm sido propostos para uso em diversos campos das ciências biomédicas (CELIKOZ *et al.*, 1997; HECKMANN *et al.*, 1997). Entretanto, relatos da detecção de vírus e, inclusive, transmissão de infecções virais, como a doença de Creutzfeldt-Jakob (TANGE *et al.*, 1990; MARX;

CARLSON, 1991; HECKMANN *et al.*, 1997), a partir de substâncias liofilizadas, limitaram o uso desta modalidade de enxerto (YAVUZER *et al.*, 2004). Por outro lado, enxertos alógenos (cartilagem, dura-máter e esclera), preparados por métodos específicos de desidratação, têm sido utilizados com segurança por ortopedistas, cirurgões craniofaciais e neurocirurgiões (ARAF *et al.*, 2007), uma vez que, em razão do seu processo de preparo, ainda não houve relato de identificação ou transmissão de patologias (GUERRA *et al.*, 2000).

Enxertos homólogos, especificamente dura-máter (NGUYEN; FOSTER, 1999), esclera (PAPAKOSTA *et al.*, 2007) e fâscias musculares (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004) são comumente utilizados em oftalmologia. Estes são tecidos conjuntivos densos constituídos predominantemente por fibras colágenas, com função de sustentação, preenchimento, defesa e nutrição (NGUYEN; FOSTER, 1999). As áreas de tecido conjuntivo destruídas por inflamação ou lesão traumática serão preenchidas novamente pela proliferação do conjuntivo adjacente, pois esse tipo de tecido é dotado de grande capacidade de regeneração (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). As principais indicações oftalmológicas para o uso de esclera ou dura-máter, homólogos, têm sido: correção cirúrgica de defeitos esclerais (esclerite, traumas, processos infecciosos, betaterapia, mitomicina-c, tiotepa) (DEBACKER *et al.*, 1999), enucleação com implante primário (FREEDMAN, 1987), implante secundário em cavidade anoftálmica, recobrimento de implantes de drenagem no tratamento cirúrgico do glaucoma (COSTA *et al.*, 2005). No caso da dura-máter, sua indicação em cirurgia oftalmológica decorre do fato de apresentar resistência, rigidez e biocompatibilidade, além de não induzir reação imunológica (FLANAGAN, 1980).

A esclera é a camada externa do olho, densa, branca, fibrosa e muito resistente, que protege o olho, contínua à cómea anteriormente e ao revestimento dural do nervo óptico, posteriormente (COSTA *et al.*, 2005). A esclera humana, por apresentar-se em abundância nos hospitais após a retirada das córneas doadas, pode ser usada como material de enxerto em fraturas do assoalho de órbita. Historicamente, ela tem sido adequada quando usada como material de enxerto em Oftalmologia (THOMMY, 1981; PEARCE *et al.*, 2007). Suas principais vantagens são sua facilidade de obtenção, sua maleabilidade, sua composição estrutural de colágeno, a possibilidade de esterilizar e preservar, proporcionando bom suporte para o bulbo ocular (PRINCE, 1964). Além disto, a ausência de componentes celulares ativos evitaria reações imunológicas (NEYT *et al.*, 1998; PEARCE *et al.*,

2007). Dentre os modelos animais utilizados para o estudo do complexo músculo-esquelético, em ciências biomédicas, o coelho tem sido utilizado em cerca de 35% destes estudos, em parte devido ao tamanho e facilidade de manuseio (NEYT *et al.*, 1998). Destarte, por apresentar características anatômicas e histológicas semelhantes à esdera humana (PRINCE, 1964) é que se optou ao uso da esdera do coelho no estudo em questão.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Historicamente, o uso de enxertos com esclera homóloga ou heteróloga, fresca ou preservada, está bem estabelecido em Oftalmologia e em algumas outras áreas biomédicas. Van Der Hoeve (1934) foi o primeiro a usar o termo *scleromalacia perforans* para descrever as alterações degenerativas da esclera, sugerindo, naquela ocasião, que a mucosa poderia ser usada como material de enxerto. Os trabalhos clássicos do uso da esclera homóloga como enxerto foram realizados por Larsson (1948) e Lister (1951) no reparo de úlcera perfurante da córnea e após a remoção de tumor pigmentado no limbo, respectivamente. Estes autores, observando a reação insignificante do tecido hospedeiro à esclera homóloga, recomendaram-na como material de enxerto.

A partir daí, vários pesquisadores relataram suas experiências utilizando a esclera como material de enxerto, com as mais diversas finalidades, por exemplo, como auxiliar na correção de herniação da coróide (SIVASUBRAMANIAM; HOOLE, 1954); em cirurgia corretiva de miopia degenerativa (BORLEY; SNYDER, 1958a; 1958b); em correções cirúrgicas córneo-esclerais em razão, por exemplo, de esclerite, traumas, processos infecciosos, betaterapia, mitomicina-c e tiotepa (KANAGASUNDARAM, 1959; CURTIN, 1960; MILLER; BORLEY, 1964; SCOTT, 1970; RYAN; GOLDBERG, 1971; STILMA, 1983; SAINZ DE LA MAZA *et al.*, 1989; RODRIGUEZ-ARES *et al.*, 1999; PRYDAL, 2006); em cirurgia de descolamento de retina (RODRIGUEZ-VASQUEZ, 1962; WILSON, 1964; KNOBLOCH; CIBIS, 1965; O'GAWA; CAREY, 1974; FRANÇOIS *et al.*, 1979); Como material de recobrimento em caso de *scleromalacia perforans* (BLUM; SALAMOUN, 1963; OBEAR; WINTER, 1964); como material de recobrimento de cerato-próteses após cirurgia de descolamento retina (CARDONA, 1967); no tratamento de ptose palpebral (BODIAN, 1968); no reparo ou prevenção de implantes orbitais extruídos ou expostos (HELVESTON; YOUNG, 1968; HELVESTON, 1969; 1970; SOLL, 1974; ZOLLI; SHANNON, 1977; SOLL, 1978; INKSTER *et al.*, 2002; WANG *et al.*, 2007); no reparo de defeitos nasais em rinoplastias (SCOTT, 1969); como enxerto *onlay* em caso de estafiloma macular (GOLDBERG; RYAN, 1969); no reparo de defeitos ósseos periodontais (KLINGSBERG, 1972a; 1972b; 1974; FEINGOLD *et al.*, 1977); na retificação de deformidade ou contração da lamela posterior da pálpebra superior e triquíase (RUBENZIK *et al.*, 1975; TENZEL *et al.*, 1975; THOMMY, 1981; KADOI *et*

*al.*, 2000); na correção de exoftalmia (STASIOR, 1976); como auxiliar no reparo de defeitos ósseos (MOSKOW *et al.*, 1976; BEVERIDGE *et al.*, 1977; PASSELL *et al.*, 1977); na reconstrução de retração palpebral (FLANAGAN, 1980; DOXANAS; DRYDEN, 1981); como auxiliar na cirurgia de glaucoma (FREEDMAN, 1987); no reparo de bolhas filtrantes com tratamento persistente (CLUNE *et al.*, 1993; RUMELT; REHANY, 1996; KOSMIN; WISHART, 1997; MORRIS *et al.*, 1998); como implante secundário em reconstrução de cavidade enoftálmica (DEBACKER *et al.*, 2000); e no reparo do afinamento escleral (AKPEK *et al.*, 1999; OH; KIM, 2003).

Oppenheimer *et al.* (1958) avaliaram o potencial carcinogênico de implantes plásticos em roedores, verificando que materiais porosos, granulados, perfurados ou esponjosos produziam menor reação inflamatória que o mesmo material em sua forma sólida. Os autores concluíram que os materiais porosos permitiam o crescimento de tecido mole em variados graus, com diminuição da espessura da cápsula fibrosa e menor mobilidade do implante em longo prazo.

Calnan (1963) introduziu implantes com diferentes formatos na cavidade peritoneal de roedores e avaliou a reação tecidual a cada tipo de material. Células gigantes foram encontradas no interior e ao redor de todos os materiais, sem exceção, sendo que materiais mais macios induziram menor reação. Em geral, os materiais sólidos foram completamente encapsulados com tecido fibroso, enquanto os materiais porosos não o foram. O autor conduziu que a combinação de encapsulamento incompleto e presença de células gigantes indicavam uma reação biológica contínua aos implantes porosos, tornando-os insatisfatórios para uso.

De acordo com Lipshutz; Ardizzone (1965), a borracha de silicone era um material quimicamente inerte disponível no formato de blocos e placas. O Teflon<sup>®</sup>, por sua vez, é uma longa cadeia de polímero halogenado de carbono fabricado a partir da polimerização do gás tetrafluoretileno, sob alta pressão e temperatura, encontrando-se disponível em forma de folhas facilmente cortáveis. Ele é quimicamente inerte, não carcinogênico, capaz de ser esterilizado, não havendo agente solvente conhecido.

Para Paul; Ahuja (1965), dependendo do objetivo, a interrupção física do processo de reparo do defeito ósseo poderia ser vantajosa, uma vez que impediria também a invaginação de tecidos adjacentes. Os autores propuseram a utilização de córnea preservada como material de enxerto.

Segundo Browning (1967) muitos autores tinham defendido o uso rotineiro de fixação ao se colocar biomateriais no interior da órbita, uma vez demonstrada sua importância na redução de complicações associadas. O autor notou que implantes maiores não fixados eram mais susceptíveis à extrusão do que aqueles fixados localmente com fios ou suturas e que, enquanto biomateriais sólidos e fimes promoveriam apoio constante e previsível ao globo ocular e aos tecidos moles adjacentes, eles eram muito pouco eficientes considerando-se traumas posteriores. Para ele, o tamanho do defeito ósseo era importante na escolha do biomaterial, pois, à medida que esse aumenta há o envolvimento de múltiplas paredes, por conseguinte, materiais mais rígidos seriam mais adequados, evitando-se que, pela flacidez do material, haja deslocamento do conteúdo orbital para os seios maxilar e/ou etmoidal.

Hassard *et al.* (1967) não observaram diferença histológica em enxertos realizados com escleras homólogas ou autógenas, frescas ou preservadas, em órbitas de gatos. Ao exame microscópico, a região enxertada com esclera homóloga fresca revelou presença de poucas células no pós-operatório imediato e que aumentaram com o tempo, sugerindo a invasão do enxerto por células hospedeiras. No caso de enxertos de escleras preservadas observou-se, no pós-operatório imediato, a ausência de núcleos, e, posteriormente, a substituição do enxerto por tecido fibroso, em vez de células vivas, sem qualquer evidência de reação inflamatória.

Sabates *et al.* (1967) avaliaram, histologicamente, em coelhos, enxertos de esclera homóloga preservada em glicerina e verificaram que a reação pós-operatória foi mínima. No décimo dia, tanto as células inflamatórias quanto o exsudato desapareceram, havendo o preenchimento da área entre o enxerto e o tecido hospedeiro por tecido fibroso. Após 30 dias, apenas leve reação do hospedeiro foi observada, com aumento da infiltração fibrocítica no enxerto. Em dois meses, a condição histológica do enxerto estava praticamente idêntica à do tecido hospedeiro, exceto pela presença de menor quantidade de fibrócitos. Ao fim de 12 meses, o enxerto ainda se apresentava menos celular e com padrão de fibras menos organizado que a esclera do hospedeiro.

De acordo com Davila *et al.* (1968), a compatibilidade de alguns biomateriais nos tecidos moles, em relação à resposta inflamatória, seria caracterizada por ser limitada, havendo o estímulo à formação de envolvimento com cápsula fibrosa

delgada e/ou crescimento mesenquimal, com mínima atividade macrofágica. Os autores observaram que a bainha capsular tornava-se mais espessa, dificultando o suprimento sanguíneo, induzindo inflamação, ruptura de capilares e degeneração da cápsula.

Na Odontologia, Klingsberg (1972a; 1972b) foi pioneiro no uso da esclera homóloga na cavidade oral, utilizando-a em cirurgias reconstrutivas de defeitos ósseos periodontais. Ao combiná-la com o osso autógeno em procedimentos de enxerto, o autor relatou ainda que, nos locais onde a esclera foi utilizada, houve crescimento de tecido conjuntivo, sugerindo que o mesmo facilitava a vinculação entre o enxerto ósseo e a gengiva.

Whiteside *et al.* (1973), avaliando a resposta imunológica de extratos de esclera humana, observaram a presença de apenas um antígeno. Neste mesmo estudo, os autores observaram que, tanto a esclera humana quanto a bovina, resultou em resposta imunológica menor que a córnea.

Segundo Klingsberg (1974), o tecido escleral possui uma característica única, funcionando como material de enxerto e com potencial de reparo tanto do defeito ósseo quanto mucoso.

Segundo Coleman *et al.* (1974), a reação celular a um material implantado, começa com uma reação inflamatória aguda com predominância inicial de leucócitos polimorfonucleares, seguida por macrófagos e linfócitos, que migravam para a área numa tentativa de fagocitar o material e, sendo incapazes de fazê-lo, iniciava-se uma reação inflamatória crônica. Este tecido de granulação posteriormente se estruturaria, formando-se uma bainha de tecido conjuntivo que englobaria o implante, isolando-o.

Rubenzik *et al.* (1975) utilizaram esclera fresca como material de enxerto para correção de cicatriz na pálpebra superior. O defeito foi corrigido por uma incisão transconjuntival, permitindo o endireitamento da pálpebra. O pós-operatório demonstrou que o enxerto apresentava-se epitelizado espontaneamente, sem cobertura mucosa.

Tenzel *et al.* (1975) propuseram a criação de um banco de esclera para fins de ser utilizado como material de enxerto em correção de entrópio cicatricial da pálpebra superior. Segundo o autor, a esclera fresca suturada na camada tarsoconjuntival permitia a ocorrência espontânea de epitelização.

Moskow *et al.* (1976) avaliaram histologicamente a cicatrização de feridas padronizadas criadas no fêmur de 13 coelhos brancos da raça Nova Zelândia a partir da implantação de esclera autógena, tendão de Aquiles bovino, colágeno e medula óssea autógena. A dinâmica da cicatrização das feridas nos tempos experimentais de 12 dias a 3 meses foi estudada histologicamente, em microscopia fluorescente e por radiografia. Observou-se rápida cicatrização das feridas controle, retardada pela implantação da esclera. O colágeno puro provocou uma resposta linfocitária ativa e impedindo a cicatrização das feridas experimentais.

Turnbull *et al.* (1976) obtiveram as escleras dos olhos de coelhos brancos da raça Nova Zelândia, que foram imediatamente armazenadas a  $-79^{\circ}$  C. Após descongelamento, um pedaço de 4 milímetros quadrados foi implantado em cada uma das câmaras anteriores de 14 olhos e sob a cápsula de 28 rins de diferentes coelhos da mesma raça. Aloenxertos de pele, músculos ou tendões foram implantados no rim contralateral como controle. Os animais foram sacrificados em diferentes períodos experimentais variando de 1 a 12 semanas e os tecidos obtidos avaliados por microscopia ótica. Os autores observaram osteogênese em 7 dos 12 implantes de esclera implantado sob a cápsula entre 6 e 12 semanas. Não houve osteogênese na esclera implantada na câmara anterior do olho ou no grupo controle.

Beveridge *et al.* (1977) implantaram enxertos de esclera em cavidades ósseas nas tíbias de 8 coelhos, avaliando após períodos experimentais de duas a seis semanas. No grupo controle, sem esclera, após quatro semanas observou-se preenchimento completo das cavidades com tecido ósseo, apresentando-se remodelado em osso maduro compacto após seis semanas. Houve atraso na cicatrização das cavidades preenchidas com aloenxertos de esclera ocorrendo completo preenchimento apenas após seis semanas. Não houve qualquer evidência de indução de osteogênese pela presença da esclera.

Feingold *et al.* (1977), avaliando histologicamente enxertos de esclera humana em defeitos ósseos periodontais, relataram que a esclera foi bem aceita pelo tecido do hospedeiro uma vez que não havia sinais de antigenicidade ou reação tecidual indesejada. Além disto, observou-se, na interface com a esclera, presença de tecido gengival, ligamento periodontal e perióstio, estando o enxerto invadido por fibroblastos, capilares e, em algumas áreas, por tecido conjuntivo denso. Em todos os espécimes os autores observaram áreas de cementogênese e ausência de



osteogênese, reabsorção radicular externa ou anquilose, teorizando que enxertos com esclera poderiam ser usados em áreas onde houve perda do contorno gengival.

Levison; Canalis (1977) avaliaram o tratamento de fraturas experimentalmente criadas no assoalho orbital em oito macacos *Rhesus* (16 órbitas). As fraturas ósseas foram reparadas com osso antral, Silastic e filme de gelatina, sendo avaliadas clínica e histologicamente. Quatro órbitas foram utilizadas como controle. Todos os implantes pareceram influenciar favoravelmente o reparo através da prevenção da invaginação do conteúdo orbital dentro do tecido reparador. O osso autógeno mostrou-se como o melhor implante. O Silastic e o filme de gelatina foram igualmente eficazes e bem tolerados.

Passel *et al.* (1977) compararam, histologicamente, a efetividade de enxertos de esclera, de tecido conjuntivo e osso palatino, no reparo de 100 defeitos ósseos programados com 2 mm de diâmetro, na calota craniana de 25 ratos. Em cada espécime, três defeitos foram preenchidos com os materiais experimentais e o quarto foi deixado sem preenchimento (controle negativo). Os animais foram sacrificados em diversos tempos experimentais até o período máximo de 150 dias. A avaliação histomorfológica da região dos enxertos demonstrou que a esclera afetou o reparo ósseo apresentando atividade osteogênica insignificante. Nestes experimentos, o processo reparador evoluiu da superfície da cavidade óssea para o exterior sugerindo que as células osteogênicas seriam provenientes do endósseo ao invés do periósteo, portanto, até o momento, não há evidências da indicação de atividade osteogênica do enxerto de esclera processada a partir de diferentes técnicas quando utilizada como enxerto em cavidades ósseas.

Zolli; Shannon (1977) relatam evidência clínica acumulada em vários anos de utilização de esclera fresca no tratamento de implantes extruídos, a partir de uma série de sessenta e quatro casos, dos quais apenas duas tiveram complicações, posteriormente corrigidas. Segundo os autores, esta técnica permitiria uma adaptação protética bem sucedida no prazo de seis semanas após a cirurgia, com bons resultados em todos os casos.

Conforme relatado por Nersasian *et al.* (1978), tem sido realizados enxertos alógenos com esclera fresca ou preservada. No primeiro caso dever-se-ia considerar a possibilidade da presença de células vivas. Já a esclera preservada funcionaria como uma matriz de tecido conjuntivo que atua, algumas vezes, como estímulo para

regeneração da forma e função do tecido original, a partir do repovoamento do enxerto com fibroblastos do tecido hospedeiro.

Colvard *et al.* (1979) elaboraram um método de esterilização e preservação da esclera utilizando irradiação gama. Segundo os autores este seria um método altamente eficiente permitindo embalar a esclera irradiada de forma hermética, impermeável, em longo prazo para uso em sala de cirurgia. A irradiação gama provocaria quebras na estrutura molecular dos ácidos nucléicos e inativaria os vírus.

Para François *et al.* (1979), visando procedimentos cirúrgicos na retina, o material de escolha seria a esclera liofilizada, porque apresentava ser bem tolerada, sem reação tecidual, e fácil de manusear. A partir do exame histopatológico de fragmentos de esclera colhidos durante correções cirúrgicas, os autores demonstraram que a mesma era inerte.

Flanagan (1980) apresentou considerações históricas, anatômicas e fisiopatológicas, descrevendo o tratamento cirúrgico de retração do globo ocular, promovido pela glândula tireóide, com esclera alógena. O destino de transplantes alo gênicos esclerais foi avaliado imunohistoquimicamente, utilizando-se coelhos. O autor chegou às seguintes conclusões: retração palpebral moderada a severa poderia ser corrigida usando-se enxertos de esclera em combinação com procedimentos cirúrgicos adicionais; dois milímetros de esclera deveriam ser utilizados para cada milímetro de correção desejado devido à tendência de contratura; a recessão dos músculos retratores das pálpebras superiores e inferiores combinada com enxertos esclerais poderiam prevenir, em longo prazo, a correção da retração pelo tratamento da tireóide; enxertos alógenos de esclera na pálpebra do coelho foram encontrados clinicamente após até um ano de acompanhamento; após um infiltrado inflamatório inicial, pequena alteração histológica foi observada na estrutura lamelar ou fibrilares do enxerto escleral; empregando um anti-soro preparado contra a esclera do coelho, a partir de cobaias, antígenos esclerais poderiam ser detectados no enxerto até um ano após a enxertia; no decurso de um ano, a quantidade de antígenos esclerais foi diminuída, mas, após este período, eles ainda poderiam ser detectados imunohistologicamente.

Iacono *et al.* (1980), inicialmente, avaliaram o sangue periférico humano quanto à reatividade a extratos de esclera. Observou-se ausência de antigenicidade escleral uma vez que os leucócitos reagiram de forma semelhante com a esclera, as culturas testadas e os grupos controle. Posteriormente os autores abordaram os

aspectos clínicos dos albenxertos com esclera, fornecendo orientações para sua utilização clínica. Foi apresentado um caso em que um enxerto gengival com esclera havia permanecido em posição após aproximadamente um ano de pós-operatório. O dente foi removido, com o enxerto, e avaliado histologicamente.

De acordo com Thommy (1981), no tratamento da entropia cicatricial e triquiase, há inúmeras opções cirúrgicas disponíveis, no entanto, que se deve escolher a técnica mais adequada à gravidade do caso. Em geral, casos graves são mais bem resolvidos com enxerto de pele ou mucosas. Neste trabalho o uso de enxerto com esclera homóloga para correção do entrópico e da triquiase foi discutido. Escleras conservadas ou frescas, medindo de 1,5 a 2 mm de largura foram utilizadas em 155 correções de entrópico, em 136 pacientes. A taxa de sucesso relatada foi de 92,3% após o período de observação de 15 meses.

Wolfe (1981) apresentou um caso de uma mulher jovem no qual um implante de silicone no assoalho orbital ficou extruído no seio maxilar oito anos após a sua inserção. Duas tentativas de correção posterior usando silicone apenas agravaram o problema. A correção definitiva exigiu um planejamento em duas fases: (1) enxerto ósseo da crista ilíaca no defeito do assoalho e na proeminência infra-orbital, junto com um retalho do músculo temporal e antrostomia nasal; e (2) um enxerto condromucoso utilizando a cartilagem lateral superior e um enxerto de pele da região pós-auricular. O autor advertiu contra o uso de materiais aloplásticos em grandes defeitos orbitais, especialmente quando já há relato de problemas com esses materiais.

De acordo com Koornneef (1982), o tratamento cirúrgico ou não-cirúrgico de fraturas orbitais tipo *blow-out* tem sido controverso. Na década de 1950, foi defendido que todas as fraturas tipo *blow-out* deveriam ser tratadas cirurgicamente com base na concepção que músculos extra-orbitais foram extruídos, penetrando na linha de fratura, causando visão dupla e enoftalmia. Gradualmente, porém, mudou-se para uma abordagem mais conservadora, provavelmente devido às complicações da cirurgia, resultados decepcionantes quanto à motilidade e enoftalmia, e as repetidas provas de aparecimento de visão dupla espontânea. O autor analisou a literatura sobre o assunto, combinando com resultados obtidos por ele em nova abordagem. Novas teorias sobre o mecanismo de fraturas tipo *blow-out* foram postuladas. Já não era mais o aprisionamento dos músculos em fratura tipo *blow-out* considerado responsável pelos problemas graves de motilidade, mas sim que a

causa estaria relacionada à disfunção na motilidade de todo o aparelho ocular na região da fratura. Por conseguinte, o tratamento cirúrgico convencional pela reparação do assoalho orbital, parecia ter perdido a sua fundamentação teórica e uma abordagem conservadora foi defendida, com técnicas microcirúrgicas disponíveis tratando mais facilmente as seqüelas das fraturas tipo *blow-out*.

Segundo Mathog *et al.* (1983), enoftalmia e diplopia eram as complicações mais comuns de lesão orbital. Estes autores revisaram as causas destas seqüelas, propondo um método de implante de enxertos ósseos para a órbita e osso maxilar e relataram os resultados da preservação de 38 casos após seis meses e oito anos. As vantagens e desvantagens do procedimento cirúrgico foram ainda descritas e comparadas com outros métodos.

Stilma (1983) relatou o tratamento de 38 úlceras da córnea em 30 pacientes. Embora o quadro clínico semelhante, as características deste tipo de úlcera no Oeste Africano eram diferentes na medida em que apresenta prevalência mais elevada, tendência à perfuração, freqüência maior no grupo etário de 20-40 anos, e está freqüentemente associada com anquilostomíase. Em alguns casos, as úlceras foram corrigidas localmente com temo-coagulação conjuntival por excisão, mas houve recidiva em pelo menos 52% dos casos. Na ausência de doadores de córneas, seis olhos com progressivo prolapso da íris e achatamento da câmara anterior foram reconstruídos com enxerto lamelar de esclera autógena.

Tovi *et al.* (1983), utilizando um modelo in vivo com cães, demonstraram a importância da condição do periósteo na regeneração óssea de defeitos na parede orbital. Quando o periósteo encontrava-se ausente ao redor do defeito, durante o processo de cicatrização formava-se uma camada de tecido fibroso ao redor. Assim, em fraturas severas da órbita, eles postularam que a ruptura do periósteo modificaria sua capacidade osteogênica impedindo a formação de osso em todo o defeito. Em tais casos, o osso autógeno garantiria o restabelecimento da continuidade óssea tornando-se incorporado ao hospedeiro como novo osso e sendo mais bem tolerado que igual volume de material aloplástico.

Zins; Whitaker (1983), baseados em observações em humanos que sugeriam melhoria do resultado de enxertos utilizando osso membranoso, realizaram um estudo experimental, com metodologia variada, utilizando 15 coelhos e 7 macacos para avaliar as diferenças dos enxertos com osso membranoso e endocondral. Em ambos os grupos, o osso membranoso manteve um volume significativamente maior

que o osso endocondral, em enxertos na região craniofacial. A perda de volume com os enxertos endocondrais aconteceu nos períodos finais de avaliação do experimento, sendo três vezes maior do que enxertos com osso membranoso em coelho e mais de quatro vezes maior em macacos. A absorção de manchas a partir da ingestão de substâncias como tetraciclina e alizarina foi maior no osso membranoso. Os autores concluíram que enxertos com osso endocondral apresentam maior reabsorção quando comparado a enxertos de osso membranoso, e que o osso craniano seria a área doadora de escolha quando clinicamente disponível.

Mauriello *et al.* (1984) relataram o caso de 3 pacientes que desenvolveram proptose unilateral 13, 16 e 20 anos após a reparação de fratura *blow-out* com implantes de Teflon<sup>®</sup> no assoalho de órbita. Nos três casos, a causa da proptose foi provavelmente a hemorragia dos capilares em uma cápsula fibrosa que envolvia o implante, e que ficou evidente na tomografia computadorizada. Em dois casos um cisto retrobulbar rodeava o implante. No terceiro caso, tecidos moles irregulares circundavam os implantes. Histologicamente, uma cápsula fibrosa cercava o implante em todos os três casos, e em um caso, a camada interna da cápsula fibrosa era epitélio respiratório. O conteúdo do cisto, em dois casos, foi sangue fresco, com células vermelhas e hemoderivados, desintegrados. No terceiro caso, não foi identificado nenhum conteúdo, no entanto, o tecido fibroso continha macrófagos carregados de hemossiderina sugerindo a presença de hemorragia. Os pacientes tiveram a proptose quase completamente resolvida apenas com a retirada cirúrgica do implante, descompressão e/ou remoção do cisto, ou de parte da cápsula fibrosa.

Zins *et al.* (1984) investigaram a relação da superfície de reabsorção e deposição para a manutenção do volume do enxerto ósseo no esqueleto facial de coelho em crescimento. Os melhores resultados dos enxertos foram observados (1) quando a sua superfície periosteal foi colocada em contato com tecidos moles e sua superfície esponjosa em contato com a superfície óssea e (2) quando o osso foi enxertado próximo ao periósteo. Microscopia fluorescente não conseguiu demonstrar qualquer diferença nas taxas de calcificação em nenhum dos enxertos estudados.

Kusiak *et al.* (1985) avaliaram se a melhor manutenção do volume e viabilidade dos enxertos ósseos onlay membranosos em relação aos endocondrais

estava relacionada com a vascularização mais rápida do osso membranoso. Técnicas de microangiografia foram usadas para estudar as taxas de vascularização de enxertos ósseos, tipo membranoso ou endocondral, em coelhos adultos brancos raça Nova Zelândia em 1, 3, 7, 14 e 21 dias após o procedimento cirúrgico. Os padrões de vascularização foram quantificados microscopicamente utilizando uma técnica modificada por ponto de contagem. Em três dias, enxertos ósseos membranosos apresentaram crescimento de vasos tanto nos tecidos moles quanto no osso hospedeiro, enquanto pouco crescimento foi visto no enxerto endocondral. Até o dia 7, 2,5 vasos por quadro foram identificados penetrando nos enxertos membranosos, ao mesmo tempo em que se verificou uma média de 0,6 vasos por quadro nos enxertos endocondrais. No dia 14, observou-se média de mais de 20 vasos por quadro nos enxertos membranosos comparado a 1,8 no endocondral. Em 21 dias, os enxertos endocondrais demonstraram persistência de áreas avasculares centrais não vistos nos enxertos membranosos. Os autores concluíram que enxertos ósseos membranosos em coelhos são mais rapidamente vascularizados que enxertos endocondrais e que este fator poderia afetar o volume do enxerto observado experimentalmente.

Em razão do uso polêmico de implantes de Teflon<sup>®</sup> no assoalho orbital devido a relatos de complicações relacionadas com o implante, Aronowitz *et al.* (1986) determinaram a incidência e os fatores associados às complicações relacionadas aos implantes de Teflon<sup>®</sup> em um estudo de longo prazo através do acompanhamento de 77 pacientes selecionados. Foram utilizados dados obtidos a partir de 35 implantes em 31 pacientes com tempo médio de acompanhamento de 16 anos, representando uma experiência de 528 pacientes implantados/ano. A taxa de complicação de curto prazo (pós-cirúrgico de um mês) foi de 3,9%. Em longo prazo, a taxa de complicação foi de 2,8%. A implantação de folha de Teflon<sup>®</sup> com embalagem antral foi associada a um risco significativamente mais elevado de infecção. Não houve qualquer caso de migração de implantes propriamente fixados. O crescimento facial foi normal nas três crianças enxertadas. Os autores concluíram que a folha de Teflon<sup>®</sup> foi bem tolerada na órbita, em longo prazo e que a taxa de complicação poderia ser ainda mais reduzida com uma apropriada fixação do implante, evitando-se realizar embalagem antral durante o procedimento cirúrgico.

Manson *et al.* (1986a, 1986b) estudaram os mecanismos de pós-enofthalmia na determinação da inter-relação entre a gordura e dos ligamentos no suporte do

globo ocular. Estudos anatômicos demonstraram que os ligamentos formavam uma estrutura essencial para manutenção do globo, porém, sozinhos seriam insuficientes para sua manutenção em posição. Evidências mostraram que a remoção extramuscular de gordura em cadáveres e de pacientes submetidos à blefaroplastia não promoveu alterações significativas na posição do globo. Além disto, a perda de gordura intramuscular (atrofia ou deslocamento) em cadáveres e pacientes produziu enoftalmia. A atrofia da gordura não era uma característica proeminente na maioria dos pacientes com enoftalmia pós-traumática. Alguma perda de gordura intramuscular pelo deslocamento muscular era constantemente presente. O principal mecanismo, contudo, de pós-enoftalmia, envolvia um deslocamento e mudança na forma dos tecidos moles orbitais. A perda de osso e do apoio ligamentar permitia posterior deslocamento e remodelação dos tecidos moles orbitais sob a influência da gravidade e de forças provenientes da contratura pela cicatrização por tecido fibroso. A forma do conteúdo orbital retrobulbar altera de um cone a uma esfera e o globo desloca-se para trás e para baixo. Dado que o volume dos tecidos moles orbitais não se modifica após o trauma, a reposição dos mesmos juntamente com a reconstrução óssea iria corrigir ou melhorar significativamente a enoftalmia.

Sewall *et al.* (1986) apresentaram os achados clínico-radiológicos, a manipulação cirúrgica e as características histológicas de uma lesão inflamatória crônica que se desenvolveu em resposta a um implante Silastic colocado no assoalho orbital 13 anos antes. Os autores concluíram a partir de revisão da literatura que polímeros sólidos implantados poderiam precipitar uma resposta inflamatória crônica que, sendo dinâmica, poderia ser agravada por inúmeros fatores.

De acordo com Stanley; Shih (1986), após trauma ou cirurgia excisional de tumor, pode ser necessária a reconstrução de grandes defeitos do osso frontal ou da órbita. O uso isolado de osso autógeno ou material aloplástico pode se revelar insuficiente devido a dificuldades em se obter contorno adequado além da deficiência de resistência à infecção dos materiais aloplásticos. Para os autores, estes problemas poderiam ser superados com o uso combinado de uma prótese de poliuretano em Dacron a fim de proteger o cérebro e isolar os seios paranasais. Esta técnica não seria indicada para pequenos defeitos, mas deveria ser considerada pelo cirurgião de cabeça e pescoço, confrontado com o desafio de reconstruir um defeito fronto-orbital grave.

Tse *et al.* (1986) utilizaram o adesivo de cianocrilato azul (Butil-2-cianocrilato) na fixação de implantes orbitais para a correção de deformidades do sulco superior, em reparo de fratura tipo *blow-out* e como auxiliar em um caso de implante de osso autógeno no teto orbital. Segundo os autores, este adesivo era um valioso substituto para a fixação de implantes orbitais, não tendo sido observada toxicidade local devido ao material.

Segundo Bagatin (1987), o osso autógeno seria superior ao osso xenógeno, cartilagem ou materiais aloplásticos para a reconstrução de defeitos do assoalho de órbita, sendo que o mais utilizado poderia ser obtido a partir de enxerto da sínfise mandibular, em pedaços de 3,5 x 1,5 cm de diâmetro, ou seja, suficientemente forte para suportar o conteúdo orbital, ao mesmo tempo em que seria modelado e facilmente posicionado. Para o autor, este seria o método mais indicado para a reconstrução do assoalho de órbita.

Bos *et al.* (1987) trataram dez pacientes com fraturas instáveis do zigomático com placas e parafusos de poli (L-lactide) (PLLA) reabsorvíveis. Os resultados mostraram que este método de fixação apresentava estabilidade adequada durante um período suficientemente longo, permitindo a cicatrização da fratura.

Mauriello *et al.* (1987) relataram o desenvolvimento de dacriocistite não responsável à terapêutica em uma mulher de 66 anos de idade, quinze anos após o reparo de fratura de assoalho orbital com implante de silicone. À avaliação clínica, parte do implante era passível de palpação no aspecto medial do arco orbital inferior próximo à área anatômica do conduto nasolacrimal. Tomografia computadorizada orbital, sondagem e irrigação do sistema nasolacrimal confirmaram que o implante obstruiu o duto nasolacrimal no assoalho da órbita. A remoção do implante combinada à dacriocistorrinostomia levou a resolução do dacriocistite. Segundo os autores, a dacriocistite como complicação tardia associada ao reparo de fratura do assoalho orbital com implante ainda não havia sido previamente publicada. Concluiu-se que implantes orbitais não deveriam ser colocados próximos à região anatômica do duto lacrimal, devendo ser fixados, evitando sua migração posterior.

Morain *et al.* (1987) criaram fenestrações bilaterais na parede medial orbital em 16 gatos adultos. As fenestrações foram reconstruídas com filme de Poliglactina 910, silicone reforçado com folha de Dacron ou mantidos sem implantes. A Poliglactina 910 foi bem tolerada e totalmente absorvida em quatro meses. O silicone reforçado com Dacron induziu uma reação inflamatória aguda de longa



duração. Substituição óssea parcial na região da fenestração orbital ocorreu em todos os animais, mas foi acompanhada de distorção e de erosão em aposição ao silicone. Os autores relataram que as conclusões do estudo foram insuficientes para se determinar o prognóstico em caso de reconstrução do contorno orbital com implantes bioreabsorvíveis, em área adjacente aos seios faciais.

Segundo Polley; Ringler (1987), uma miríade de materiais tem sido sugerida para o restabelecimento da continuidade do assoalho de órbita após trauma facial. Tradicionalmente, o enxerto autógeno tem sido o material de eleição para a reconstrução do assoalho orbital; no entanto, materiais aloplásticos têm ganhado popularidade devido à sua disponibilidade e facilidade de uso. Em razão da ausência de publicação de resultados clínicos de longo prazo com estes materiais na reconstrução do assoalho orbital, os autores apresentaram uma análise do resultado de 20 anos de acompanhamento de 230 implantes de Teflon<sup>®</sup> utilizados na reconstrução pós-traumática de assoalho de órbita, com ênfase na incidência de infecção, extrusão e deslocamento do implante. Com tempo médio de acompanhamento de 30 meses, os autores relataram apenas um caso de infecção, sem complicações referentes ao deslocamento ou extrusão dos mesmos. Concluiu-se que o uso de Teflon<sup>®</sup> para a reconstrução de defeitos do assoalho de órbita, decorrentes de trauma, era seguro e eficaz.

Dufresne *et al.* (1988) descreveram as complicações imediatas e tardias das fraturas orbitais. Segundo os autores, infelizmente, as complicações poderiam surgir como resultado de lesão traumática ou iatrogênica. As seqüelas poderiam ir desde as mais insignificantes até as mais debilitantes. Os autores discutiram as complicações mais comuns relacionadas ao diagnóstico e tratamento das fraturas orbitais, bem como a melhor abordagem para favorecer o processo de cicatrização. Segundo os mesmos, a partir de maior compreensão e adequada abordagem, as complicações poderiam ser prevenidas.

Conforme descrito por Gilsanz *et al.* (1988), o coelho é um dos animais mais comumente utilizados para a investigação médica, sendo usado em aproximadamente 35% dos estudos de biocompatibilidade devido, em parte, à facilidade de manuseio e tamanho, e no fato de atingir a maturidade esquelética logo após a maturidade sexual, por volta dos 6 meses de idade. Quanto ao último dado, os autores determinaram o efeito dos hormônios sexuais sobre a densidade óssea durante o crescimento de coelhos brancos da raça Nova Zelândia, após a

administração de soro fisiológico, testosterona, estrógeno ou a partir de seis semanas de idade até o tempo de maturidade esquelética, por meio de tomografia computadorizada.

Holmes; Hagler (1988) avaliaram, em 17 cães, o potencial de uma matriz porosa de hidroxiapatita (HA) servir como um substituto de enxerto ósseo. Foram realizados defeitos craniais bilaterais de 15 x 20 mm, posteriormente reconstruídos com implante de HA ou enxerto de osso autógeno (costela). Os cães foram eutanasiados após 3, 6, 12, 24, e 48 meses, e os espécimes obtidos preparados histologicamente para microscopia ótica e histometria. O implante e o enxerto não alteraram com o tempo, confirmando a capacidade destes materiais em manter sua estrutura em relação ao contorno craniano. Em 15 espécimes, observou-se crescimento ósseo por todo o implante, contudo, apenas um crescimento ósseo discreto foi visto na maioria dos espécimes enxertados. A análise histométrica demonstrou que os espécimes implantados estavam compostos de 39,3% de matriz de hidroxiapatita, 17,2% de osso neoformado e 43,5% de tecidos moles. Nos espécimes enxertados havia 43,7% de osso e 56,3% de tecidos moles. Este estudo confirmou a tese de que uma matriz porosa de hidroxiapatita poderia funcionar parcialmente como um substituto de enxerto ósseo. Os autores concluíram que o tamanho do defeito craniano utilizado não permitiria estimar a distância a que o crescimento do osso poderia ser esperado.

Larson (1988) revisou dados previamente publicados quanto aos protocolos de utilização de agentes antimicrobianos de uso tópico. Segundo o autor, há evidências que algumas bactérias, como *Streptococcus pneumoniae*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Staphylococcus aureus*, seriam resistentes ao procedimento de desinfecção em glicerina, podendo sobreviver como esporos.

Thadani *et al.* (1988) relatou um caso de transmissão da doença de Creutzfeldt-Jakob (CJD) em uma mulher de 28 anos que havia recebido enxerto dural de cadáver 19 meses após a ressecção de um colesteatoma. As circunstâncias do caso apontam para o enxerto como a fonte mais provável da doença. Os autores concluíram que a dura-máter proveniente de cadáver deveria ser adicionada à lista de materiais que poderiam transmitir CJD, chamando atenção para o fato de quaisquer tecidos autólogos apresentarem o mesmo potencial.

Para Waite; Clanton (1988), as principais indicações oftalmológicas para o uso de enxertos alogênicos têm sido: correção cirúrgica de defeitos esclerais

(esclerite, traumas, processos infecciosos, betaterapia, mitomicina-c, tiotepa), enucleação com implante primário, implante secundário em cavidade anoftálmica e recobrimento de implantes no tratamento cirúrgico do glaucoma. Os autores avaliaram prospectivamente, por 12 meses, o uso de dura-máter liofilizada no reparo de defeitos traumáticos do assoalho de órbita em 15 pacientes com fraturas graves do assoalho orbital, com ruptura da periórbita e herniação do conteúdo orbital no seio maxilar. Os autores observaram ausência de complicações tais como migração, extrusão ou infecção dos implantes e concluíram que o material era de fácil uso, sendo bem tolerado e comportando-se tão bem, ou melhor, que materiais aloplásticos.

Antonyshyn *et al.* (1989) relataram que os resultados obtidos com enxertia imediata de cartilagem foram inferiores aos obtidos com o enxerto ósseo imediato. A incidência de estrabismo e enoftalmia foram significativamente maiores para o enxerto de cartilagem, não obstante o fato de este material ter sido utilizado apenas em casos de fraturas com menor gravidade. Os autores concluíram que enxertos de cartilagem autógena eram muito flexíveis e não prestavam apoio adequado aos conteúdos orbitais, no caso de defeitos maiores. Portanto, a cartilagem corresponderia a um material autógeno de fácil aquisição indicado para correção de pequenos defeitos orbitais em pacientes devidamente selecionados.

Bos *et al.* (1989) utilizaram bio-placas e parafusos absorvíveis para a fixação interna de fraturas mandibulares criadas artificialmente em 6 cães. As placas e parafusos foram fabricados a partir de um bloco de poli (L-lactide) (PLLA), com alto peso molecular. O material é microporoso e tem excelentes propriedades mecânicas. As placas e os parafusos foram inseridos em conformidade com o protocolo Champy para fixação interna. Avaliações clínico-radiográficas após a cirurgia mostraram que não houve formação de calo ósseo ou quaisquer outras complicações durante o processo de cicatrização. Não obstante a resistência à tração do PLLA ser inferior ao aço inoxidável ou qualquer outro metal, não houve falha das placas ou parafusos, o que poderia ser explicado pela sua alta resistência. Os autores concluíram que placas e parafusos bio-absorvíveis de PLLA apresentava-se como alternativa atraente para a fixação interna de fraturas mandibulares evitando-se um segundo ato cirúrgico necessário para remover materiais de osteossíntese metálicos.

Segundo Pepose *et al.* (1989), o álcool promoveria rápida coagulação das proteínas, apresentando várias características desejáveis por ser anti-séptico barato, tuberculicida e fungicida, demonstrando ainda ação virucida, incluindo os vírus do herpes simples e da imunodeficiência humana (HIV).

Sainz de La Maza *et al.* (1989) sugeriram o uso de homoenxertos esclerais a fim de manter a integridade do globo ocular, em caso de afinamento escleral profundo e/ou perfuração traumática ou espontânea, até que a quimioterapia sistêmica com imunossupressores seja eficaz, uma vez que o início da sua ação poderá ser demasiado lento para a suspensão progressiva da esclerite necrotizante. Os autores revisaram suas experiências com homoenxertos de esclera em 12 pacientes com esclerite necrotizante progressiva; oito (todos com doença auto-imune) e quimioterapia concomitante e quatro (dois com doença auto-imune), sem ação quimioterápica. Os enxertos permaneceram estáveis nos dois grupos de pacientes durante um acompanhamento médio de 12 meses. Os autores concluíram que, embora raramente apenas a enxertia de esclera seja bem sucedida contra esclerite necrotizante, era um instrumento útil à quimioterapia coadjuvante.

Segundo Seiff (1989), o reparo de fratura medial tipo *blow-out* pode resultar em diplopia ou enoftalmia devido ao persistente confinamento do conteúdo orbital e, visando prevenir estas ocorrências, em tais casos, uma barreira deveria ser colocada ao longo da parede medial orbital. Porém, a fixação adequada deste material seria um obstáculo tecnicamente difícil de resolver. O autor relata os casos de sete pacientes em que folhas de silicone foram fixadas ao longo da parede medial orbital com butil-2-cianoacrilato. O acompanhamento após 21 meses indicou ausência de complicações.

De acordo com Hes; De Man (1990), a HA em formato de bloco tem sido a mais comumente utilizada no esqueleto orbital interno uma vez que pode ser esculpida em tamanho apropriado sendo que suas principais desvantagens seriam a baixa resistência à tração e a pouca flexibilidade, o que dificulta sua adaptação ao contorno orbital. Além disto, a estabilização da HA seria extremamente difícil porque qualquer força extra sobre o parafuso de fixação pode promover a fratura do implante. Os autores revisaram 5 casos clínicos em que os pacientes tiveram correção de enoftalmia e diplopia por meio da implantação de blocos de HA densa.

Hardesty; Marsh (1990), em estudo prospectivo utilizando 46 coelhos adultos jovens da raça Nova Zelândia, compararam a efetividade de enxertos ósseos tipo

*onlay* no esqueleto craniofacial em relação à sua origem embrionária (membranosa ou endocondral), morfologia (bicortical ou de unicortical) e orientação. Os dados quantitativos e qualitativos foram analisados e contrastados em ambos os períodos de avaliação (1,5 e 3 meses). Os autores concluíram que os fatores que poderiam interferir na sua compatibilidade seriam o tipo de componente ósseo histológico (esponjoso ou cortical), a presença de perióstio, o leito receptor, a taxa de revascularização, o tipo de fixação e a idade do paciente.

Para Lin *et al.* (1990), muita atenção tem sido centrada na fixação rígida como método de otimização da cicatrização de fraturas. Porém ainda se desconhece se tal fixação, quando aplicada à enxertia *onlay*, melhoraria a manutenção do volume original do enxerto. Para examinar esta questão, os autores compararam, em coelhos, a evolução de enxertos membranosos e endocondrais, rigidamente fixados ou não, em áreas do focinho e fêmur, por meio de análise morfológica, histológica e análise cinética. Os resultados demonstraram que em áreas de alta movimentação (fêmur), a fixação rígida melhorou a taxa de sobrevivência do enxerto, enquanto que na região de baixo movimento (focinho), não houve diferença no volume de retenção enxerto. Histologicamente, não houve diferença em relação aos métodos de fixação empregados, ambos apresentando padrões de revascularização semelhantes. Pela análise cinética, a fixação rígida pareceu exercer melhor efeito no início do período pós-operatório sendo que o osso membranoso foi superior ao endocondral, em todas as circunstâncias. Os autores concluíram que a fixação rígida seria o método de escolha em todas as circunstâncias em que enxertos ósseos tipo *onlay* poderiam ser expostos a movimento, cisalhamento, torção e forças laterais.

Conforme relatado por Motoki; Mulliken (1990), o transplante ósseo deve ser precedido por criteriosa avaliação da área receptora uma vez que a vascularidade e da qualidade dos tecidos moles nesta região poderia exigir a utilização de tecido ósseo vascularizado. O osso cortical oferece maior resistência mecânica e pode ser integrado com placas de fixação. O osso membranoso utilizados como enxertos *onlay* para visando aumento do contorno do esqueleto craniofacial demonstrou ser superior na manutenção do seu volume. A utilização de fixação rígida poderia eliminar as diferenças na taxa de reabsorção óssea entre o osso membranoso e endocondral utilizados como enxertos *onlay*. A calota craniana é a área doadora de enxerto mais utilizada em procedimentos esqueléticos craniofaciais uma vez que sofre menos reabsorção óssea, revasculariza mais rápido do que endocondral, tem

excelente resistência mecânica devido ao grande componente cortical e provocar menos desconforto ao paciente em comparação com costela ou crista ilíaca. Contudo, sua coleta e a modelação óssea craniana exigem conhecimentos especializados, além da morbidade potencial. Para os autores, em geral, para a reconstrução interna da órbita, a cartilagem deveria permitir uma exata conformação, o que é problemático, tendo em vista sua tendência a retomar à forma anterior, a não ser que seja mantida em sua nova forma por vários meses, porém, esta possibilidade seria remota considerando-se os limites internos da órbita. Além disto, a nova conformação da cartilagem produziria mudanças no equilíbrio de forças intrínsecas de tração e expansão podendo causar a distorção do seu formato, alterando seu volume no interior da órbita, aumentando a probabilidade de complicações tardias.

Para Rozema *et al.* (1990), em razão de complicações relacionadas à presença contínua de implantes aloplásticos não-reabsorvíveis na órbita, mencionadas na literatura, dever-se-ia dar preferência à utilização de materiais reabsorvíveis no reparo dos defeitos no assoalho orbital. Implantes aloplásticos de alto peso molecular, com 0,4 mm de espessura, denominados poli (L-lactide) (PLLA) foram utilizados no reparo de defeitos artificiais do assoalho de órbita tipo *Blow-out*, em caprinos. Aos tempos experimentais de 3, 6, 12, 19, 26, 52, e 78 semanas após o implante, os animais foram eutanasiados. Após três semanas, o exame histológico revelou completa encapsulação do implante por tecido conjuntivo. Após 6 semanas, havia remodelação dos tecidos adjacentes, mas presença de reabsorção óssea nos pontos de apoio do implante. Em 19 semanas, uma placa óssea estava sendo progressivamente formada e, em 78 semanas, osso neoformado recobria completamente a placa de PLLA em ambos os lados, com ausência de inflamação. Os autores, contudo, relataram que, após seis anos, vários pacientes submetidos a implantes orbitais com PLLA apresentaram edema local. Segundo eles, a causa da reação inflamatória tardia foi atribuída à natureza física das partículas altamente cristalinas do PLLA, bem como sua lenta taxa de degradação.

Tange *et al.* (1990) relataram o caso de um homem de 54 anos que desenvolveu uma doença neurológica fatal 4 anos após um homoenxerto de pericárdio, bem sucedido, em cirurgia de timpanoplastia. A autópsia revelou como *causa mortis* a doença de Creutzfeldt-Jakob. Esta é provavelmente a encefalopatia espongiiforme infecciosa causada por um vírus que pode ser transmitido através de

materiais de transplante. Neste artigo, a possível transmissão acidental da doença de Creutzfeldt-Jakob através do uso de materiais em homoenxerto em cirurgias otológicas é discutida.

Iizuka *et al.* (1991) relataram o uso de placas de PDS para reconstrução de assoalhos orbitais que apresentavam defeitos de 1 a 2 cm, com comunicação sinusal, em 20 pacientes. Os defeitos maiores foram reconstruídos com osso homólogo. Os autores relataram que o material foi bem tolerado clinicamente, sem ocorrência de edema ou reação sugestiva de inflamação. A complicação mais comum foi a migração inferior da posição do globo ocular, além do fato de dez pacientes apresentarem diplopia transitória relacionada ao grau de correção, resolvida 29 dias depois. Os autores concluíram que o PDS é apropriado para reconstrução do assoalho orbital, pelo menos nos casos em que os defeitos não excedam 1 a 2 cm de diâmetro sendo que o material foi bem tolerado, foi totalmente absorvido e pareceu ser substituído por osso em quase todos os casos.

Komai; Ushiki (1991) estudaram, por microscopia eletrônica de varredura e por microscopia eletrônica de transmissão convencional, a organização das fibras de colágeno na córnea e na esclera humanas. As fibrilas de colágeno na córnea apresentaram diâmetro uniforme próximo a 25 nm. Na camada de Bowman, as fibrilas colágenas individuais apresentavam-se interligadas, formando uma estrutura extremamente densa. No estroma, a maioria das fibrilas de colágeno corria em estruturas lamelares, apresentando diferentes larguras e espessuras. Estas lamelas estavam dispostas paralelamente à superfície corneana, mas, muitas vezes comunicando-se com as camadas adjacentes pelo intercâmbio de fibrilas. No íntimo estromal, região adjacente à membrana de Descemet, as fibrilas colágenas estavam orientadas em várias direções e entrelaçadas, formando redes fibrilares soltas. A esclera, por outro lado, era composta por fibras de colágeno com diâmetro variando de 25 a 230 nm, não paralela e organizada em feixes individuais. Estes pacotes individuais de colágeno variavam em largura e espessura, muitas vezes apresentando-se interligados entre si. Segundo os autores estas camadas de colágeno seriam funcionalmente importantes no sentido da manutenção da rigidez e flexibilidade do globo ocular, prevenindo alterações na pressão intra-ocular. Suas principais vantagens seriam sua facilidade de obtenção, maleabilidade, composição estrutural e possibilidade de esterilização e preservação.

De acordo com Marx; Carlson (1991), os cirurgiões e o público leigo têm manifestado preocupação com relação à segurança de enxertos alo gênicos de dura-máter no que se refere à transmissão da doença de Creutzfeldt-Jakob. Com efeito, foram diagnosticados dois casos resultantes da utilização de tecidos obtidos a partir de uma empresa de comercialização de tecidos para enxerto. Esta revisão discutiu os fatores de risco e segurança no uso de enxertos alo gênicos de dura-máter. Os resultados tranqüilizaram o cirurgião quanto à segurança da utilização deste tipo de implante uma vez que, até aquele momento, não houve nenhum relato de caso ao Centro de Controle de Doenças em que a doença de Creutzfeldt-Jakob tenha sido transmitida a partir de enxertos alo gênicos de dura-máter obtidos em bancos de tecidos registrados.

Conforme relatado por Sargent; Fulks (1991), o trauma na face freqüentemente resulta em fraturas orbitais internas que poderiam produzir grandes defeitos, envolvendo múltiplas paredes orbitais. Neste tipo de situação, a reconstrução anatômica exata da órbita óssea normal seria essencial para manter a aparência e função do olho. Uma vez que o enxerto ósseo autógeno nem sempre produz apoio previsível de longo prazo ao globo ocular e o seu deslocamento em e reabsorção poderiam levar à enoftalmia, este estudo analisou o uso da malha Vitallium<sup>®</sup>, rigidamente fixadas, na reconstrução de defeitos internos orbitais em cinquenta e quatro pacientes (66 órbitas). Quarenta e seis pacientes (57 órbitas) tiveram acompanhamento adequado para a análise dos resultados. A média de seguimento foi de nove meses, com 85% dos pacientes seguidos por seis meses ou mais. Não foram observadas infecções pós-cirúrgicas e não foi necessária a remoção de nenhum dos implantes de Vitallium<sup>®</sup>. Segundo os autores, estes materiais são finos, de fácil contorno, facilmente estabilizados, com capacidade de manutenção de forma, podendo compensar o volume orbital quando devidamente preparados, sem o potencial de reabsorção. Além disto, podem ser facilmente utilizados em grandes defeitos, fornecendo suporte rígido, sendo visíveis em radiografias e esterilizáveis. O titânio tem ainda a vantagem adicional de produzir menor artefato em imagem tomográfica do que outros metais. Dentre as desvantagens há o risco de infecção, extrusão e potencial comprometimento dos tecidos do ápice orbital em caso de trauma recorrente. Quando necessário, sua remoção pode ser extremamente difícil porque os tecidos, ósseo e fibroso,



cresceriam no interior dos furos usinados no material, podendo levar à formação de aderências que contribuiriam para a restrição do movimento do músculo ocular.

Chen *et al.* (1992) relataram os resultados da reconstrução de fraturas do assoalho orbital utilizando fásia e cartilagem liofilizadas, em 77 pacientes, após 5 anos de acompanhamento. Enquanto utilizaram a fásia homóloga em fraturas e defeitos menores que 5 mm, a cartilagem foi usada em fraturas moderadamente deslocadas e em defeitos maiores. Os pacientes com deslocamentos graves ou com fraturas faciais associadas não participaram da pesquisa. Embora os autores relatassem poucas complicações, não se sabe ao certo quantas delas estiveram associadas ao uso de cartilagem homóloga. Estes fatos tornariam a cartilagem homóloga um material não muito desejável para a reconstrução orbital.

Enzenauer *et al.* (1992) descreveram, pela primeira vez, o sucesso da utilização de dura-máter proveniente de cadáver humano, no reforço da esclera em um paciente com artrite reumatóide que apresentava *scleromalacia perforans*.

De acordo com Hendler *et al.* (1992), diversos materiais têm sido usados para reparar defeitos orbitais. Este artigo defende o uso da cartilagem autógena conchal, na reparação de grandes defeitos pós-traumáticos, onde contorno, biocompatibilidade e força são os quesitos mais importantes do material de enxerto. A técnica para a coleta da cartilagem é revista e um caso bem sucedido foi relatado, demonstrando a sua utilização.

Ilankovan; Jackson (1992) analisaram uma série de casos de 222 pacientes que sofreram 279 enxertos de calota craniana. A maioria dos pacientes apresentava malformações congênitas ou pós-traumáticas. As reconstruções foram realizadas com enxertos ósseos de espessura total ou parcial do enxerto craniano. O período de acompanhamento variou de 3 meses a 4 anos, com média de 20 meses. Após a primeira operação, observou-se que 86% da amostra apresentavam estética satisfatória ao exame clínico. Houve 13 complicações (4,6%), na maior parte durante a coleta de enxertos de espessura total. Os autores relataram ainda que, embora houvessem utilizado cartilagens frescas com sucesso, para correção de enoftalmia, houve tendência do enxerto à deformação, não sendo um material satisfatório para a reconstrução das paredes ósseas orbitais.

Para Jordan *et al.* (1992), o tratamento das fraturas orbitais envolve observação e/ou redução cirúrgica com reposicionamento dos tecidos orbitais herniados. Para evitar herniação posterior do tecido ou desenvolvimento de

enoftalmia, defeitos no assoalho orbitário deveriam ser cobertos com implante aloplástico uma vez que relatos de complicações associadas a eles são raras e geralmente aparecem como relatos de caso isolados. Os autores revisaram fichas clínicas de quatro cirurgiões, pesquisando indivíduos que apresentaram complicações secundárias aos implantes aloplásticos utilizados durante reparo de fratura orbital, sendo identificado um total de 17 pacientes. Os autores concluíram que, apesar destes implantes serem relativamente inertes e desenvolverem uma cápsula fibrosa, a partir da órbita, ao seu redor, eles permaneciam como corpos estranhos e, portanto, sujeitos a complicações em qualquer momento.

Para Nguyen; Sullivan (1992), grandes progressos foram feitos tanto em nível das ciências fundamentais, quanto nos conhecimentos básicos, relativos à reconstrução clínica da órbita. Com isso, cada vez mais problemas complexos de reconstrução orbital são mais bem manejados. Várias alterações podem ser observadas como o maior apreço pela íntima relação entre a forma da órbita óssea e da posição do globo; a aplicação de tecnologia informatizada; as relações de efeito quanto à fixação rígida sobre enxertos autógenos e aloplásticos; e a utilização de técnicas avançadas com materiais sintéticos biocompatíveis. Os autores concluíram que, embora este progresso tenha grande impacto no tratamento de lesões orbitais, existiriam ainda muitos desafios a serem vencidos.

Rubin *et al.* (1992) compararam o uso de placas de titânio ou Vitallium<sup>®</sup> com enxertos de osseo autógeno, fixados por meio de parafuso ou microplacas, em fraturas do assoalho orbital em 22 órbitas de 20 pacientes. Onze órbitas foram reconstruídas com titânio ou Implantes Vitallium<sup>®</sup>, personalizados de forma que atravessassem todo o defeito ósseo, fixando-se diretamente na órbita. Sete órbitas foram reconstruídas com enxertos ósseos rigidamente apoiados por uma miniplaca e, em quatro casos, com parafusos. O objetivo foi o de restaurar a anatomia e volume orbitais originais. Para alcançá-lo, enxertos ósseos autógenos de calota craniana promoveram cobertura adicional dos defeitos nas paredes, complementando-se o reparo e alcançando o desejado volume. Não houve relato de nenhum caso de sobrecorreção, migração, infecção ou herniação muscular. Os autores concluíram que, em fraturas orbitais complexas, a técnica de fixação interna rígida proporcionou resultado estável e previsível com prevenção de complicações pós-operatórias.

Sugar *et al.* (1992) relataram o uso de malha de titânio em 12 pacientes com defeitos orbitais pós-traumáticos de até 2,5 x 2,5 cm, acompanhados por 24 meses em médias, com bons resultados, sendo que apenas um deles desenvolveu infecção no período pós-operatório, exigindo a remoção do implante. É importante notar que, neste estudo, nenhum dos implantes foi estabilizado. Os autores concluíram que este material foi especialmente útil em fraturas de assoalho orbital e fraturas tipo *blow-out*.

Para Bedrossian (1993), implantes sintéticos no assoalho orbital apresentam risco potencial de infecção e rejeição, com possível migração anterior ou posterior, com compressão do nervo óptico. O autor relatou o uso de *fascia lata* homóloga irradiada, obtida de banco de tecidos, como material de implante para o reparo cirúrgico de fratura no assoalho orbital de 18 pacientes. Os resultados mostraram que houve melhoria na diplopia de todos os pacientes, não havendo relato de infecção, migração anterior ou posterior do implante, bem como transmissão de doenças. O autor concluiu que estes primeiros resultados sugeriam que a fásia irradiada poderia ser utilizada de forma eficaz e segura como implante no assoalho orbital, em casos selecionados.

Bergsma *et al.* (1993) descreveram os resultados de longo prazo em 10 pacientes com fraturas do osso zigomático reparadas com placas e parafusos de PLLA. Após três anos, todos os pacientes foram examinados clinicamente, e seis deles operados novamente para a avaliação do inchaço e investigação da natureza da reação tecidual. O edema foi classificado como uma reação de corpo estranho inespecífico à degradação do material de PLLA. O exame histológico mostrou restos de material degradado cercado por densa cápsula fibrosa e internalização dos cristais de PLLA no citoplasma de várias células.

Para Brown; Banks (1993), as complicações na utilização de implantes aloplásticos no assoalho orbital, apesar de bem documentadas, não era amplamente reconhecido que poderiam ocorrer muitos anos após o tratamento inicial. Os autores relataram o caso de três pacientes que apresentaram extrusão tardia de um implante através da pele. Esta complicação ocorreu após 10, 16 e 17 anos, respectivamente, após o tratamento de fratura no assoalho orbital. Os autores ainda revisaram a reação tecidual aos implantes com borracha de silicone e Teflon<sup>®</sup>, discutindo as possíveis causas para estas complicações tardias.

Revisando 135 casos de reconstrução do esqueleto facial com osso homólogo, Ellis; Sinn (1992) relataram poucas complicações e relativa estabilidade de volume com o decorrer do tempo. Eles ainda acompanharam vários casos de reconstrução de órbita com osso homólogo observando que, posteriormente, o material sofreu remodelação similar à área receptora orbital. Os autores ainda analisaram a lógica de utilização de enxertos ósseos homólogos, a sua resposta imune, formas de tratamento e risco de transmissão de doenças.

Para Goldberg *et al.* (1993), enxertos ósseos para reconstrução craniofacial têm apresentado grande aceitação e tem sido utilizado com uma freqüência cada vez maior pelos cirurgiões plásticos oftalmológicos. Os materiais aloplásticos, tais como polietileno poroso, hidroxiapatita e ligas metálicas, têm um papel bem definido na reconstrução orbital e, em muitas aplicações, são os materiais de eleição. No entanto, há certas situações em que os enxertos ósseos seriam superiores como, por exemplo, no manejo de grandes defeitos pós-cirúrgicos. Os autores descreveram técnicas de coleta de enxertos de calota craniana com espessura total, reiterando os riscos e a morbidade da área doadora. Os autores concluíram que os cirurgiões envolvidos na reconstrução orbital deveriam estar familiarizados com as indicações dos enxertos ósseos e com as técnicas de coleta quando as circunstâncias justifiquem a utilização de material autógeno.

Haug *et al.* (1993) compararam técnicas de fixação de enxertos de polietileno poroso de alta densidade (PPAD), no assoalho orbital, com utilização de microparafusos ou sutura. Os autores concluíram que o sistema de fixação utilizando microparafusos apresentou-se como uma técnica mais rápida, mais fácil e que proporcionou maior qualidade de fixação do que a sutura convencional.

Mauriello *et al.* (1993) relataram o uso da malha de Vicryl<sup>®</sup> no reparo de fraturas no assoalho orbital de 28 pacientes durante um período de 5 anos. A malha foi dobrada sobre si própria para se conseguir a espessura desejada (de 6 a 56 camadas) e, depois, cortada na dimensão desejada. A complicação mais comum foi uma inflamação transitória suave na pálpebra com duração de até 11 meses, no entanto, não houve associação entre os pacientes que desenvolveram as reações inflamatórias e a quantidade de material utilizado. Os autores ainda relataram que a malha de Vicryl<sup>®</sup> teria muitas vantagens em relação aos outros implantes utilizados na órbita, incluindo o fato de ser reabsorvível, apresentar camadas que podem ser cortadas na espessura adequada no momento da cirurgia, ser macia e flexível e,

portanto, encaixando-se facilmente no interior da órbita, sem nenhum risco para os tecidos do ápice orbital, além de não requerer fixação

Segundo Romano *et al.* (1993), a utilização de materiais aloplásticos na reconstrução óssea facial ainda é controversa. O PPAD (Medpor<sup>®</sup>) é um material de implante que se apresentava bem adaptado para este fim e teria uma série de vantagens sobre outros. Segundo os autores, este material é tecnicamente fácil de trabalhar, podendo ser adaptado e fixado permitindo obter uma precisão tridimensional. Fisicamente, é biocompatível e apresenta, em longo prazo, estabilidade, alta resistência à tração, ao stress e à fadiga, e uma quase ausência de reação nos tecidos moles circundantes. Foi observado rápido crescimento tissular no interior dos seus poros o que gere potencial para o transporte de produtos celulares que combatem infecções com mais profundidade no implante. Os autores avaliaram os resultados da colocação deste tipo de implante em 140 pacientes entre os anos de 1988 e 1991 e relataram apenas um caso de infecção que exigiu sua remoção, não havendo relato de migração ou extrusão.

Yaremchuk *et al.* (1993) utilizaram técnicas de microfixação como suplemento para o uso de miniplacas e parafusos no tratamento agudo de fraturas de órbita em 42 pacientes, durante um período de 2 anos. As miniplacas foram utilizadas em fraturas tipo Le Fort I e a microfixação objetivou estabilizar as fraturas nas regiões dos ossos zigomático, nasoetmoidal e frontal. Segundo os autores, a utilização de microplacas permitiu posicionamento mais preciso de pequenos fragmentos do que seria possível com miniplacas ou fios. Clinicamente, a redução da fratura permaneceu estável nas regiões frontal e nasoetmoidal.

Dailey; Rosenwasser (1994) inocularam escleras frescas com *Streptococcus pneumoniae*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Staphylococcus aureus*, posteriormente transferindo-as para frascos contendo glicerina, etanol 95%, um meio de cultura (controle) e mantidas à temperatura ambiente. Pedacos da esclera foram removidos do meio em intervalos variados de tempo, até completar 14 dias. As escleras foram homogeneizadas, inseridas em ágar e incubadas a 37°C. Os resultados mostraram que as bactérias, enquanto identificadas nos frascos com glicerina, após 12 horas, 1, 5 e 8 dias, respectivamente, não o foram nos frascos contendo álcool. Os autores concluíram que o etanol poderia oferecer vantagens em relação à glicerina como um conservante escleral, devido à sua maior atividade bactericida.

Douguerty; Wellisz (1994) desenvolveram um modelo animal possibilitando simular fraturas em que existe comunicação com o seio maxilar e, complementamente, estudaram o processo cicatricial da parede do seio e das estruturas adjacentes, após fratura, na presença de um implante aloplástico. Este modelo foi concebido para simular o reparo de uma fratura de assoalho orbital na qual se utilizou implante aloplástico. Vinte e um coelhos brancos da raça Nova Zelândia tiveram defeitos padronizados de 8 mm feitos bilateralmente, nos seios maxilares. Dois diferentes implantes (PPAD e silicone) foram colocados em tecido mole, vedando-se os defeitos, e expondo uma superfície do implante à abertura do seio. Os animais foram eutanasiados após 1, 2, 3 e 4 semanas, e em 2, 4 e 5 meses após a implantação. A análise histológica demonstrou completo fechamento do defeito da mucosa com ambos os tipos de implantes, sendo mais rápido com o PPAD. O PPAD demonstrou crescimento tanto vasculares quanto de tecidos moles em seus poros após uma semana, sendo que o crescimento ósseo ocorreu apenas após a terceira semana. Os implantes de silicone apresentaram-se circundados por tecido fibroso após 1 semana de implantação. Os autores concluíram que o crescimento fibrovascular minimizaria a formação de cápsula ao redor do implante, desempenhando papel vital na manutenção da resposta imune do hospedeiro, fornecendo resistência à infecção e proporcionando estabilidade ao implante, evitando sua migração e/ou exposição.

Hanson *et al.* (1994) avaliaram a eficácia de uma grade de politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE) na reconstrução do assoalho de órbita utilizando modelo animal. Foram criados defeitos no assoalho orbital de 10 ovinos domésticos, posteriormente reconstruídos com uma folha de 1 mm de espessura de e-PTFE. A área receptora foi avaliada quanto ao desenvolvimento de enoftalmia e quanto à biocompatibilidade após 2 semanas, e após 1, 2, 4 e 6 meses. Os resultados indicaram que o material possuía excelentes características manuseio, proporcionando estabilidade na correção cirúrgica da enoftalmia basicamente não promovendo reação de corpo estranho.

Ono *et al.* (1994) trataram treze pacientes com fraturas do assoalho de órbita (parede inferior), e paredes medial e lateral (tipo *Blow-out*), com ou sem fratura do osso zigomático, com implantes de hidroxiapatita cerâmica, inteiramente constituídos por rocha calcária, algumas das quais preparadas por computador (CAD-CAM), a partir de dados obtidos por tomografia computadorizada helicoidal.

Segundo os autores, a reconstrução orbital com implantes hidroxiapatita cerâmica apresentou-se como uma técnica segura, superior ao enxerto autógeno.

Segundo relato de Rubin *et al.* (1994), tem sido crescente o interesse pela utilização de implantes porosos aloplásticos em cirurgias reconstrutivas orbitais, devido à sua biocompatibilidade. Dentre eles, os autores destacam o implante de polietileno poroso de alta densidade, comercialmente disponível como Medpor<sup>®</sup>, feito de partículas de polietileno puro com poros interconectados e que apresenta excelentes características de manejo. Foram realizadas 37 reconstruções orbitais internas utilizando folhas de polietileno poroso com 0,85 mm, 1,5 mm ou 3 mm de espessura. A média de acompanhamento pós-operatório foi 18,5 meses. Em casos selecionados, também foram utilizados outros implantes, incluindo miniplacas ou microplacas, folhas de Silastic, osso autólogo ou cartilagem nasal. Os resultados indicaram que no período pré-operatório havia 27 pacientes com diplopia e que, após a cirurgia, a diplopia havia sido resolvida em quinze e diminuída em sete. A enoftalmia, por sua vez, foi resolvida em 9 de 18 pacientes. Houve uma complicação grave com infecção orbital, exigindo remoção do implante após 1 semana de período pós-operatório. Os autores concluíram que folhas de polietileno poroso oferecem vantagens distintas quando utilizadas na reconstrução orbital, sendo fáceis de manejar, fixar e usar em conjunto com outros implantes autógenos e aloplásticos.

Utilizando um modelo animal com cabras, Bergsma *et al.* (1995) investigaram o uso de placas de PLLA de 0,4 mm de espessura no interior da órbita. As avaliações clínica e microscópica mostraram a cicatrização dos defeitos orbitais com formação de uma cápsula de tecido conjuntivo maduro e neoformação óssea, em ambas às faces dos implantes. Na face voltada para o seio maxilar, uma mucosa de aparência normal esteve presente em toda a superfície. Além disto, não houve reação inflamatória 78 semanas após sua colocação, no entanto, até aquele momento, os implantes não tinham sido totalmente reabsorvidos. Após 5 anos de acompanhamento, não foram observadas complicações, a reação tecidual não havia aumentado substancialmente, e a perda de massa do implante parecia estar limitada.

Friesenecker *et al.* (1995) acompanharam 74 pacientes (54%) de 137 pacientes que tiveram fraturas do assoalho orbital tratadas entre os anos de 1988 e 1992, com tempo mínimo observação de 12 meses. Os resultados da reconstrução orbital foram analisados com base nos resultados pós-operatórios e as vantagens do

acesso através de uma incisão central na pálpebra inferior e utilização de enxerto alógeno de dura-máter. Os autores concluíram que a biocompatibilidade, a estabilidade e a disponibilidade imediata deste tipo de enxerto permitiam indicá-lo como material de enxerto para tratamento de fratura em assoalho de órbita. No entanto, os autores discutem os problemas potenciais de transmissão da doença de Creutzfeldt-Jakob.

Segundo Hornblass *et al.* (1995), a enudeação era um procedimento comumente realizado e uma série de implantes intra-orbitais estavam disponíveis para uso após o procedimento, cada um com suas vantagens e desvantagens. Os autores apresentam uma revisão de literatura seguida de um levantamento de 5.439 implantes realizados por filiados à Sociedade Americana de Cirurgiões-Plásticos para Reconstruções Oftálmicas. Foram solicitadas informações quanto ao tipo preferido de implante intraorbitário, complicações associadas a cada implante e detalhes das técnicas cirúrgicas. Os autores concluíram que, apesar das preocupações teóricas de transmissão de agentes infecciosos com o uso de doadores de esclera, a maioria dos cirurgiões utilizou este material ao colocar um implante intraorbitário.

McVicar *et al.* (1995) utilizaram membrana de ácido poliglicólico reforçada para reparar fraturas no assoalho orbital de 12 pacientes. Os autores concluíram que, em razão da natureza absorvível deste tipo de material, ele não provocaria as complicações como infecção ou migração em longo prazo, como acontecia com materiais aloplásticos não-absorvíveis.

Mermer; Orban Jr. (1995) realizaram 16 reparos de fratura em assoalho de órbita com filme de gelatina reabsorvível, avaliando-os clínicamente e radiograficamente. De acordo com os autores, o filme de gelatina é um material absorvível fabricado a partir de colágeno desnaturado. Este material seria adequado no reparo de pequenos defeitos do assoalho de órbita (5 mm ou menos) e que, em caso de defeitos maiores, utilizado como material de enxerto entre os tecidos periorbitais e o assoalho de órbita. Os autores observaram resultados satisfatórios em todos os casos acompanhados, incluindo ausência de rejeição ou reação ocular adversa, forma e função adequadas, e imagem radiológica pós-operatória aceitável.

Morrison *et al.* (1995) avaliaram, após 20 anos, 302 pacientes que tinham recebido implantes de silicone (Silastic) no tratamento de trauma orbital. Em 41 pacientes (13%) houve necessidade de remoção devido a complicações



secundárias. As razões para a remoção induíram infecção, migração do implante, diplopia e outras. Os autores concluíram que devido à significativa taxa de remoção deste material, em longo prazo, sua utilização deveria ser ponderada haja vista a disponibilidade de outros materiais.

Conforme descrito por Patarca; Fletcher (1995), os sais de benzalcônio constituem um grupo de tenso-ativos carregados positivamente. Eles interagem com o nucleotídeo de ligação de proteínas guanina-trifosfato (proteínas G), afetando assim a transdução do sinal de uma variedade de tipos e processos celulares. Os autores analisaram estes produtos químicos em relação à suas propriedades e aplicações clínicas. Suas propriedades incluem ser eficaz quanto à ação bactericida, fungicida, e com vários agentes virucidas, incluindo o vírus da imunodeficiência humana (HIV), papilomavírus, e herpes vírus. Os autores concluíram que estas substâncias eram eficazes não apenas como desinfetantes e espermicidas, mas também quanto à prevenção e tratamento de neoplasias e outras doenças.

Slade (1995) revisou a literatura quanto ao uso de enxertos de osso autógeno no reparo de fraturas orbitais. Segundo ele, em casos mais complexos, a restauração precisa da estrutura anatômica da órbita seria necessária visando prevenir alterações pós-traumáticas nos ossos da órbita, nos tecidos moles adjacentes, bem como sua inter-relação. Qualquer falha no uso de enxertos ósseos redundará em rápida contração dos tecidos moles circundantes tornando o procedimento reconstrutivo difícil ou inadequado. Os autores concluíram que, devido às diferentes propriedades, ainda havia grande controvérsia quanto à indicação do melhor material a ser utilizado na reconstrução da órbita.

Cordewener *et al.* (1996) avaliaram, clinicamente, implantes PLLA utilizados no reparo de defeitos no assoalho orbital em 6 pacientes, após intervalos de 3,5 a 6,5 anos, por meio de ressonância magnética (RM). Nenhum dos pacientes apresentou quaisquer alterações inflamatórias atribuídas aos implantes, apesar de dois deles apresentarem enoftalmia significativa (4 mm). A RM demonstrou pouca reação dos tecidos moles e, apesar do tempo, os implantes ainda estavam presentes, embutidos no osso. Os autores concluíram que o uso de implantes PLLA havia sido bem sucedido, mas sua lenta reabsorção foi um fator desfavorável.

Segundo Karesh; Horswell (1996), o polietileno poroso de alta densidade (PPAD) era amplamente utilizado para procedimentos reconstrutivos craniofaciais. Os autores analisaram registros de 21 pacientes que tinham sofrido correção tardia

(após 6 meses) de enoftalmia com implantes de PPAD visando restaurar a integridade e volume orbitais, acompanhando-os por 6 a 54 meses. Vinte pacientes apresentaram redução clinicamente significativa na enoftalmia. Não houve relato de piora na acuidade visual, na mobilidade ou posição ocular, e quanto ao desenvolvimento de infecção.

Rumelt; Rehany (1996) utilizaram enxerto de cómea após insucesso no uso de esclera em cirurgia de trabeculectomia. Para os autores a incompetência do retalho escleral seria um dos fatores etiológicos da hipotonia observada. Segundo os autores, este era o primeiro relato do uso de cómea como aloenxerto para corrigir retalho escleral mal sucedido.

Ahn *et al.* (1997) analisaram, em um modelo animal, a viabilidade de fixação de placas biodegradáveis de Lactosorb® com butil-2-cianoacrilato adesivo (Histoacryl) comparativamente ao método de fixação metálica utilizando placas e parafusos, em ossos da região frontal e infraorbital. Foram realizadas osteotomias retangulares nos lados direito e esquerdo dos ossos frontal (2,0 x 3,0 cm) e infraorbital (1,5 x 1,7 cm) de sete suínos da raça Yorkshire. Em um lado, foram fixadas placas de metal com parafusos e, no outro lado, uma placa biodegradável com butil-2-cianoacrilato. Os animais foram eutanasiados em 8 semanas e o reparo de ambos os lados comparados radiográfica, biomecânica e histologicamente, em relação à estabilidade esquelética, contorno, posicionamento preciso dos fragmentos ósseos e cicatrização óssea. Os resultados demonstraram estabilidade dos fragmentos ósseos, sem qualquer evidência de deslocamento sem diferença estatística entre os grupos. Os autores concluíram que, neste modelo animal, embora a dimensão da amostra fosse pequena, não se observaram diferenças entre os dois tipos de grupos de tratamento demonstrando que a fixação interna rígida de fragmentos ósseos na região craniana utilizando placas biodegradáveis com butil-2-cianoacrilato foi tão eficaz como o uso de placa e parafuso metálicos.

Celikoz *et al.* (1997) avaliaram o uso de *fascia lata* liofilizada na reparação de defeitos no assoalho orbital de 12 pacientes, durante um período de 2 anos. Em todos os pacientes, um cateter Foley foi colocado no seio maxilar esquerdo e no local do implante, por 10 dias, para fornecer apoio temporário para a fásia. Não foi observado nenhum caso de infecção, exposição, extrusão ou remoção enxerto além de ausência de enoftalmia, alteração na simetria ou restrição na circulação durante o período de acompanhamento. Os autores concluíram que a *fascia lata* liofilizada era

um material de fácil manejo sendo excelente na reparação de defeitos de tamanhos pequeno ou moderado no assoalho orbital.

Enislidis *et al.* (1997) avaliaram o reparo, em cinco pacientes, de fraturas extensas do assoalho de órbita reparadas com folhas biodegradáveis (Lactosorb<sup>®</sup>). Visando aperfeiçoar o apoio do conteúdo orbital em posição anatômica correta, o material de implante foi fixado com, pelo menos, dois parafusos reabsorvíveis na região infraorbital. Os autores concluíram que esta técnica parecia ser superior aos métodos convencionais, pois oferecia resultados reprodutíveis, sem a necessidade de intervenções secundárias.

Eppley *et al.* (1997) avaliaram a reconstrução de deformidades craniofaciais em 100 pacientes de 4 e 15 meses de idade, com 912 placas reabsorvíveis compostas por um copolímero do ácido polilático poliglicólico, estabilizadas em posição com microparafusos metálicos, ao longo de um período 2 anos e meio. Os autores relataram que sua aplicação foi simples e rápida, não exigindo instrumentação especial. Após 1 ano de pós-operatório, sabidamente relacionada à completa absorção do composto, 85 pacientes não apresentaram complicações, incluindo infecção, instabilidade ou osteólise subjacente ao redor do parafuso. Quatro pacientes tiveram os parafusos removidos devido à sua palpabilidade, demonstrando, durante o ato cirúrgico complementar, a completa absorção do polímero. Os autores concluíram que estes resultados demonstravam a segurança e eficácia do uso deste material na correção de alterações craniofaciais em pacientes pediátricos.

Heckmann *et al.* (1997) relataram o caso de uma mulher de 45 anos que inicialmente apresentava uma síndrome cerebelar, ataxia severa e disartria. Sua condição rapidamente deteriorou evoluindo para imobilidade completa. O eletroencefalograma evidenciou atividade lenta generalizada e periódica com ondas bifásicas e trifásicas, além de alta concentração de enolase neurônio-específica. Conseqüentemente, o diagnóstico da doença de Creutzfeldt-Jakob foi estabelecido. Oito meses depois ela morreu de complicações respiratórias. A paciente apresentava historia prévia (30 anos) de transplante de córnea em razão de ceratocone. A revisão dos dados do órgão doador no registro do hospital mostrou que a morte do doador foi causada por pneumonia e intercorrências posteriores como encefalopatia espongiiforme subaguda, confirmada pela necropsia. Os autores

concluíram que, em razão das evidências, a córnea do cadáver havia sido a fonte de transmissão da doença de Creutzfeldt-Jakob, nesta paciente.

Kosmin; Wishart (1997) descreveram a correção cirúrgica de oito vesículas oculares utilizando enxerto escleral de espessamento total, analisando a eficácia do procedimento e seu efeito sobre a pressão intra-ocular, com acompanhamento que variou de 4 meses a 7 anos. Os resultados indicaram que as cirurgias resultaram em ausência de vazamento em todos os casos, correção da hipotonia, sem perda do controle da pressão intra-ocular, em longo prazo. Os autores concluíram que a técnica descrita era um procedimento eficaz no tratamento de complicações tardias de bolhas filtrantes, principalmente quando feito com espessura total de esclera.

Krishnan; Johnson (1997) avaliaram a utilização da sínfise mandibular como fonte de enxerto ósseo na reconstrução do assoalho de órbita em 16 pacientes que tiveram fraturas isoladas tipo *blow-out* (n = 10) ou defeitos no assoalho orbital (n = 6). Os enxertos ósseos da sínfise foram usados quando os defeitos eram inferiores a 2 cm de diâmetro. Os resultados, após um tempo médio de acompanhamento de 12 meses, mostraram ausência de infecção local, sem perda ou extrusão dos enxertos. Houve boa restauração do assoalho de órbita, sem evidência clínica de enoftalmia, diplopia ou alteração dos movimentos oculares. Os autores concluíram que a sínfise mandibular era uma fonte de osseo autógeno prontamente disponível podendo ser utilizada com mínima morbidade local, apresentando contorno adequado para utilização em assoalho de órbita, principalmente considerados defeitos inferiores a 2 cm de diâmetro.

Li (1997) relataram o uso de cartilagem de septo nasal para a reparação de defeitos traumáticos nas paredes orbitais em cinco pacientes. Os resultados indicaram que todos os casos tiveram êxito em restaurar a continuidade da parede orbital. Os autores concluíram que a cartilagem de septo nasal era um material autógeno acessível que poderia ser facilmente colhido, com mínima morbidade da área doadora, devendo ser considerado quando necessário se utilizar implante autógeno para a reparação de traumatismo orbital.

Para Rubin; Yaremchuk (1997), o uso de biomateriais implantáveis tornou-se parte integrante da cirurgia reconstrutiva e estética da face. Os metais seriam utilizados como dispositivos para a fixação da fratura enquanto que os polímeros seriam utilizados principalmente na substituição do osso ou de tecidos moles. Os autores realizam uma revisão da literatura científica analisando os riscos e as

complicações destes materiais, apresentando um panorama geral dos materiais comumente usados. Os autores concluíram apresentando dados de um grande número de série de casos clínicos sobre a incidência de complicações destes materiais utilizados em aplicações específicas.

Chowdhury; Krause (1998) recomendaram a utilização de enxertos ósseos autólogos de calota craniana como material de escolha na reconstrução de grandes defeitos do assoalho orbital. Segundo os autores, sua rigidez estrutural, sua incorporação na matriz óssea do osso hospedeiro, sua mínima morbidade e o baixo índice de complicações em longo prazo tornam este material autólogo como de primeira escolha, apesar do aumento no tempo operatório. Complementamente, folhas de polietileno poroso poderia ser uma alternativa razoável, caso se pretendesse utilizar tecido não autógeno.

Lai *et al.* (1998), em uma revisão do uso de cartilagem nasoseptal para a reconstrução de fraturas internas orbitais, relatou incidência de complicações em 7% dos casos. No entanto, a análise mais aprofundada dos dados indicou que 1 em cada 3 pacientes (33%) com enoftalmia pré-operatória apresentava enoftalmia persistente. Além disto, 3 de cada 7 pacientes (38%) apresentaram diplopia pré-operatória que persistiu no pós-operatório.

Morris *et al.* (1998) relataram o uso de enxertos esclerais autólogos de espessura parcial em caso de bolhas filtrantes. Os resultados mostraram que enxertos com esclera foram úteis no adequado fechamento da área de fístula. Os autores concluíram que esta seria uma técnica segura e eficaz no reparo de fístulas oculares.

Para Neyt *et al.* (1998), a compreensão do sistema osteomuscular e dos distúrbios clínicos dos ossos, articulações e tecidos moles comuns em humanos, deveria ser reforçada com a utilização de modelos experimentais com animais. Os autores relatam que os resultados destas experiências biomédicas incluíam conclusões freqüentemente baseadas no pressuposto de que a biologia dos animais seria semelhante ao do ser humano em relação ao processo de doença sob investigação. Portanto, realizou-se a análise da literatura publicada entre os anos de 1991 a 1995, referente à utilização de modelos animais, investigando-se os diferentes critérios de escolha destes modelos, incluindo as características do modelo biológico, questões orçamentais, a reprodutibilidade de uma doença muscular esquelética e as características de movimentação dos animais. Segundo

os autores, existiam poucos dados comparativos sobre a seleção e utilização de diferentes animais para pesquisa na área osteomuscular. Concluiu-se que a seleção do modelo animal deveria ser padronizada, com base tanto em critérios biológicos quanto não-biológicos, desta forma os pesquisadores seriam capazes de colocar os resultados numa perspectiva mais significativa quanto às suas implicações clínicas.

Neves *et al.* (1998) relataram um caso inusitado de desenvolvimento de cisto como complicação tardia do reparo de fratura orbital. Os resultados indicavam que episódios recorrentes de diplopia e hiperoftalmia desenvolvidos 6 meses após o reparo da fratura orbital levaram a formação deste cisto que permaneceu em comunicação com a cavidade do seio etmoidal. Foi realizada a enucleação cística com conseqüente resolução da diplopia e do deslocamento do globo.

Segundo Ozaki; Buchman (1998), a melhor manutenção do volume do osso membranoso em relação ao endocondral, quando utilizado como enxerto, foi demonstrada em vários estudos, fornecendo evidência para sua preferência durante o uso clínico no esqueleto craniofacial. Segundo os autores, apesar das evidências, sua fundamentação científica nunca havia sido comprovada. Vinte e cinco adultos coelhos brancos da raça Nova Zelândia foram utilizados e eutanasiados após 3, 8 e 16 semanas. Três tipos de enxerto foram colocados no crânio de cada coelho: osso cortical membranoso, osso medular e osso cortical endocondral. Marcadores biológicos foram injetados em todos os coelhos 2 semanas antes de serem eutanasiados. O exame de microtomografia determinou o volume e informações detalhadas sobre a arquitetura trabecular. Além disso, os espécimes foram examinados histologicamente. Os autores concluíram que a reabsorção seria mais dependente da microarquitetura óssea do que sua origem embrionária. Ao separar a parte cortical e esponjosa dos enxertos, estes autores verificaram que a porção cortical mantinha seu volume de forma significativamente melhor que a esponjosa.

De acordo com Vuyk; Adanson (1998), a permeação fibrovascular do implante pelo tecido do hospedeiro permite sua fixação local, além de permitir defesa imunitária ativa. Além disto, segundo os autores, a compatibilidade do biomaterial nos tecidos moles, em relação à resposta inflamatória, é caracterizada por ser limitada, havendo estímulo à formação de cápsula fibrosa delgada e/ou crescimento mesenquimal, com mínima atividade macrofágica. Os dados apresentados demonstraram que a cartilagem autógena seria o material de enxerto mais utilizado em rinoplastias e que suas principais fontes são o septo nasal cartilaginoso e a

cartilagem conchal, que apresentam como vantagens, facilidade de coleta, flexibilidade e menor morbidade do sítio doador. Além disto, a presença de infecção ou reabsorção do enxerto de cartilagem autógena é um achado histológico raro.

Choi *et al.* (1999) avaliaram a eficácia de 29 implantes de polietileno poroso no reparo de 25 fraturas orbitais. Os resultados indicaram que este material proporcionava uma plataforma estável para os tecidos moles da órbita demonstrando excelente resultado em todos os pacientes com fraturas agudas. Não se observaram casos de infecção, exposição ou migração do implante, piora da diplopia, perda visual ou a perda do apoio estrutural durante 31 meses de acompanhamento. Os autores concluíram que uma folha de polietileno poroso fixada era suficiente para garantir a estabilidade óssea sendo ideais na reconstrução de defeitos resultantes do deslocamento das paredes orbitais e no reparo posterior de fraturas do assoalho e/ou das paredes mediais.

Debacker *et al.* (1999) compararam o pericárdio bovino e a esclera homóloga como materiais de acondicionamento para implantes de hidroxiapatita (HA) na órbita de coelhos brancos da raça Nova Zelândia. Dezoito coelhos foram enucleados unilateralmente, sendo inseridos implantes esféricos de 10 mm de HA. Seis implantes foram revestidos com esclera homóloga, seis com pericárdio bovino e 6 não foram cobertos. Os animais foram eutanasiados após sete semanas, examinados clinicamente em relação à inflamação e exposição do implante e histologicamente em relação à inflamação e vascularização. Os resultados mostraram ausência clínica de extrusão ou exposição do implante em todos os grupos. Histopatologicamente, o pericárdio bovino exibiu mais inflamação na sua porção externa, bem como rompimento de seu arranjo lamelar do que a esclera. Observou-se crescimento fibrovascular completo na esclera e no pericárdio bovino. Os autores concluíram que o pericárdio bovino comportava-se clinicamente como a esclera homóloga, podendo representar uma alternativa razoável à esclera, em tais procedimentos em seres humanos.

Gosain; Persing (1999) realizaram uma ampla revisão dos biomateriais utilizados no complexo bucomaxilofacial analisando as técnicas reconstrutivas utilizando enxerto ósseo autógeno, cranioplastias com metacrilato de metila, o osso desmineralizado, a hidroxiapatita, os biomateriais metálicos e reabsorvíveis utilizados para a fixação rígida, ao biomateriais utilizados para aumento facial, como o polietileno poroso, a substituição de tecidos duros, os materiais cerâmicos, o

biofilme e os meios potenciais de induzir formação óssea, orientando os tecidos do próprio corpo através de citocinas de interação, transferência de genes, além de engenharia tecidual.

Lemke; Kikkawa (1999) avaliaram a eficácia da utilização de um enxerto de hidroxiapatita em bloco no interior do seio maxilar no tratamento de cinco pacientes com fraturas extensas de assoalho orbital e distopia vertical secundária do globo. Os resultados foram bons, apesar de ligeira enoftalmia residual em três pacientes. Os implantes no assoalho das órbitas e as posições dos globos oculares permaneceram estáveis durante o acompanhamento que variou de 46 a 65 meses, não havendo complicações pós-operatórias, como sinusite. Os autores concluíram que o bloco de hidroxiapatita era uma alternativa aos implantes metálicos e enxertos ósseos autólogo para a reconstrução de grandes defeitos traumáticos no assoalho orbital associados à distopia vertical do globo ocular.

De acordo com Lucci *et al.* (1999), a esclera humana, sendo freqüentemente usada em cirurgias oftalmológicas, deveria ser preservada e desinfetada, de tal forma que se evite sua contaminação. Neste estudo, a eficiência da glicerina, álcool absoluto (etanol) e cloreto de benzalcônio, como desinfetantes da esclera humana, foram comparados. Escleras humanas frescas foram recortadas em discos e divididas em três grupos de acordo com o agente contaminante: *Staphylococcus aureus*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Bacillus cereus*, por 24 h. Posteriormente, eles foram transferidos para frascos contendo glicerina, álcool absoluto, cloreto de benzalcônio diluído em álcool 70% ou um meio de cultura (controle), respectivamente, e armazenados em temperatura ambiente. De cada frasco, dois discos de esclera foram removidos após 1, 2, 3, 4, 7, 10 e 14 dias de imersão. Os resultados mostraram que *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus* e *Bacillus cereus* foram recuperados a partir esclera armazenada em glicerina no segundo, quarto e décimo quarto dias, respectivamente. *Bacillus cereus* foi recuperado das escleras imersas em álcool absoluto até o décimo quarto dia. Por outro lado, discos infectados com outros microorganismos e imersos também em álcool absoluto não apresentaram crescimento em nenhum tempo experimental. *Bacillus cereus* foi recuperado a partir de discos de esclera imersa em cloreto de benzalcônio diluído em álcool 70% apenas no primeiro dia. Os autores concluíram que microorganismos resistentes poderiam sobreviver nos tecidos esclerais



preservados em glicerina e álcool absoluto, sendo que o cloreto de benzalcônio diluído em álcool 70% seria o melhor desinfetante para esclera humana, após 24 h.

Mackenzie *et al.* (1999) apresentaram um procedimento alternativo à utilização de implantes sem enxerto ósseo, a partir de uma malha de titânio utilizada em 43 pacientes possuidores de 51 fraturas de assoalho orbital, acompanhados por, em média, 9 meses. Os autores concluíram que a utilização rotineira de enxerto ósseo era desnecessária mesmo em grandes defeitos da órbita, podendo a malha de titânio ser uma alternativa simples e viável de reparo.

De acordo com Nguyen; Foster (1999), a esclerite necrosante era uma doença rara, com conseqüências devastadoras em certos casos. Seu diagnóstico exige que os pacientes sejam tratados com pelo menos um fármaco imunossupressor quimioterápico. Neste caso, após um ano de tratamento, a taxa de cura era alta. O tratamento cirúrgico convencional realizado através da enxertia de esclera e córnea periféricas seria raro, salvo em casos avançados da doença a ponto de já ter ocorrido a perfuração do globo. Como materiais de enxerto, os autores sugerem diversos materiais, incluindo a *fascia lata*, o periósteo, a deme, Gore-Tex (sintético), tecido aórtico e esclera autóloga ou homóloga. Conduziu-se que o tratamento cirúrgico por si só não resolveria o problema devendo o cirurgião controlar a disfunção imunorregulatória subjacente causadora da destruição a fim de proteger o enxerto e, posteriormente, o olho do paciente.

Piotrowski; Mayer-Zuchi (1999) avaliaram o uso de poliglactina 910-polidioxana (PPP) no reparo de defeitos no assoalho orbital em 85 pacientes tratados no Departamento de Neurocirurgia do Medical Center Salzburgo entre os anos de 1988 e 1996. Os resultados pós-operatórios foram comparados aos resultados de um grupo tratado sem PPP. Os resultados mostraram que mesmo em pacientes gravemente feridos, a reconstrução foi considerada adequada em 71 pacientes (83,5%), concluindo-se que o PPP era um material útil na reconstrução do assoalho orbital.

Rodriguez-Ares *et al.* (1999) descreveram a técnica cirúrgica utilizada na reparação de uma grande perfuração escleral em um paciente com a Síndrome de Marfan e um passado histórico de várias intervenções cirúrgicas em ambos os olhos. Transplantes de esclera e membrana amniótica foram usados para reconstruir o grande defeito escleral presente em seu olho esquerdo. Um mês após a intervenção cirúrgica, o paciente apresentou excelente recuperação, sem sinais de inflamação

ou infecção. Os autores concluíram que, a combinação do homoenxerto de esclera e da membrana amniótica constituiu uma alternativa eficaz ao transplante autólogo de conjuntiva.

Para Courtney *et al.* (2000), o manejo das fraturas orbitais era controverso incluindo o uso de antibióticos e corticosteróides, os exames imaginológicos, a abordagem cirúrgica, bem como a escolha dos materiais de implante. Os autores conduziram um estudo transversal para avaliar a prática corrente no tratamento de fraturas orbitais decorrentes de desastre no Reino Unido, sob a forma um questionário com perguntas abertas e fechadas transmitido a 256 membros da Associação Britânica de Cirurgia Oral e Maxilofacial. A taxa de resposta ao questionário foi de 73% (187/256). Não houve consenso sobre o uso profilático de antibióticos. No entanto, 91% prescreviam antibióticos no pós-operatório enquanto mais de metade dos inquiridos prescreviam corticóides. As técnicas mais comuns de diagnóstico foram a tomografia computadorizada (88%) e a radiografia simples (83%) enquanto as abordagens cirúrgicas mais comuns foram a subciliar (41%) e a infraorbital (37%), sendo que mais da metade dos inquiridos preferia operar de 6 a 10 dias após a lesão, utilizando principalmente implante de silicone (66%).

Debacker *et al.* (2000) compararam os resultados de enxertos realizados com pericárdio bovino com enxertos homólogos de esclera, colocados na pálpebra inferior de 10 coelhos. Cinco coelhos receberam implantes homólogos esclera e cinco receberam implantes de pericárdio bovino. Os coelhos foram eutanasiados após 7 semanas e as pálpebras inferiores foram examinadas clínica e histopatologicamente. Os resultados evidenciaram reação inflamatória mais acentuada e mais significativa nos enxertos de pericárdio em relação à esclera homóloga, embora clinicamente parecessem semelhantes. Os autores concluíram que apesar da resposta inflamatória mais intensa do pericárdio em nível histopatológico, os implantes foram similares no nível clínico.

Guerra *et al.* (2000) avaliaram a utilidade da dura-máter desidratada na reconstrução do assoalho orbital após trauma facial, quando o rompimento foi inferior a 2 cm de diâmetro, em 55 pacientes submetidos à correção cirúrgica da fratura orbital. As fraturas foram divididas em 3 tipos: tipo I (*blow-out*), tipo II (fratura órbito-zigomática) e tipo III (fratura midfacial). Os pacientes foram acompanhados, pelo menos, 1 ano após a cirurgia e os resultados estéticos e funcionais revisados. Os resultados indicaram uma taxa de complicação de 7%, sem observar-se

migração ou infecção do implante. Após um ano todos os pacientes apresentaram resolução completa do problema, sem ocorrência de diplopia. Os autores concluíram que a dura-máter humana desidratada apresentava segurança e biocompatibilidade para ser usada em defeitos orbitais inferiores a 2 cm de diâmetro.

Segundo Jacono; Moskowitz (2000) implantes aloplásticos não reabsorvíveis têm sido amplamente aceitos pelos cirurgiões para reconstrução da parede orbital devido à sua disponibilidade imediata, estabilidade e biocompatibilidade. Eles relatam que muitas complicações têm surgido com essa classe de implantes, pois a falta de integração ao tecido permite sua migração, extrusão, recidiva hemorrágica e infecção. Neste sentido, o implante de polietileno poroso proporcionaria uma alternativa melhor, pois permite uma melhor integração aos tecidos moles do hospedeiro, sua estrutura semi-rígida proporcionaria melhor estabilidade estrutural e, sua maleabilidade, um fácil contorno. Os autores ainda apresentam sua abordagem cirúrgica na reconstrução de defeitos orbitais com implante de polietileno poroso discutindo suas vantagens e desvantagens em relação aos outros implantes aloplásticos não reabsorvíveis.

Kadoi *et al.* (2000) avaliaram o uso da esclera homóloga na reconstrução da pálpebra superior de um paciente de 22 anos de idade, mordido por um cão, e de um homem de 85 anos, apresentando massa tumoral na pálpebra superior, sendo obtidos bons resultados estéticos. Os autores concluíram que grandes defeitos com espessura completa da pálpebra superior com pequena perda de tarso poderiam ser efetivamente reconstruídos com auxílio de esclera homóloga.

Kinnunen *et al.* (2000) compararam o uso do vidro bioativo com enxertos autógenos convencionais de cartilagem liofilizada (controle) no reparo dos defeitos de assoalho orbitais pós-trauma em 28 pacientes com diplopia persistente, enoftalmia, e/ou parestesia do nervo infraorbital, operados entre os anos de 1991 a 1995 no Hospital Central da Universidade Turku. Os resultados da tomografia pós-operatória demonstraram adequada manutenção do volume da órbita e do seio maxilar sem ocorrência de reabsorção. Nenhum dos 14 pacientes implantados com vidro bioativo apresentaram distopia ou outras complicações. Dentre os 14 indivíduos controle, houve três casos de diplopia persistente, dois casos de parestesia do nervo infraorbital e um de enoftalmia. Os autores concluíram que os implantes de vidro bioativo foram bem tolerados apresentando-se como material promissor no reparo de fraturas do assoalho da órbita, sendo que sua utilização

conduziu a uma menor morbidade do sítio doador uma vez que não é necessária uma segunda operação.

Oliver (2000) analisou o uso da malha de titânio na reconstrução de defeitos orbitais. Segundo ele, os objetivos da reconstrução, ao tratar de fraturas orbitais, incluíam a restauração da parede interna e a continuidade do suporte para o conteúdo orbitário evitando-se seqüelas pós-traumáticas como enoftalmia e perturbação da acuidade visual. Neste sentido, os enxertos autógenos seriam o material de escolha para a maioria dos cirurgiões envolvidos com o tratamento destas lesões. Suas principais desvantagens seriam a necessidade de um segundo tempo operatório para coleta do enxerto, hospitalização prolongada, aumento de desconforto pós-operatório e os problemas intrínsecos locais. O autor ainda apresentou sua experiência com o uso de implantes aloplásticos de titânio para o reparo de fraturas traumáticas na parede orbital, relatando os resultados em pacientes tratados no Hospital Geral de Townsville entre os anos de 1997 e 2000.

Aitasalo *et al.* (2001) avaliaram o uso de implantes de vidro bioativo para o reparo de defeitos no assoalho orbital causados por trauma facial em 36 pacientes, tratados entre os anos de 1995 a 1999. O implante foi colocado sobre o defeito, utilizando uma abordagem subciliar ou transconjuntival, sem nenhum parafuso fixador. Os resultados indicaram que os implantes não causaram reação de corpo estranho no osso ou tecidos moles. Não houve sinal de reabsorção ou infecção, nem pós-extrusão, hemorragia ou deslocamento do implante. Após um ano de acompanhamento os resultados estéticos e funcionais foram considerados bons. Os autores concluíram que o implante com vidro bioativo era um material bem tolerado para reconstrução do assoalho orbital, fornecendo um ambiente propício para o processo de cicatrização em razão de sua biocompatibilidade.

Dietz *et al.* (2001) compararam o uso do PDS (0,15 mm) com a malha de titânio (0,3 mm) na reconstrução do assoalho orbitário após fraturas tipo *blow-out* em 42 pacientes entre os anos de 1997 e 1998, monitorados pelo cirurgião, por um radiologista e um oftalmologista com seguimento mínimo de seis meses. Os resultados mostraram que em ambos os grupos, o procedimento cirúrgico foi bem tolerado, apresentando resultados estéticos e funcionais satisfatórios. A avaliação oftalmológica pós-operatória revelou visão dupla ou estrabismo vertical em nove pacientes, cinco do grupo PDS e quatro do grupo da malha de titânio. Os autores concluíram que o PDS de 0,15 mm foi comparável à malha de titânio de 0,3 mm

tanto do ponto de vista estético quanto funcional sendo que a persistência de distúrbios oftalmológicos foi compensada em ambos os grupos, devendo o PDS ser o material de escolha uma vez que era reabsorvível e de fácil manipulação.

Hollier *et al.* (2001) avaliaram os resultados da colocação de uma placa reabsorvível de ácido poliglicólico e polilático (Lactosorb<sup>®</sup>) em defeitos orbitais maiores que 1 cm<sup>2</sup> em 12 pacientes, com tempo de acompanhamento de 6 a 15 meses. Os resultados mostraram que dois pacientes desenvolveram enoftalmia causada por um erro técnico na colocação da malha. Um paciente desenvolveu uma reação inflamatória ao longo da borda infraorbital exigindo a remoção do implante após 7 meses. Os autores concluíram que malha reabsorvível era um material aceitável para a reconstrução do assoalho orbital em pacientes selecionados.

Kontio *et al.* (2001) avaliaram prospectivamente 16 pacientes tratados com implantes de PDS para reconstrução da parede interna orbital. O acompanhamento pós-operatório consistiu de avaliação clínica, tomografia e ressonância magnética. A reconstrução orbital não foi satisfatória e o volume orbital não foi restaurado. A RM demonstrou formação de cicatriz espessa em 37,5% dos casos. Os autores concluíram que a utilização de implantes de PDS para reconstrução interna orbital não seria aconselhável.

Kraus *et al.* (2001) avaliaram a eficácia da cartilagem nasoseptal no reparo de defeitos orbitais traumáticos em 20 pacientes. O acompanhamento de 1 semana a 6 meses mostrou 1 paciente com enoftalmia pós-operatória e 1 paciente com edema na pálpebra inferior, com ausência de infecção ou extrusão. Os autores concluíram que a cartilagem do septo nasal era um tecido autógeno facilmente acessível que deveria ser considerado quando necessário realizar enxerto autógeno para reconstrução de defeito no assoalho orbital.

Ng *et al.* (2001) descreveram uma série de casos em que 30 pacientes, com idades entre 7 e 60 anos, tiveram fraturas orbitais *Blow-out* reparadas com folhas de polietileno poroso, com tempo médio de acompanhamento de 19,1 meses. Os resultados mostraram houve 3 complicações pós-operatórias menores e os autores concluíram que o reparo de fraturas orbitais tipo *Blow-out* com implantes de Medpor<sup>®</sup> era um procedimento seguro e eficaz, com poucas complicações.

Para Nunery (2007), o risco de transferência de doença causada por príons através do uso de enxertos alógenos tipo colágeno, derme, *fascia lata*, esclera, córnea, membrana amniótica, pericárdio ou dura-máter tem sido aumentado uma

vez que não pode ser detectado durante seu período de latência. Para o autor, parece prudente considerar o risco aumentado de transmissão de príons quando da utilização de xenoenxertos ou enxertos alógenos de materiais humanos a serem utilizados em cirurgias reconstrutivas concordando com o fato de que o uso de material bovino deveria ser evitado na composição de produtos medicinais. Da mesma forma, ele sugere que dura-máter de cadáveres humanos não deveria mais ser utilizada a não ser que não haja alternativa, mesmo por que haveria abundante oferta de material autógeno e sintético.

Segundo Park *et al.* (2001), como o número de fraturas ósseas orbitais havia aumentado em decorrência de traumatismo, dada à sua complexa estrutura anatômica e nossa incapacidade de visualizar detalhes da relativamente fina parede orbital, a restauração destas áreas tornava-se muito difíceis. De acordo com os autores, vários relatos alegaram bons resultados usando malhas de titânio no reparo de fraturas orbitais. O objetivo deste trabalho foi relatar o uso de 39 malhas de titânio, ao longo de um período de 36 meses, no reparo de fratura da parede orbital de pacientes. Os cirurgiões utilizaram uma malha de titânio de 1 mm como implante *onlay* depois de moldá-lo para se ajustar à forma anatômica da porção fraturada. Microparafusos de 1,3 mm foram usados para fixar e corrigir a posição da malha de titânio quando necessário. Os autores concluíram que, por ser maleável, resistente e facilmente fixável, a malha de titânio poderia restaurar a parede orbital de maneira mais fácil e rápida.

Baumann *et al.* (2002) avaliou o resultado de 31 pacientes submetidos à reconstrução de fraturas na parede interna orbital por meio de implante de PDS reabsorvível com 0,25 mm ou 0,5 mm de espessura. Dois pacientes com pequenos defeitos mostraram enoftalmia moderada de 2 a 3 mm. Os autores concluíram que implantes de PDS só deveriam ser usado em casos de herniação orbital sem conteúdo de gordura uma vez que a cicatriz formada após a reabsorção do implante poderia influenciar o resultado funcional.

Burnstine (2002) analisaram as evidências publicadas na literatura quanto às orientações para a reparação de fraturas isoladas do assoalho orbital. A relevância clínica estaria relacionada à presença de enoftalmia, diplopia extra, resultante de disfunções musculares e hiperestesia do nervo infraorbital. As indicações e os prazos de reparo da fratura eram controversos, apesar da recomendação de cirurgia dentro de 2 semanas em casos de diplopia sintomática com positiva evidência de

herniação de tecidos moles por tomografia computadorizada ou em caso de grandes fraturas orbitais.

Gilhotra *et al.* (2002) revisaram a ocorrência de hemorragia orbital após a utilização de implantes aloplásticos. A revisão retrospectiva de prontuários identificou quatro casos de hemorragia orbital tardia (5 a 18 anos após o ato operatório) em pacientes submetidos a implante orbital com material aloplástico, ocorrida no interior da pseudo-cápsula do implante. Os autores concluíram que, embora rara, a hemorragia orbital era uma complicação potencial do uso de implantes aloplástico no assoalho orbital podendo ocorrer muitos anos após a cirurgia.

Hosal; Beatty (2002) avaliaram a incidência de diplopia residual e enoftalmia e os possíveis fatores de risco em 42 pacientes que tiveram reparação de fratura orbital tipo *Blow-out*, com pelo menos 11 meses de acompanhamento pós-operatório. Em 22 casos, as fraturas foram reconstruídas em polietileno poroso (Medpor<sup>®</sup>), em 12, com Supramid<sup>®</sup>, e em 8 com gelatina (Gelfilm<sup>®</sup>). Dos 35 pacientes que tinham diplopia pré-operatória, apenas 7 (17%) a mantiveram no pós-operatório. O sexo do paciente, o local da fratura e o tipo de material utilizado pareceram não ser significativos no desenvolvimento de diplopia pós-operatória. Os autores concluíram que pacientes mais velhos foram mais propensos a ter diplopia residual pós-operatória e que o reparo cirúrgico das fraturas *Blow-out* realizadas no prazo de duas semanas do trauma diminuiu a incidência de diplopia residual.

Inkster *et al.* (2002) descreveram o uso coadjuvante de enxertos de esclera homóloga para evitar a exposição de implantes de HA em 110 pacientes durante um período de 2 anos. Os resultados mostraram que nenhum paciente desenvolveu exposição do implante sendo que um percentual significativo desenvolveu deiscência conjuntival (33%) não sendo exigida cirurgia complementar em nenhum caso, porque a deiscência repara-se espontaneamente sobre a superfície de enxerto de esclera. Os autores concluíram que a inserção da esclera recobrindo o implante de hidroxiapatita era uma maneira eficaz de se prevenir a exposição posterior do implante, mesmo nos casos mais complexos.

Segundo Mehta; Franks (2002), os príons têm surgido nos últimos 5 anos como agentes infecciosos transmissíveis graves sendo relatados vários casos de transmissão por meio do transplante de tecidos oculares. Os autores realizaram uma revisão sobre o assunto, analisando os riscos de transmissão de príons após

transplante esderal, sugerindo materiais alternativos que poderiam ser utilizados em cirurgia ocular.

Villarreal *et al.* (2002) apresentaram sua experiência pessoal no uso de folhas de polietileno poroso utilizadas na reconstrução do assoalho de órbita de trinta e dois pacientes. Foi relatada presença de infecção orbital relacionadas aos casos onde foi necessária osteossíntese com miniplacas de titânio ou enxerto ósseo com calota craniana, não estando relacionada ao uso ou não de antibiótico. Os autores concluíram que a correção de hipoglobus foi tecnicamente mais fácil que a enoftalmia, uma vez que esta última exige uma ampla e profunda dissecação subperiosteal com inerentes riscos de lesão no ápice orbital.

De acordo com Burnstine (2003), as fraturas orbitais eram resultado comum do trauma facial e que, neste caso, poderia ocorrer enoftalmia, diplopia resultante de disfunções musculares e hiperestesia do nervo infraorbital. Segundo o autor, haveria indicação cirúrgica imediata em caso de fratura do assoalho orbital, reflexo óculo-cardíaco não resolvido, fratura *Blow-out*, enoftalmia precoce ou hipoglobus. A cirurgia no prazo de duas semanas seria recomendada em casos de diplopia sintomática com evidência de hemiação de tecidos moles. O autor concluiu que o manejo da fratura orbital era interdisciplinar necessitando da intervenção de oftalmologistas, cirurgiões plásticos, otorrinolaringologistas e outros.

Ellis; Tan (2003) compararam a adequação da reconstrução orbital interna de fraturas *Blow-out* utilizando enxertos ósseos de calota craniana ou implantes de malha de titânio através da avaliação pré- e pós-operatória, por tomografia computadorizada, de 58 pacientes. Os resultados mostraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo que as órbitas reconstruídas com malha de titânio apresentaram melhor resultado que com osso. Os autores concluíram que, apesar da variabilidade individual, ambos os materiais poderiam ser usados com sucesso, mas órbitas reconstruídas com malha de titânio mostraram melhores resultados do que as reconstruções com enxerto ósseo.

Folkestad; Grantrom (2003) investigaram as circunstâncias do considerável aumento na incidência de fraturas de assoalho orbital na Clínica do Hospital da University de Sahlgrenska, no final da década de 1990. Cinquenta e um pacientes atendidos durante um período de 1 ano, com fratura envolvendo o assoalho de órbita, foram acompanhados por 12 meses por meio de avaliações clínicas e questionários. A etiologia, os métodos cirúrgicos, bem como a ocorrência de



seqüelas de longo prazo foram investigados. Os resultados mostraram que as principais etiologias foram agressões e quedas, sendo que, em 76% dos casos, a modalidade cirúrgica escolhida foi combinada com redução Gillies utilizando folhas de polietileno poroso (Medpor<sup>®</sup>) para o reparo de grandes defeitos do assoalho. Os autores concluíram que a freqüência e gravidade de diplopia diminuíram paralelamente à introdução de implantes de Medpor<sup>®</sup> e que estudos sobre métodos de diagnóstico complementares que possibilitassem a sugestão de alternativas estariam em andamento.

Jank *et al.* (2003) investigaram se materiais flexíveis e biodegradáveis (Ethisorb<sup>®</sup>) apresentavam melhores resultados de longo prazo no que diz respeito à diplopia, motilidade, exoftalmia e enoftalmia em comparação com o uso de dura-máter liofilizada e folhas de PDS, a partir da avaliação por um período de 6 anos, de 435 pacientes tratados em razão de fratura orbital com tamanho máximo de 2 x 2 cm. No total, cento e vinte assoalhos de órbita foram reconstruídos com dura-máter liofilizada, 81 com PDS, e 136 com Ethisorb<sup>®</sup>. A investigação de 12 a 15 meses após a cirurgia mostrou taxas de incidência de exoftalmia e enoftalmia de 1%, e de redução na motilidade e diplopia de 5% e 4%, respectivamente. A utilização de Ethisorb<sup>®</sup> resultou em diminuição significativa da incidência de exoftalmia 3 meses após a cirurgia, em comparação com PDS. Os autores concluíram que a baixa taxa de motilidade representava resultado aceitável em se indicar o Ethisorb<sup>®</sup> na reconstrução do assoalho da órbita.

Kamiya; Kitajima (2003) relataram experiência bem sucedida de reconstrução de ptose palpebral utilizando esclera preservada, em 5 pacientes. Os autores concluíram que este método era recomendado para a reconstrução da pálpebra devido à sua simplicidade e dos bons resultados observados.

Koide *et al.* (2003) determinaram o tempo de intervenção cirúrgica necessário para se alcançar maiores taxas de sucesso em caso de reparação de fratura *Blow-out* sem implantes em duzentos pacientes com fraturas isoladas da órbita. Os resultados indicaram que a taxa de sucesso mais alta foi observada quando a cirurgia foi realizada no prazo de 3 dias após a lesão. Assim os autores recomendaram a realização de cirurgia no prazo de 3 dias em casos de diplopia e enoftalmia com utilização de balão intramaxilar no caso de grandes defeitos no assoalho orbital com potencial de causar enoftalmia.

Oh; Kim (2003) avaliaram o uso de enxerto de esclera preservada em glicerina para a reparação cirúrgica de *scleromalacia*, com áreas de afinamento escleral com perfuração iminente, por meio de estudo prospectivo de oito pacientes. Os resultados indicaram que todos os pacientes apresentaram ausência de dor e inflamação ocular, rápida epitelação da superfície ocular e melhora na acuidade visual. Todos os enxertos esclerais permaneceram intactos e não foi observada recorrência da *scleromalacia*. Os autores concluíram que escleras conservadas juntamente com enxerto de membrana amniótica era um procedimento simples, rápido e eficaz apresentando-se como alternativa para o tratamento da *scleromalacia*.

Romanchuk *et al.* (2003) examinaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, escleras armazenadas em glicerina por 9 a 19 anos e constataram a manutenção original de sua ultra-estrutura. Segundo os autores, as fibrilas de colágeno na superfície externa da esclera apresentavam um padrão reticular enquanto que, na superfície interna, estavam dispostas em padrão romboidal. Além disto, após esse armazenamento prolongado, não foi detectada contaminação bacteriológica havendo geralmente aumento na resistência à tração com manutenção da integridade ultra-estrutural. Os autores concluíram que o armazenamento prolongado da esclera era seguro, podendo facilitar o aumento da oferta de escleras doadas para utilização em cirurgias.

Chang; Bernardino (2004) avaliaram, entre os anos de 2003 a 2004, por meio de revisão de literatura, a evolução do tratamento do trauma orbital. Os resultados indicaram que o restabelecimento do volume da órbita passava por uma avaliação pré-operatória com tomografia computadorizada; que a ultra-sonografia poderia facilitar a visualização de fratura orbital anterior; que o trauma orbital tinha alta incidência de trauma ocular concomitante; que a presença de reflexo óculo-cardíaco, persistência de náusea/vômito ou hemiação de tecidos moles exigiam reparação urgente; que a endoscopia assistida oferecia uma abordagem alternativa para reparar fratura orbital. Os autores concluíram que avanços na área da imagiologia permitiam melhor visualização das fraturas orbitais e, concomitantemente, melhor avaliação pré-operatória e, conseqüentemente, melhor plano de tratamento.

Cheung *et al.* (2004) descreveram as características clínicas, tratamento e alterações histológicas de um caso de grave inflamação orbital associada ao uso de enxerto com dente suína (Pernacol) em um paciente de 14 anos de idade, para

reparação de fratura *blow-out*. Após a remoção do implante, não foi observada melhoria do processo inflamatório sendo que a cirurgia exploratória revelou fibrose extensa do músculo reto gerando anormal motilidade ocular. Biópsia deste músculo revelou inflamação crônica granulomatosa sugestiva de reação de corpo estranho. Embora o xenoenxerto de dente suína tenha sido indicado como material de implante para reparo de fratura do assoalho orbital por causa de sua alta resistência, facilidade de manuseio e suposta biocompatibilidade, os autores sugerem que estudos adicionais seriam necessários antes que possa continuar a ser recomendado para este tipo de caso.

Figueiredo *et al.* (2004) compararam implantes de osso bovino desvitalizado, hidroxiapatita porosa de coral, poliuretana de mamona e enxerto ósseo autógeno no reparo de defeito ósseo de 6 x 10 mm realizado no fêmur de 96 coelhos brancos da raça Nova Zelândia. Após seguimento de 4 e 12 semanas, as peças obtidas a partir da eutanásia dos animais foram submetidas à análise macroscópica, microscópica, radiográfica, tomográfica e histométrica. Os resultados indicaram que o enxerto ósseo autógeno mostrou maior potencial osteogênico; o osso bovino desvitalizado produziu maior reação inflamatória, maior número de cavidades císticas e lentidão de integração; a hidroxiapatita porosa de coral manteve sua radiodensidade inicial; os implantes de osso bovino desvitalizado e poliuretana de mamona mostraram radiodensidades aumentadas conforme foram invadidos pelo tecido ósseo neoformado. Os autores concluíram que o implante de osso bovino desvitalizado induziu reparação tecidual guiada mais lenta quando comparado ao enxerto ósseo autógeno e aos implantes de hidroxiapatita porosa de coral e poliuretana de mamona.

Segundo Hing (2004), o aumento no número de procedimentos em cirurgia ortopédica reconstrutiva, tais como a substituição total do quadril e coluna vertebral fusionada, resultantes dos avanços na prática cirúrgica e ao envelhecimento da população, tem conduzido a uma demanda de enxerto ósseo, que em muito excede a oferta. Conseqüentemente, um número de substitutos sintéticos (BGSs) tem sido desenvolvido com sucesso. A regeneração esquelético-tecidual exige a interação de células e fatores de crescimento (FG) que pode ser conseguida através da pré-carga sintética de FG ou células pré-expandidas. Através da investigação de mecanismos de controle da reparação óssea em BGSs, avaliando as interações entre o ambiente físico e químico local, os cientistas estão desenvolvendo materiais osteoindutores

que possam estimular a regeneração óssea contribuindo para a melhoria da qualidade de vida através da manutenção do esqueleto e reversão de estados patológicos, por oposição à reparação de ossos quebrados. O objetivo deste trabalho foi discutir os mecanismos por detrás da biocompatibilidade e bioatividade do osso e da compreensão das interações entre células e materiais utilizados.

Ho *et al.* (2004) avaliaram os resultados e as complicações pós-operatórias em 26 pacientes que sofreram reparação de fraturas isoladas do assoalho de órbita (tipo *Blow-out*) com colocação de implantes não fixados, com seguimento pós-cirúrgico de 1 a 26 meses. Os autores concluíram que o reparo do assoalho de órbita em fraturas *blow-out* com implante não fixado através da abordagem transconjuntival apresentou excelente resultado estético e funcional.

Ng *et al.* (2004) avaliaram o reparo de assoalho orbital concomitante fratura do maxilar por meio do uso de implante bioreabsorvível. Os resultados indicaram que um paciente apresentou retração e imobilidade palpebral observando-se denso encapsulamento fibroso (cicatriz) no local da implantação.

Potter; Ellis (2004) revisaram os tipos, indicações, contra-indicações, vantagens, desvantagens e utilização clínica dos diversos tipos de biomateriais utilizados na reconstrução interna da órbita. Segundo os autores, o tratamento das lesões traumáticas orbitais foi durante muito tempo um desafio para o cirurgião maxilo-facial. Significativas complicações poderiam ocorrer como resultado dessas lesões, incluindo enoftalmia, diplopia persistente, distopia vertical e restrição ocular. Ao longo das últimas décadas, muitos avanços foram feitos no tratamento cirúrgico das lesões traumáticas do esqueleto orbital, havendo melhor compreensão da complexa anatomia da órbita e as mudanças que ocorrem no seu interior em razão do rompimento de seu conteúdo por causa do trauma. O principal mecanismo de pós-enoftalmia ocorre em razão do deslocamento dos tecidos moles para o interior do osso orbital. Além disto, os recursos diagnósticos melhoraram dramaticamente e as técnicas cirúrgicas tornaram-se mais precisas com maior disponibilidade de biomateriais visando reconstruir o contorno ósseo original, restaurando o volume orbital.

Para Yavuzer *et al.* (2004), o assoalho de órbita era uma das partes do esqueleto maxilofacial mais danificadas durante o trauma facial sendo que resultados estéticos e funcionais desfavoráveis eram freqüentes quando inadequadamente tratado. Segundo os autores, o tratamento consistiria na cobertura

do defeito do assoalho com um material que proporcionasse apoio estrutural e restaurasse o volume orbital, devendo ser biocompatível aos tecidos circundantes e facilmente remodelado a fim de se adaptar ao contorno orbital. Embora diversos materiais sintéticos ou autógenos tenham sido utilizados, ainda não havia consenso sobre o método ideal de reconstrução de defeitos do assoalho de órbita. Este estudo avaliou a aplicabilidade do enxerto ósseo de calota craniana de cadáver, preservado, e seus resultados preliminares na reconstrução do assoalho de órbita fraturado de 21 pacientes (25 órbitas) realizados durante um período de 2 anos, com tempo médio de acompanhamento de 9 meses. Os resultados mostraram que não foi necessária a remoção de nenhum dos implantes e que foram obtidos resultados estéticos satisfatórios em todos os pacientes. Os autores concluíram que osso homogêneo preservado poderia ser utilizado com segurança na reparação do assoalho de órbita fraturado.

Buchel *et al.* (2005) avaliaram a eficácia e as complicações relacionadas com a utilização de Ethisorb<sup>®</sup> (material aloplástico reabsorvível) na reconstrução do assoalho de órbita fraturada em 87 pacientes. Os resultados mostraram que 21 pacientes (24,1%) apresentaram complicações pós-operatórias. Destes, apenas 3 (3,4%) tiveram complicações permanentes diretamente relacionadas com a membrana Ethisorb<sup>®</sup> (diplopia, enoftalmia). Os autores concluíram que o Ethisorb<sup>®</sup> foi eficaz no reparo de fraturas do assoalho de órbita de tamanho pequeno a moderado.

Para Costa *et al.* (2005), a fratura do assoalho de órbita freqüentemente causa grandes defeitos ósseos, que demandam o uso de enxertos e/ou implantes para sua reconstrução. Vários materiais já foram empregados para este fim (cartilagem septal, cartilagem conchal, silicone, entre outros). O objetivo deste trabalho foi estudar a esclera bovina como material de barreira em fraturas programadas em assoalho de órbita de coelho evitando a hemiação de gordura e músculo da órbita para o seio maxilar, através do estudo do seu comportamento de biocompatibilidade. Foram utilizados 18 coelhos machos da raça Nova Zelândia, com idade média de 6 a 8 semanas, pesando em média 2,8 Kg. Os animais foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos de 9 animais cada. No primeiro grupo, o defeito ósseo padrão foi confeccionado no rebordo infra-orbitário esquerdo e preenchido com esclera bovina. Nos animais do grupo 2 o defeito ósseo padrão foi preenchido com lâmina de silicone duro do lado direito. Cada grupo foi dividido em 3

subgrupos com 3 animais, os quais foram eutanasiados aos 30, 45 e 60 dias. Nos animais submetidos ao implante de silicone, evidenciou-se reação inflamatória leve aos 30 dias, com ausência de inflamação aos 45 e 60 dias. Em contraste, no grupo que recebeu esclera bovina, houve reação inflamatória severa em 30 dias, moderada aos 45 dias e ausência de infiltrado inflamatório aos 60 dias. Os autores concluíram que ambos os materiais foram biocompatíveis, inicialmente causando discreto edema clínico e reação inflamatória crônica granulomatosa inespecífica que desapareceu aos 60 dias (mais rapidamente no grupo controle com implante de silicone), permitindo regeneração óssea parcial, não sendo reabsorvidos e funcionando como material de barreira.

Glavas *et al.* (2005) relataram o caso de uma paciente de 89 anos de idade com história prévia de reparação de fratura de assoalho orbital com implante sintético, apresentado visão borrada, equimose conjuntival e proptose do olho esquerdo. A tomografia computadorizada revelou uma lesão bem circunscrita subperiosteal superior à elevação do assoalho de órbita. A paciente foi submetida à cirurgia transconjuntival orbital com remoção do implante e drenagem do cisto hemorrágico subperiosteal. A paciente apresentou pós-operatório com resolução da proptose, da equimose e retorno da visão normal. Os autores concluíram que este relato representava uma complicação tardia incomum de reparo de fratura orbital associado com redução da acuidade visual.

Kempster *et al.* (2005) relataram o uso de implantes de polietileno poroso de alta densidade (Medpor<sup>®</sup>) para aumentar o volume orbital de quatro pacientes que apresentavam fraturas antigas de assoalho orbital com posteriores alargamento/expansão do volume orbital. Os pacientes foram acompanhados por um mínimo de 4 a 6 meses, não se observando complicações pós-operatórias. Em todos os pacientes conseguiram-se resultados estéticos e funcionais satisfatórios com resolução da enftalmia e hipoglobus. Os autores concluíram que implantes com Medpor<sup>®</sup> eram eficazes na reparação cirúrgica de fraturas antigas de assoalho de órbita.

Reeves *et al.* (2005) relatou o caso de um paciente de 19 anos de idade com fratura *blow-out* do assoalho orbital esquerdo que apresentou enfisema subcutâneo desenvolvido tardiamente. Segundo os autores, o enfisema subcutâneo clinicamente significativo era uma complicação rara de fratura orbital tipo *blow-out*.

Al-Sukhun; Lindqvist (2006) compararam achados clínicos sobre o uso de enxerto ósseo autógeno e de implantes bioreabsorvíveis de PLLA no reparo de defeitos da parede inferior orbital em trinta e nove pacientes que sofreram fraturas orbitais tipo *blow-out*, maiores que 2 cm<sup>2</sup>, ou que apresentavam defeito ósseo na parede inferior orbital. Os resultados clínicos foram excelentes em 19 dos 24 (79%) casos tratados com enxerto ósseo autógeno e em 13 dos 15 (87%) casos tratados com PLLA. Em geral, não se observaram diferenças significativas entre os dois grupos. O tipo mais freqüente de complicação encontrada em ambos os grupos foi a enoftalmia e, em segundo lugar, diplopia. Ambas, no entanto, não exigiram a remoção dos implantes. Os autores concluíram que o enxerto ósseo autógeno e o PLLA não apresentaram diferença estatisticamente significativa nos parâmetros estudados e, tendo-se em conta a disponibilidade e as vantagens dos implantes de PLLA, comparados ao enxerto ósseo autógeno, os mesmos deveriam ser utilizados como material de escolha para reconstrução de defeitos ósseos.

Al-Sukhun *et al.* (2006) avaliaram clinicamente a utilização de implantes bioreabsorvíveis de PLLA na reparação de grandes defeitos na parede orbital inferior de treze pacientes que sofreram fraturas *Blow-out*. A ressonância magnética demonstrou não haver qualquer reação de corpo estranho na região orbital. O material mostrou resistência suficiente para estabilizar os segmentos ósseos durante o período crítico da cicatrização. O resultado clínico mostrou-se excelente em 11 dos 13 casos (85%) sendo que, ao final do estudo, apenas um paciente tinha leve enoftalmia. Os autores concluíram que os implantes de PLLA eram seguros e confiáveis para a reparação de grandes defeitos na parede inferior orbital.

Segundo Awan *et al.* (2006), as fraturas do assoalho orbital eram resultado comum de lesão orbitária e que suas seqüelas mais comuns incluíam enoftalmia, diplopia por disfunção muscular e parestesia do nervo infraorbital sendo que uma grande variedade de materiais, incluindo implantes aloplásticos e enxertos autógenos poderiam ser utilizados. Os autores relataram um raro caso de deslocamento do implante de silicone para o seio maxilar ocorrida 25 anos após o procedimento original, dando origem a uma infecção persistente.

Harris (2006) sugeriu procedimentos, baseado em evidências clínicas, visando melhorar os resultados cirúrgicos, funcionais e estéticos, na reparação de fraturas orbitais tipo *blow-out*. Segundo o autor, uma intervenção precoce neste tipo de lesão poderia melhorar os resultados. O autor conduziu que o grau de

deslocamento dos tecidos moles, em relação aos fragmentos ósseos, diagnosticado no exame de tomografia computadorizada pré-operatória deveria ser considerado no planejamento da cirurgia.

Schon *et al.* (2006) apresentaram os resultados do uso de implantes pré-formatados de malha de titânio na reparação de fraturas extensas do assoalho e parede medial da órbita, em 19 pacientes do Hospital Universitário de Freiburg, analisadas por tomografia computadorizada. Os autores concluíram que a reconstrução utilizando implantes pré-formatados revelou consumir menos tempo, ser mais precisa e menos invasiva.

Segundo Smiler; Soltan (2006), o enxerto com osso autógeno seria o único que envolveria os três mecanismos de formação óssea (osteocondução, osteoindução e osteogênese). Assim, o osso autógeno tem sido o padrão-ouro através do qual os materiais para a reconstrução da órbita são comparados. A osteocondução tem sido definida como o mecanismo de aposição pelo qual o novo osso é formado, enquanto a osteoindução freqüentemente procede de um tecido ósseo adjacente, em relação íntima, que lentamente vai substituindo o material de enxerto, em um processo controlado.

Araf *et al.* (2007) avaliaram a reação tecidual à implantação de enxertos homólogos de esclera e dura-máter. Foram realizadas cirurgias experimentais em 41 coelhos albinos da raça Nova Zelândia, sendo que dois coelhos foram selecionados, ao acaso, para serem doadores dos enxertos a serem utilizados no experimento. Trinta coelhos foram divididos em dois grupos: grupo D e grupo E, sendo submetidos à implantação dos tecidos homólogos e nove animais constituíram o grupo controle (grupo DE), submetidos à cirurgia sem enxertia. Os olhos foram enucleados e amostras foram colhidas em duas, seis e 12 semanas após o experimento, constituindo os subgrupos I, II e III. Foi realizada análise histopatológica qualitativa, além de estudo semi-quantitativo, comparando-se a vascularização e o infiltrado inflamatório na esclera e dura-máter transplantadas. Procedeu-se, também, a histomorfometria das medidas do lado dos enxertos com sistema analisador de imagens. Não houve diferença estatisticamente significativa comparando-se a vascularização, infiltrado inflamatório e medidas do lado, entre os subgrupos I de esclera em relação à dura-máter, assim como nos subgrupos II. Não foram comparados os subgrupos III, pois foram observados somente fragmentos dos enxertos de dura-máter. Os autores concluíram que o enxerto de dura-máter



mostrou intensa reabsorção e progressiva substituição por tecido conjuntivo frouxo. O enxerto de esclera mostrou discreta reabsorção na periferia com formação de membrana fibrosa mais evidente, integrando-se ao hospedeiro.

Criden; Ellis (2007) analisou clínica e radiograficamente os resultados do tratamento de 12 pacientes pediátricos com fratura linear do assoalho orbital e encarceramento do músculo reto inferior. Os autores concluíram que, apesar da pronta reparação cirúrgica, houve limitada elevação no pós-operatório imediato, possivelmente devido ao edema muscular, hemorragia e isquemia podendo a recuperação da motilidade ocular demorar semanas ou meses.

De acordo com Evans; Webb (2007), a realização de dissecação profunda dentro da órbita é motivo de preocupação para cirurgiões, devido à percepção dos riscos de ferir estruturas críticas, como o conteúdo da fissura orbital superior e do nervo óptico. Embora “distâncias seguras” dentro da órbita tenham sido descritas, estas são de pouco valor se a órbita estiver gravemente perturbada. Além disso, defeitos traumáticos do assoalho de órbita, em particular, muitas vezes vão além das distâncias médias relatadas. Registros anatômicos confiáveis, baseados nas relações entre estruturas dentro da órbita, em vez de distâncias absolutas, é que permitiriam a dissecação segura dentro da órbita. Assim, os autores apresentaram o conceito de órbita e descreveram sua relevância no reparo de lesões.

Fernandes *et al.* (2007) compararam dois métodos de descontaminação de escleras: tratamento com glicerina versus tratamento com irradiação gama, álcali e glicerina, visando detectar as alterações clínicas e histológicas em cavidades anoftálmicas de coelhos, reconstruídas com esferas de polimetilmetacrilato envolvidas com esclera. Trinta e nove coelhos da raça Nova Zelândia foram divididos em dois grupos: grupo I, cujos animais foram submetidos à enucleação de um olho e reconstrução com esfera de polimetilmetacrilato envolvida em esclera tratada com glicerina; grupo II, quando houve uma reconstrução enucleação feita com esfera de polimetilmetacrilato, envolvida em esclera tratada com irradiação gama, álcali e glicerina. Os dois grupos foram observados em quatro momentos: 7, 21, 42 e 84 dias após a cirurgia. Decorridos os tempos prefixados, os coelhos foram sacrificados, como órbitas exenteradas, sendo o material processado para emblocamento em parafina, cortado com 5 µm de espessura e Corado pelas técnicas de hematoxilina-eosina e tricrômio de Masson. Como escleras foram submetidas à análise morfométrica e semi-quantitativa. A análise comparativa da

vascularização da interface cirúrgica apontou diferença significativa na avaliação feita 21 dias após o implante ( $p > 0,001$ ), tendo o grupo II apresentado neovascularização maior. A comparação da espessura da cápsula fibrosa apontou uma diferença significativa nos momentos correspondentes aos 21 dias ( $p > 0,001$ ) e 42 dias ( $p > 0,001$ ), sendo que, nestes dois momentos, o grupo II apresentou cápsula fibrosa mais espessa do que o grupo I. Houve também variação na espessura da esclera, sendo mais espessa no grupo II, também nos momentos pós-implante de 21 dias ( $p = 0,003$ ) e 42 dias ( $p = 0,024$ ). Quando os grupos foram analisados ao longo do período de experimentação, observou-se diminuição da vascularização da interface cirúrgica entre os momentos de 7, 21, 42 e 84 dias, estatisticamente significativa, tanto no grupo I, quanto no grupo II. A comparação da espessura da cápsula fibrosa apresentou diminuição significativa a partir do momento de 42 dias, em ambos os grupos. Houve significativa diminuição da espessura da esclera no momento de 84 dias após o implante, quando comparada ao momento de 7 dias, nos dois grupos. Os autores concluíram que a esclera tratada com irradiação gama, álcali e glicerina, quando utilizada como revestimento de implante de polimetilmetacrilato para reconstrução de cavidade anoftálmica de coelho, comportaram-se de maneira similar à esclera tratada com glicerina, tradicionalmente utilizada. Os dois tratamentos induziram resposta inflamatória similar. A formação de novos vasos, espessura da cápsula fibrosa e espessura da esclera evoluíram de maneiras diferentes nos dois grupos experimentais. Porém, apresentaram resultados similares ao final do período de observação de 84 dias. Não houve diferença significativa entre os dois grupos quanto à preservação da esclera.

Garibaldi *et al.* (2007) avaliaram a utilização de implante de polietileno poroso embutido em titânio, para reconstrução orbital de 106 pacientes, com idade média de 31 anos, que receberam pelo menos um implante orbital entre os anos de 2004 e 2006. Os autores concluíram que implantes de polietileno poroso, embutidos em titânio, constituíam uma alternativa ao implante aloplástico na reconstrução orbital.

Lin *et al.* (2007) investigaram o resultado de 21 pacientes tratados com implantes de folha de polietileno poroso com espessura de 0,85 mm, na reconstrução do assoalho de órbita com acompanhamento pós-operatório foi de  $29,7 \pm 12,3$  meses. Os resultados mostraram de todos os pacientes que apresentavam diplopia antes da cirurgia, a mesma foi resolvida em 75% dos casos no pós-operatório. Nenhum paciente desenvolveu infecção ou teve exposição ou migração

do implante. O estudo demonstrou que implantes de polietileno poroso foram adequados na reparação de fraturas da parede orbital.

Majmundar *et al.* (2007) recomendaram o uso de implantes de SupraFOIL<sup>®</sup> na reconstrução de fraturas orbitais em razão de ser seguro, fácil de usar e confiável. Os autores relatam que o acompanhamento dos pacientes tratados com este tipo de implante tem sido bem sucedido, sem ocorrência de infecção, hemorragia, extrusão, perda de visão ou diplopia. Chamam atenção para a relação custo/benefício uma vez que custaria quase 38 vezes menos do que o implante de Medpor<sup>®</sup> e 81 vezes menos que a malha de titânio.

De acordo com Nagasao *et al.* (2007), para a reparação de grandes defeitos do assoalho orbital devidos às fraturas *blow-out* ou tumores, era necessário compreender detalhadamente a morfologia orbital. Os autores estudaram a relação entre a morfologia tridimensional da órbita e a idade e o sexo dos pacientes, por meio da análise da tomografia tridimensional computadorizada de 305 órbitas de 182 pacientes. Os resultados mostraram que o ângulo orbital era maior no sexo masculino que no feminino, e maior em crianças que em adultos. Os autores concluíram que o sexo e a idade afetavam a morfologia do assoalho de órbita e que estas informações seriam úteis nos procedimentos reconstrutivos do assoalho de órbita.

Papakosta *et al.* (2007) discutiram as vantagens e os problemas ocasionados pelo uso de aloenxertos de *fascia lata* humana desidratada na mucosa oral em 15 pacientes. Os resultados mostraram que não houve rejeição ou infecção. O material foi eficaz para reforçar a hemostasia, aliviando a dor, e induzindo rápida epitelização. Os autores concluíram que o resultado final foi excelente, apesar de complicações transcirúrgicas em dois casos.

Segundo Pearce *et al.* (2007), tem-se buscado continuamente o desenvolvimento de uma ótima interface entre osso e implantes ortopédicos ou dentários. Neste sentido, a fim de determinar se um implante recém-desenvolvido está em conformidade com os requisitos de biocompatibilidade, estabilidade mecânica e segurança, ele deve ser submetido a testes rigorosos tanto *in vitro* quanto *in vivo*, apesar dos resultados dos primeiros serem difíceis de extrapolar para a situação *in vivo*. Por este motivo, o uso de modelos animais é um passo essencial na realização de ensaios experimentais de implantes ortopédicos e dentários, antes de sua utilização clínica em humanos. Esta revisão discutiu alguns dos modelos

animais mais comumente disponíveis e freqüentemente utilizados, como cão, ovino, caprino, suíno e coelho, visando à avaliação das interações osso-implante. Os autores discutem as indicações e contra-indicações na escolha do modelo animal. Diversas características específicas dos ossos são discutidas, incluindo o tipo da espécie, a macroestrutura óssea, sua composição e remodelação, com foco na similaridade entre o modelo animal e a situação clínica em humanos. Em geral, o coelho era a espécie mais comumente usada, contudo, era a que apresentava osso com menor similaridade ao osso humano, em razão de pequenas diferenças na composição óssea entre as espécies. O porco demonstrava boa afinidade ao osso humano, porém as dificuldades poderiam ser encontradas em razão do seu tamanho e dificuldade de manuseio. Neste sentido, o cachorro e os ovinos/caprinos prometiam melhores adequações quanto ao modelo animal ideal para o ensaio de materiais de implantação óssea. Embora nenhuma espécie preenchesse todos os requisitos de um modelo ideal, uma compreensão das diferenças de arquitetura e de remodelação óssea entre elas era essencial no sentido de determinar a escolha da espécie adequada para cada investigação.

Pereira-Júnior *et al.* (2007) compararam os enxertos de polímero de poliuretano na forma granulada e osso autólogo, aplicados em defeitos ósseos segmentares de 1 cm, na tíbia de coelhos adultos da raça Norfolk. Os animais foram eutanasiados em 15, 30, 60 e 120 dias após a cirurgia (5 animais / período), para análise histológica. Radiograficamente, a regeneração óssea foi mais evidente e acelerada nos defeitos ósseos tratados com osso autólogo. Aos 120 dias, os defeitos ósseos tratados com o osso autólogo estavam totalmente reconstituídos e remodelados, enquanto aqueles tratados com poliuretano apresentavam 79% de formação óssea. Histologicamente, o poliuretano atuou como material de preenchimento, minimizando a produção local de tecido fibroso, sem ocorrência de grânulos de degradação, reabsorção ou qualquer reação inflamatória. Assim, os autores concluíram que este material à base de vegetal, na forma de grânulos, era biocompatível e se integrava ao osso hospedeiro sem, contudo, revelar a mesma capacidade de regeneração óssea como do osso autólogo.

Pezzutti *et al.* (2007) realizaram estudo experimental para avaliar o comportamento do politetrafluoroetileno (Gore-Tex<sup>®</sup>) em relação à esclera humana, em perfurações esclerais produzidas em olhos de coelhos. Vinte e dois olhos de coelhos foram submetidos à perfuração escleral seguida da colocação e sutura do

enxerto de Gore-Tex<sup>®</sup> no olho esquerdo e esclera humana no olho direito. A evolução pós-operatória foi avaliada diariamente durante um mês e, analisada a intensidade da hiperemia ocular, presença de infecção, secreção ocular, rejeição e tonicidade do olho a digito-pressão. Não foi observada presença de secreção, casos de infecção ou rejeição. As secções histopatológicas mostraram presença de processo inflamatório não granulomatoso tipo fibrose nos olhos com Gore-Tex<sup>®</sup>, com boa adesão e epitelização. Os autores concluíram que o Gore-Tex<sup>®</sup> mostrou ser material plausível quando utilizado nos defeitos e perfurações esclerais com algumas vantagens como fácil obtenção, manuseio e durabilidade.

Sangwan *et al.* (2007) avaliaram os resultados visuais e estruturais de enxerto com esclera conservada em álcool em 13 pacientes com defeito escleral em razão de esclerite necrotizante e pterígio após cirurgia, sendo acompanhados durante um período de 6 a 60 meses. Os resultados mostraram sucesso total em 76,9% da amostra sendo observados três casos com complicações (endoftalmite, necrose e enxerto com deiscência). No entanto, não houve necessidade de nova cirurgia uma vez que a epitelização e vascularização ocorreram após um tempo médio de 3 a 4 semanas. A acuidade visual manteve-se estável na maioria dos pacientes (60%). Os autores concluíram que a enxertia escleral com enxerto conjuntival ou membrana amniótica sobrejacente era um procedimento simples e eficaz na preservação da integridade do globo ocular, tanto estrutural quanto funcionalmente.

Schimbeck; Cruz (2007) avaliaram as características histológicas e biomecânicas da esclera humana preservada em glicerol. Cento e quatorze pares de escleras humanas foram limpas e preservadas em glicerol a 98%, sob refrigeração (4 a 8° C). As amostras foram divididas em um grupo controle, sem preservação, e 5 grupos de 19 escleróticas mantidas preservadas em 7, 15, 30, 90 e 180 dias. Cada amostra foi submetida a exame histológico e testada quanto à capacidade de distensibilidade. Os resultados mostraram que a preservação em glicerol não provocou alterações na arquitetura histológica do tecido escleral. A média da carga necessária para romper o tecido escleral aumentou com o tempo de preservação. Houve aumento significativo na resistência mecânica e diminuição da distensibilidade do tecido escleral após 90 dias de conservação. Os autores concluíram que a esclera preservada em glicerol mantinha sua integridade, sendo que, após 90 dias, o material preservado seria menos elástico.

De acordo com Sleep *et al.* (2007), o grau de resolução de diplopia após a reparação de fratura do assoalho de órbita tipo *blow-out* variava e dependia de muitos fatores. Os autores apresentaram o caso de seis pacientes com extensas fraturas do assoalho da órbita que, após tratamento, apresentaram uma média de 4,4 meses para a resolução da diplopia. Os autores sugeriram que, em razão da lentidão da resolução da diplopia, pacientes nestas condições poderiam requerer aconselhamento pré-operatório, além de acompanhamento pós-operatório cuidadosamente planejado.

Tuncer *et al.* (2007) relataram que diversos materiais como o osso autógeno, a cartilagem, além de implantes aloplásticos, têm sido utilizados para reconstruir fraturas de assoalho orbital. Os autores avaliaram a utilização de malha reabsorvível no tratamento desta modalidade de fratura, em cirurgias realizadas entre os anos de 2002 a 2004, em 17 pacientes, avaliados clinicamente e com tomografia computadorizada, até 12 meses de pós-operatório. Em todos os casos, não houve evidência de infecção, diplopia e restrição ocular. Segundo os autores, a vantagem deste sistema em malha reabsorvível para o tratamento de fratura do assoalho orbital era a manutenção do conteúdo orbital, prevenindo-se hemiação durante a fase inicial de cicatrização. Os autores concluíram que este era um método de correção eficaz para o tratamento de fraturas tipo *blow-out*.

Wang *et al.* (2007) investigaram a eficácia da inserção de enxerto escleral sobre uma malha porosa de Vicryl<sup>®</sup> para prevenir a exposição do implante após enucleação. Os autores avaliaram 74 pacientes que receberam implantes orbitários porosos após a enucleação no National Taiwan University Hospital e no Far Eastern Memorial Hospital no ano de 2006. Dos 74 casos identificados, 12 foram excluídos por insuficiência de tempo de acompanhamento. Os 62 casos restantes tinham mais de dois anos de seguimento. Nenhuma exposição foi notada no grupo da esclera. Os autores concluíram que a combinação entre o enxerto escleral e a malha Vicryl<sup>®</sup> poderia funcionar como barreira, impedindo de forma eficaz a exposição do implante.

Yilmaz *et al.* (2007) avaliaram os resultados de longo prazo da reconstrução do assoalho de órbita com implantes de polietileno poroso em vinte e seis pacientes com fraturas do assoalho de órbita. Os autores concluíram que folhas de polietileno poroso eram confiáveis, seguras e eficazes podendo ser utilizadas para a

reconstrução do assoalho de órbita sem necessidade de segundo ato cirúrgico a fim de se obter material de enxerto, bem como sem necessidade de fixação.

Ferraz *et al.* (2008) avaliaram um implante associado à proteína óssea morfogenética (BMP) com e sem plasma rico em plaquetas (PRP) em trinta e seis coelhos brancos, submetidos à fratura orbital. Os animais foram eutanasiados após 7, 30, 90 e 180 dias da cirurgia. Em seguida, o conteúdo orbital foi removido e preparado para a análise morfológica e morfométrica. Os autores concluíram que a BMP promoveu indução óssea, a consolidação da fratura, promovendo leve reação inflamatória e podendo ser uma boa alternativa para a reconstrução de fratura de órbita. A adição de PRP a BMP não acelerou a resolução do processo e seu uso foi considerado desnecessário.

Frota *et al.* (2008) compararam, histologicamente, dois métodos de preservação da esclera. Noventa e seis amostras de esclera humana foram estudadas, sendo que metade foi liofilizada e metade preservada em etanol 95% durante nos períodos de 18, 45, 90 ou 174 dias. A análise histológica e imunohistoquímica mostraram que a liofilização era um método superior para a preservação esclera, comparada ao etanol 95%, sendo fácil de executar e permitindo prazo de validade mais longo, além de armazenamento em temperatura ambiente.

Levartovsky *et al.* (2008) relataram o caso da utilização emergencial de esclera homóloga preservada no reparo de córnea perfurada em uma criança de 3,5 anos de idade uma vez que não havia disponibilidade de tecido corneal doado. Durante 8 meses seguintes houve formação de cicatriz tecidual por debaixo do enxerto. A seguir, o enxerto foi removido revelando opacificação leve no local da perfuração da córnea. Após três anos, o paciente apresentou melhoria na acuidade visual. Os autores concluíram que, na ausência de enxerto de córnea disponível, a esclera homóloga preservada poderia ser utilizada para a correção de um defeito na córnea.

Segundo Misch; Wang (2008), as complicações em cirurgia de implantes são freqüentes na prática odontológica e o conhecimento no manejo desses casos era essencial. Os autores revisaram a literatura no sentido de destacar os desafios relacionados com o plano de tratamento, fatores anatômicos e procedimentos relacionados às complicações cirúrgicas, bem como discutiram a etiologia e as

opções de tratamento para se atingir um resultado satisfatório no tratamento proposto.

Roriz *et al.* (2008) descreveram as alterações microscópicas na estrutura da esclera humana imediatamente após a enudeação (grupo controle negativo) e compararam-na depois de ser armazenada durante três meses em quatro diferentes meios: glicerina pura, álcool absoluto diluído em cloreto de benzalcônio, álcool absoluto puro e cloreto de benzalcônio diluído em solução salina balanceada. A microscopia ótica foi utilizada para estudar os espécimes depois de terem sido armazenados por um, dois e três meses. Fragmentos de esclera foram preparados em finas tiras e, em seguida, submetidos à análise histológica por dois especialistas. Os resultados mostraram que as fibras colágenas das escleras armazenadas em glicerina apresentaram-se com padrão mais regular, mais próxima, em relação ao grupo controle. Os achados sugeriram que a glicerina seria o meio de armazenamento ideal para a esclera, pois manteria as características estruturais das fibras colágenas.

Para Talesh *et al.* (2008), os objetivos da reconstrução orbital após uma fratura seriam restabelecer a continuidade óssea, fornecer suporte para o conteúdo orbital e evitar a fibrose dos tecidos moles. Para os autores, a cartilagem nasoseptal era um tecido autógeno abundante, de fácil obtenção e que apresenta resistência mecânica para suportar o assoalho orbital, com mínima morbidade da área doadora. O objetivo deste trabalho foi avaliar a eficácia da cartilagem nasoseptal no reparo de defeitos traumáticos do assoalho orbital em 20 pacientes quanto à presença ou não de diplopia, enoftalmia, parestesia do nervo infraorbital, distopia, cobertura do defeito nasoseptal, complicações nas áreas doadora ou receptora, reabsorção, mobilidade ocular e outros distúrbios. Os autores relataram que todos os pacientes foram tratados com sucesso quanto ao restabelecimento da continuidade do assoalho orbital. Não houve morbidade na área doadora e os enxertos não foram infectados ou sofreram extrusão, havendo cobertura completa do mesmo com o tecido subjacente. Os autores concluíram que a cartilagem nasoseptal deve ser sempre considerada como enxerto autógeno em caso de reconstrução de defeito no assoalho de órbita.

Yoon *et al.* (2008) analisaram os fatores que influenciavam a exposição de implantes e HA, incluindo modalidade cirúrgica, utilização de diferentes materiais e acondicionamento do material, a partir do levantamento retrospectivo observacional



de 802 pacientes que sofreram cirurgias com enucleação do globo ocular e posterior colocação de implantes de HA, realizadas entre os anos de 1990 e 2005, por apenas um cirurgião. Os resultados mostraram que a principal causa da cirurgia foi trauma (73%). Uma variedade de materiais de acondicionamento foi utilizada, incluindo Tutoplast, malha Vicryl<sup>®</sup>, esclera autógena e polímero de poliéster-uretana. Ocorreu exposição do implante em 17 pacientes (2,1%), sendo significativamente maior em eviscerados sem olhos (7,2%). Nos pacientes que sofreram enucleação ou implantação secundária, não houve diferença entre a taxa de exposição quando acondicionados em Tutoplast e malha Vicryl<sup>®</sup>. Os autores concluíram que a utilização de implantes de HA tem apresentado melhores resultados em razão das melhorias nas técnicas de manuseio.

### 3 OBJETIVOS

Comparar, semi-quantitativamente e qualitativamente, através de um modelo experimental *in vivo*, a biocompatibilidade de enxertos realizados com esdera homóloga ou silicone em defeitos ósseos produzidos no rebordo inferior da órbita de coelhos, seguindo critérios definidos pela *Fédération Dentaire Internationale* (FDI, 1980) para testes secundários com materiais.

## 4 MATERIAL e MÉTODO

O projeto desta pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS), em 24/06/2006, conforme protocolo de pesquisa nº 45/2003. Todo o experimento foi realizado de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal (FDI, 1980) (Anexo A) e Lei Federal 6.638, de 08 de maio de 1979 (BRASIL, 1979) (Anexo B) sendo que os procedimentos cirúrgicos foram realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Uberlândia – Minas Gerais (UFU-MG).

### 4.1 Procedimentos pré-operatórios

#### 4.1.1 Seleção da amostra

Foram utilizados 31 coelhos machos isóginos adultos, com idade variando de seis a oito meses, peso médio de  $2,44 \pm 0,32$  kg, da linhagem Nova Zelândia Branca (*Quyctolagus cuniculus*), provenientes do Biotério do Laboratório de Veterinária da UFU-MG. Os animais permaneceram alojados em gaiolas metálicas próprias para coelhos, em número de dois, mantidos isolados de ruídos exteriores, e alimentados com ração própria balanceada e água fresca *ad libitum*. Os animais permaneceram em adaptação e observação do estado de saúde por uma semana, quando foi realizado exame minucioso, por médico veterinário, no intuito de garantir a ausência de sinais de doença. Para avaliação ponderal dos animais foi utilizada uma balança eletrônica de precisão com sensibilidade de 0,01 g (AS-2000, Marconi, São Paulo, Brasil). A identificação dos animais foi feita por meio de plaquetas plásticas retangulares medindo 2,0 x 1,0 cm (EA058, SETON, São Paulo, SP, Brasil) contendo numeração seqüencial de 1 a 31, fixadas na orelha de cada espécime.

#### 4.1.2 Distribuição dos animais

Os animais (n = 31) foram distribuídos por sorteio aleatório simples em quatro grupos:

- Grupo A (n = 12): grupo experimental. Enxerto realizado com esclera em defeito ósseo produzido no rebordo inferior da órbita esquerda;
- Grupo B (n = 12): grupo controle positivo. Enxerto realizado com silicone em defeito ósseo produzido no rebordo inferior da órbita direita;
- Grupo C (n = 3): grupo controle negativo. Defeito ósseo produzido no rebordo inferior da órbita direita, sem colocação de enxerto
- Grupo doador das escleras (n = 4).

Os grupos A, B e C foram, ainda, redistribuídos nos subgrupos experimentais 1, 2 e 3, conforme os períodos de observação de 45, 90 e 120 dias após o procedimento cirúrgico, respectivamente (Figura 1).

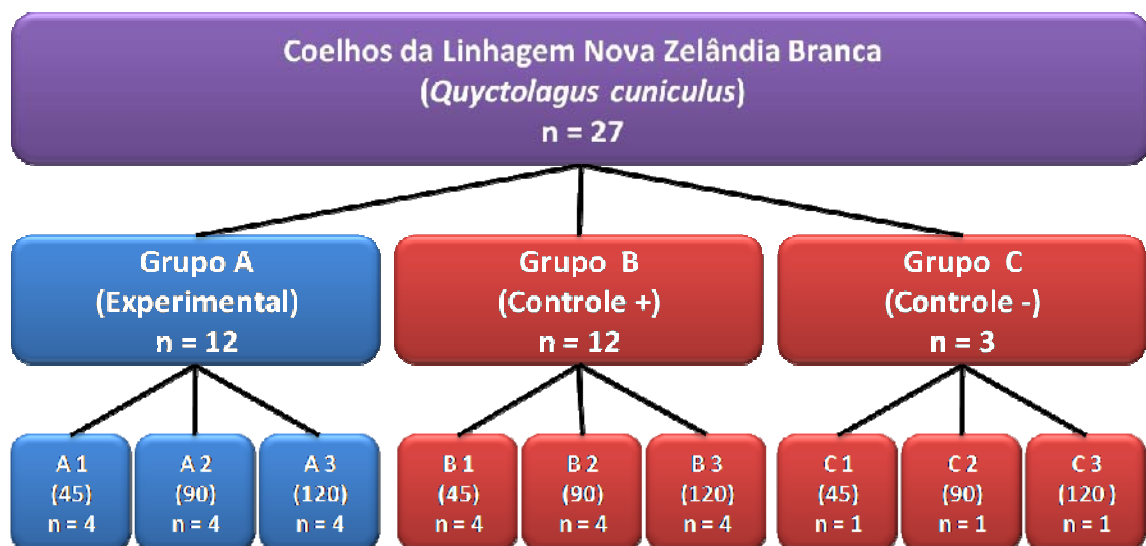


Figura 1 - Fluxograma representativo da distribuição dos animais nos grupos A (experimental), B (controle positivo) e C (controle negativo), bem como a redistribuição dos animais dos grupos A, B e C em 1, 2 e 3, de acordo com os períodos de observação (45, 90 e 120 dias).

#### 4.1.3 Obtenção dos materiais de enxerto

##### 4.1.3.1 Esclera

Nos animais do grupo doador (n=4) foi realizado procedimento operatório para obtenção das escleras. Para isto foi realizada a enucleação dos globos oculares (HORNBLASS *et al.*, 1995) após jejum pré-operatório para sólidos e líquidos de seis

horas e antibioticoterapia profilática com Cefazolina (0,3 mL/Kg; Cezolin, Biochimico, São Paulo, Brasil), no pré-cirúrgico imediato, administrada por catéter orogástrico.

A anestesia geral para os grupos A, B e C procedeu com injeção intramuscular (IM), no músculo semi-membranoso, de uma solução contendo cloridrato de quetamina (0,2 mL/Kg; Ketalar<sup>®</sup>, Parke-Davis, São Paulo, Brasil), cloridrato de xilazina (0,1 mL/Kg; Rompum<sup>®</sup>, Bayer, São Paulo, Brasil), Midazolam (0,04 mL/Kg; Dormonid<sup>®</sup>, Roche, São Paulo, Brasil) e Acepromazina (0,1 mL/Kg; Acepran<sup>®</sup>, Univet, São Paulo, Brasil), totalizando 0,49 mL/Kg. Para os animais doadores das escleras, a eutanásia foi realizada por meio de injeção endovenosa de uma solução contendo 5 mL de cloreto de potássio a 19,1% (Aster Produtos Médicos LTDA, Sorocaba, SP, Brasil) e 3 mL de tiopental sódico a 2,5% (Thionembutal, Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda, Itapira, SP, Brasil).

Com uma lâmina n° 15 montada em cabo de bisturi n° 3, fez-se uma incisão de aproximadamente 1 cm de comprimento na pele e tecido subcutâneo, no sentido horizontal, partindo-se do canto externo da rima palpebral, em direção distal do canto externo do olho do coelho (Figura 2A). Seguiu-se por divulsão roma até expor anatomicamente o rebordo inferior da órbita. Uma pinça hemostática curva Mixer-Baby de 14 cm (Erwin-Guth, São Paulo, SP, Brasil) fechada, foi introduzida entre o globo ocular e a parede lateral da órbita, em seu canto externo, até a porção mais a profunda da órbita. A pinça foi, então, aberta e, por meio de movimento de rotação completa, promoveu-se o descolamento do globo ocular. Em seguida, utilizando-se a mesma pinça hemostática, aprisionou-se o feixe vâsculo-nervoso óptico e, com uma tesoura Metzemaum curva (ABC Instrumentos Cirúrgicos LTDA, São Paulo, SP, Brasil) seccionou-se o mesmo, permitindo a enucleação do globo ocular (Figura 2B). Com auxílio de uma tesoura de íris delicada procedeu-se a retirada da córnea (Figura 2C) com posterior esvaziamento do conteúdo do globo ocular (cristalino, humor aquoso e humor vítreo). Com auxílio da pinça hemostática curva Mixer-Baby e da tesoura Metzemaum curva, retirou-se os músculos aderidos à sua superfície externa, obtendo-se as escleras. O procedimento cirúrgico foi realizado bilateralmente nos quatro animais, obtendo-se o total de oito escleras (Figura 2D).



Figura 2 - Técnica para obtenção da esclera do globo ocular de coelho. (A) Fotografia demonstrando incisão de aproximadamente 1 cm de comprimento na pálpebra inferior; (B) fotografia do globo ocular enucleado; (C) fotografia demonstrando retirada da córnea do globo ocular de coelho. Seta preta: esclera; (D) Fotografia das escleras obtidas a partir da enucleação do globo ocular de quatro coelhos (grupo doador).

As escleras obtidas foram submetidas à técnica progressiva de desidratação em álcool etílico. As amostras foram imersas por 30 minutos nas seguintes concentrações de alcoóis absolutos: 45%, 55%, 70%, 85%, 95%, respectivamente. Para completa desidratação, as escleras foram imersas novamente, pelo mesmo tempo, em dois novos recipientes contendo álcool absoluto (FDI, 1980). As escleras permaneceram armazenadas no recipiente contendo álcool absoluto (Figura 3) por 4 semanas, quando foi realizado o procedimento cirúrgico, em que as mesmas foram utilizadas como materiais de enxerto em defeitos ósseos produzidos no rebordo inferior da órbita dos coelhos (grupo A).



Figura 3 - Fotografia do recipiente contendo álcool etílico absoluto onde as escleras permaneceram armazenadas.

#### 4.1.3.2 Silicone

Nos animais do grupo B (controle positivo) foram utilizados implantes de silicone. Para tanto, a partir de uma placa de polímero de silicone tipo duro-mediano (Silimed, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), de dimensões 7 x 5 x 0,2 cm, obtiveram-se 12 pedaços em formato retangular com 1,0 cm de comprimento, por 0,5 cm de largura e 0,2 cm de espessura. As placas foram cortadas com auxílio de régua milimetrada, por meio de lâmina de bisturi n° 15 (Swann-Morton Inc., Sheffield, Inglaterra, Reino Unido), montada em cabo de bisturi n° 3 (Hu-Friedy, Leimen, Alemanha), e tesoura cirúrgica reta 16 cm (Quinelato, Rio Claro, São Paulo, SP).

#### 4.2 Procedimentos operatórios

Nos animais do grupo A, B e C foi realizado procedimento objetivando-se a confecção de defeitos ósseos no rebordo inferior da órbita, seguido da colocação ou não do material de enxerto. Todos os animais foram operados no mesmo dia pelo mesmo operador. Neste sentido, os animais foram submetidos a jejum pré-operatório para sólidos e líquidos de seis horas e antibioticoterapia profilática com Cefazolina (0,3 mL/Kg; Cezolin, Biochimico, São Paulo, Brasil), no pré-cirúrgico imediato, administrada por catéter orogástrico, conforme previamente descrito (subseção 4.1.3.1).

#### 4.2.1 Preparo dos materiais de enxerto

##### 4.2.1.1 Esclera

Previamente à confecção do defeito ósseo no rebordo orbital inferior esquerdo dos coelhos do grupo A, foi realizado o preparo das escleras homólogas a serem enxertadas. As escleras imersas em álcool absoluto foram retiradas e acomodadas sobre campo cirúrgico estéril, em ambiente com temperatura controlada (23°C), assim permanecendo por, pelo menos, 15 minutos. Neste momento, com a completa evaporação do álcool, foi possível verificar que as mesmas adquiriram aspecto ressecado (Figura 4).

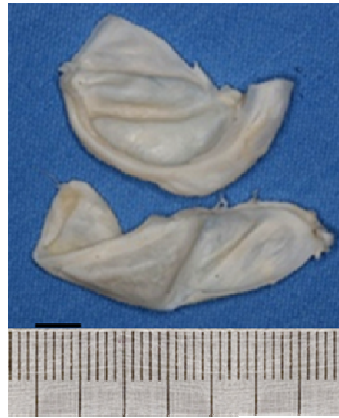


Figura 4 - Fotografia da esclera de coelho desidratada. Barra = 0,5 cm.

Nesta condição, com auxílio de uma lâmina n° 15 montada em cabo de bisturi n° 3, paquímetro, régua milimetrada e tesoura (Figura 5A), foram preparados doze pedaços de esclera, em formato retangular, medindo 0,5 cm de largura, por 1,0 cm de comprimento e 0,2 cm de espessura (Figura 5B).

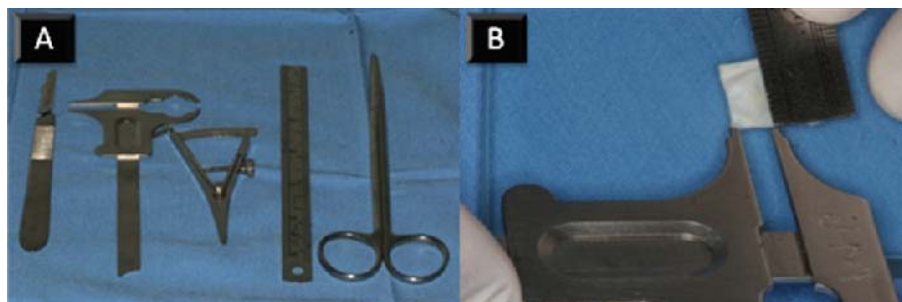


Figura 5 - Fotografia dos instrumentos para mensuração e preparo dos materiais de enxerto. (A) Da esquerda para direita: lâmina n° 15 montada em cabo de bisturi n° 3; paquímetro; compasso milimetrado; régua milimetrada; tesoura; (B) esclera depois de cortada sendo mensurada por meio do paquímetro e régua milimetrada.



A seguir, as escleras preparadas, desidratadas, foram colocadas em uma cuba metálica estéril, contendo 500 mL de solução salina isotônica a 0,9% (Aster Produtos Médicos LTDA, Sorocaba, SP, Brasil), por 30 minutos, momento em que ela adquiriu aspecto volumoso, brilhante e firme, reidratada e pronta para ser enxertada (Figuras 6A e 6B).

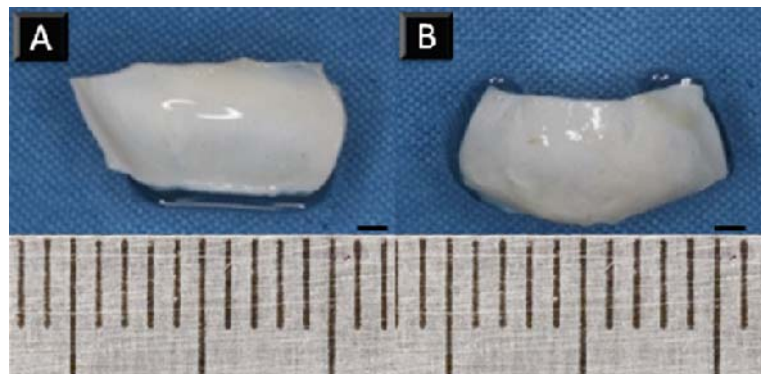


Figura 6 - Fotografia da esclera de coelho reidratada em solução salina isotônica a 0,9%. (A) face interna; (B) face externa. Barra = 0,1 cm.

#### 4.2.1.2 Silicone

Previamente à confecção do defeito ósseo no rebordo orbital inferior esquerdo dos coelhos do grupo B (controle positivo), foi realizado o preparo das placas de silicone a serem enxertadas. As placas foram embaladas individualmente e esterilizadas em óxido de etileno (48 °C, 55% UR, 300 min, 750 mg/L) (Sercon modelo HS E 39/40 HETO 3000), com técnica hospitalar rotineira. A estocagem foi em temperatura ambiente e o uso não excedeu 5 dias em relação ao período de esterilização. Não foi verificada a eficiência da esterilização pelo óxido de etileno, uma vez que se utilizou um único parâmetro de esterilização e não se procedeu ao controle bacteriológico pré- e pós-esterilização. Entretanto, o protocolo foi utilizado segundo rígida rotina de controle de esterilização.

#### 4.2.2 Preparo do defeito ósseo programado

Inicialmente, os animais foram submetidos à anestesia geral, conforme descrito na seção 4.1.3.1. Em seguida, após tricotomia da região infra-orbitária, realizou-se anti-sepsia com solução de polivinilpirrolidona degermante (PVPI, Povidine®, Rioquímica, Rio de Janeiro, Brasil), seguida da colocação dos campos operatórios fenestrados esterilizados (Figura 7A) e anestesia local com Mepivacaína 2% com adrenalina 1:100.000 (DFL, São Paulo, Brasil) na região subpalpebral (Figura 7B). O procedimento cirúrgico se iniciou com incisão sub-palpebral da pele, do músculo orbicular e periósteo (Figura 7C) com posterior descolamento do periósteo, expondo a face interna do rebordo inferior da órbita (Figura 7D) com auxílio de destaca periósteo de Molt (SSWhite/Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Com auxílio de uma broca tronco-cônica denteada cirúrgica de aço nº 703 (FKG Sorensen, São Paulo, Brasil), em peça-de-mão, sob irrigação constante com solução salina isotônica a 0,9% em seringa descartável de 20 mL estéril (Luer-Lok®, BD Plastipak®, São Paulo, SP, Brasil) realizou-se um corte perpendicular ao longo eixo do rebordo, com dimensões de 0,5 cm de comprimento por 0,2 cm de largura (Figura 7E). Para isto, tomou-se como referência o comprimento e o diâmetro da broca tronco-cônica denteada cirúrgica de aço nº 703, conferindo-se posteriormente com o compasso. Com a mesma broca sob irrigação, auxiliado pelo compasso milimetrado, fez-se um orifício de cada lado do corte, equidistando deste e da borda superior do rebordo ósseo em cerca de 0,2 cm (Figura 7F).

#### 4.2.3 Inserção dos materiais de enxerto

Para a fixação dos enxertos no leito receptor passou-se um fio mononylon agulhado 4.0 (Needle Line Ind. Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) pelo orifício feito à esquerda do defeito ósseo (Figura 8A). Em seguida, atravessou-se o fio em dois pontos distintos próximos à área central do material de enxerto (Figura 8B). Finalmente, trespassou-se o fio pelo aspecto externo do orifício realizado no lado direito (Figura 8C). Então, com auxílio da pinça hemostática curva Hartmann-Hollsted (Exatech, Porto Alegre, RS, Brasil) posicionou-se o enxerto na face interna do rebordo inferior da órbita, fixando-o e estabilizando-o com o próprio fio de sutura (Figuras 8D, 8E e 8F). Na seqüência, realizou-se a síntese dos planos profundos e

pele com fio mononylon agulhado 4.0 (Needle Line Ind. Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) (Figuras 8G e 8H). No grupo controle, foi realizado o defeito ósseo, sem colocação do enxerto (Figura 9).

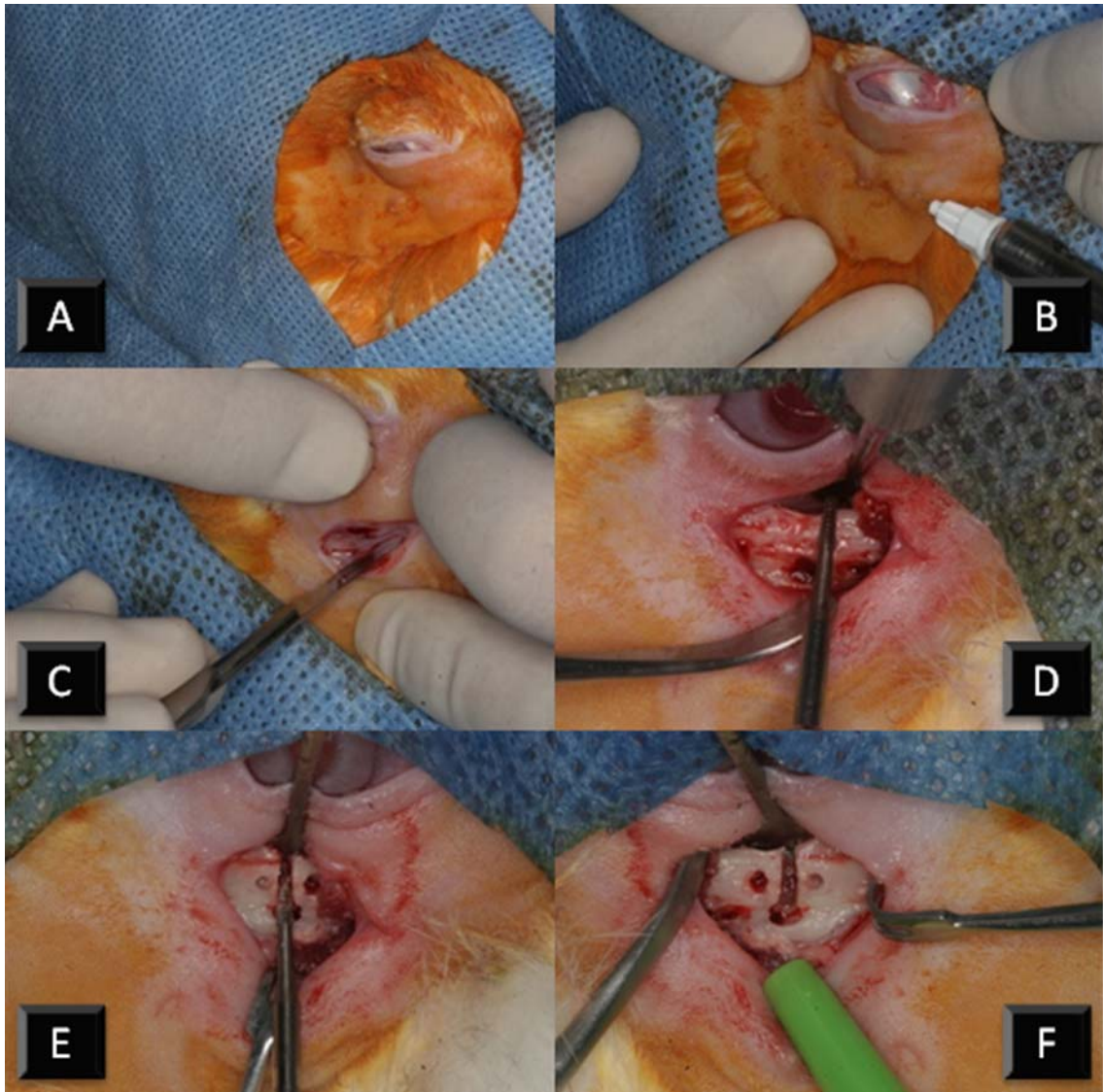


Figura 7 - Fotografias da exposição cirúrgica do rebordo inferior da órbita para colocação dos enxertos de silicone e esclera. (A) Tricotomia infra-orbitária, anti-sepsia e colocação dos campos cirúrgicos esterilizados; (B) anestesia local; (C) incisão subpalpebral; (D) exposição do rebordo inferior da órbita e posicionamento da broca tronco-cônica para realização do defeito ósseo; (E) corte perpendicular ao longo eixo do rebordo (0,5 cm x 0,2 cm) e orifícios laterais; (F) conformação final do defeito ósseo programado.



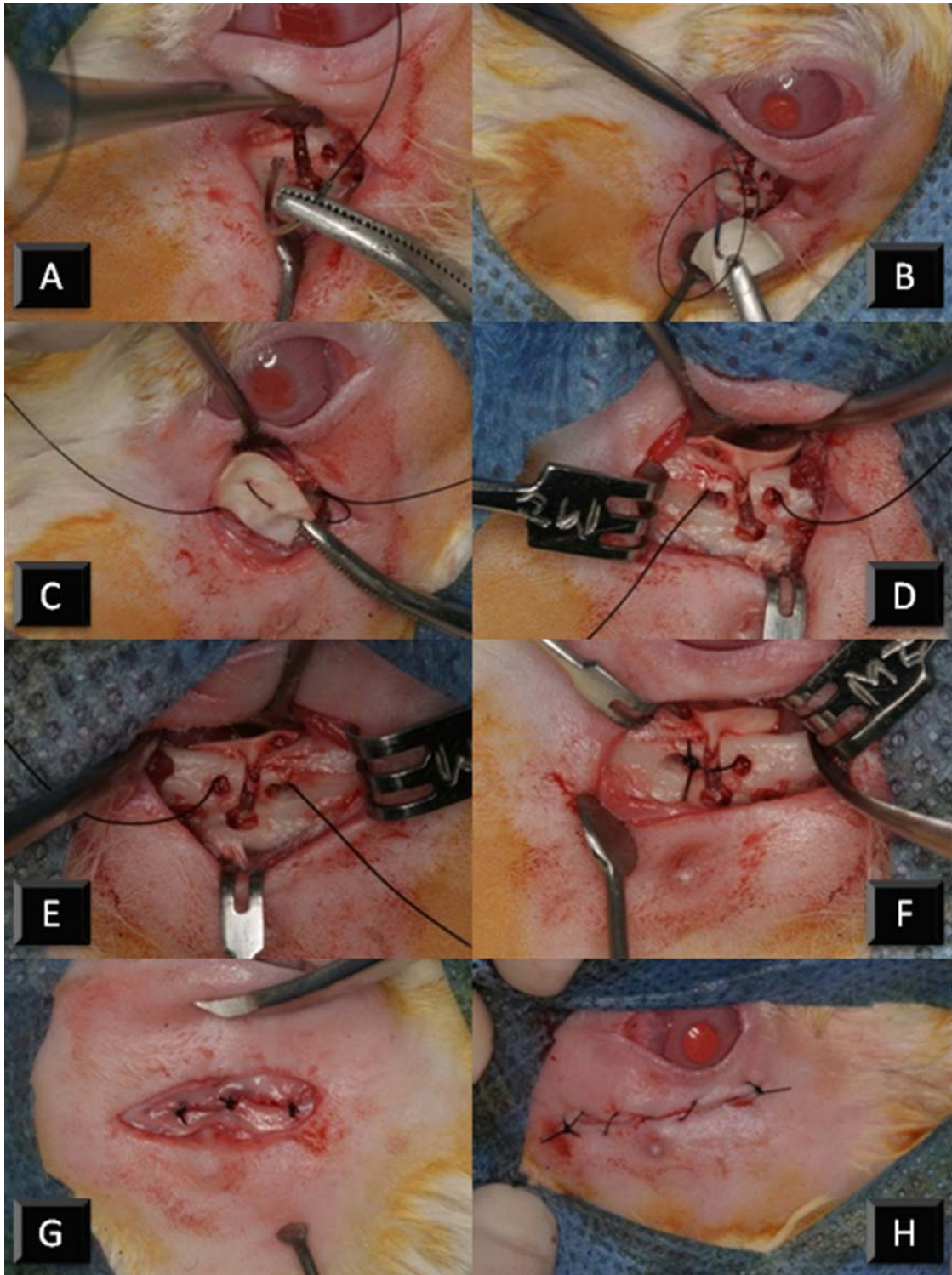


Figura 8 - Fotografias das manobras utilizadas para fixação, adaptação e estabilização dos enxertos. (A) Fio de sutura sendo conduzido pelo orifício esquerdo; (B) fio de sutura trespassando o enxerto em sua porção central; (C) fio de sutura sendo inserido no orifício direito; (D e E) material de enxerto sendo adaptado na parede superior do rebordo inferior da órbita esquerda do coelho; (F) material de enxerto fixado com o fio de sutura; (G e H) sínteses dos planos profundos e pele, respectivamente.

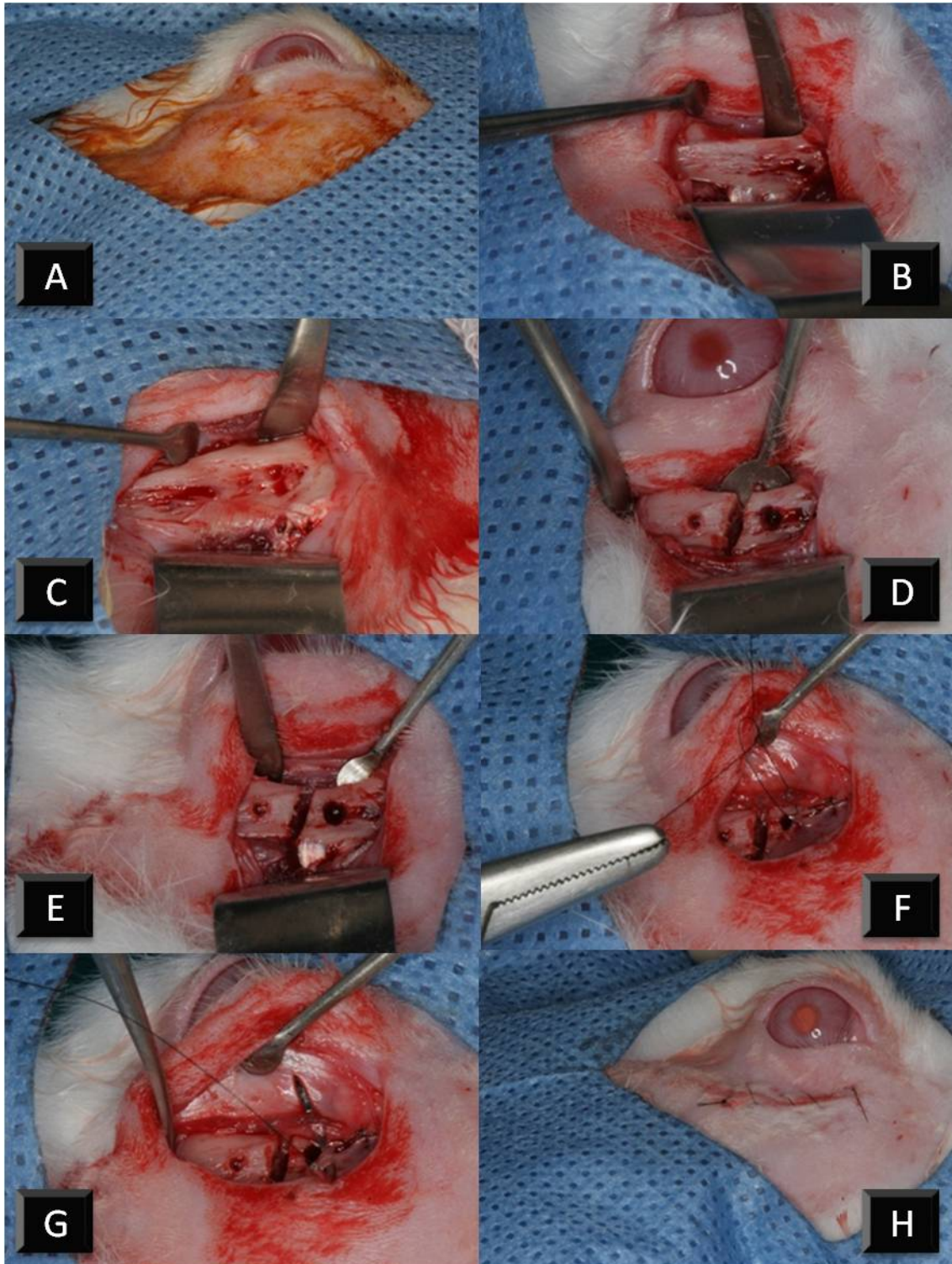


Figura 9 - Grupo Controle: fotografias da confecção do defeito ósseo no rebordo inferior da órbita de coelho no grupo controle. (A) Tricotomia infra-orbitária, anti-sepsia e colocação dos campos cirúrgicos esterilizados; (B e C) incisão subpalpebral com exposição do rebordo inferior da órbita; (D) realização do defeito ósseo seguindo os mesmos parâmetros dos grupos experimentais (0,5 cm x 0,2 cm) e orifícios laterais; (E) detalhe do defeito ósseo e orifícios laterais; (F, G e H) sínteses dos planos profundos e pele.



### **4.3 Procedimentos pós-operatórios**

#### **4.3.1 Proservação**

Os animais foram avaliados quanto à presença de hiperemia conjuntival, edema, equimose, hematoma e secreção purulenta na região operada, determinados a partir da data do procedimento operatório para inserção dos enxertos, até o sexto dia.

#### **4.3.2 Eutanásia**

Os animais dos grupos A, B e C foram submetidos à anestesia geral e, em seguida, à eutanásia, conforme previamente descrito (seção 4.1.3.1), em três momentos, a partir da data do procedimento operatório para inserção dos enxertos:

- 45º dia: animais dos grupos A1, B1, C1;
- 90º dia: animais dos grupos A2, B2, C2;
- 120º dia: animais dos grupos A3, B3, C3;

#### **4.3.3 Obtenção do bloco ósseo para avaliação histológica**

Após a eutanásia, o animal foi posicionado em decúbito lateral, de acordo com o lado da órbita a ser operada, realizando-se a colocação dos campos cirúrgicos esterilizados como descrito previamente (Figura 10A). Procedeu-se incisão sub-palpebral da pele e dos tecidos musculares, descolamento do periósteo e exposição do rebordo inferior da órbita (Figuras 10B e 10C).

Com auxílio de uma broca tronco-cônica denteada cirúrgica de aço nº 703 (FKG Sorensen, São Paulo, Brasil), em peça-de-mão, sob irrigação constante com solução salina isotônica a 0,9% realizou-se osteotomia medial e lateral à área receptora do enxerto (Figuras 10D e 10E), removendo-se o bloco ósseo (Figuras 10F, 10G e 10H), iniciando-se de imediato o processamento histológico.

#### 4.3.4 Processamento histológico

As peças retiradas foram submersas em formol tamponado 10% (para cada litro de formol adicionou-se quatro gramas de fosfato monobásico anidro e 6,5 gramas de fosfato de sódio dibásico anidro) em um volume 10 vezes superior ao da peça operatória, sendo que o período de fixação não excedeu 24 horas. As peças foram encaminhadas ao Departamento de Morfologia da Faculdade de Medicina da UFU-MG para processamento de inclusão em parafina e processamento de coloração pela hematoxilina e eosina (H&E).

O processamento histológico consistiu na descalcificação gradual da peça com solução aquosa de ácido nítrico a 5% e desidratação em alcoóis etílicos sucessivos em concentrações crescentes até atingir álcool absoluto. Em seguida, realizou-se a diafanização com xilol com posterior impregnação em parafina histológica para emblocamento (Paraplast<sup>®</sup>, McCormick Scientific LLC, Maryland Heights, MO, EUA) Em caixas apropriadas com parafina e cera de abelha a 5%, numa temperatura de 60°C, adequadamente identificadas, realizou-se a inclusão e modelagem dos blocos. Foi usado micrótomo rotativo (RM 2145, Leica, Hanover, Alemanha) para realizar cortes semi-seriados em planos perpendiculares ao longo eixo do bloco, de cerca de 5 µm, montados sobre lâmina com ponta fosca devidamente identificada. Os cortes montados e identificados foram secados e estendidos em estufa a 56°C, de 15 minutos a 24 horas.

Após nova desparafinização com xilol, hidratação com alcoóis sucessivos, em concentrações decrescentes, o material foi lavado em água corrente e corado com hematoxilina por cinco a dez minutos. O excedente do corante foi retirado com banhos durante 20 minutos em água corrente comum. Após rápida desidratação em álcool absoluto, os cortes foram corados pelo corante eosina por quinze segundos. Para montagem dos cortes nas lâminas, eles foram sujeitos a banhos sucessivos em alcoóis de concentrações crescentes, diafanização em xilol e montagem com lamínula e bálsamo do Canadá.

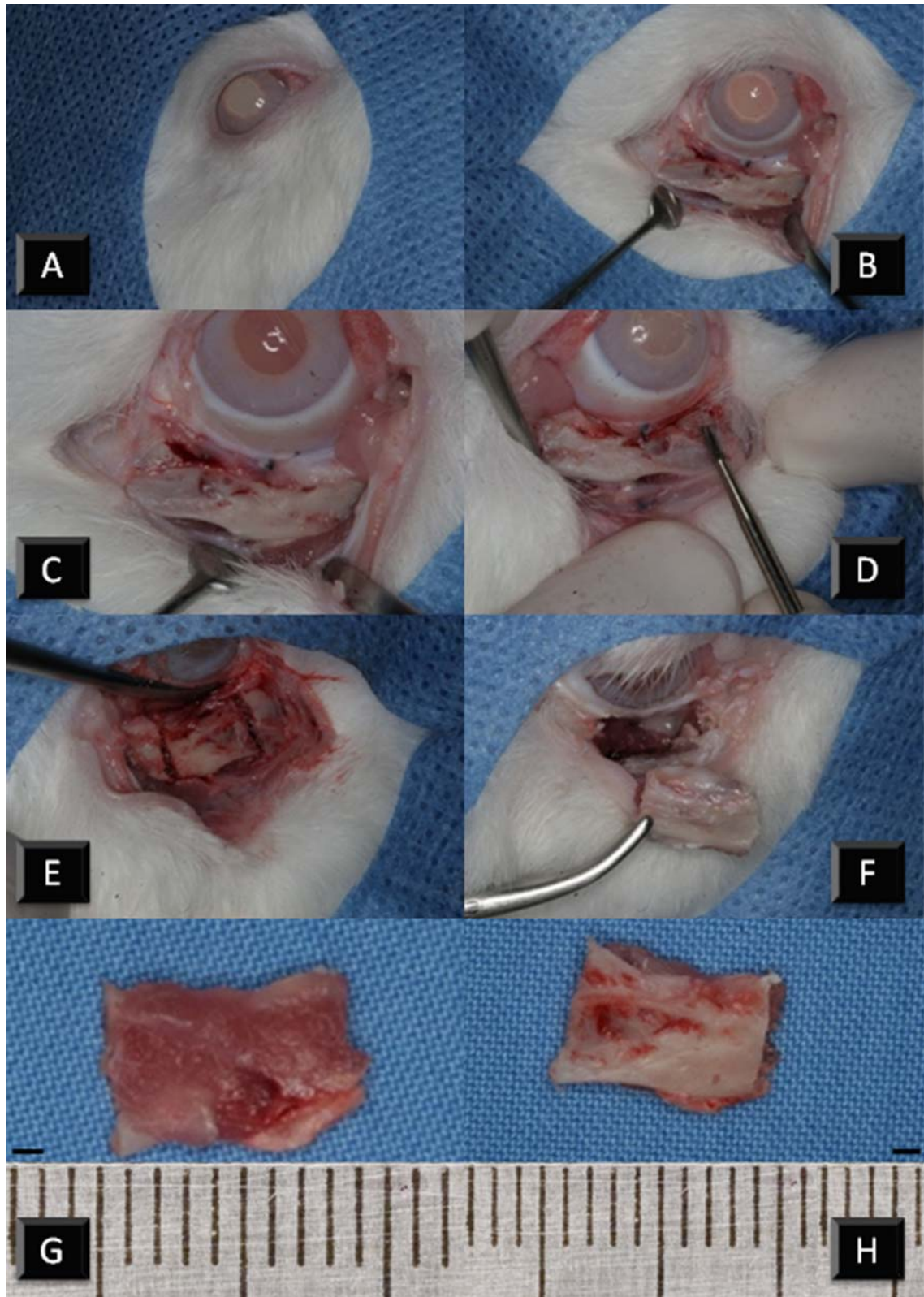


Figura 10 - Fotografias do procedimento cirúrgico para obtenção dos enxertos. (A) Animal anestesiado posicionado em decúbito lateral de acordo com o lado da órbita a ser operada; (B e C) incisão subpalpebral e exposição cirúrgica do rebordo orbital inferior; (D) posicionamento da broca para osteotomia; (E) osteotomia medial e lateral à área receptora do enxerto; (F) remoção do bloco; (G e H) detalhes das porções interna e externa, respectivamente, dos blocos retirados. Barra = 0,1 cm.



## 4.4 Critérios de avaliação

### 4.4.1 Requisitos histológicos

Foram confeccionadas cinco lâminas por espécime e por tempo experimental dos grupos A, B e C, em um total de 135 cortes histológicos semi-seriados corados em H&E. Os cortes foram escolhidos em intervalos regulares de 7 µm. O plano do corte histológico passou pelo material de enxerto, incluindo toda a zona de transição entre o enxerto e os tecidos circundantes, sem artefatos histológicos. Todas as lâminas foram avaliadas em microscopia óptica de luz visível em magnificação de 100 e 400 vezes (Olympus BX40F4, Olympus Optical Co., Shibuya-ku, Tokyo, Japão) pelo Departamento de Morfologia da Faculdade de Medicina da UFU-MG, sem conhecimento prévio sobre o grupo pertencente de cada animal. A zona de transição entre o material de enxerto e os tecidos circundantes foi a área avaliada. Experimentos, testes ou controles que resultaram em cortes que não preencheram estes requisitos foram substituídos.

### 4.4.2 Avaliação da resposta inflamatória

Na análise das lâminas coradas por H&E foram observados os seguintes aspectos referentes às condições histológicas na zona de transição entre o material de enxerto e os tecidos circundantes: necrose; presença, intensidade e tipo de células inflamatórias (neutrófilos, linfócitos, macrófagos, plasmócitos, células gigantes de corpo estranho); reabsorção do material com neoformação óssea; cápsula fibrosa e migração do material de enxerto da área receptora.

Com base nestes critérios, as reações inflamatórias observadas foram classificadas em ausente, leve, moderada e acentuada (FDI, 1980). Para análise estatística dos dados, estabeleceu-se um sistema de graduação dos parâmetros observados, nos seguintes escores:

- 1: inflamação leve ou ausente;
- 2: inflamação moderada;
- 3: Inflamação acentuada.

A designação de inflamação ausente ou leve foi dada aos espécimes que mostraram poucas células inflamatórias, na maioria linfócitos e plasmócitos e tecidos

com características histológicas identificáveis; considerou-se inflamação moderada quando os espécimes apresentaram acúmulo focal de células inflamatórias, mas sem tecido necrótico, mesmo que houvesse desarranjo das características histológicas normais; e inflamatória acentuada quando os espécimes mostraram substituição total do tecido circundante por tecido inflamatório, além de focos de necrose.

Por meio da avaliação do grau da resposta inflamatória nos 3 tempos de observação (45, 90 e 120 dias) é que se determinou a aceitabilidade ou não do material, ou seja, seu comportamento em relação à biocompatibilidade. Neste sentido, cada grupo experimental foi avaliado separadamente e em conjunto em relação à resposta inflamatória considerando-se todos os períodos de observação.

#### **4.5 Análise estatística**

Para análise inferencial dos três tempos experimentais entre si, de uma mesma variável, foi empregado o teste de Friedman. Este teste foi complementado pelo teste de Wilcoxon para os casos em que houve diferença estatística significativa apontada pelo teste de Friedman. De outra forma, para análise inferencial de cada tempo experimental, considerando-se as diferentes variáveis, foi empregado o teste de U-Mann Whitney. Para estes testes considerou-se o nível de rejeição da hipótese de nulidade em 5%. As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do pacote estatístico SPSS versão 15 (LEAD Technologies, Inc., Chicago, IL, USA).

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Observações clínicas

Nenhum animal apresentou problemas de saúde no decorrer dos procedimentos, não havendo, portanto, perda de espécimes durante a pesquisa.

### 5.2 Avaliação histológica

#### 5.2.1 Grupos experimentais

##### 5.2.1.1 Grupo A (Esclera)

Aos 45 dias do pós-operatório havia ausência ou reduzido número de células inflamatórias. O tecido ósseo estava organizado, sem reabsorção, não se observando reação inflamatória próxima à área do enxerto (Figuras 11 a 13). Aos 90 dias, a reação celular na zona de transição entre o enxerto e os tecidos circundantes era comparável com aquela ao longo de sua periferia. O tecido estava bem organizado, com regeneração óssea na área da fratura, ausência completa de inflamação e presença de neoformação óssea (Figuras 14 a 16). Aos 120 dias, ausência total de inflamação com integração da esclera aos tecidos adjacentes (Figuras 17 a 20).

Na análise inferencial entre os tempos experimentais de 45, 90 e 120 dias, no grupo A (Esclera), verificou-se que não houve diferença estatística significativa (teste de Friedman,  $p > 0,05$ ) (Tabela 1, Apêndices A, B e C).

##### 5.2.1.2 Grupo B (Silicone)

Aos 45 dias, havia alguma inflamação próxima à zona de transição entre o enxerto e os tecidos circundantes e nenhuma ou mínima na periferia. O tecido adjacente ao material de enxerto manteve sua estrutura, contendo linfócitos, plasmócitos, macrófagos, e ocasionalmente células gigantes de corpo estranho, mas sem acúmulo de neutrófilos (Figuras 21 a 23). Aos 90 dias, havia presença mínima de células inflamatórias - linfócitos, macrófagos e ocasionalmente células de corpo

estranho - na zona de transição entre o enxerto e os tecidos circundantes. O tecido estava bem organizado, com regeneração óssea praticamente completa, sem áreas de reabsorção (Figuras 24 a 27). Aos 120 dias, os tecidos circundantes já se encontravam organizados, contudo, ainda não havia completa consolidação do traço de fratura (Figuras 28 a 30).

Na análise inferencial entre os tempos experimentais de 45, 90 e 120 dias, no grupo B (Silicone), verificou-se diferença estatística significativa (teste de Friedman,  $p < 0,001$ ). Análise estatística complementar indicou diferença significativa entre os tempos experimentais de 45 e 90 dias (Teste de Wilcoxon,  $p < 0,05$ ), 45 e 120 dias ( $p < 0,001$ ) e 90 e 120 dias ( $p < 0,01$ ) (Tabela 1, Apêndices D, E e F).

### 5.2.2 Tempos experimentais

Na análise inferencial do tempo experimental de 45 dias observou-se diferença estatística significativa entre os grupos A (Esclera) e B (Silicone) (U-Mann Whitney,  $p < 0,001$ ) e entre os grupos B (Silicone) e C (Controle) ( $p < 0,001$ ). Não houve diferença entre os grupos A (Esclera) e C (Controle) ( $p > 0,05$ ) (Tabela 1, Apêndices A a G).

Aos 90 dias observou-se diferença estatística significativa entre os grupos A (Esclera) e B (Silicone) ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos B (Silicone) e C (Controle) ( $p < 0,001$ ). Não houve diferença entre os grupos A (Esclera) e C (Controle) ( $p > 0,05$ ) (Tabela 1, Apêndices A a G).

Aos 120 dias observou-se diferença estatística significativa entre os grupos A (Esclera) e B (Silicone) ( $p < 0,05$ ) e entre os grupos B (Silicone) e C (Controle) ( $p < 0,05$ ). Não houve diferença entre os grupos A (Esclera) e C (Controle) ( $p > 0,05$ ) (Tabela 1, Apêndices A a G).

Tabela 1 – Intensidade da resposta inflamatória nos grupos experimentais e controle nos tempos experimentais de 45, 90 e 120 dias.

Tempos experimentais	Grupo A (Esclera) (n=60)			Grupo B (Silicone) (n=60)			Grupo C (Controle) (n=15)			Total
	45	90	120	45	90	120	45	90	120	
Ausente ou suave	20	20	20	0	5	15	5	5	5	95
Moderada	0	0	0	20	15	5	0	0	0	40
Acentuada	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Total</b>	<b>20</b>	<b>20</b>	<b>20</b>	<b>20</b>	<b>20</b>	<b>20</b>	<b>5</b>	<b>5</b>	<b>5</b>	<b>135</b>

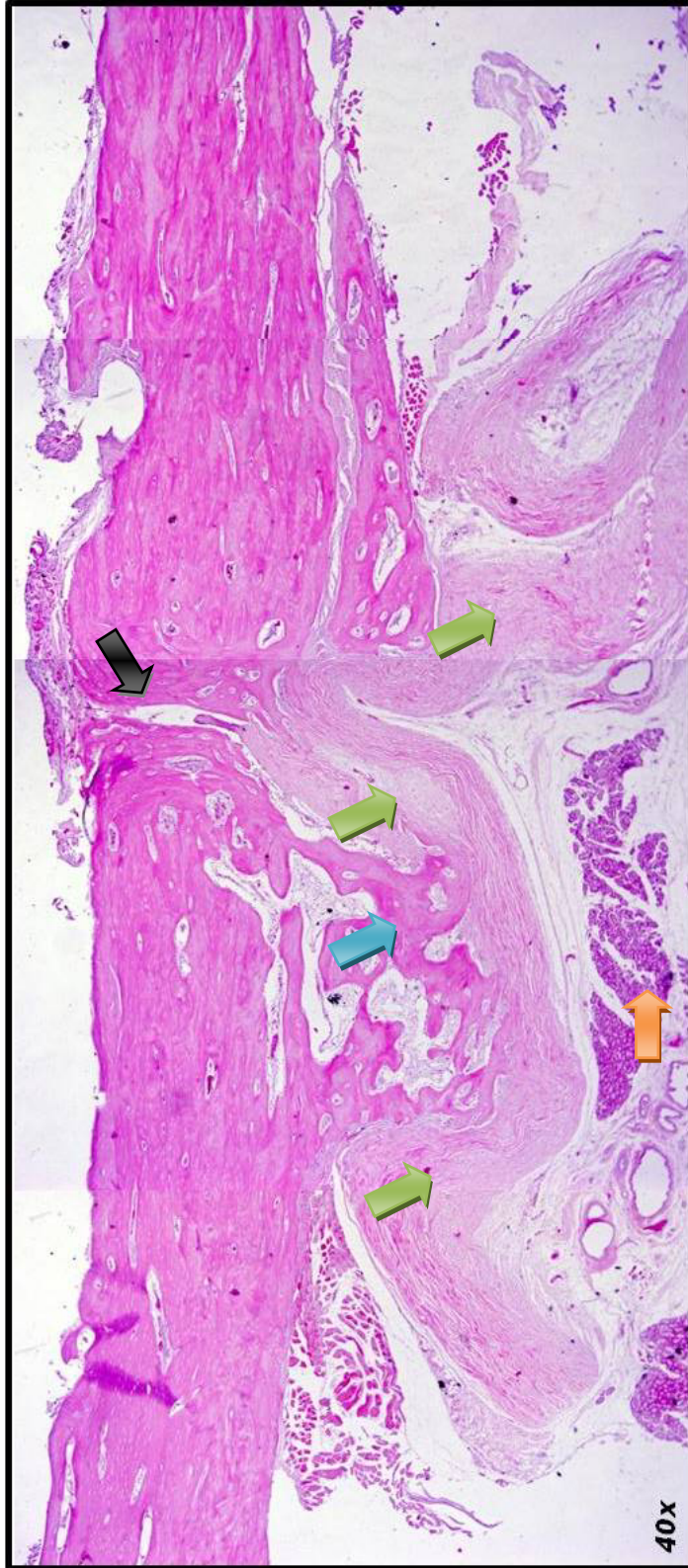


Figura 11 - Esclera 45 dias. Visão geral da área de fratura (seta preta). Presença de neoformação óssea (seta azul) justaposta ao enxerto de esclera (setas verdes). Mais abaixo, presença de tecido muscular (seta alaranjada) (H&E, 40x).



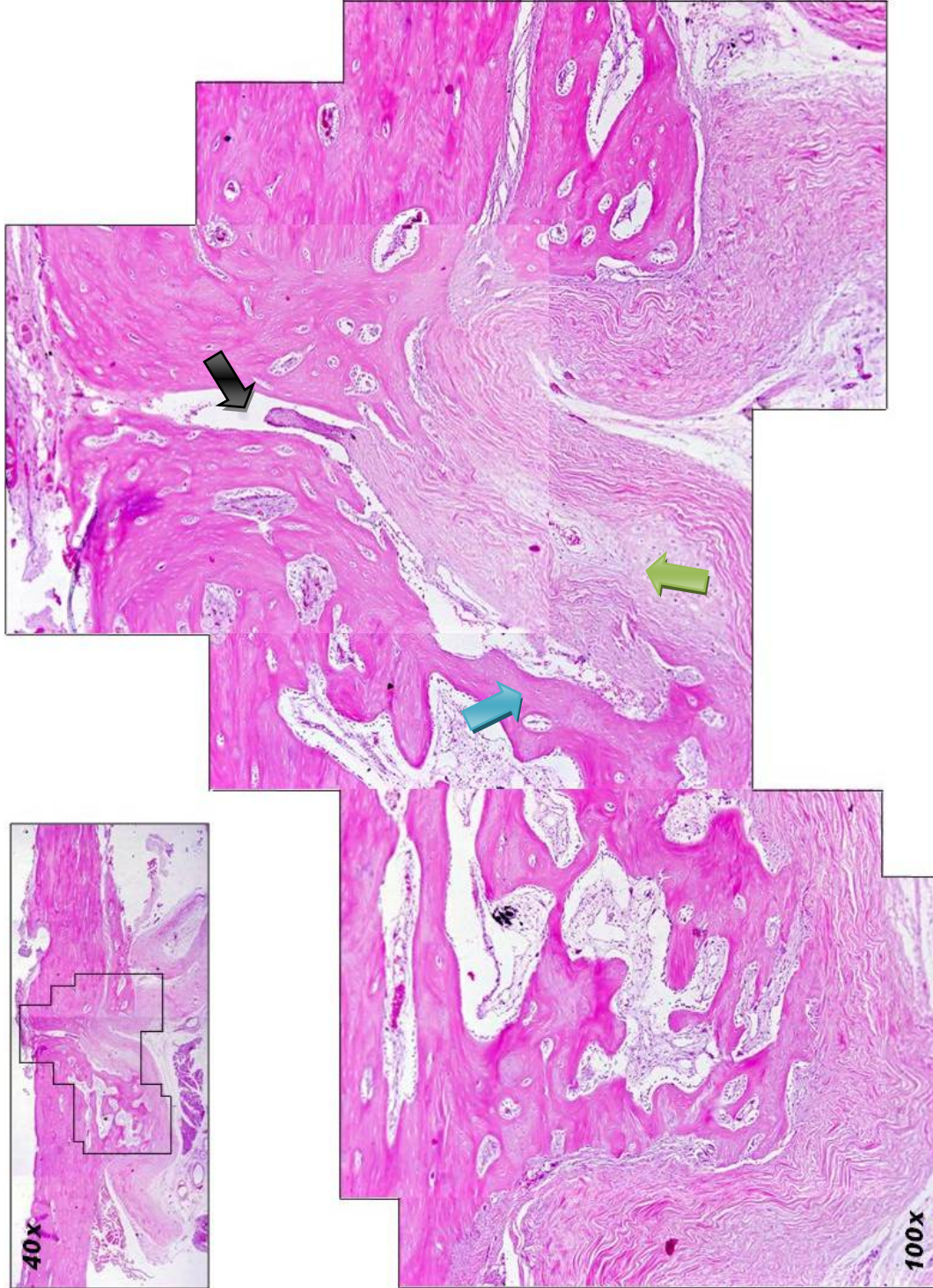


Figura 12 - Esclera 45 dias. Maior aumento da área da fratura (seta preta) evidenciando a presença do enxerto de esclera (seta verde) justaposta à área de neoformação óssea, sem evidência de infiltrado inflamatório (H&E, 100x).



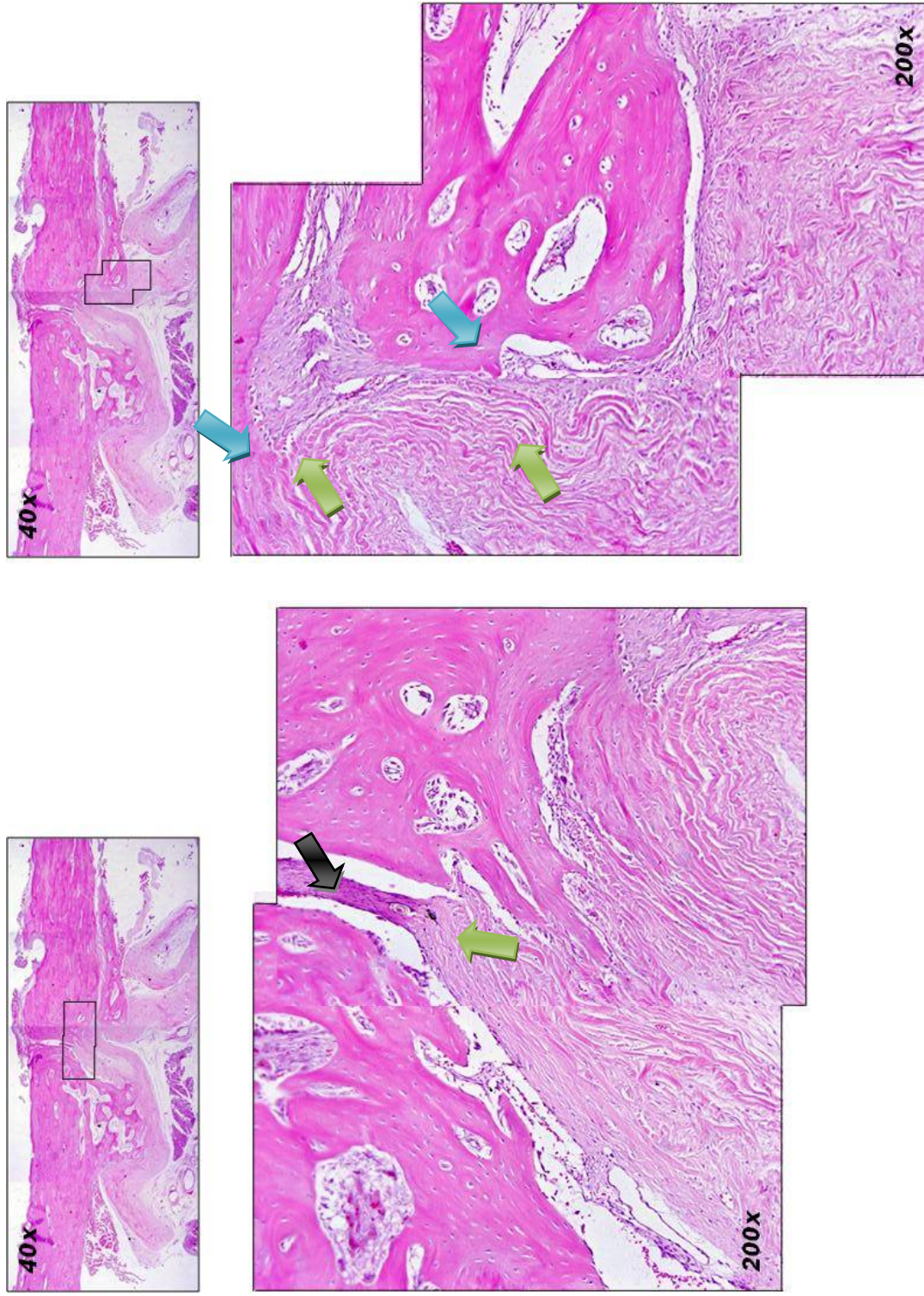


Figura 13 - Esclera 45 dias. À esquerda, maior aumento da área de fratura mostrando o enxerto de esclera (seta verde) aparentemente sendo substituído por tecido ósseo (seta preta). No maior aumento à direita é possível evidenciar a integração do enxerto (setas verdes) ao osso neoformado (seta azul), com ausência de infiltrado inflamatório (H&E, 200x).



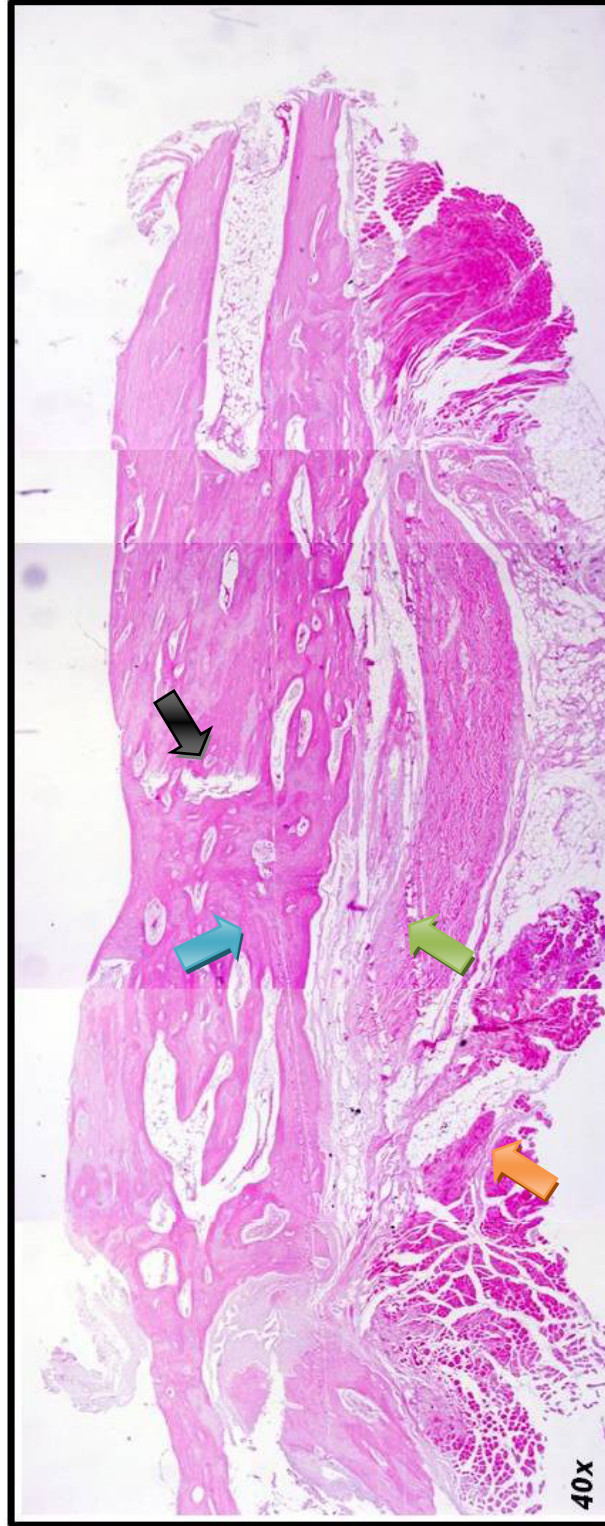


Figura 14 - Esclera 90 dias. Visão geral da região de fratura óssea (seta preta). Presença do enxerto de esclera (seta verde) interposto entre os tecidos ósseo (seta azul) e muscular (seta alaranjada) (H&E, 40x).



Figura 15 - Esclera 90 dias. Consolidação quase completa da área da fratura (seta preta) com neoformação óssea (seta azul). Presença do enxerto de esclera (seta verde) interposta por tecido conjuntivo (seta alaranjada) (H&E, 100x).



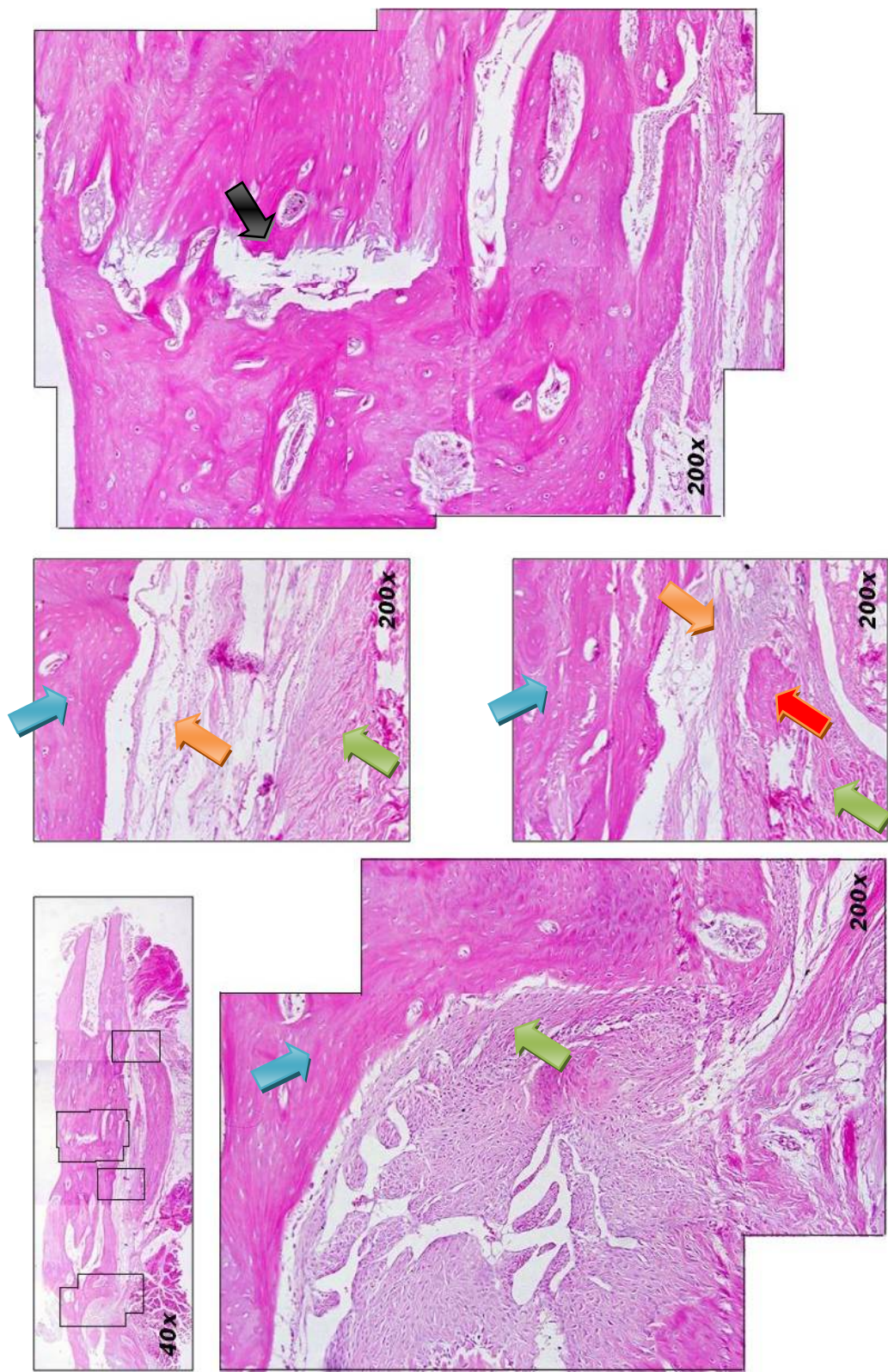


Figura 16 - Esclera 90 dias..Magnificação de áreas evidenciando a presença de formação óssea (seta azul), enxerto de esclera (seta verde) e tecido conjuntivo sem evidência de reação inflamatória interposto entre eles (seta alaranjada). Em uma das imagens é possível identificar de neoformação óssea na intimidade da esclera (seta vermelha); à direita: magnificação da área da fratura (seta preta) sua quase total consolidação (H&E, 200x).



Figura 17 - Esclera 120 dias. Visão panorâmica da região da fratura completamente consolidada (seta preta). Identifica-se ainda a presença de osso (seta azul), tecido muscular (seta alaranjada) e remanescente do enxerto de esclera (seta verde) (H&E, 40x).



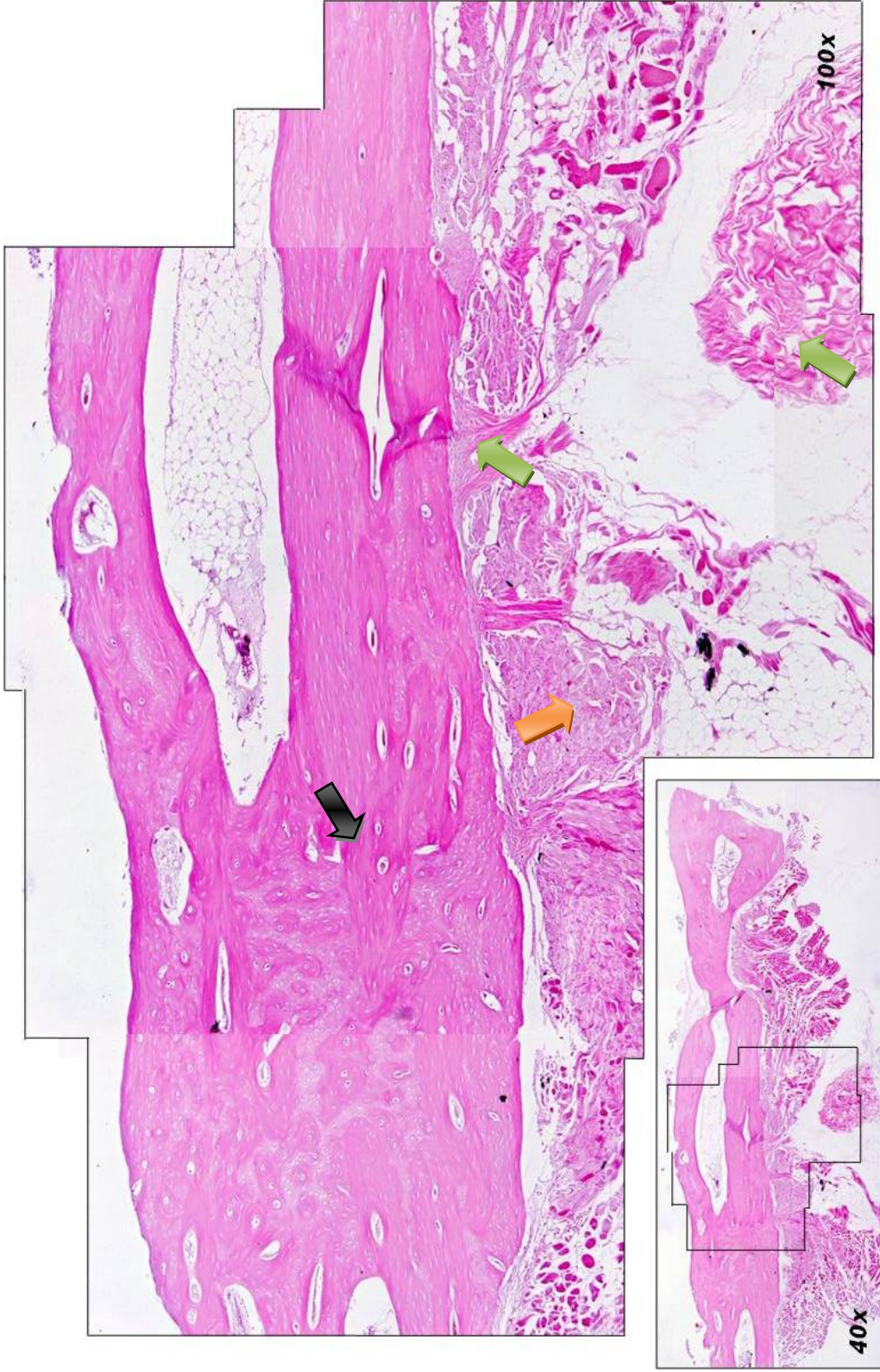


Figura 18 - Esclera 120 dias. Magnificação da área da fratura totalmente consolidada (seta preta), visualizando-se o remanescente do enxerto de esclera (seta verde) interpostos por tecido conjuntivo sem alteração inflamatória (seta alaranjada) (H&E, 100x).



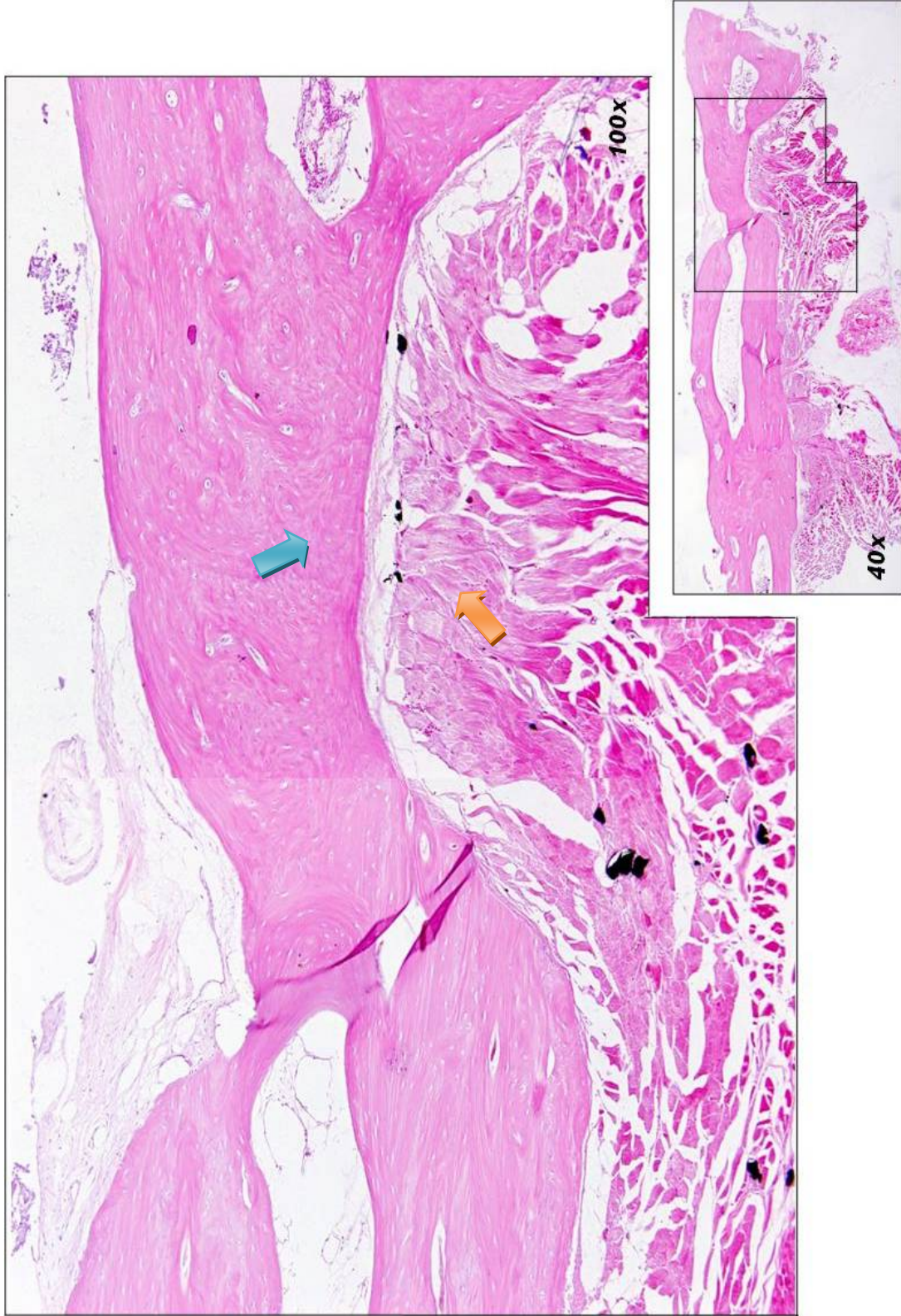


Figura 19 - Esclera 120 dias. Detalhe da cicatrização com substituição da esclera por tecido ósseo (seta azul). Abaixo, detalhe do tecido muscular (seta alaranjada) (H&E, 100x).



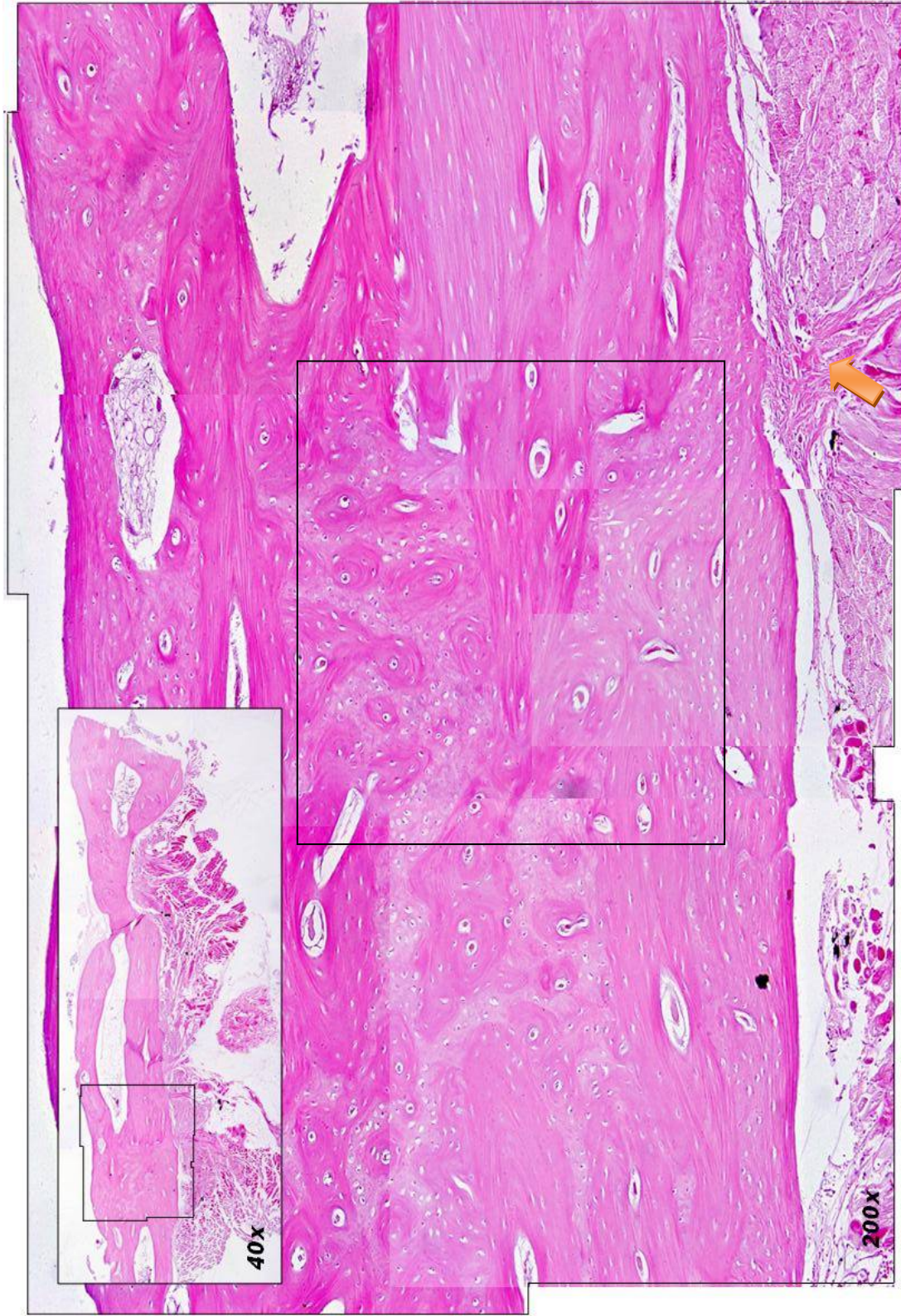


Figura 20 - Esclera 120 dias. Área delimitada mostrando alteração na arquitetura óssea, em maior aumento, evidenciando a área consolidada da fratura. Abaixo, presença de tecido conjuntivo interposto, com ausência de reação inflamatória (seta alaranjada) (H&E, 200x).



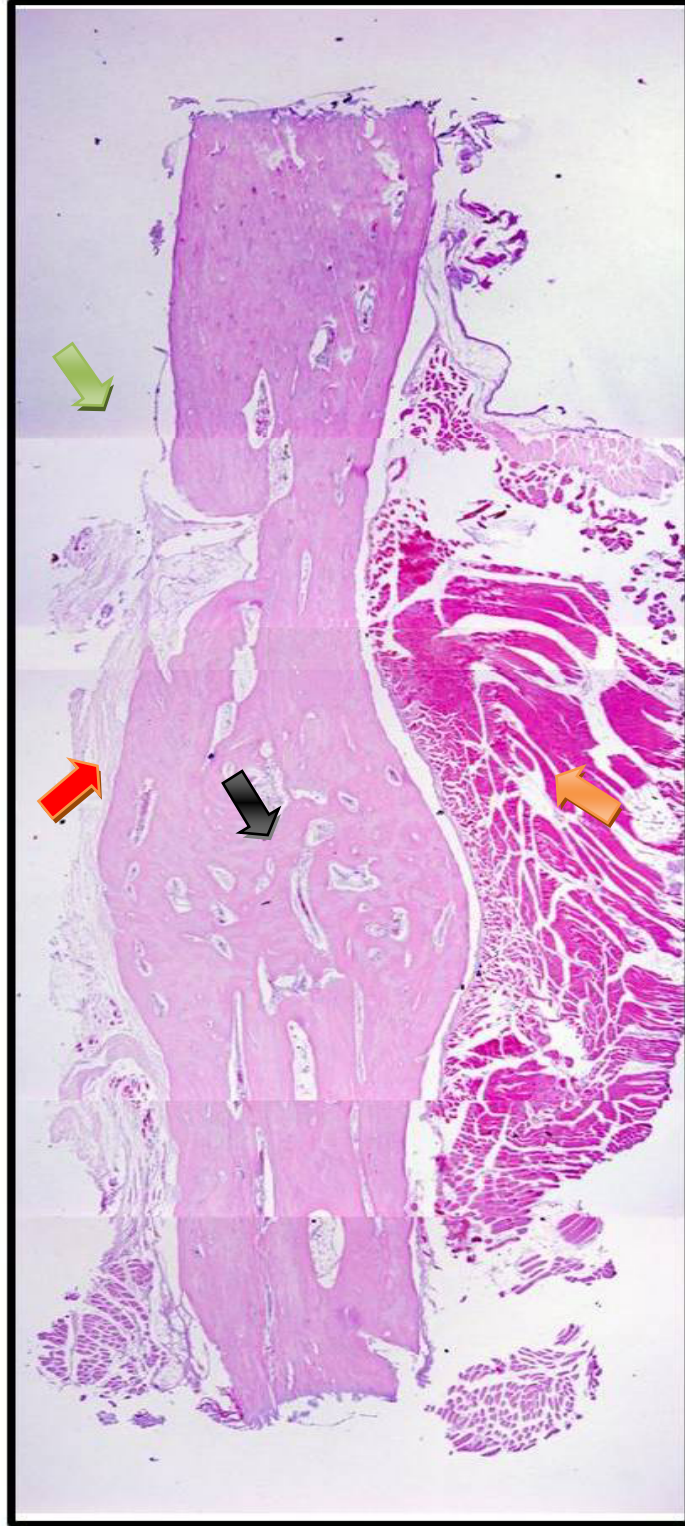


Figura 21 - Silicone 45 dias. Visão geral da área da fratura (seta preta), sendo possível observar tecido muscular (seta alaranjada), área de localização do enxerto de silicone (seta verde) e cápsula fibrosa (seta vermelha) interposta entre o osso e o enxerto (H&E, 40x).



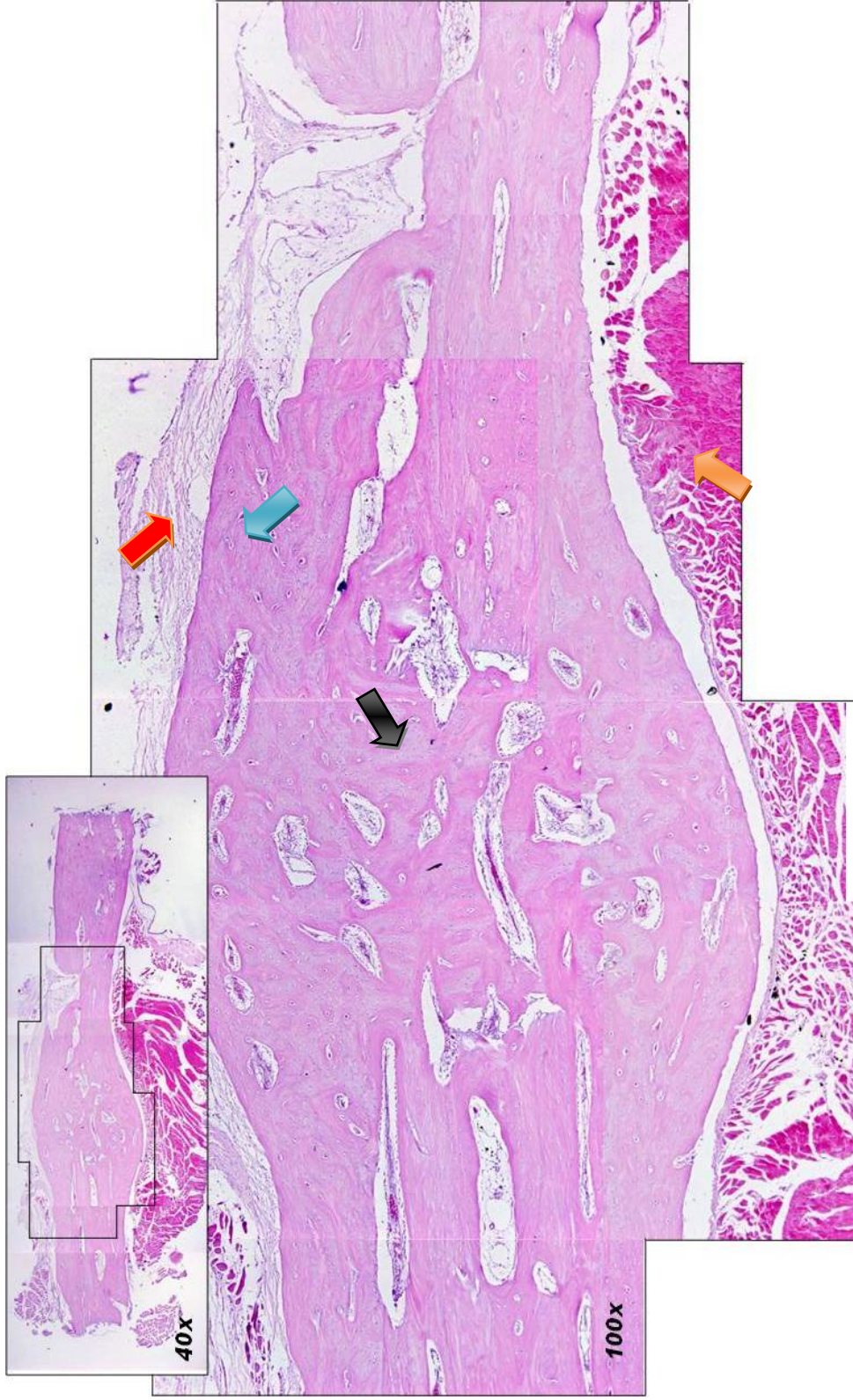


Figura 22 - Silicone 45 dias. Maior aumento da área da fratura (seta preta) evidenciando presença de osso com espaços medulares aumentados (seta azul), tecido muscular (seta alaranjada) e cápsula fibrosa com ausência de infiltrado inflamatório (H&E, 100x).



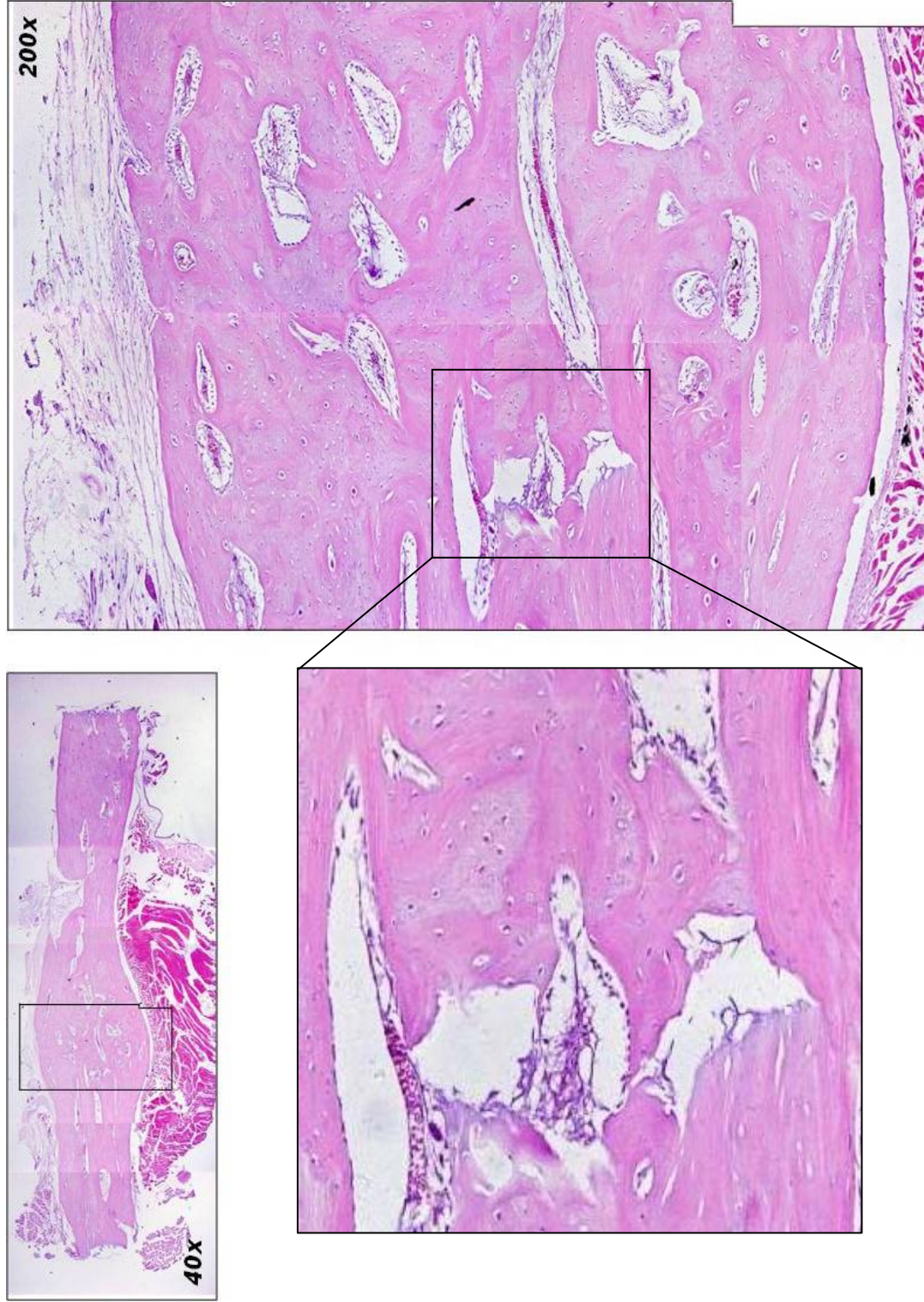


Figura 23 - Silicone 45 dias. Magnificação da área de fratura evidenciando aumento de espaços medulares com presença de osteoblastos no detalhe (H&E, 200x).



Figura 24 - Silicone 90 dias. Visão geral da área da fratura (seta preta). Área evidenciando localização do enxerto de silicone (setas verdes) com interposição de tecido conjuntivo (seta vermelha) entre ele e o tecido ósseo (seta azul). Nas extremidades do corte é possível observar presença de tecido muscular (setas alaranjadas) (H&E, 40x).



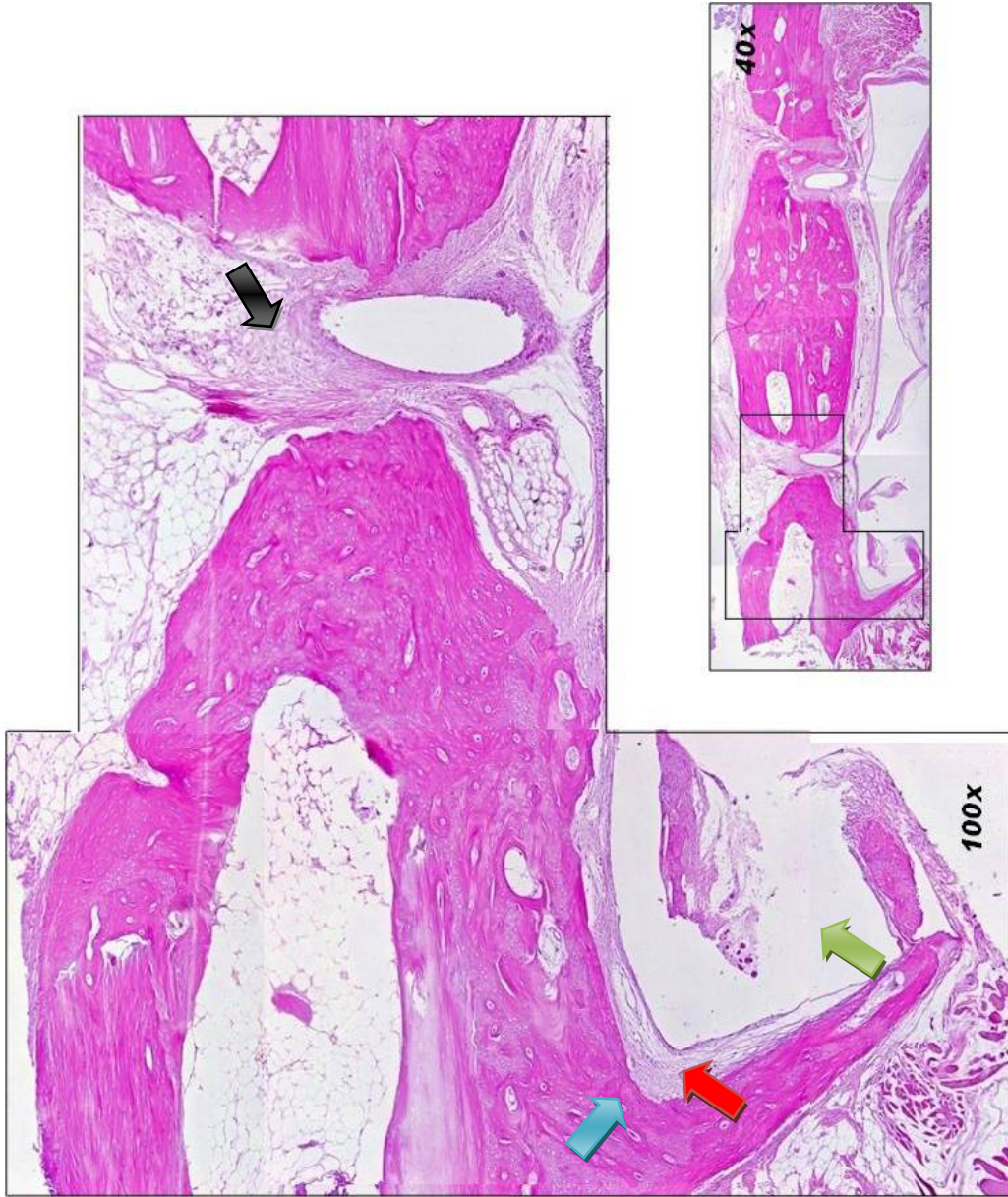


Figura 25 - Silicone 90 dias. Maior aumento demonstrando interposição de tecido conjuntivo na área de sutura (seta preta). Na extremidade inferior esquerda é possível visualizar região do implante de silicone (seta verde) com presença de cápsula fibrosa (seta vermelha) interposta entre ele e o osso (seta azul) (H&E, 100x).

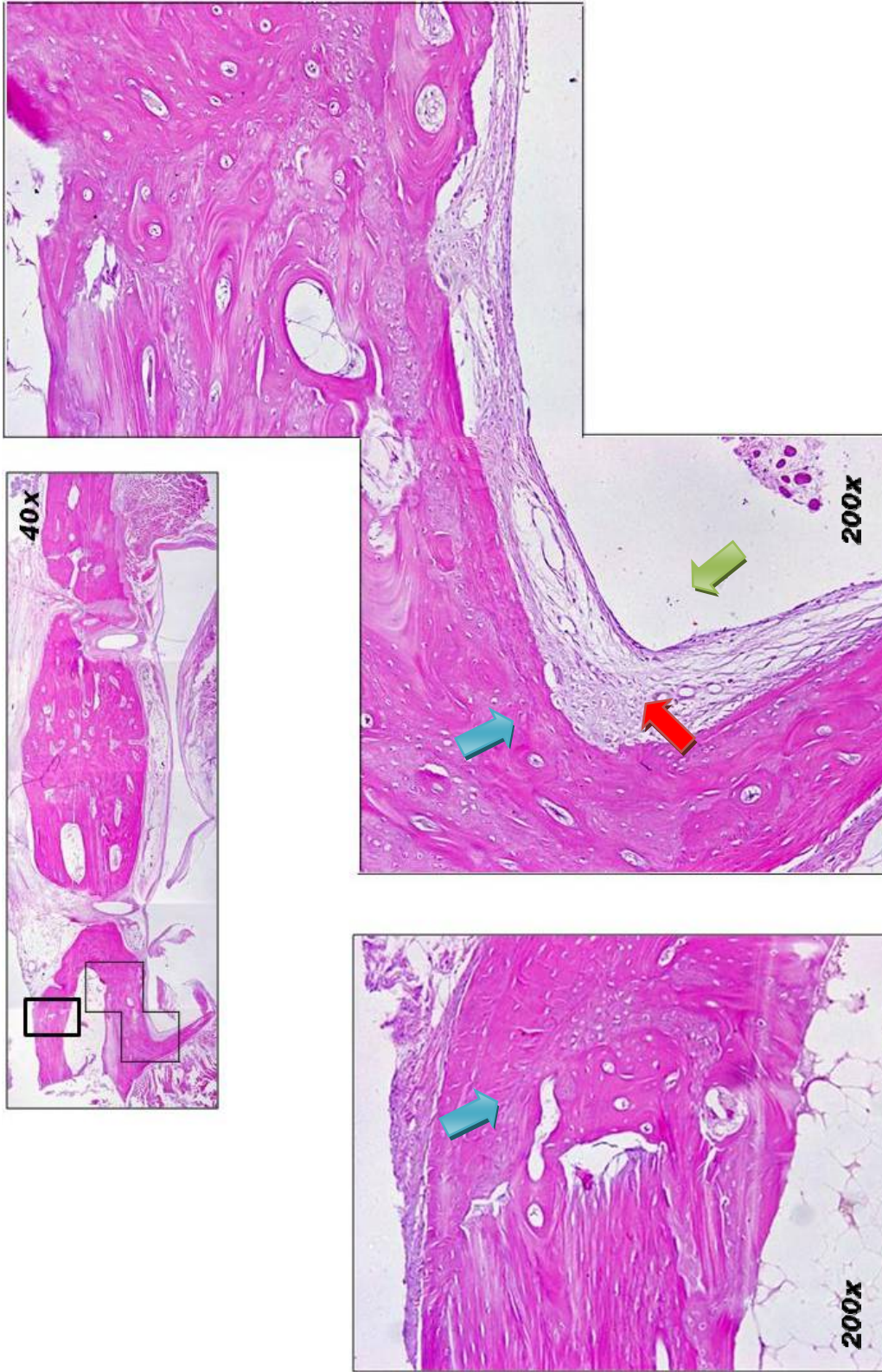


Figura 26 - Silicone 90 dias. Detalhe do enxerto de silicone (seta verde) e do osso (seta azul) interpostos pela cápsula fibrosa (seta vermelha). Na imagem menor à esquerda, detalhe em maior aumento do osso rebordo orbital inferior (H&E, 200x).



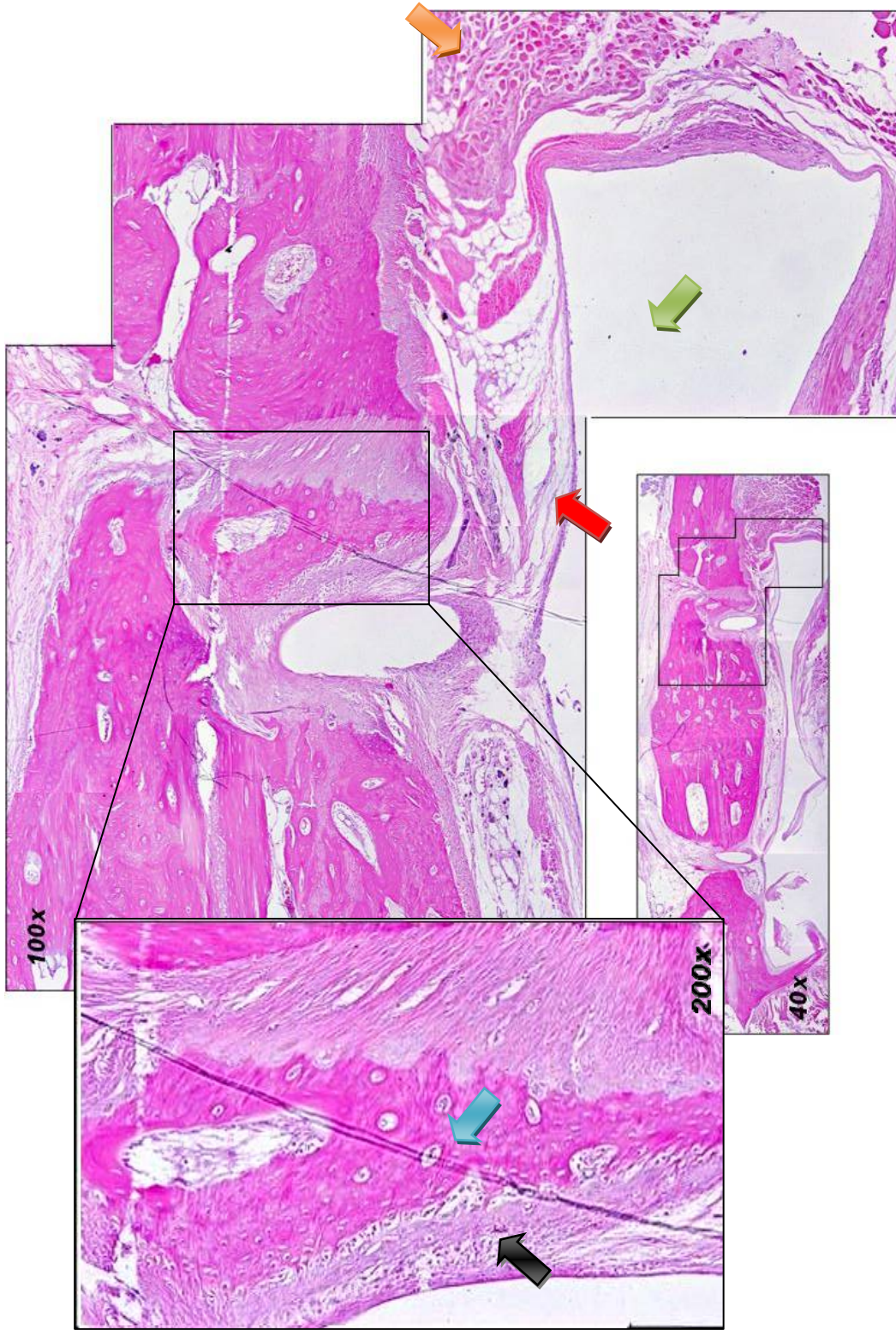


Figura 27 - Silicone 90 dias. Detalhe em maior aumento demonstrando interposição de tecido conjuntivo na área de sutura (seta preta) com neoformação óssea (seta azul) (H&E, 200x). Na extremidade inferior direita é possível visualizar região do implante de silicone (seta verde) com presença de cápsula fibrosa (seta vermelha) interposta entre ele e o osso. Na extremidade esquerda é possível observar ainda presença de tecido muscular (seta alaranjada) (H&E).



Figura 28 - Silicone 120 dias. Visão geral da área da fratura, ainda não totalmente consolidada, com neoformação óssea (setas azuis) e preenchimento por tecido conjuntivo (seta preta). Acima é possível identificar região do implante de silicone (setas verdes) e cápsula fibrosa (seta vermelha) (H&E, 40x).



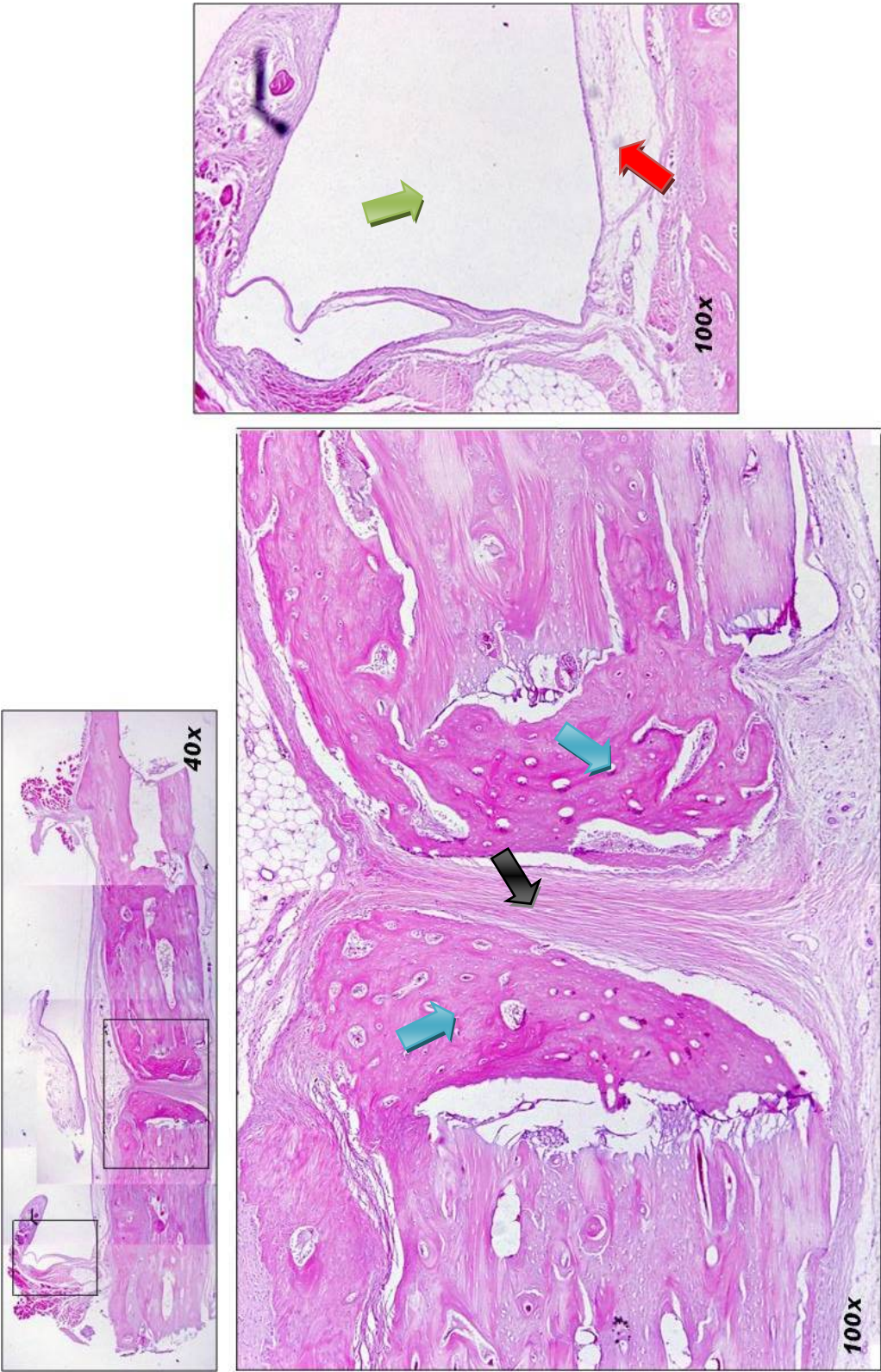


Figura 29 - Silicone 120 dias. Maior aumento da área da fratura interposta por tecido conjuntivo (seta preta) e presença de evidente neoformação óssea (setas azuis). Na imagem da direita, detalhe da região de silicone (seta verde) circundado por cápsula fibrosa (seta vermelha) (H&E, 100x).



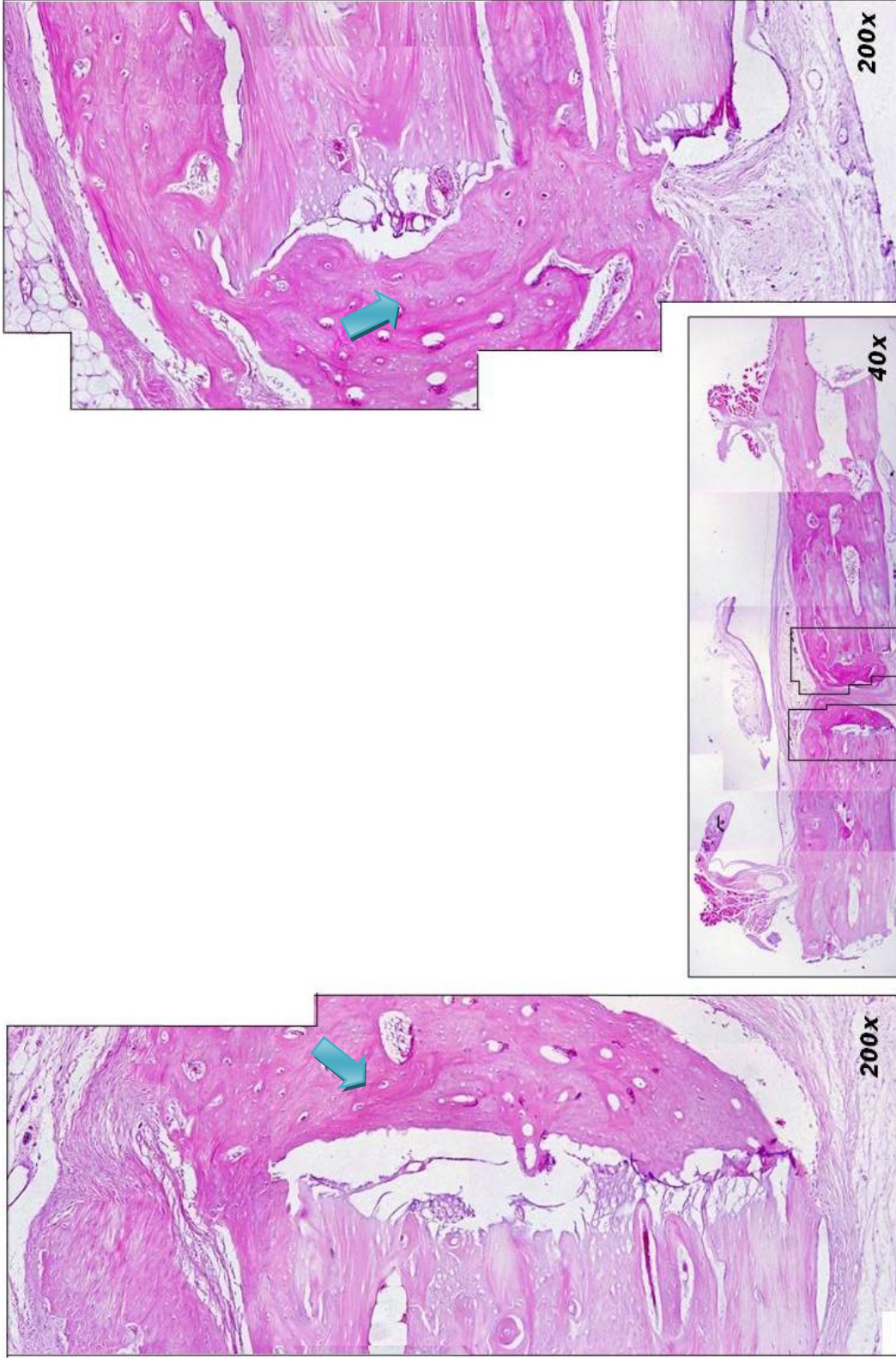


Figura 30 - Silicone 120 dias. Maior aumento da região de neoformação óssea (setas azuis) lateralmente ao traço de fratura, ainda não totalmente consolidada (H&E, 200x).

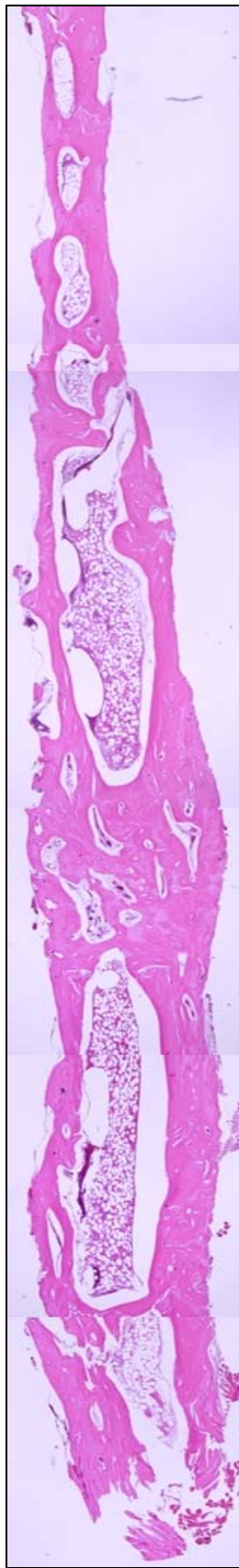


Figura 31 - Controle 45 dias. (H&E, 40x). Visão geral da área da fratura, ainda não totalmente consolidada, com neoformação óssea.

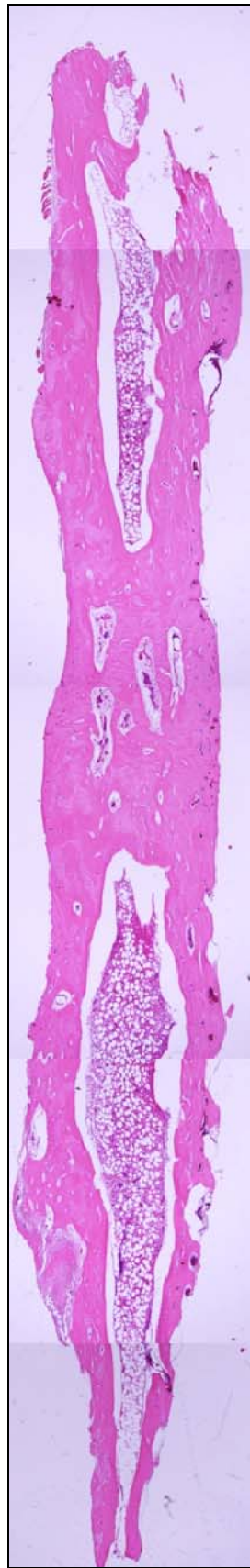


Figura 32 - Controle 90 dias. (H&E, 40x). Visão geral da área da fratura, ainda não totalmente consolidada, com neoformação óssea.



Figura 33 - Controle 120 dias. (H&E, 40x). Visão geral da área da fratura, quase totalmente consolidada, com neoformação óssea.

## 6 DISCUSSÃO

As órbitas são duas cavidades ósseas piriformes situadas entre o crânio e a face, separadas anteriormente das pálpebras por um prolongamento da periórbita denominado septo orbitário. Os ossos da órbita, que podem ser únicos (esfenóide, etmóide, frontal) ou duplos (maxilar superior, zigomático, lacrimal e palatino), são inteiramente forrados pelo perióstio, que, nesse local, é chamado periórbita. Essa camada só é aderente aos ossos subjacentes no rebordo (*arcus marginalis*), nas três aberturas principais (canal óptico e fissuras orbitais superior e inferior) e forames, os quais são obliterados pela passagem de estruturas diversas. Os sete ossos da órbita articulam-se em 4 paredes: lateral (zigomático, esfenóide e frontal); medial (maxilar superior, lacrimal, etmóide e esfenóide); superior ou teto (frontal e esfenóide) e inferior ou assoalho (zigomático, maxilar superior e palatino). As principais relações da órbita incluem a fossa craniana, anterior e acima, e o seio maxilar, abaixo. Medialmente, o seio etmóide e o osso lacrimal separam a órbita da cavidade nasal. Mais atrás, as cavidades orbitais são separadas entre si pelo osso esfenóide. Lateralmente, a órbita se relaciona, na frente, com a fossa temporal e, atrás, com a fossa craniana média. Esta cavidade óssea tem como conteúdo o globo ocular, músculos, vasos e nervos sendo que estes últimos adentram à cavidade orbital através de fissuras e forames que se comunicam com a fossa craniana anterior. O assoalho é a menor de todas as paredes, estendendo-se por volta de 35 a 40 mm, a partir do rebordo infra-orbitário, apresenta superfície triangular e se estende da articulação maxilar do osso etmóide à fissura orbital inferior, e da concavidade orbital à parede posterior do seio maxilar. Sendo assim, trauma neste local pode levar a lesões importantes nos globos oculares e sistemas vasculo-nervosos (MANSON *et al.*, 1986a, 1986b; EVANS; WEBB, 2007; THALLER *et al.*, 2008).

O tratamento de lesões traumáticas na órbita é um tema que suscita debates. Sua apresentação clínica é extremamente variada e, em casos graves, a restauração precisa das estruturas anatômicas ósseas é necessária a fim de impedir alterações pós-operatórias (CHEN *et al.*, 1992; SLADE, 1995; BURNSTINE, 2002; CHANG; BERNARDINO, 2004; EVANS; WEBB, 2007). A técnica ideal é influenciada por fatores variados, incluindo as características específicas da lesão, a experiência do cirurgião e a seleção do material, esta última devendo ser feita com base nas

características do defeito, compatíveis às propriedades mecânicas, biológicas, químicas e físicas do mesmo (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; GOSAIN; PERSING, 1999; COURTNEY *et al.*, 2000; POTTER; ELLIS, 2004; HARRIS, 2006).

As fraturas na região orbital são classificadas em fratura da parede da órbita; fratura da parede da órbita com fratura do rebordo orbital e ossos adjacentes; fratura em *blow-out* e fratura em *blow-in*. Os sinais característicos dessas fraturas são edema periorbital, diplopia, deslocamento e/ou ruptura do globo ocular, movimentos oculares limitados e neuropatia óptica (DUFRESNE *et al.*, 1988; COURTNEY *et al.*, 2000; BURNSTINE, 2002; 2003; CHANG; BERNARDINO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004). A fratura em *blow-out* ocorre quando da destruição do assoalho da órbita com perda do conteúdo ocular devido à hemiação da gordura infra-orbital, ou seja, uma fratura na qual o assoalho e parte do conteúdo orbital são deslocados para o seio maxilar (HARRIS, 2006; NAGASAO *et al.*, 2007; SLEEP *et al.*, 2007; TUNCER *et al.*, 2007). Nesta modalidade de fratura, o impacto de um agente não perfurante aumenta a pressão intra-orbital, rompendo-a no seu ponto mais fraco (THALLER *et al.*, 2008), ou seja, a fratura não decorre do aumento da pressão intra-orbital, mas por um efeito elástico do rebordo orbital inferior que, ao ser atingindo, descola-se e, ao ultrapassar seu limite de elasticidade, se fratura. O inverso, identificado como fratura em *blow-in*, é um dano raro, no qual o assoalho fraturado é elevado para o interior da órbita (POTTER; ELLIS, 2004).

Tendo em vista tais complicações, a busca de um material ideal como substituto ósseo para as fraturas orbitais vem sendo objeto de pesquisa há anos (PEARCE *et al.*, 2007). Materiais de origem biológica, conhecidos como biomateriais, vêm tendo uso crescente principalmente na confecção de órteses e próteses e são definidos como qualquer substância (outra que não droga) ou combinação de substâncias, sintéticas ou naturais, que possam ser usadas por um período de tempo, completa ou parcialmente, como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo (RUBIN; YAREMCHUK, 1997; VUYK; ADAMSON, 1998; GOSAIN; PERSING, 1999; POTTER; ELLIS, 2004). Em relação à origem, os biomateriais são classificados em autógenos, aloplásticos, xenógenos (heterógeno) e alógenos (homógeno) (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; SLADE, 1995; CHOWDHURY; KRAUSE, 1998; GOSAIN; PERSING, 1999; COURTNEY *et al.*, 2000; BURNSTINE, 2003; CHANG; BERNARDINO, 2004; HING, 2004; POTTER; ELLIS, 2004). Os biomateriais



disponíveis comercialmente possuem limitações na sua aplicação, na sua integração com tecidos vizinhos e na sua resistência e/ou durabilidade, ou seja, é a interação entre o conhecimento das suas propriedades e a experiência clínica que contribuirão para sua permanência em longo prazo (CHANG; BERNARDINO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004; PEARCE *et al.*, 2007).

O biomaterial ideal seria aquele cujas propriedades físicas e biológicas estão próximas de replicar às do tecido a ser substituído, ou seja, ser quimicamente inerte, biocompatível, não-alergênico, não-mutagênico e não-trombogênico. Deve ainda apresentar composição química e física similares ao tecido hospedeiro, ser fonte de cálcio e fosfato, ser de fácil manipulação, ser degradável e não apresentar potencial de transmissão de doenças priônicas e infecto-contagiosas (BURNSTINE, 2003; CHANG; BERNARDINO, 2004; HING, 2004; PEARCE *et al.*, 2007). Além disto, deve ser osteocondutor, com capacidade de promover revascularização no sítio enxertado, e apresentar módulo de elasticidade que garanta tensão natural ao *stress* do meio. Especificamente no reparo ósseo orbital, o material deve ser facilmente preparado a se encaixar no contorno orbital durante o procedimento cirúrgico, conservando sua nova forma, permitindo sua fixação por parafusos, fios, sutura ou adesivos, impedindo o crescimento de microorganismos e possibilitando posterior avaliação imagiológica. Se necessário, deve permitir sua remoção, sem danos aos tecidos circundantes e, se reabsorvível, ser completamente substituído pelo osso do hospedeiro. No caso dos materiais aloplásticos, devem ser ainda economicamente viáveis e passíveis de esterilização, sem que haja comprometimento da sua composição química original (BROWNING, 1967; WAITE; CLANTON, 1988; SUGAR *et al.*, 1992; HANSON *et al.*, 1994; RUBIN; YAREMCHUK, 1997; POTTER; ELLIS, 2004). Até a presente data, nenhum material reuniu todos estes critérios e, por isto, é contínuo o desenvolvimento e pesquisa de materiais que possuam cada vez mais qualidades. Assim, é da responsabilidade do cirurgião reconhecer a diversidade dos materiais disponíveis e aplicá-las seletivamente dentro da condição clínica mais adequada (POTTER; ELLIS, 2004; MISCH; WANG, 2008).

Dada à diversidade de problemas que a reconstrução da órbita pode apresentar, atualmente, não existe um biomaterial único que seja usado com êxito em todas as situações. Dentre os fatores que influenciariam sua escolha estão o tamanho do defeito, o número de paredes envolvidas, sua adaptação ao contorno interno, a restauração do volume apropriado, a presença de comunicação sinusal, a

prevenção de mobilidade, o risco de trauma adicional, a restrição à mobilidade ocular e as condições de reparo precoce e tardio (POTTER; ELLIS, 2004; REEVES *et al.*, 2005; AWAN *et al.*, 2006; CRIDEN; ELLIS, 2007; SLEEP *et al.*, 2007; YOON *et al.*, 2008).

O tamanho do defeito ósseo é importante na escolha do biomaterial por várias razões. À medida que aumenta, há o envolvimento de múltiplas paredes, por conseguinte, materiais mais rígidos seriam mais adequados, evitando-se que, pela flacidez do material, haja deslocamento do conteúdo orbital para o antro maxilar e/ou seio etmoidal (BROWNING, 1967; POLLEY; RINGLER, 1987; AWAN *et al.*, 2006). Além disto, a falta de continuidade na restauração das paredes da cavidade orbital conduziria inevitavelmente à atrofia e contração pela cicatrização do conteúdo intraorbitário encarcerado ou heniado (ANTONYSHYN *et al.*, 1989; BAUMANN *et al.*, 2002; BURNSTINE, 2002; BURNSTINE, 2003; CHANG; BERNARDINO; 2004). Portanto, materiais para a reconstrução de grandes defeitos da órbita precisam ser facilmente adequados quanto ao tamanho e forma, resultando em um contorno ósseo mais natural (WOLFE, 1981; KOORNNEEF, 1982; MANSON *et al.*, 1986a; MANSON *et al.*, 1986b; SARGENT; FULKS, 1991; LEMKE; KIKKAWA, 1999; MACKENZIE *et al.*, 1999; AITASALO *et al.*, 2001; AL-SUKHUN *et al.*, 2006; NAGASAO *et al.*, 2007).

Várias considerações podem ser aplicadas quanto à seleção de um biomaterial visando a prevenção de complicações infecciosas. A utilização de técnica asséptica é um destes requisitos fundamentais. Tem sido demonstrado que materiais autógenos são mais resistentes à infecção do que os outros materiais (BEDROSSIAN, 1993; DOUGUERTY; WELLISZ, 1994; KRISHNAN; JOHNSON, 1997). No caso do implante aloplástico, sua forma física pode afetar sua resistência à infecção, uma vez que, pelo encapsulamento, materiais sólidos são localmente isolados da resposta imune do hospedeiro ficando propensos à formação de abscesso (CALNAN, 1963; BERGSMA *et al.*, 1993; DAILEY; ROSENWASSER, 1994; DOUGUERTY; WELLISZ, 1994; BERGSMA *et al.*, 1995; GILHOTRA *et al.*, 2002). Porém, nestes casos, a infecção aguda é uma ocorrência relativamente rara, com taxas de infecção tão baixa quanto 0,4% (POLLEY; RINGLER, 1987). Materiais porosos, por outro lado, permitem o crescimento fibrovascular em seu interior, favorecendo a resposta imune local (OPPENHEIMER *et al.*, 1958; COLEMAN *et al.*, 1974; SEWALL *et al.*, 1986; BROWN; BANKS, 1993). Assim, a inserção prévia de

implantes porosos em antibiótico tem sido recomendada antes de sua colocação através de rota intra-oral ou em contato com aberturas sinusais (DOUGUERTY; WELLISZ, 1994; POTTER; ELLIS, 2004; AWAN *et al.*, 2006).

O deslocamento do material implantado é uma ocorrência indesejada, porém evitável, ou seja, a migração do implante deve ser considerada como uma complicação previsível (POTTER; ELLIS, 2004). A gravidade deste evento é dependente da direção e do grau de deslocamento do material. Relatos de extrusão, enoftalmia recorrente, restrição do olhar, perda da visão e obstrução dos ductos lacrimais foram citados na literatura como resultado do deslocamento de biomateriais inseridos na órbita (WOLFE, 1981; MAURIELLO *et al.*, 1984; MAURIELLO *et al.*, 1987; POLLEY; RINGLER, 1987; BROWN; BANKS, 1993; AWAN *et al.*, 2006), reforçando a importância de sua estabilização. Browning (1967) notou que implantes maiores não fixados eram mais susceptíveis à extrusão do que aqueles fixados localmente com fios ou suturas. Muitos autores têm defendido o uso rotineiro de fixação ao se colocar biomateriais no interior da órbita, uma vez que tem sido demonstrada sua importância na redução de complicações associadas (BROWNING, 1967; ARONOWITZ *et al.*, 1986; HAUG *et al.*, 1993; YAREMCHUK *et al.*, 1993; AL-SUKHUN *et al.*, 2006). Os métodos de fixação relatados na literatura incluem suturas não-reabsorvíveis, fios, adesivos e parafusos e cianoacrilato (TSE, 1986; SEIFF, 1989; HAUG *et al.*, 1993; CHOI *et al.*, 1999). Tem sido demonstrado que, dentre os métodos de fixação, os parafusos têm sido os mais confiáveis e eficientes (HAUG *et al.*, 1993; AHN *et al.*, 1997; PARK *et al.*, 2001). No caso do cianoacrilato, foi relatado que sua fixação permanece apenas por um período de tempo limitado (TSE, 1986; SEIFF, 1989) e que, após o enfraquecimento do seu vínculo adesivo, a fixação dependerá do encapsulamento fibroso do implante para mantê-lo em posição, não impedindo, portanto, extrusão posterior (TSE, 1986; SEIFF, 1989). Em acompanhamento de longo prazo quanto à estabilidade de implantes de Teflon<sup>®</sup>, Aronowitz *et al.* (1986) não relataram nenhum caso de migração ou extrusão em 77 pacientes durante um período de 16 anos de quando os implantes foram estabilizados. Baseando-se na literatura, a fixação de rotina dos biomateriais implantados no interior da órbita deve ser realizada para garantir a posição correta do material ao longo da vida útil do implante (BROWNING, 1967; ARONOWITZ *et al.*, 1986; HAUG *et al.*, 1993; AL-SUKHUN *et al.*, 2006). Além disto,

a fixação ajuda a reduzir a reabsorção de enxertos colocados sob tecidos móveis (LIN *et al.*, 1990; MOTOKI; MULLIKEN, 1990).

No presente estudo observou-se a reação do tecido hospedeiro em contato com enxertos de esclera e silicone, a partir de sua fixação com suturas de Nylon monofilamentar 4.0 que, por sua composição, por ser de pequena espessura e ter coloração escura, apresenta baixa reatividade tecidual e permite sua visualização pós-operatória. Além disto, evidências demonstram que a ausência de sutura fixando os enxertos com biomateriais no hospedeiro, poderia contribuir para a presença de dobras e migração dos mesmos, o que inviabilizaria a avaliação dos tecidos submetidos à enxertia (ARAF *et al.*, 2007).

Efeitos adversos promovidos por trauma secundário também devem ser considerados na escolha de um biomaterial para reconstrução de fraturas da órbita. O trauma recorrente pode causar deslocamento do material em direção ao ápice orbital, podendo incidir sobre estruturas vitais. Browning (1967) notou que, enquanto biomateriais sólidos e firmes promoveriam apoio constante e previsível ao globo ocular e aos tecidos moles adjacentes, eles eram muito pouco eficientes considerando-se traumas posteriores. O assoalho orbital, enquanto rígido, é fino, e atua como uma válvula de segurança, permitindo sua ruptura caso exposto à força traumática, protegendo o globo ocular (MANSON *et al.*, 1986a, 1986b; EVANS; WEBB, 2007). Materiais implantados no assoalho da órbita não possuem essa característica podendo levar à transmissão da força traumática ao ápice orbital. Materiais leves e compressíveis forneceriam proteção parcial a estas forças traumáticas e seriam menos susceptíveis de causar prejuízos (THALLER *et al.*, 2008).

Relatos indicam que a interposição de uma estrutura macia e inerte entre os tecidos moles traumatizados e o fragmentado assoalho ósseo impediria o desenvolvimento de aderências que restringiriam a mobilidade ocular, ocasionando diplopia (BROWNING, 1967; BAUMANN *et al.*, 2002; BURNSTINE, 2002; CHANG; BERNARDINO, 2004). A preocupação com a prevenção de aderências deve ser maior quando do uso de implantes metálicos. Assim, vários autores têm recomendado a colocação de osso autógeno ou materiais aloplásticos entre o implante propriamente dito e os tecidos orbitais (SIVASUBRAMANIAM; HOOLE, 1954; WAITE; CLANTON, 1988; JORDAN *et al.*, 1992; NGUYEN; SULLIVAN, 1992; BAUMANN *et al.*, 2002; BURNSTINE, 2002, 2003; CHANG; BERNARDINO, 2004;



COSTA *et al.*, 2005; TUNCER *et al.*, 2007; WANG *et al.*, 2007). Neste sentido, a esclera poderia ser utilizada como material interposto entre uma fratura maior e o material de implante, proporcionando uma superfície inerte e não-aderente que, posteriormente, seria completamente integrada à área receptora (INKSTER *et al.*, 2002) (Figuras 11 a 20).

O reparo precoce das fraturas orbitais ajuda a evitar o encarceramento do conteúdo orbital em longo prazo, promovendo melhor restabelecimento do volume orbital, ou seja, em um atendimento emergencial, haveria menor necessidade de se compensar a perda de volume dos tecidos moles, limitando o grau de isquemia causado pelo seu encarceramento, reduzindo assim as possibilidades de atrofia ou contratura (HORNBLASS *et al.*, 1995; KOIDE *et al.*, 2003). Browning (1967) relatou que os defeitos menores tratados precocemente poderiam ser adequadamente reconstruídos com materiais mais delgados (0,3 mm a 1 mm) porque eles só precisariam promover uma superfície não-aderente. Em contrapartida, o reparo tardio é muito menos previsível porque a atrofia e a contratura do tecido pela cicatriz muitas vezes exigem compensações para graus maiores de perda de tecido mole e aumento volumétrico orbital. No caso de reparo tardio, normalmente há necessidade de se utilizar materiais capazes de ocupar maior espaço e manter a estabilidade em longo prazo, mantendo o volume orbital adequado (BURNSTINE, 2002; BURNSTINE, 2003; POTTER; ELLIS, 2004). Com exceção da malha de titânio, materiais mais delgados não corrigiriam adequadamente a distopia e a redução do volume orbital, em casos de enoftalmia (BROWNING, 1967; CHOWDHURY; KRAUSE, 1998; EVANS; WEBB, 2007).

No caso citado de reparo de grandes lesões, a esclera poderia atuar como coadjuvante uma vez que, como demonstrado no presente trabalho, a mesma se integra aos tecidos adjacentes proporcionando reparo ósseo em curto prazo. Assim, sua utilização concomitante com implantes capazes de ocupar maior espaço, poderia favorecer o reparo tecidual, como sugerido e demonstrado previamente (MOSKOW *et al.*, 1976; BEVERIDGE, 1977; PASSELL *et al.*, 1977; DEBACKER *et al.*, 1999; DEBACKER *et al.*, 2000; INKSTER *et al.*, 2002; COSTA *et al.*, 2005; ARAF *et al.*, 2007; WANG *et al.*, 2007).

Alguns autores relataram que os implantes aloplásticos poderiam promover seis diferentes tipos de reação tecidual: inflamação imediata com rejeição precoce; rejeição tardia; encapsulação fibrosa; encapsulação incompleta com reação celular

concomitante; reabsorção lenta e incorporação (WOLFE, 1981; JORDAN *et al.*, 1992; BROWN; BANKS, 1993; DOUGHERTY; WELLISZ, 1994; JACONO; MOSKOWITZ, 2000; BAUMANN *et al.*, 2002; GILHOTRA *et al.*, 2002; GLAVAS *et al.*, 2005). A reação celular a um material implantado, como descrito por Coleman *et al.* (1974), começa com uma reação inflamatória aguda com predominância inicial de leucócitos polimorfonucleares. Então, macrófagos e linfócitos migram para a área numa tentativa de fagocitar o material e, sendo incapazes de fazê-lo, inicia-se uma reação inflamatória crônica. Este tecido de granulação posteriormente se estrutura, formando-se uma bainha de tecido conjuntivo que engloba o implante, isolando-o.

No presente estudo, verificou-se que o grupo silicone apresentou reação inflamatória moderada nos primeiros 45 dias que evoluiu para ausente/leve aos 120 dias. Em todos os tempos experimentais foi possível observar presença de cápsula fibrosa envolvendo todo o implante (Figuras 21 a 30). Uma vez estabelecida a cápsula fibrosa ao redor do implante, o mesmo, geralmente, passa a ser bem tolerado pelo organismo. No entanto, a relação hospedeiro-implante pode ainda ser alterada por fatores químicos, mecânicos, geométricos e físicos (OPPENHEIMER *et al.*, 1958; SEWALL *et al.*, 1986). Os fatores químicos estão associados a alterações na composição do material devido à sua degradação. Antes dos biomateriais atuais, o fator mais problemático era a corrosão dos metais implantados. Com o recente interesse em materiais reabsorvíveis, os constituintes químicos tornaram-se uma preocupação em relação à reação do hospedeiro quanto à metabolização dos produtos de sua degradação (BERGSMA *et al.*, 1993; POTTER; ELLIS, 2004; PEREIRA-JÚNIOR *et al.*, 2007). Por outro lado, a maioria dos polímeros utilizados hodiernamente é considerada quimicamente inerte (SEWALL *et al.*, 1986; CHANG; BERNARDINO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004).

Os fatores mecânicos incluem a movimentação do implante, a descontinuidade da cápsula fibrosa que o envolve e trauma crônico na região implantada. Em geral, os materiais, quando implantados por via subcutânea, são bem tolerados, contudo, há aumento da reação do hospedeiro se o implante permanecer com mobilidade, ficar sujeito a trauma repetido ou estiver insuficientemente circundado por tecido (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; CHANG; BERNARDINO, 2004). Cada um desses fatores poderia levar à exposição do implante que, exposto, não permitiria regeneração ou reparo da área implantada (POTTER; ELLIS, 2004; WANG *et al.*, 2007; YOON *et al.*, 2008).

Os fatores geométricos e físicos incluem o tamanho, a forma e as características de superfície do material. Em relação ao tamanho, implantes excessivamente grandes poderiam alterar o fornecimento de nutrientes aos tecidos adjacentes (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; CHANG; BERNARDINO, 2004), alterando a resposta tecidual do hospedeiro (OPPENHEIMER *et al.*, 1958; SEWALL *et al.*, 1986). Calnan (1963) introduziu implantes comuns de formatos variados na cavidade peritoneal de roedores e avaliou a reação tecidual a cada tipo de material. Células gigantes foram encontradas no interior e ao redor de todos os materiais, sem exceção, sendo que materiais mais macios induziram menor reação. Em geral, os materiais sólidos foram completamente encapsulados com tecido fibroso, enquanto os materiais porosos não o foram. O autor concluiu que a combinação de encapsulamento incompleto e a presença de células gigantes indicavam uma reação biológica contínua aos implantes porosos, tornando-os insatisfatórios para uso. Oppenheimer *et al.* (1958), utilizando roedores, observaram que materiais porosos, granulados, perfurados ou esponjosos produziram menor reação inflamatória que o mesmo material em sua forma sólida. Materiais porosos permitiram o crescimento de tecido mole em variados graus, diminuição da espessura da cápsula e menor mobilidade em longo prazo (ROMANO *et al.*, 1993).

Estas observações histológicas têm sido explicadas pelo fato do material poroso promover aderências microscópicas de fibras colágenas e capilares (SEWALL *et al.*, 1986). Por outro lado, a permeação fibrovascular do implante pelo tecido do hospedeiro permite sua fixação local, além de permitir defesa imunitária ativa (VUYK; ADAMSON, 1998). A manutenção da defesa imunológica local é provavelmente subestimada em importância na prevenção da rejeição do implante em longo prazo. Isto acontece uma vez que o isolamento do implante por uma cápsula fibrosa espessa cria uma interface avascular entre o hospedeiro e o implante. Uma vez que a colonização bacteriana no espaço peri-implante não está acessível ao sistema imune do hospedeiro, poderia haver formação de abscesso, que, em última análise, levaria à falha do implante (CALNAN, 1963). Assim, o desenvolvimento de uma cápsula fibrosa ao redor do implante atuaria como uma resposta biológica a um corpo estranho, isolando-o do ambiente biológico a fim de minimizar os efeitos adversos (PEARCE *et al.*, 2007).

No presente estudo, observou-se que a formação da cápsula fibrosa isolou o implante de silicone do tecido hospedeiro favorecendo o reparo local que, mesmo

assim, não foi completo mesmo após 120 dias de pós-operatório (Figuras 28, 29 e 30). Estas mesmas características histológicas foram previamente observadas por outros autores. Levison; Canalis (1977) avaliaram o tratamento de fraturas experimentalmente criadas no assoalho orbital de macacos Rhesus, reparadas com osso antral, Silicone (Silastic) e filme de gelatina, sendo avaliadas clínica e histologicamente. Morain *et al.*, 1987 criaram fenestrações bilaterais na parede medial orbital de gatos, reconstruídas com filme de poliglactina 910, silicone reforçado com folha de Dacron ou mantidos sem implantes. A Poliglactina 910 foi bem tolerada e totalmente absorvida em quatro meses. O silicone reforçado com Dacron induziu uma reação inflamatória aguda de longa duração. A substituição óssea parcial na região da fenestração orbital ocorreu em todos os animais, mas foi acompanhada de distorção e de erosão em aposição ao silicone. Douguerty; Wellisz (1994) estudaram o processo cicatricial da parede do seio e das estruturas adjacentes, após fratura, na presença de PPAD e silicone, em coelhos. Os implantes de silicone apresentaram-se circundados por tecido fibroso após 1 semana de implantação. Os autores concluíram que o crescimento fibrovascular minimizaria a formação de cápsula ao redor do implante, desempenhando papel vital na manutenção da resposta imune do hospedeiro, fornecendo resistência à infecção e proporcionando estabilidade ao implante, evitando sua migração e/ou exposição.

A compatibilidade do biomaterial nos tecidos moles, em relação à resposta inflamatória, é caracterizada por ser limitada havendo o estímulo à formação de envolvimento com cápsula fibrosa delgada e/ou crescimento mesenquimal com mínima atividade macrofágica (VUYK; ADAMSON, 1998). Davila *et al.* (1968) observaram que a bainha capsular pode tornar-se mais espessa, dificultando o suprimento sanguíneo, induzindo inflamação, ruptura de capilares e degeneração da cápsula. O melhor entendimento do papel da forma física do implante, bem como sua biocompatibilidade, levará ao desenvolvimento da próxima geração de materiais implantáveis cujo objetivo último é sua incorporação ao hospedeiro e não seu isolamento (POTTER; ELLIS, 2004).

Tendo em vista a importância do desenvolvimento e emprego de materiais novos e, ao mesmo tempo, seguros e eficazes, para tratamento de perdas ósseas decorrentes de traumas na região orbital, juntamente com a relevância de se avaliar as características biológicas dos substitutos ósseos, no presente estudo avaliou-se a biocompatibilidade da esclera homóloga com intuito de determinar sua conveniência

no tratamento de fraturas simuladas em rebordos infra-orbitários de coelhos. A escolha desta metodologia de avaliação decorreu de uma série de fatores. Na verdade, para determinar se um novo material está em conformidade com os requisitos de biocompatibilidade e de estabilidade mecânica para a utilização clínica, ele deve ser submetido a testes rigorosos tanto *in vitro* quanto *in vivo*. O ensaio *in vitro* é muito popular deve ser utilizado, sobretudo, como uma primeira etapa como teste de toxicidade aguda, citocompatibilidade, genotoxicidade, proliferação e diferenciação celular, evitando-se o uso desnecessário de animais na experimentação. Apesar dos testes *in vitro* serem capazes de fornecer respostas preliminares importantes referentes ao material em teste, eles possuem capacidade limitada para simular a resposta fisiológica do mesmo em contato direto com o tecido hospedeiro, além de, geralmente, se utilizar pequenas amostras tecido ou mesmo células. Por estas razões, modelos animais são essenciais para a avaliação biocompatibilidade, tecidos e resposta previamente à utilização clínica em humanos. Assim, o conceito de biocompatibilidade está restrito a testes *in vivo* realizados com animais ou seres humanos (STANLEY, 1985). Os modelos animais permitem a avaliação de diferentes materiais, em tempos experimentais diversos, utilizando tecidos em diferentes condições fisiológicas. Embora os modelos animais representem a condição mais próxima do que seria a situação clínica em humanos, cada modelo apresenta vantagens e desvantagens e, assim, a compreensão das diferenças macroscópica e microscópica dos tecidos do animal permitem otimizar a escolha da espécie mais adequadas para interpretação dos resultados, uma vez que, dentro de um campo de estudo, nenhum modelo animal será apropriado para todos os efeitos (NEYT *et al.*, 1998; PEARCE *et al.*, 2007).

As normas internacionais estabelecidas quanto às espécies a serem utilizadas para o ensaio de materiais implantados no osso recomendam a utilização de roedores (OPPENHEIMER *et al.*, 1958; CALNAN, 1963; PASSEL *et al.*, 1977), cães (TOVI *et al.*, 1983; HOLMES; HAGLER 1988; BOS *et al.*, 1989), ovinos (PEARCE *et al.*, 2007), caprinos (ROZEMA *et al.*, 1990), suínos (AHN *et al.*, 1997) e coelhos. Em relação ao último, recomendam-se pelo menos quatro coelhos ou, considerando-se as outras espécies mencionadas, dois animais de cada, para cada período de implantação, a fim de permitir poder estatístico adequado (STANLEY, 1985; GAD, 2002; PEARCE *et al.*, 2007).

O coelho é um dos animais mais comumente utilizados para a investigação médica, sendo usado em aproximadamente 35% dos estudos de biocompatibilidade devido, em parte, à facilidade de manuseio e tamanho, e no fato de atingir a maturidade esquelética logo após a maturidade sexual, por volta dos 6 meses de idade (GILSANZ *et al.*, 1988). Um inconveniente do coelho como modelo animal seriam suas dimensões uma vez que a norma internacional para a avaliação biológica de dispositivos médicos recomenda o máximo de 6 implantes (3 experimentais e 3 de controle) por coelho (GAD, 2002), ou seja, metade do número máximo de implantes recomendados para espécies como ovinos, cães, caprinos e suínos.

Considerando-se a anatomia óssea, existem diferenças claras entre o osso do coelho e o humano, tanto na forma e tamanho, quanto na microestrutura. Histologicamente, os ossos longos dos coelhos apresentam uma microestrutura bastante diferente em comparação com a estrutura óssea secundária do osso humano maduro. Além disto, os coelhos apresentam uma estrutura vascular longitudinal ao tecido, composto de canais vasculares que correm paralelos ao longo eixo do osso, em torno do canal medular, bem como em relação ao periósteo. Entre estas camadas, o osso é composto por densos canais harversianos com diâmetro médio máximo e mínimo de  $223,79 \pm 47,69 \mu\text{m}$  e  $50,79 \pm 9,71 \mu\text{m}$ , respectivamente. Apesar disto, há semelhanças quanto à densidade mineral óssea. Na comparação com outras espécies o coelho apresentou remodelação óssea significativamente mais rápida o que dificulta a extrapolação direta dos resultados dos estudos realizados em coelhos para os seres humanos (STANLEY, 1985; NEYT *et al.*, 1998; PEARCE *et al.*, 2007).

Além das vantagens elencadas, o modelo animal utilizado no presente experimento foi o coelho por ser dócil, fácil de manusear, apresentar tolerância ao cativeiro e ao procedimento cirúrgico, possuir bulbo ocular de bom tamanho, e ter baixo custo em relação a outros animais (STANLEY, 1985; NEYT *et al.*, 1998; ARAF *et al.*, 2007; PEARCE *et al.*, 2007). Mais importante, é o fato da esdera do coelho apresentar características anatômicas e histológicas que se assemelham à esdera humana, fator primordial no estudo em questão (PRINCE, 1964). Além disto, o coelho é um animal que já foi utilizado como modelo experimental em inúmeras pesquisas com biomateriais, inclusive esdera (SABATES *et al.*, 1967; MOSKOW *et al.*, 1976; TURNBULL *et al.*, 1976; BEVERIDGE *et al.*, 1977; MORAIN *et al.*, 1987;

FLANAGAN, 1980; ZINS; WHITAKER, 1983; ZINS *et al.*, 1984; KUSIAK *et al.*, 1985; GILSANZ *et al.*, 1988; HOLMES; HAGLER, 1988; HARDESTY; MARSH, 1990; LIN *et al.*, 1990; ROZEMA *et al.*, 1990; DOUGUERTY; WELLISZ, 1994; OZAKI; BUCHMAN, 1998; DEBACKER *et al.*, 1999; DEBACKER *et al.*, 2000; PEZZUTTI *et al.*, 2001; FIGUEIREDO *et al.*, 2004; COSTA *et al.*, 2005; ARAF *et al.*, 2007; FERNANDES *et al.*, 2007; PEARCE *et al.*, 2007; PEREIRA-JUNIOR *et al.*, 2007; PEZZUTTI *et al.*, 2007; FERRAZ *et al.*, 2008).

Mesmo com todo o conhecimento e desenvolvimento de novos materiais, a seleção do material para enxerto ou implante tem sido e continua sendo debatido. Muitos autores têm descrito as vantagens e desvantagens referentes a cada classe de material. Estas características estão relacionadas à morbidade da área doadora, à frequência de complicações, à disponibilidade, ao tempo cirúrgico e à estabilidade do material ao longo do tempo (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; CHOWDHURY; KRAUSE, 1998; BURNSTINE, 2003; CHANG; BERNARDINO, 2004).

Sendo o único que envolve os três mecanismos de formação óssea (osteocondução, osteoindução e osteogênese), o osso autógeno tem sido o padrão-ouro através do qual os materiais para a reconstrução da órbita são comparados. A osteocondução tem sido definida como o mecanismo de aposição pelo qual o novo osso é formado, enquanto a osteocondução freqüentemente procede de um tecido ósseo adjacente, em relação íntima, que lentamente vai substituindo o material de enxerto, em um processo controlado (SMILER; SOLTAN, 2006). O osso é um material orgânico e seu emprego está fundamentado no transplante de células ósseas vivas para a região receptora, junto com a matriz óssea autógena. Este tipo de enxerto pode ser de osso cortical, osso medular ou da associação de ambos (LEVINSON; CANALIS, 1977; BAGATIN, 1987; HARDESTY; MARSH, 1990; ELLIS; SINN, 1993; KRISHNAN; JOHNSON, 1997; GOSAIN; PERSING, 1999; ELLIS; TAN, 2003; YAVUZER *et al.* 2004).

O enxerto de osso autógeno pode ser retirado tanto de áreas extra-orais, como crista ilíaca, tibia, calota craniana, quanto intra-orais, como a região retromolar, a sínfise mandibular e a tuberosidade maxilar (MOTOKI; MULLIKEN, 1990; ELLIS; SINN, 1993; GOLDBERG *et al.*, 1993; SLADE, 1995; CHOWDHURY; KRAUSE, 1998; SMILER; SOLTAN, 2006). O sítio a ser escolhido depende da quantidade em volume e do tipo de enxerto desejado para a área receptora (MISCH; WANG, 2008). A vantagem do osso autógeno é sua relativa resistência à infecção,

incorporando-se como novo osso, sem estimular resposta imunológica na área receptora. Dentre as desvantagens, poderíamos citar, dentre outras, a morbidade do sítio doador e a reabsorção potencial (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; CHANG; BERNARDINO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004). Além das suas dimensões e origem embrionária, Hardesty; Marsh (1990) elencaram como fatores que poderiam interferir na sua compatibilidade, o tipo de componente ósseo histológico (esponjoso ou cortical), a presença de perióstio, o leito receptor, a taxa de revascularização, o tipo de fixação e a idade do paciente.

Para reconstrução da órbita, os enxertos de osso autógeno mais utilizados são o endocondral e o membranoso, tendo a crista íliaca e a calota craniana como os principais sítios doadores (ILANKOVAN; JACKSON, 1992; RUBIN *et al.*, 1992; SUGAR *et al.*, 1992; GOLDBERG *et al.*, 1993; CHOWDHURY; KRAUSE, 1998; VILLARREAL *et al.*, 2002; ELLIS; TAN, 2003). Todos os enxertos ósseos estão sujeitos à reabsorção e remodelação, sendo que, o grau de comprometimento ainda permanece incerto. O osso medular tem sido considerado o material para enxerto mais eficiente pois fornece maior quantidade de células ósseas. Estudos iniciais demonstraram que o enxerto com osso membranoso poderia manter volume mais próximo do enxerto original quando comparado ao osso endocondral (ZINS; WHITAKER, 1983; ZINS *et al.*, 1984; KUSIAK *et al.*, 1985; HARDESTY; MARSH, 1990; LIN *et al.*, 1990; MOTOKI; MULLIKEN, 1990; OZAKI; BUCHMAN, 1998). Foram relatadas taxas de reabsorção óssea do osso endocondral de até 75%, enquanto, para o osso membranoso, foram de 20% a 30% (VUYK; ADAMSON, 1998). Por outro lado, Ozaki; Buchman (1998) demonstraram que a reabsorção seria mais dependente da microarquitetura óssea do que sua origem embrionária. Ao separar as partes cortical e esponjosa dos enxertos, estes autores verificaram que a porção cortical mantinha seu volume de forma significativamente melhor que a esponjosa.

Tovi *et al.* (1983), utilizando um modelo *in vivo* com cães, demonstraram a importância da condição do perióstio na regeneração óssea de defeitos na parede orbital. Quando o perióstio encontrava-se ausente ao redor do defeito, durante o processo de cicatrização formava-se uma camada de tecido fibroso ao redor. Assim, em fraturas severas da órbita, eles postularam que a ruptura do perióstio modificaria sua capacidade osteogênica impedindo a formação de osso em todo o defeito. Em tais casos, o osso autógeno garantiria o restabelecimento da continuidade óssea



tornando-se incorporado ao hospedeiro como novo osso e sendo mais bem tolerado que igual volume de material aloplástico.

A cartilagem autógena é o material de enxerto mais utilizado em rinoplastias (VUYK; ADAMSON, 1998), entretanto, há poucos relatos do seu uso como material de reconstrução em fraturas orbitais (ANTONYSHYN *et al.*, 1989; CHEN *et al.*, 1992; HENDLER *et al.*, 1992; LI, 1997; LAI *et al.*, 1998; KRAUS *et al.*, 2001; TALES *et al.*, 2008). Assim, ainda há controvérsia quanto à indicação da cartilagem para reconstrução orbital dada sua importância e quantidade limitada. As principais fontes de cartilagem autógena para a reconstrução orbital são o septo nasal cartilaginoso e a cartilagem conchal, que apresentam como vantagens, facilidade de coleta, flexibilidade e menor morbidade do sítio doador. A presença de infecção ou reabsorção do enxerto de cartilagem autógena é um achado histológico raro (VUYK; ADAMSON, 1998). Estudos histológicos têm mostrado a sobrevivência de condrócitos dentro de uma matriz tecidual normal, ausência de tecido fibroso e de reabsorção (LIN *et al.*, 1990), porém, foi postulado que, com o tempo, a cartilagem se calcificaria. Em geral, para a reconstrução interna da órbita, a cartilagem deve permitir uma exata conformação, o que é problemático, tendo em vista sua tendência a retornar à forma anterior, a não ser que seja mantida em sua nova forma por vários meses, porém, esta possibilidade é remota considerando-se os limites internos da órbita. Além disto, a nova conformação da cartilagem produziria mudanças no equilíbrio de forças intrínsecas de tração e expansão podendo causar a distorção do seu formato, alterando seu volume no interior da órbita, aumentando a probabilidade de complicações tardias (MOTOKI; MULLIKEN, 1990). Ilankovan; Jackson (1992) relataram que, embora houvessem utilizado cartilagens frescas com sucesso, para correção de enoftalmia, houve tendência do enxerto à deformação, não sendo um material satisfatório para a reconstrução das paredes ósseas orbitais. Apesar de vários autores criticarem o uso da cartilagem autógena como material de enxerto, em razão de sua tendência a contração (ANTONYSHYN *et al.*, 1989), há relato que a cartilagem septal, ao contrário de outras fontes cartilagem, não apresentaria contração (LAI *et al.*, 1998).

Mesmo com todas estas considerações, vários autores relataram sucesso imediato no reparo de fraturas internas orbitais com cartilagem auricular e septal (HENDLER *et al.*, 1992; LI, 1997; LAI *et al.*, 1998). Em longo prazo, contudo, o resultado do uso de cartilagem autógena não tem sido tão favorável. Lai *et al.*

(1998), em uma revisão do uso de cartilagem nasoseptal para a reconstrução de fraturas internas orbitais, relatou incidência de complicações em 7% dos casos. No entanto, a análise mais aprofundada dos dados indica que 1 em cada 3 pacientes (33%) com enoftalmia pré-operatória apresentava enoftalmia persistente. Além disto, 3 de cada 7 pacientes (38%) apresentaram diplopia pré-operatória que persistiu no pós-operatório. Em uma revisão da reconstrução imediata de fraturas orbitais complexas tratadas com enxerto ósseo ou cartilagem, Antonyshyn *et al.* (1989) relataram que os resultados obtidos com enxertia imediata de cartilagem foram inferiores aos obtidos com o enxerto ósseo imediato. A incidência de estrabismo e enoftalmia foram significativamente maiores para o enxerto de cartilagem, não obstante o fato de este material ter sido utilizado apenas em casos de fraturas com menor gravidade. Os autores concluíram que enxertos de cartilagem autógena são muito flexíveis e não prestam apoio adequado aos conteúdos orbitais, no caso de defeitos maiores. Portanto, a cartilagem corresponderia a um material autógeno de fácil aquisição indicado para correção de pequenos defeitos orbitais em pacientes devidamente selecionados (POTTER; ELLIS, 2004).

Comparativamente à esclera, apesar de ambos biomateriais serem constituídos do mesmo material, colágeno, no presente estudo, mesmo após a reidratação da esclera, durante o período de realização do enxerto (Figura 8), não foi observada dificuldade de manipulação. Ao contrário da cartilagem, a esclera não apresentou contração nem dificuldade de conformação.

Os materiais aloplásticos têm sido utilizados com frequência na reconstrução de fraturas internas da órbita devido, principalmente, à facilidade de manuseio, estando disponíveis em uma variedade de texturas, tamanhos e formas. Outras vantagens seriam a diminuição do tempo operatório, da perda sanguínea e de anestesia, pela eliminação do sítio doador, e por ter uma fonte de suprimento aparentemente inteminável (GOSAIN; PERSING, 1999; BURNSTINE, 2002; BURNSTINE, 2003; CHANG; BERNARDINO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004). As desvantagens derivam do fato de que são corpos estranhos, suscitando certo grau de reação do hospedeiro. O mecanismo de ação destes materiais é a osteocondução com neoformação óssea ao longo de sua superfície, servindo como arcabouço para o reparo e crescimento do tecido ósseo. Em geral, apresentam significativa resistência à compressão, contudo, limitada resistência à tensão (MISCH; WANG, 2008). Hodiernamente, muitos produtos estão disponíveis no

mercado e alguns ainda sem dados disponíveis quanto aos resultados clínicos de longo prazo (BERGSMA *et al.*, 1993; BERGSMA *et al.*, 1995; CRIDEN; ELLIS, 2007). Esta é uma preocupação evidente, pois há relatos de complicações em implantes mesmo decorridos 20 anos de sua colocação (MAURIELLO *et al.*, 1984; BROWN; BANKS, 1993; GOLDBERG *et al.*, 1993).

Baseado em sua porosidade, eles são classificados em denso, macroporoso, microporoso, cristalino ou amorfo, podendo ainda ser do tipo granular ou moldado. Caracteriza-se ainda por utilizar material natural ou sintético podendo ser não-absorvível ou absorvível (CHANG; BERNARDINO, 2004; POTTER; ELLIS, 2004). Os materiais aloplásticos não-absorvíveis disponíveis comercialmente são: o titânio (MACKENZIE *et al.*, 1999; OLIVER, 2000; DIETZ *et al.*, 2001; PARK *et al.*, 2001; ELLIS; TAN, 2003; SCHON *et al.*, 2006), o vidro bioativo (KINNUNEN *et al.*, 2000; AITASALO *et al.*, 2001), o polietileno (NG *et al.*, 2001; HOSAL; BEATTY, 2002; FOLKESTAD; GRANSTROM, 2003; KEMPSTER *et al.*, 2005), a hidroxiapatita (ONO *et al.*, 1994; LEMKE; KIKKAWA, 1999; YOON *et al.*, 2008), o Teflon<sup>®</sup> (ARONOWITZ *et al.*, 1986; POLLEY; RINGLER, 1987; BROWN; BANKS, 1993; KONTIO *et al.*, 2001; KOIDE *et al.*, 2003) e o silicone (SEIFF, 1989; BROWN; BANKS, 1993; MORRISON *et al.*, 1995; GILHOTRA *et al.*, 2002).

Metais e ligas implantáveis revolucionaram o tratamento das fraturas faciais, fornecendo fixação rígida ao redor das linhas de fratura e, a partir do desenvolvimento de sistemas de micro-placas, sua utilização no tratamento das fraturas orbitais. As primeiras aplicações desses materiais na órbita incluíram a fixação rígida da fratura com enxertos de osso autógeno. Mais recentemente, estes sistemas foram adaptados para a reconstrução de paredes ósseas internas da órbita abrangendo, inclusive, grandes defeitos. Diferentes formatos destas ligas estão disponíveis para este fim, incluindo um sistema de placas orbitais pré-moldadas e em forma de malha. A malha metálica tem sido utilizada rotineiramente e com sucesso (SARGENT; FULKS, 1991; RUBIN *et al.*, 1992; SUGAR *et al.*, 1992; YAREMCHUK *et al.*, 1993; MACKENZIE *et al.*, 1999; OLIVER, 2000; PARK *et al.*, 2001; SCHON *et al.*, 2006). Estes materiais são finos, de fácil contomo, facilmente estabilizados, com capacidade de manutenção de forma, podendo compensar o volume orbital quando devidamente preparados, sem o potencial de reabsorção. Além disto, podem ser facilmente utilizados em grandes defeitos, fornecendo suporte rígido, sendo visíveis em radiografias e esterilizáveis. O titânio tem ainda a

vantagem adicional de produzir menor artefato em imagem tomográfica do que outros metais. Dentre as desvantagens há o risco de infecção, extrusão e potencial comprometimento dos tecidos do ápice orbital em caso de trauma reincidente. Quando necessário, sua remoção pode ser extremamente difícil porque os tecidos ósseo e fibroso crescem no interior dos furos usinados no material, podendo levar à formação de aderências que contribuiriam para a restrição do movimento do músculo ocular (SARGENT; FULKS, 1991).

Rubin *et al.* (1992) compararam o uso de placas de titânio ou Vitallium<sup>®</sup> com enxertos de osso autógeno, fixados por meio de parafuso ou microplacas, em fraturas do assoalho orbital, e não reportaram nenhuma complicação significativa. Sargent; Fulks (1991), avaliando 54 pacientes submetidos à reconstrução interna orbital com malha de Vitallium<sup>®</sup>, sem enxerto ósseo, relataram excelente resultado em relação à infecção pós-operatória, não tendo sido necessária a remoção do material em nenhum caso. Sugar *et al.* (1992) relataram o uso de malha de titânio em 12 pacientes com bons resultados, sendo que apenas um deles desenvolveu infecção no período pós-operatório, exigindo a remoção do implante. É importante notar que, neste estudo, nenhum dos implantes foi estabilizado. Rubin; Yaremchuck (1997), em ampla revisão sobre o uso de biomateriais implantáveis, relataram resultados satisfatórios quando do uso dos sistemas de malha ou placa. Em dois estudos realizados com 69 pacientes, com seguimento de 1 a 3 meses, não houve relato de complicações como infecção ou extrusão da malha de titânio. Os autores ainda citam quatro estudos similares, acompanhando-se 92 pacientes, por um período de 6 meses a 3 anos, em que houve relato de infecção em 4,4% da amostra, sendo necessária a remoção dos implantes metálicos em 3,3% dos casos. Recentemente, Schon *et al.* (2006) apresentaram os resultados do uso de implantes pré-formatados de malha de titânio na reparação de fraturas extensas do assoalho e parede medial da órbita, em 19 pacientes e concluíram que a reconstrução utilizando implantes pré-formatados revelou consumir menos tempo, ser mais precisa e menos invasiva.

O polietileno tem sido usado como material de implante há mais de 40 anos, entretanto, o polietileno poroso de alta densidade (PPAD), conhecido comercialmente como Medpor<sup>®</sup> (Porex Surgical, College Park, GA) só foi disponibilizado comercialmente a partir de 1985 (POTTER; ELLIS, 2004). O PPAD é um implante de polietileno puro altamente biocompatível e processado com

porosidades de tamanhos específicos (entre 100 e 200  $\mu\text{m}$ ). Foi demonstrado que esta porosidade influenciaria diretamente a taxa de crescimento ósseo e fibrovascular sobre o implante (HAUG *et al.*, 1993). Além disto, é insolúvel em fluidos tissulares, não é reabsorvível, não sofre degeneração, promove mínima reação dos tecidos moles circundantes e possui alta resistência à tração (ROMANO *et al.*, 1993; YILMAZ *et al.*, 2007). Estudos em animais (DOUGHERTY; WELLISZ, 1994) demonstraram neoformação mucosa sobre o implante quando colocado em contato com o seio maxilar. Como mencionado, o crescimento fibrovascular minimizaria a formação de cápsula ao redor do implante, desempenhando papel vital na manutenção da resposta imune do hospedeiro, fornecendo resistência à infecção e proporcionando estabilidade ao implante, evitando sua migração e/ou exposição (RUBIN *et al.*, 1994).

O PPAD está disponível em diferentes formatos e, na órbita, tem sido recomendado o de espessura fina (0,85 a 3,0 mm) (HAUG *et al.*, 1993). Em Oftalmologia, o PPAD é amplamente aceito para correção tanto em lesões agudas quanto tardias, além de enoftalmia (JACONO; MOSKOWITZ, 2000). ROMANO *et al.* (1993) utilizaram PPAD em 140 pacientes com fraturas faciais, dentre os quais 128 os tiveram colocados no interior da órbita. Os autores relataram apenas um caso de infecção que exigiu sua remoção, não havendo relato de migração ou extrusão. Karesh; Horswell (1996) acompanharam 21 pacientes submetidos à correção tardia de enoftalmia com PPAD. Não houve nenhum caso de infecção ou extrusão. Rubin *et al.* (1994) relataram os resultados de 37 reconstruções de órbita usando PPAD. Segundo os autores, um paciente desenvolveu infecção necessitando remoção do implante e um segundo teve um implante externamente palpável e que exigiu remoção após 12 meses.

Os proponentes do uso do PPAD pontuam sua facilidade para estabelecer reconstruções tridimensionais precisas, bem como sua biocompatibilidade, durabilidade e estrutura porosa que permite o crescimento fibrovascular (NGUYEN; SULLIVAN, 1992; ROMANO *et al.*, 1993). Apesar de ser aloplástico, sua principal desvantagem, quando da reconstrução interna da órbita, é que o mesmo não possui radiodensidade e sua posição não pode ser facilmente visualizada em tomografia computadorizada no pós-operatório imediato. Contudo, em geral, a maioria dos relatos é favorável à sua utilização no interior da órbita (ILANKOVAN; JACKSON, 1992; ROMANO *et al.*, 1993; RUBIN *et al.*, 1994; KARESH; HORSWELL, 1996;

JACONO; MOSKOWITZ, 2000; NG *et al.*, 2001; GILHOTRA *et al.*, 2002; HOSAL; BEATTY, 2002; VILLARREAL *et al.*, 2002; POTTER; ELLIS, 2004; KEMPSTER *et al.*, 2005; FOLKESTAD; GRANSTROM, 2006; LIN *et al.*, 2006; GARIBALDI *et al.*, 2007; YILMAZ *et al.*, 2007).

Similar ao PPAD em relação às propriedades mecânicas e à inexistência de radiopacidade, a esclera teria a vantagem de se integrar aos tecidos adjacentes, o que, no caso do material aloplástico, não acontece, apresentando potencial para complicações pós-operatórias (GILHOTRA *et al.*, 2002; HOSAL; BEATTY, 2002).

A hidroxiapatita (HA) é um dos principais constituintes dos ossos, é biocompatível, provoca reação inflamatória mínima nos tecidos circundantes, promove forte vínculo mecânico com o osso hospedeiro permitindo o crescimento dos tecidos e proporcionando um arcabouço para o reparo ósseo, apresenta limitada reabsorção (HOLMES; HAGLER, 1988) e baixa taxa de infecção (2,7%) quando utilizada para reconstrução craniofacial (RUBIN; YAREMCHUK, 1997), evitando-se a necessidade de um segundo tempo cirúrgico.

A HA densa é produzida sinteticamente através de alta pressão pela compactação de cristais de fosfato de cálcio que são depois sinterizados em uma forma sólida. A HA porosa pode ser natural ou produzida sinteticamente, esta última podendo ser projetada com porosidades de tamanhos diversos (FIGUEIREDO *et al.*, 2004). A HA natural é produzida pelo aquecimento de coral marinho em alta pressão, na presença de soluções aquosas de fosfato. Isso provoca uma substituição química do carbonato de cálcio pré-existente no esqueleto poroso do coral pelo fosfato de cálcio. Esta porosidade permite o crescimento ósseo e fibrovascular (POTTER; ELLIS, 2004).

A HA em formato de bloco tem sido a mais comumente utilizada no esqueleto orbital interno uma vez que pode ser esculpida em tamanho apropriado (HES; DE MAN, 1990). Suas principais desvantagens são a baixa resistência à tração e a pouca flexibilidade, o que dificulta sua adaptação ao contorno orbital. Além disto, a estabilização da HA é extremamente difícil porque qualquer força extra sobre o parafuso de fixação pode promover a fratura do implante (POTTER; ELLIS, 2004).

Devido à sua limitada adaptabilidade e relativa incompatibilidade com a fixação rígida, a HA é raramente utilizada no tratamento primário das fraturas orbitais. Um estudo relatou o uso de HA, preparada com auxílio de computador, no reparo primário de fraturas orbitais (ONO *et al.*, 1994). Neste caso, procedeu-se a

redução e estabilização das fraturas com miniplacas de titânio e dos defeitos das paredes orbitais com implantes de HA. Os autores relataram que pacientes com envolvimento da parede medial da órbita apresentaram resultados menos favoráveis ao procedimento. Assim, a maioria dos relatos de uso da HA na reconstrução orbital se encaixa no contexto de reconstruções orbitárias defomantes secundárias pós-traumáticas (HES; DE MAN, 1990). Nesta situação, o material funcionaria no sentido de dar condições para o aumento do volume orbital à sua condição próxima da original. Lemke; Kikkawa (1999) avaliaram a eficácia da utilização de HA em bloco no interior do seio maxilar no tratamento de cinco pacientes com fraturas extensas de assoalho orbital e distopia vertical secundária do globo. Os resultados foram bons, apesar de ligeira enoftalmia residual em três pacientes. Os autores concluíram que o bloco de hidroxiapatita era uma alternativa aos implantes metálicos e enxertos ósseos autólogo para a reconstrução de grandes defeitos traumáticos no assoalho orbital associados à distopia vertical do globo ocular. Yoon *et al.*, 2008 avaliaram 802 pacientes que sofreram cirurgias com enudeação do globo ocular e posterior colocação de implantes de HA. Os autores concluíram que a utilização de implantes de HA tem apresentado melhores resultados em razão das melhorias nas técnicas de manuseio.

O silicone e o politetrafluoretileno (Teflon<sup>®</sup>) foram os primeiros materiais aloplásticos utilizados na reconstrução de defeitos orbitais, contudo, relatos de seus usos são limitados em razão de complicações tardias (LIPSHUTZ; ARDIZONE, 1965; DAVILA *et al.*, 1968), apesar de apresentarem biocompatibilidade e maneabilidade.

A borracha de silicone é um material quimicamente inerte disponível no formato de blocos e placas (Silastic; Dow Corning, Midland, MI). O Teflon<sup>®</sup> (DuPont, Wilmington, DE) é uma longa cadeia de polímero halogenado de carbono feito a partir da polimerização do gás tetrafluoretileno, sob alta pressão e temperatura. Ele é quimicamente inerte, não carcinogênico, capaz de ser esterilizado e, até o momento, não há agente solvente conhecido, encontrando-se disponível em forma de folhas facilmente cortáveis (LIPSHUTZ; ARDIZONE, 1965; MAURIELLO *et al.*, 1984; POLLEY; RINGLER, 1987; ARONOWITZ *et al.*, 1996).

Histologicamente, o enxerto com estes materiais estimulam a formação de cápsula fibrosa, um mecanismo que tem sido postulado como sendo favorável ao insucesso (POTTER; ELLIS, 2004), apesar dos relatos de baixas taxas de extrusão



(3,1%), infecção (1,2%) e deslocamento (2%) (HAUG *et al.*, 1993). A maioria das complicações associadas com os implantes de silicone tem sido atribuída à sua falta de estabilização, característica do início do desenvolvimento da técnica (BROWNING, 1967; ARONOWITZ *et al.*, 1986; POTTER; ELLIS, 2004), hoje, potencialmente evitável. Morrison *et al.* (1995) avaliaram, após 20 anos, 302 pacientes que tinham recebido implantes de silicone no tratamento de trauma orbital. Em 41 pacientes (13%) houve necessidade de remoção devido a complicações secundárias. Há ainda relato que partículas liberadas do implante poderiam produzir sinovite local em pequenas articulações, além de migração para órgãos distantes, tais como linfonodos, baço e fígado (STANLEY; SHIH, 1986).

Do mesmo modo, os implantes de Teflon<sup>®</sup> foram avaliados quanto às suas potenciais complicações tardias. Aronowitz *et al.* (1986) relataram dados do acompanhamento de 35 implantes inseridos em 31 pacientes, após 16 anos. A incidência de complicações a curto e longo prazo foi, respectivamente, de 3,9% e 2,8%. Não houve caso de migração do implante, contudo, o envolvimento do seio maxilar foi um fator clinicamente significativo associado com os casos de insucesso. Polley; Ringler (1987) relataram o acompanhamento por, em média, 30 meses, de 230 implantes orbitais de Teflon<sup>®</sup>, sendo que, apenas 10% foram fixados. Não houve relato de complicações tardias como extrusão, hemorragia ou deslocamento, ocorrendo apenas um caso de infecção (0,4%). Apesar dos resultados favoráveis, a literatura está repleta de relatos de complicações tardias com implantes de Teflon<sup>®</sup> (MAURIELLO *et al.*, 1984; ARONOWITZ *et al.*, 1986; POLLEY; RINGLER, 1987; BROWN; BANKS, 1993; KONTIO *et al.*, 2001; KOIDE *et al.*, 2003), o que, combinado ao desenvolvimento de novos materiais, não o favorecem como material de escolha para a reconstrução orbital (POTTER; ELLIS, 2004).

O desenvolvimento de materiais reabsorvíveis trouxe um interesse renovado aos materiais aloplásticos uma vez que são imunes às muitas complicações tardias observadas, havendo, no entanto, reações inflamatórias associadas a alguns deles (POTTER; ELLIS, 2004). Sistemas biodegradáveis de fixação estão comercialmente disponíveis há muitos anos, mas, ultimamente, vem ganhando aceitação em muitas áreas da cirurgia reconstrutiva facial (DIETZ *et al.*, 2001; JANK *et al.*, 2003; TUNCER *et al.*, 2007). Acredita-se que estes sistemas reabsorvíveis, comparativamente aos de fixação metálica, possuem uma vantagem clara quando se considera o potencial de complicações tardias dos materiais aloplásticos não-

reabsorvíveis. O desenvolvimento de um sistema de fixação reabsorvível com propriedades mecânicas similares aos sistemas de fixação metálica é particularmente atraente para uso no esqueleto interior da órbita (BOS *et al.*, 1989).

Inicialmente, estes sistemas eram constituídos de poli (L-lactide) (PLLA) polimerizados de alto peso molecular. Estudos iniciais em animais reportaram com sucesso o uso de um sistema de placas e parafusos de PLLA no reparo de fraturas mandibulares (BOS *et al.*, 1987; ROZEMA *et al.*, 1990). Utilizando um modelo animal com cabras, Bergsma *et al.* (1995) investigaram o uso de placas de PLLA de 0,4 mm de espessura no interior da órbita. As avaliações clínica e microscópica mostraram a cicatrização dos defeitos orbitais, com formação de uma cápsula de tecido conjuntivo maduro e neoformação óssea em ambas as faces dos implantes. Na face voltada para o seio maxilar, uma mucosa de aparência normal esteve presente em toda a superfície. Além disto, não houve reação inflamatória 78 semanas após sua colocação, no entanto, até aquele momento, os implantes não tinham sido totalmente reabsorvidos. Após 5 anos de acompanhamento, não foram observadas complicações, a reação tecidual não havia aumentado substancialmente, e a perda de massa do implante parecia estar limitada. Cordewener *et al.* (1996) avaliaram, clinicamente, implantes PLLA utilizados no reparo de defeitos no assoalho orbital em 6 pacientes, após intervalos de 3,5 a 6,5 anos, por meio de ressonância magnética (RM). Nenhum dos pacientes apresentou quaisquer alterações inflamatórias atribuídas aos implantes, apesar de dois deles apresentarem enoftalmia significativa (4 mm). A RM demonstrou pouca reação dos tecidos moles e, apesar do tempo, os implantes ainda estavam presentes, embutidos no osso. Os autores concluíram que o uso de implantes PLLA havia sido bem sucedido, mas sua lenta reabsorção foi um fator desfavorável.

Outro estudo mostrou o sucesso da utilização do sistema de PLLA no reparo de fraturas de osso zigomático em 10 pacientes (BERGSMA *et al.*, 1993), contudo, Rozema *et al.* (1990) relataram que, após 6 anos, todos pacientes submetidos a implantes orbitais com PLLA apresentaram edema local. A causa da reação inflamatória tardia foi atribuída à natureza física das partículas altamente cristalinas do PLLA ainda presentes em grande quantidade nos tecidos, bem como sua lenta taxa de degradação.

O Lactosorb<sup>®</sup> (Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL) é um copolímero biodegradável de ácidos poliláctico (82%) e poliglicólico (18%) (PLLA/PGA) e tem

sido utilizado há vários anos (McVICAR *et al.*, 1995; ENISLIDIS *et al.*, 1997). Estudos demonstraram que esta formulação apresenta uma taxa de degradação mais rápida (9 a 15 meses) em comparação com PLLA e, portanto, poderia ser mais adequado como implante orbital (AHN *et al.*, 1997; ENISLIDIS *et al.*, 1997; EPPLEY *et al.*, 1997; HOLLIER *et al.*, 2001). Estudos clínicos demonstraram bons resultados do Lactosorb<sup>®</sup> quanto utilizado no esqueleto craniofacial uma vez que as placas e parafusos de PLLA/PGA foram completamente reabsorvidos ao término do primeiro ano pós-operatório (MAURIELLO *et al.*, 1993; McVICAR *et al.*, 1995).

A poliglactina 910 (Vicryl<sup>®</sup>, Ethicon, Johnson & Johnson Co, Somerville, NJ), é um material sintético reabsorvível, composto de um poliéster de ácidos glicólico e láctico que, na forma de filme e malha, têm sido indicada no reparo de fraturas orbitais. Em estudos laboratoriais utilizando modelo animal (gato), Morain *et al.* (1987) demonstraram que a poliglactina 910, na forma de malha ou filme, exerce sobre o tecido adjacente uma reação igual ao grupo controle (sem o implante), sendo que a forma de malha levava mais tempo para ser reabsorvida que a de filme. Mauriello *et al.* (1993) relataram o uso da malha de Vicryl<sup>®</sup> no reparo de fraturas no assoalho orbital de 28 pacientes durante um período de 5 anos. A malha foi dobrada sobre si própria para se conseguir a espessura desejada (de 6 a 56 camadas) e, depois, cortada na dimensão desejada. A complicação mais comum foi uma inflamação transitória suave na pálpebra com duração de até 11 meses, no entanto, não houve associação entre os pacientes que desenvolveram as reações inflamatórias e a quantidade de material utilizado. Os autores ainda relataram que a malha de Vicryl<sup>®</sup> teria muitas vantagens em relação aos outros implantes utilizados na órbita, incluindo o fato de ser reabsorvível, apresentar camadas que podem ser cortadas na espessura adequada no momento da cirurgia, ser macia e flexível e, portanto, encaixando-se facilmente no interior da órbita, sem nenhum risco para os tecidos do ápice orbital, além de não requerer fixação (POTTER; ELLIS, 2004).

Wang *et al.* (2007) investigaram a eficácia da inserção de enxerto escleral sobre uma malha porosa de Vicryl<sup>®</sup> para prevenir a exposição do implante após enucleação em 74 pacientes. Os autores concluíram que a combinação entre o enxerto escleral e a malha Vicryl<sup>®</sup> poderia funcionar como barreira, impedindo de forma eficaz a exposição do implante.

A polidioxanona (PDS) é um polímero poliéster alifático reabsorvível que apresenta taxa de degradação por hidrólise em 10 a 12 semanas após sua

implantação, embora modelos animais tenham demonstrado sua persistência por até 12 meses (IIZUKA *et al.*, 1991). O PDS está disponível em placas pré-moldadas facilmente ajustáveis, podendo ser estabilizadas no osso adjacente com parafusos, fios ou suturas. Estudos histológicos demonstraram grande variedade de resposta inflamatória do hospedeiro variando de suave à severa, com fragmentação e deslocamento de material. No caso de fratura orbital, o uso do PDS tem se restringido a defeitos até 2 cm (IIZUKA *et al.*, 1991; DIETZ *et al.*, 2001; KONTIO *et al.*, 2001; BAUMANN *et al.*, 2002; JANK *et al.*, 2003).

Iizuka *et al.* (1991) relataram o uso de placas de PDS para reconstrução de assoalhos orbitais que apresentavam defeitos de 1 a 2 cm, com comunicação sinusal, em 20 pacientes. Os defeitos maiores foram reconstruídos com osso homólogo. Os autores relataram que o material foi bem tolerado clinicamente, sem ocorrência de edema ou reação sugestiva de inflamação. A complicação mais comum foi a migração inferior da posição do globo ocular, além do fato de dez pacientes apresentarem diplopia transitória relacionada ao grau de correção, resolvida cerca de 29 dias depois. Kontio *et al.* (2001) avaliaram prospectivamente 16 pacientes tratados com implantes de PDS para reconstrução da parede interna orbital. O acompanhamento pós-operatório consistiu de avaliação clínica, tomografia e ressonância magnética. A reconstrução orbital não foi satisfatória e o volume orbital não foi restaurado. A RM demonstrou formação de cicatriz espessa em 37,5% dos casos. Os autores concluíram que a utilização de implantes de PDS para reconstrução interna orbital não seria aconselhável. Outros autores têm demonstrado que o uso do PDS está associado a seqüelas pós-operatórias significativas incluindo distúrbios sensoriais (59%), restrição da motilidade ocular (38%) e enoftalmia (24%) (MAURIELLO *et al.*, 1993; ENISLIDIS *et al.*, 1997). Por estas razões, atualmente, nos Estados Unidos, não é permitido o uso de implantes de PDS na reconstrução interna da órbita (POTTER; ELLIS, 2004).

O filme de gelatina é um material bioreabsorvível transparente e não-poroso fabricado a partir de colágeno desnaturado, apresentando 0,075 mm de espessura, aspecto quebradiço quando seco e flexível quando hidratado, sendo sugerido para o reparo de pequenos defeitos no assoalho orbital (< 5 mm) ou como material interposto entre o tecido periorbital e as placas ou malhas aloplásticas (MERMER; ORBAN, 1995), sendo totalmente absorvido após 2 a 3 meses (LEVINSON; CANALIS, 1977). A vantagem teórica do uso do filme de gelatina seria prevenir a

formação de aderências, apoiando a cicatrização óssea, impedindo o crescimento de tecido mole no defeito orbital. Estudos experimentais ainda demonstraram a presença de regeneração óssea logo abaixo dele (MERMER; ORBAN, 1995). Levison; Canalis (1977) avaliaram o tratamento de fraturas experimentalmente criada no assoalho orbital em oito macacos. As fraturas ósseas foram reparadas com osso antral, Silastic e filme de gelatina, sendo avaliadas clínica e histologicamente. Todos os implantes pareceram influenciar favoravelmente o reparo através da prevenção da invaginação do conteúdo orbital dentro do tecido reparador. Por outro lado, o filme de gelatina não oferece suporte para o conteúdo orbital e, portanto, situações clínicas que indicariam apenas sua utilização provavelmente não teriam necessidade de reconstrução cirúrgica (POTTER; ELLIS, 2004).

Assim como o filme de gelatina, a esclera, também constituída basicamente de colágeno, serviria como barreira, impedindo a herniação ou invaginação de tecidos, não sendo também capaz de, sozinha, suportar o conteúdo orbital e, assim, em fraturas maiores, poderia ser utilizada como coadjuvante do material de implante (INKSTER *et al.*, 2002).

Os materiais alógenos (aloenxertos, homoenxertos) e xenógenos não contêm células vivas, podendo ser osteoindutor e/ou osteocondutor, incorporando-se aos tecidos adjacentes e fornecendo condição estrutural para o crescimento local do tecido hospedeiro. Eles não exigem um segundo tempo cirúrgico e, por isso, exigem menor tempo operatório, sendo, geralmente, de fácil obtenção. A utilização de aloenxertos e xenoenxertos, no entanto, é marcada pela preocupação com a antigenicidade do material e à transmissão de doenças infecciosas, sendo processados por variados métodos visando reduzir sua antigenicidade. Os xenotransplantes possuem maior potencial antigênico do que os alógenos e, portanto, são utilizados com menor frequência. Apesar das técnicas de esterilização meticulosas e cuidadosas, o argumento mais críticos contra a utilização de tecidos liofilizados é o risco de transmissão de infecções como a doença de Creutzfeldt-Jakob (THADANI *et al.*, 1988; TANGE *et al.*, 1990; MARX; CARLSON, 1991; HECKMANN *et al.*, 1997; NUNERY, 2001; MEHTA; FRANKS, 2002).

O enxerto xenógeno (heterógeno) é fabricado através da porção inorgânica do tecido ósseo, de origem animal, retirados de um doador de outra espécie, apresentando característica osseocondutora. Materiais xenógenos raramente são utilizados para o reparo de fraturas orbitais, havendo poucos relatos na literatura.

Neste sentido, a deme suína liofilizada foi utilizada no reparo de pequenos defeitos, tendo sido substituída por um tecido fibroso (POTTER; ELLIS, 2004), apresentando mobilidade semelhante aos enxertos homólogos liofilizados e sendo incapaz de apoiar o conteúdo orbital, não sendo recomendada para reconstrução das paredes ósseas orbitais (MISCH; WANG, 2008). Cheung *et al.* (2004) descreveram as características clínicas, tratamento e alterações histológicas de um caso de grave inflamação orbital associada ao uso de enxerto com deme suína (Pemacol) em um paciente de 14 anos de idade, para reparação de fratura *blow-out*. Após a remoção do implante, não foi observada melhoria do processo inflamatório sendo que a cirurgia exploratória revelou fibrose extensa do músculo reto gerando anormal motilidade ocular. Biópsia deste músculo revelou inflamação crônica granulomatosa sugestiva de reação de corpo estranho. Embora o xenoenxerto de deme suína tenha sido indicado como material de implante para reparo de fratura do assoalho orbital por causa de sua alta resistência, facilidade de manuseio e suposta biocompatibilidade, os autores sugeriram que estudos adicionais seriam necessários antes que possa continuar a ser recomendado para este tipo de procedimento.

Os enxertos alógenos (homólogos) são transplantados entre indivíduos da mesma espécie, porém, diferentes geneticamente entre si; sendo obtidos de cadáveres humanos, sem parentesco (NGUYEN; FOSTER, 1999). Enxertos homólogos, especificamente de dura-máter (WAITE; CLANTON, 1988; FRIESENECKER *et al.*, 1995; GUERRA *et al.*, 2000; JANK *et al.*, 2003; PAPAKOSTA *et al.*, 2007), esclera (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004) e fásia muscular (BEDROSSIAN, 1993; CELIKOZ *et al.*, 1997; NGUYEN; FOSTER, 1999) são comumente utilizados em Oftalmologia. Estes são tecidos conjuntivos densos constituídos, predominantemente, por fibras colágenas, com funções de sustentação, preenchimento, defesa e nutrição (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). As áreas de tecido conjuntivo destruídas por inflamação ou lesão traumática serão preenchidas novamente pela proliferação do conjuntivo adjacente, uma vez que são dotados de grande capacidade regenerativa (COSTA *et al.*, 2005). As principais indicações oftalmológicas para o uso de enxertos alogênicos têm sido: correção cirúrgica de defeitos esclerais (esclerite, traumas, processos infecciosos, betaterapia, mitomicina-c, tiotepa), enucleação com implante primário, implante secundário em cavidade anoftálmica e recobrimento de implantes no tratamento cirúrgico do glaucoma (WAITE; CLANTON, 1988; RUBIN; YAREMCHUK, 1997).

A dura-máter e a fásia lata são as duas principais fontes de materiais alógenos liofilizados utilizados como enxerto em países europeus (CHEN *et al.*, 1992; BEDROSSIAN, 1993; CELIKOZ *et al.*, 1997). Sua indicação em cirurgia oftalmológica decorre do fato de apresentar resistência, rigidez e biocompatibilidade, além de não induzir reação imunológica (WAITE; CLANTON, 1988; CHEN *et al.*, 1992; FRIESENECKER *et al.*, 1995). Atualmente, os enxertos de dura-máter alogênicos são tratados com solução de hidróxido de sódio 0,1 N, a fim de promover ação efetiva na inativação de agentes patogênicos (MARX; CARLSON, 1991; GUERRA *et al.*, 2000; POTTER; ELLIS, 2004). A fásia liofilizada é fácil de manusear e está facilmente disponível para a inserção em defeitos na órbita. No entanto, sua flexibilidade limita sua utilização porque ela é incapaz de apoiar o tecido orbital em defeitos maiores que 10 mm (WAITE; CLANTON, 1988; BEDROSSIAN, 1993; FRIESENECKER *et al.*, 1995; CELIKOZ *et al.*, 1997). Quando usada para reparar defeitos maiores, esse material exige inserção antral ou colocação de cateter Foley no seio maxilar como material de apoio ao conteúdo orbital, durante a fase inicial de cicatrização (ARONOWITZ *et al.*, 1986), sem o qual haveria risco de enoftalmia persistente (CELIKOZ *et al.*, 1997). O fato da fásia liofilizada apresentar reabsorção de até 10% do volume original do enxerto (THADANI *et al.*, 1988), do risco para transmissão de doenças infecciosas, conjugadas à necessidade de prestar apoio ao conteúdo orbital em defeitos maiores, torna este material uma opção relativamente limitada para a reconstrução orbital (ELLIS; SINN, 1993).

O osso homólogo (alógeno) apresenta as mesmas propriedades biológicas do osso autógeno, fornecendo um arcabouço para a neoformação óssea, apesar do processo de revascularização ser mais lento (MISCH; WANG, 2008). Por não apresentar propriedade osteogênica, seu uso redundava em menor volume ósseo quando comparado ao osso autógeno. O osso homólogo é processado, esterilizado e armazenado em variados formatos e tamanhos em bancos de ossos, estando disponível nas seguintes condições: congelado, congelado seco liofilizado (FDBA), congelado seco desmineralizado (DFDBA) e irradiado. Algumas das vantagens deste tipo de material seriam estar pronto para o uso imediato, eliminar o sítio doador, reduzir a anestesia e o tempo cirúrgico, ser rígido, ser capaz de se incorporar ao tecido hospedeiro, diminuir a perda sanguínea e a morbidade (ELLIS; SINN, 1993). Foi demonstrado que o uso do osso homólogo está associado a poucas complicações quando da reconstrução do esqueleto facial (GOLDBERG *et*



*al.*, 1993). Revisando uma série de casos de reconstrução do esqueleto facial com osso homólogo, Ellis; Sinn (1992) relataram poucas complicações e relativa estabilidade de volume com o decorrer do tempo. Eles ainda acompanharam vários casos de reconstrução de órbita com osso homólogo observando que, posteriormente, o material sofreu remodelação similar à área receptora orbital.

Não existem muitos relatos do uso de cartilagem homóloga na reconstrução de fraturas de órbita (TALESH *et al.*, 2008). Tem-se demonstrado que o enxerto de cartilagem homóloga sofre um processo de ossificação e calcificação com o tempo (VUYK; ADAMSON, 1998), apresentando maior tendência à reabsorção, à substituição por tecido fibroso (VUYK; ADAMSON, 1998) e maior risco de infecção e transmissão de doenças (COSTA *et al.*, 2005) que a cartilagem autógena. Chen *et al.* (1992) relataram os resultados da reconstrução de fraturas do assoalho orbital utilizando fásia e cartilagem liofilizadas, em 77 pacientes, após 5 anos de acompanhamento. Enquanto utilizaram a fásia homóloga em fraturas e defeitos com menores que 5 mm, a cartilagem foi usada em fraturas moderadamente deslocadas e em defeitos maiores. Os pacientes com deslocamentos graves ou com fraturas faciais associadas não participaram da pesquisa. Embora os autores relatassem poucas complicações, não se sabe ao certo quantas delas estiveram associadas ao uso de cartilagem homóloga. Estes fatos tornam a cartilagem homóloga um material não muito desejável para a reconstrução orbital (POTTER; ELLIS, 2004).

A esclera é um tecido conjuntivo denso constituído, predominantemente, por fibras colágenas (KOMAI; USHIKI, 1991; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). Ela é ainda descrita como sendo uma camada densa, branca, fibrosa e muito resistente, que protege externamente o olho, continua à córnea anteriormente e ao revestimento dural do nervo óptico, posteriormente (COSTA *et al.*, 2005). Avaliações, em microscopia ótica e eletrônica, das camadas de fibras colágenas do estroma de escleras frescas, demonstraram que as mesmas se dispõem paralelamente umas às outras, se misturando em diferentes planos e formando voltas fusiformes, em arranjos complexos e irregulares (KOMAI; USHIKI, 1991; PANJWANI; ROYCE, 1997; SCHIRMBECK; CRUZ, 2007; RORIZ; ÁVILA, 2008). Segundo Komai; Ushiki (1991) estas camadas de colágeno seriam funcionalmente importantes no sentido da manutenção da rigidez e flexibilidade do globo ocular, prevenindo alterações na pressão intra-ocular. Suas principais vantagens seriam sua

facilidade de obtenção, maleabilidade, composição estrutural e possibilidade de esterilização e preservação (ARAF *et al.*, 2007; SANGWAN *et al.*, 2007; FROTA *et al.*, 2008), promovendo reação mínima no tecido hospedeiro (THOMMY, 1981; SANGWAN *et al.*, 2007).

Historicamente, o uso de enxertos com esclera homóloga ou heteróloga, fresca ou preservada, está bem estabelecido em Oftalmologia e em algumas outras áreas biomédicas (ARAF *et al.*, 2007; TUNCER *et al.*, 2007; YOON *et al.*, 2008). Van Der Hoeve (1934) foi o primeiro a usar o termo *scleromalacia perforans* para descrever as alterações degenerativas da esclera, sugerindo, naquela ocasião, que a mucosa poderia ser usada como material de enxerto. Os trabalhos clássicos do uso da esclera homóloga como enxerto foram realizados por Larsson (1948) e Lister (1951) no reparo de úlcera perfurante da córnea e após a remoção de tumor pigmentado no limbo, respectivamente. Estes autores, observando a reação insignificante do tecido hospedeiro à esclera homóloga, recomendaram-na como material de enxerto.

A partir daí, vários pesquisadores relataram suas experiências utilizando a esclera, como material de enxerto, com as mais diversas finalidades:

1. Como auxiliar na correção de herniação da coróide (SIVASUBRAMANIAM; HOOLE, 1954);
2. Em cirurgia corretiva de miopia degenerativa (BORLEY; SNYDER, 1958a; 1958b);
3. Em correções cirúrgicas córneo-esclerais em razão, por exemplo, de esderite, traumas, processos infecciosos, betaterapia, mitomicina-c e tiotepa (KANAGASUNDARAM, 1959; CURTIN, 1960; MILLER; BORLEY, 1964; SCOTT, 1970; RYAN; GOLDBERG, 1971; STILMA, 1983; SAINZ DE LA MAZA *et al.*, 1989; NGUYEN; FOSTER, 1999; RODRIGUEZ-ARES *et al.*, 1999; PRYDAL, 2006; LEVARTOVSKY *et al.*, 2008);
4. Em cirurgia de descolamento de retina (RODRIGUEZ-VASQUEZ, 1962; WILSON, 1964; KNOBLOCH; CIBIS, 1965; O'GAWA; CAREY, 1974; FRANÇOIS *et al.*, 1979);
5. Como material de recobrimento em caso de scleromalacia perforans (BLUM; SALAMOUN, 1963; OBEAR; WINTER, 1964; ENZENAUER *et al.*, 1992; OH; KIM, 2003);

6. Como material de recobrimento de cerato-próteses após cirurgia de descolamento retina (CARDONA, 1967);
7. No tratamento de ptose palpebral (BODIAN, 1968; KAMIYA; KITAJIMA, 2003);
8. No reparo ou prevenção de implantes orbitais extruídos ou expostos (HELVESTON; YOUNG, 1968; HELVESTON, 1969; 1970; SOLL, 1974; ZOLLI; SHANNON, 1977; SOLL, 1978; DEBACKER *et al.*, 1999; INKSTER *et al.*, 2002; WANG *et al.*, 2007);
9. No reparo de defeitos nasais em rinoplastias (SCOTT, 1969);
10. Como enxerto onlay em caso de estafiloma macular (GOLDBERG; RYAN, 1969);
11. No reparo de defeitos ósseos periodontais (KLINGSBERG, 1972a; 1972b; 1974; FEINGOLD *et al.*, 1977);
12. Na retificação de defomidade ou contração da lamela posterior da pálpebra superior e triquíase (RUBENZIK *et al.*, 1975; TENZEL *et al.*, 1975; THOMMY, 1981; KADOI *et al.*, 2000);
13. Na correção de exoftalmia (STASIOR, 1976);
14. Como auxiliar no reparo de defeitos ósseos (MOSKOW *et al.*, 1976; BEVERIDGE *et al.*, 1977; PASSELL *et al.*, 1977);
15. Na reconstrução de retração palpebral (FLANAGAN, 1980; DOXANAS; DRYDEN, 1981);
16. Como auxiliar na cirurgia de glaucoma (FREEDMAN, 1987);
17. No reparo de bolhas filtrantes com tratamento persistente (CLUNE *et al.*, 1993; MORRISON *et al.*, 1995; RUMELT; REHANY, 1996; KOSMIN; WISHART, 1997; MORRIS *et al.*, 1998);
18. Como implante secundário em reconstrução de cavidade enoftálmica (DEBACKER *et al.*, 2000; FERNANDES *et al.*, 2007);
19. No reparo do afinamento escleral (OH; KIM, 2003; SANGWAN *et al.*, 2007; SCHIRMBECK; CRUZ, 2007).

Na Odontologia, Klingsberg (1972a; 1972b) foi pioneiro no uso da esclera homóloga na cavidade oral utilizando-a em cirurgias reconstrutivas de defeitos ósseos periodontais. Segundo Klingsberg (1974), o tecido escleral possuía uma característica única, funcionando como material de enxerto e com potencial de reparo tanto do defeito ósseo quanto mucoso. Ao combiná-la com o osso autógeno

em procedimentos de enxerto, Klingsberg (1972a; 1972b) relatou ainda que, nos locais onde a esclera foi utilizada, houve crescimento de tecido conjuntivo, sugerindo que o mesmo facilitava a vinculação entre o enxerto ósseo e a gengiva. Porém, estas conclusões foram tiradas a partir de observações clínicas em pacientes e, portanto, não derivadas de estudos controlados (TURNBULL *et al.*, 1976).

Posteriormente, Feingold *et al.* (1977), avaliando histologicamente enxertos de esclera humana em defeitos ósseos periodontais, relataram que a esclera foi bem aceita pelo tecido do hospedeiro uma vez que não havia sinais de antigenicidade ou reação tecidual indesejada. Além disto, observou-se, na interface com a esclera, presença de tecido gengival, ligamento periodontal e periósteo, estando o enxerto invadido por fibroblastos, capilares e, em algumas áreas, por tecido conjuntivo denso. Em todos os espécimes os autores observaram áreas de cementogênese e ausência de osteogênese, reabsorção radicular externa ou anquilose, teorizando que enxertos com esclera poderiam ser usados em áreas onde houve perda do contorno gengival.

Enxertos alógenos com esclera têm sido realizados com o material fresco ou preservado, sendo que, no primeiro caso deve-se considerar a possibilidade da presença de células vivas. Já a esclera preservada funciona como uma matriz de tecido conjuntivo que atua, algumas vezes, como estímulo para regeneração da forma e função do tecido original, a partir do repovoamento do enxerto com fibroblastos do tecido hospedeiro (NERSASIAN *et al.*, 1978).

Foi aventado que o método de preparo e preservação da esclera influenciaria a osteogênese, bem como o potencial de transmissão de doenças (BEVERIDGE *et al.*, 1977; DAILEY; ROSENWASSER, 1994; SEIFF *et al.*, 1994; LUCCI *et al.*, 1999; MEHTA; FRANKS, 2002; ROMANCHUK *et al.*, 2003; RORIZ; ÁVILA, 2008). Embora a esclera seja considerada um excelente material, cuidados específicos devem ser tomados em relação à contaminação do tecido e à eficiência dos métodos de descontaminação ou esterilização. A maioria dos olhos doados alberga microorganismos em sua superfície, principalmente bactérias. A triagem de doadores de olhos para organismos patogênicos, doenças neurológicas de origem desconhecida, linfomas, leucemias e *causa mortis* desconhecida já está bem estabelecida. Prions, estruturas não detectáveis em portadores assintomáticos e altamente resistentes à inativação por desinfetantes comuns (NUNERY, 2001), ou outros agentes infecciosos, não previstos na triagem ou com potencial patogênico

desconhecido, devem ser alvo de preocupação da comunidade científica, devido à possibilidade de transmissão iatrogênica (FERNANDES *et al.*, 2007). Já foram isolados o Herpes vírus (FERNANDES *et al.*, 2007) e o HIV na esclera de pacientes soropositivos (SEIFF *et al.*, 1994).

Assim, vários métodos de preservação da esclera foram propostos (PAGNUSSATO, 2004), tais como o congelamento rápido (RUBENZIK *et al.*, 1975), álcool (OBEAR; WINTER, 1964; KNOBLOCH; CIBIS, 1965), xilol (RODRIGUEZ-VASQUEZ, 1962), glicerina anidra (WILSON, 1964; HELVESTON; YOUNG, 1968; HELVESTON, 1969; O'GAWA; CAREY, 1974; LEVARTOVSKY *et al.*, 2008) ou cloreto de benzalcônio em álcool 70° (LUCCI *et al.*, 1999; RORIZ; ÁVILA, 2008). Este último não faz parte dos protocolos regulares dos bancos de esclera, contudo, foi proposto pelo fato da observação que compostos de amônia quaternária, tais como o cloreto de benzalcônio, interagem com o nucleotídeo guanina de proteínas G, afetando o sinal da transdução em uma variedade de tipos celulares, sendo considerado ainda bactericida, fungicida e virucida (RORIZ; ÁVILA, 2008). Além destes, Fernandes *et al.* (2007) propuseram, para a reconstrução de cavidade enoftálmica em coelhos, o tratamento da esclera com uma combinação de irradiação gama, álcali e glicerina. Segundo os autores, além do efeito bacteriostático da glicerina, o álcali (hidróxido de sódio) atuaria no processo de descontaminação das escleras desnaturando proteínas. A irradiação gama provocaria quebras na estrutura molecular dos ácidos nucleicos e inativaria os vírus (COLVARD *et al.*, 1979). Os resultados mostraram que todas as escleras avaliadas apresentavam-se preservadas, com manutenção da integridade dos feixes de colágeno, comportando-se, histologicamente, de maneira similar à esclera preservada em glicerina e tradicionalmente utilizada. Há ainda um produto patenteado (Tutoplast<sup>®</sup>, Tutogen Medical Inc., Alachua, FL, EUA), à base de acetona, biológica e mecanicamente estável, com propriedades de inativação viral, preservação e esterilização de tecidos humanos para transplantes, permitindo armazenamento em temperatura ambiente por até 5 anos (FROTA *et al.*, 2008).

Hodiernamente, entretanto, existem três protocolos-padrão de armazenamento de tecido escleral praticados pelo International Federation of Eye and Tissue Banks: esclera congelada, esclera fixada em álcool e esclera desidratada em glicerina sendo, este último, o método mais praticado (FERNANDES *et al.*, 2007; RORIZ; ÁVILA, 2008).

No caso da esclera congelada, o tecido é mantido em frascos ou garrafas, imersos em solução antibiótica (gentamicina ou Neosporin) e mantidos a uma temperatura de aproximadamente  $-20^{\circ}\text{C}$ . Nesta temperatura, a esclera pode ser utilizada até três meses a contar da data de preservação (RORIZ; ÁVILA, 2008). Outra proposta seria a preservação da esclera em criopreservados com 2,3 M de solução de sucrose imersos em solução de álcool isopropílico e gelo seco à  $-114^{\circ}\text{C}$  (FROTA *et al.*, 2008). O descongelamento do tecido deve ser realizado lentamente, à temperatura ambiente, ou, de forma acelerada, pela colocação do frasco em água à  $37^{\circ}\text{C}$ , agitando-o suavemente. Considerando-se o tecido congelado, pode ocorrer, durante o transporte, o degelo do tecido. Nesses casos, a esclera não deve ser recongelada e sim colocada imediatamente no refrigerador com temperatura entre  $2^{\circ}\text{C}$  e  $6^{\circ}\text{C}$ , até o momento da cirurgia. Nesta condição, a esclera pode permanecer armazenada por até 24 horas. Para Frota *et al.* (2008) a preservação da esclera desidratada e congelada possibilitaria um período de validade muito maior quando comparado aos outros métodos.

A esclera desidratada em glicerina deve permanecer em frascos mantidos sempre na posição vertical, à temperatura ambiente (FERNANDES *et al.*, 2007). O tecido armazenado desta forma pode ser utilizado até 1 ano a partir da data de preservação. A reidratação da esclera no momento da cirurgia é feita pelo seu enxaguamento ou imersão em solução salina equilibrada com antibióticos por cerca de 15 a 30 minutos ou até retornar à cor branca. A alta viscosidade e as características hiperosmóticas da glicerina atuam promovendo a desidratação celular e a concentração de sais e aminoácidos no interior das células (RORIZ; ÁVILA, 2008). Schimbeck; Cruz (2007) determinaram as características histológicas e biomecânicas de escleras humanas preservadas em glicerol e concluíram que elas mantinham a integridade tecidual, mas que o material preservado tornava-se menos distensível após 90 dias. Romanchuk *et al.* (2003) examinaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, escleras armazenadas em glicerina por 9 a 19 anos e constataram a manutenção original de sua ultra-estrutura. Segundo os autores, as fibras de colágeno na superfície externa da esclera apresentavam um padrão reticular enquanto que, na superfície interna, estavam dispostas em padrão romboidal. Roriz; Ávila (2008) observaram que escleras armazenadas em glicerina apresentavam distribuição regular dos feixes de fibras colágenas, sugerindo influência limitada da glicerina sobre os feixes e na composição química das

substâncias amorfas. Os resultados apresentados sugerem que, histologicamente, a glicerina seria o meio ideal de armazenamento de esclera uma vez que permitiria, ao contrário dos outros meios, a manutenção das características ultra-estruturais das fibras colágenas, próximas à sua condição original. Por outro lado, há evidências que algumas bactérias, como *S. pneumoniae*, *P. aeruginosa* e *S. aureus*, seriam resistentes ao procedimento e poderiam sobreviver como esporos (LARSON, 1988; DAILEY; ROSENWASSER, 1994). Apesar das evidências, não foi evidenciada infecção mesmo quando utilizado enxerto de esclera contaminado (O'GAWA; CAREY, 1974).

Finalmente, a esclera pode ser preservada em frascos contendo álcool absoluto, mantidos na posição vertical à temperatura ambiente. O tecido armazenado desta forma pode ser utilizado até 1 ano a partir da data de preservação, desde que o álcool não tenha evaporado. O tecido, então, pode ser preparado para o uso de maneira semelhante à descrita para esclera desidratada em glicerina. O álcool promove rápida coagulação das proteínas e apresenta várias características desejáveis por ser anti-séptico, barato, tuberculicida e fungicida (PEPOSE *et al.*, 1989). Estudos *in vitro* demonstraram também sua ação virucida, incluindo os vírus da hepatite B e imunodeficiência humana (HIV) (LARSON, 1988). A concentração ideal para sua atividade antimicrobiana ocorre em solução aquosa a 70% porque, na presença de água, a desnaturação protéica ocorre rapidamente (PATARCA; FLETCHER, 1995). Dailey; Rosenwasser (1994) inocularam escleras frescas com *Streptococcus pneumoniae*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Staphylococcus aureus*, posteriormente transferindo-as para frascos contendo glicerina, etanol 95%, um meio de cultura (controle) e mantidas à temperatura ambiente. Pedacos da esclera foram removidos do meio em intervalos variados de tempo, até completar 14 dias. As escleras foram homogeneizadas, inseridas em ágar e incubadas a 37° C. Os resultados mostraram que as bactérias, enquanto identificadas nos frascos com glicerina, após 12 horas, 1, 5 e 8 dias, respectivamente, não o foram nos frascos contendo álcool. Os autores concluíram que o etanol poderia oferecer vantagens em relação à glicerina como um conservante escleral, devido à sua maior atividade bactericida.

Visando verificar a atividade osteogênica da implantação extra-óssea de esclera armazenada em solução antimicrobiana a -79° C, Turnbull *et al.* (1976) avaliaram histologicamente, após os tempos experimentais de 4, 6, 8, 9 e 12



semanas, escleras enxertadas nos olhos e sob a cápsula renal de coelhos machos da raça Nova Zelândia. Os resultados mostraram osteogênese em 7 dos 12 implantes realizados na cápsula renal, após o período de 6 e 12 semanas, não sendo observada formação óssea na câmara anterior dos olhos. Os autores concluíram que a esclera poderia, sob determinadas condições, ser capaz de induzir a diferenciação de osteoblastos no tecido hospedeiro. No entanto, é sabido que o rim sofre processo de calcificação caso haja dano ao seu suprimento sanguíneo (BEVERIDGE *et al.*, 1977). Assim, estes resultados devem ser avaliados com cautela.

Beveridge *et al.* (1977), avaliando o potencial osteogênico da esclera em defeitos ósseos promovidos em tíbias de coelhos, verificaram que em metade dos animais estudados não foi detectado nenhum vestígio da esclera enxertada após seis semanas. Além disso, ao invés de agir como um agente indutor da osteogênese, o aloenxerto escleral promoveu ligeiro atraso no processo de reparação. O atraso na osteogênese indicou que a esclera funcionaria como uma barreira física para a migração de novas células osteogênicas, a partir da superfície da cavidade óssea (BEVERIDGE *et al.*, 1977). Assim sendo, dependendo dos objetivos a serem atingidos no reparo do defeito ósseo, a interrupção física do processo de reparo pode ser vantajosa, uma vez que impediria também a invaginação de tecidos adjacentes (PAUL; AHUJA, 1965). De forma similar, as evidências de atraso na osteogênese promovido pela esclera enxertada, foi avaliada, por meio de análise histológica, radiológica e por microscopia de fluorescência, um ano antes, por Moskow *et al.* (1976), a partir da inserção deste material em cavidades criadas no fêmur de coelhos. Passel *et al.* (1977) compararam, histologicamente, a efetividade de enxertos de esclera, de tecido conjuntivo e osso palatino, no reparo de 100 defeitos ósseos programados com 2 mm de diâmetro, na calota craniana de 25 ratos. Em cada espécime, três defeitos foram preenchidos com os materiais experimentais e o quarto foi deixado sem preenchimento (controle negativo). Os animais foram sacrificados em diversos tempos experimentais até o período máximo de 150 dias. A avaliação histomorfológica da região dos enxertos demonstrou que a esclera afetou o reparo ósseo apresentando atividade osteogênica insignificante. Nestes experimentos, o processo reparador evoluiu da superfície da cavidade óssea para o exterior sugerindo que as células osteogênicas seriam provenientes do endósseo ao invés

do periósteo, portanto, até o momento, não há evidências da indicação de atividade osteogênica do enxerto de esclera processada a partir de diferentes técnicas quando utilizada como enxerto em cavidades ósseas.

Sabates *et al.* (1967) avaliaram histologicamente enxertos de esclera homóloga preservada em glicerina em coelhos e verificaram que a reação pós-operatória foi mínima. No décimo dia, tanto as células inflamatórias quanto o exsudato desapareceram, havendo o preenchimento da área entre o enxerto e o tecido hospedeiro por tecido fibroso. Após 30 dias, apenas leve reação do hospedeiro foi observada, com aumento da infiltração fibrocítica no enxerto. Em 2 meses, a condição histológica do enxerto estava praticamente idêntica à do tecido hospedeiro, exceto pela presença de menor quantidade de fibrócitos. Ao fim de 12 meses, o enxerto ainda se apresentava menos celular e com padrão de fibras menos organizado que a esclera do hospedeiro. Obear; Winter (1964) teorizaram que, devido à sua relativa avascularidade, as reações de hipersensibilidade provocadas não seriam suficientes para promover sua rejeição. Hassard *et al.* (1967) não observaram diferença histológica em enxertos realizados com escleras homólogas ou autógenas, frescas ou preservadas, em órbitas de gatos. O exame microscópico da região enxertada com esclera homóloga fresca revelou a presença de poucos núcleos no pós-operatório imediato e que aumentaram com o tempo, sugerindo a invasão do enxerto por células hospedeiras. No caso de enxertos de escleras preservadas observou-se, no pós-operatório imediato, a ausência de núcleos, e, posteriormente, a substituição do enxerto por tecido fibroso, em vez de células vivas, sem qualquer evidência de reação inflamatória. Whiteside *et al.* (1973), avaliando a resposta imunológica de extratos de esclera humana, observaram a presença de apenas um antígeno. Neste mesmo estudo, os autores observaram que tanto a esclera humana quanto a bovina resultou em resposta imunológica menor que a córnea. Iacono *et al.* (1980) testaram a reatividade antigênica de extratos de esclera utilizando leucócitos humanos e concluíram que a atividade antigênica do extrato da esclera foi insignificante, sendo estatisticamente comparável ao grupo controle. A partir destas observações, pode-se concluir que a imunorreatividade de um tecido sem componentes celulares ativos é extremamente baixa e raramente causa qualquer rejeição no pós-operatório (NGUYEN; FOSTER, 1999; PEZZUTTI *et al.*, 2001; ARAF *et al.*, 2007). Por outro lado, há relato de

necrose de enxerto esderal resultante justamente de sua vascularização deficiente (NGUYEN; FOSTER, 1999; SANGWAN *et al.*, 2007).

Após revisão do uso de enxertos em cavidades ósseas é passível concluir que a seleção do biomaterial ideal para a reconstrução de fraturas na cavidade orbital toma-se um tema de discussão principalmente em nível acadêmico, uma vez que há uma série deles, facilmente disponíveis e que apresentaram resultados confiáveis no reparo da maior parte das lesões. O conhecimento e desenvolvimento contínuos aumentarão ainda a cautela quanto à seleção do crescente número de biomateriais comercialmente disponíveis, impedindo sua aplicação de maneira inadequada, reduzindo, conseqüentemente, as taxas de complicação, uma vez que podem se passar vários anos antes que o material, principalmente os aloplásticos, as apresente (POTTER; ELLIS, 2004).

A partir da criação, em 1977, do Sistema Nacional de Transplantes (SNT), o Brasil possui hoje um dos maiores programas público de transplantes de órgãos e tecidos do mundo, com 1.354 equipes médicas em 548 estabelecimentos de saúde autorizados, em 25 estados da federação. A Política Nacional de Transplantes de Órgãos e Tecidos está fundamentada na legislação (Lei nº 9.434/1997 e Lei nº 10.211/2001, em conformidade com as Leis nº 8.080/1990 e nº 8.142/1990), que rege o funcionamento do SUS, tendo como diretrizes a gratuidade da doação, a beneficência em relação aos receptores e não-maleficência em relação aos doadores vivos. Estabelece também garantias e direitos aos pacientes que necessitam destes procedimentos e regula toda a rede assistencial através de autorizações e re-autorizações de funcionamento de equipes e instituições. No ano de 2007 foram realizados 15.855 transplantes de órgãos e tecidos, sendo que a grande maioria (11.417) foi de cómea. Apesar de ainda haver 24.693 pessoas aguardando na fila para esta modalidade de transplante, a espera que já demorou cinco anos, hoje, leva apenas três meses.

O transplante de córneas é o que oferece menor risco de rejeição, pois, assim como a esclera, é um tecido avascular que, na maior parte das vezes, não resulta em necessidade de imunossupressão sistêmica, como ocorre nos transplantes com outros órgãos. Por causa disso, qualquer pessoa, ao falecer, torna-se um doador em potencial. Durante o processo de preparo da cómea para transplante, a esdera é removida e descartada. Tendo em vista o alto número de transplantes realizados na atualidade, com perspectiva de crescimento, o fato já ter sido proposto

anteriormente à criação de bancos de esclera (HELVESTON, 1969; TENZEL *et al.*, 1975; INKSTER *et al.*, 2002), dos bancos de órgão já estarem bem estabelecidos em nosso país e a importância da contenção de custos na gestão da saúde, o presente trabalho visa apresentar uma proposta de aproveitamento da esclera, a nível nacional, preparada conforme descrito neste projeto, visando sua utilização como prótese biológica em diversos procedimentos na área biomédica.

## **7 CONCLUSÃO**

Os materiais testados apresentaram biocompatibilidade segundo os critérios da FDI, mas a esclera demonstrou como principal vantagem em relação ao silicone o fato de se integrar completamente à área receptora.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Ahn DK, Sims CD, Randolph MA, O'Connor D, Butler PE, Amarante MT, et al. Craniofacial skeletal fixation using biodegradable plates and cyanoacrylate glue. *Plast Reconstr Surg.* 1997; 99(6):1508-15.
- Aitasalo K, Kinnunen I, Palmgren J, Varpula M. Repair of orbital floor fractures with bioactive glass implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(12):1390-5.
- Al-Sukhun J, Lindqvist C. A comparative study of 2 implants used to repair inferior orbital wall bony defects: autogenous bone graft versus bioresorbable poly-L/DL-Lactide [P(L/DL)LA 70/30] plate. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(7):1038-48.
- Al-Sukhun J, Tornwall J, Lindqvist C, Kontio R. Bioresorbable poly-L/DL-lactide (P[L/DL]LA 70/30) plates are reliable for repairing large inferior orbital wall bony defects: a pilot study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(1):47-55.
- Antonyshyn O, Gruss JS, Galbraith DJ, Hurwitz JJ. Complex orbital fractures: a critical analysis of immediate bone graft reconstruction. *Ann Plast Surg.* 1989; 22(3):220-33.
- Araf D, Mota Moura E, Rodrigues CJ, Figueiredo LAF. Enxertos homólogos de esclera e dura-máter em olhos de coelhos: análise histopatológica comparativa. *Arq Bras Oftalmol.* 2007; 70(6):981-7.
- Aronowitz JA, Freeman BS, Spira M. Long-term stability of Teflon orbital implants. *Plast Reconstr Surg.* 1986; 78(2):166-73.
- Awan MA, Cheung CM, Sandramouli S, Mathews J. An unusual late complication of orbital floor fracture repair. *Eye.* 2006; 20(12):1454-5.

---

<sup>1</sup> Conforme *International Committee of Medical Journal Editors* (Vancouver Style) – Grupo Vancouver

Bagatin M. Reconstruction of orbital defects with autogenous bone from mandibular symphysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 1987; 15(2):103-5.

Baumann A, Burggasser G, Gauss N, Ewers R. Orbital floor reconstruction with an alloplastic resorbable polydioxanone sheet. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31(4):367-73.

Bedrossian EH, Jr. Banked fascia lata as an orbital floor implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1993; 9(1):66-70.

Bergsma EJ, Rozema FR, Bos RR, de Bruijn WC. Foreign body reactions to resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51(6):666-70.

Bergsma JE, de Bruijn WC, Rozema FR, Bos RR, Boering G. Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. *Biomaterials.* 1995; 16(1):25-31.

Beveridge BF, Fox EC, Browne RM. The effect of scleral grafts in osseous defects in rabbits. *J Periodontal Res.* 1977; 12(6):454-61.

Blum FG, Jr., Salamoun SG. Scleromalacia perforans. A useful surgical modification in fascia lata or scleral grafting. *Arch Ophthalmol.* 1963; 69:287-9.

Bodian M. Repair of ptosis using human sclera. *Am J Ophthalmol.* 1968; 65(3):352-8.

Borley WE, Snyder AA. Surgical treatment of high myopia; the combined lamellar scleral resection with scleral reinforcement using donor eye. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1958a; 62(6):791-801.

Borley WE, Snyder AA. Surgical treatment of degenerative myopia; the combined lamellar scleral resection with scleral reinforcement using donor eye. *Trans Pac Coast Otoophthalmol Soc Annu Meet.* 1958b; 39:275-91.



Bos RR, Boering G, Rozema FR, Leenslag JW. Resorbable poly(L-lactide) plates and screws for the fixation of zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1987; 45(9):751-3.

Bos RR, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Verwey AB. Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. A study in six dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 18(6):365-9.

Brown AE, Banks P. Late extrusion of alloplastic orbital floor implants. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 31(3):154-7.

Browning CW. Alloplast materials in orbital repair. *Am J Ophthalmol.* 1967; 63(5):955-62.

Buchel P, Rahal A, Seto I, Iizuka T. Reconstruction of orbital floor fracture with polyglactin 910/polydioxanon patch (ethisorb): a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63(5):646-50.

Burnstine MA. Clinical recommendations for repair of isolated orbital floor fractures: an evidence-based analysis. *Ophthalmology.* 2002; 109(7):1207-10;

Burnstine MA. Clinical recommendations for repair of orbital facial fractures. *Curr Opin Ophthalmol.* 2003; 14(5):236-40.

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.

Cardona H. Keratoprosthesis with a plastic fiber meshwork supporting plate. Report of an experimental and comparative histologic study. *Am J Ophthalmol.* 1967; 64(2):228-33.

Celikoz B, Duman H, Selmanpakoglu N. Reconstruction of the orbital floor with lyophilized tensor fascia lata. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(3):240-4.

Chang EL, Bernardino CR. Update on orbital trauma. *Curr Opin Ophthalmol*. 2004; 15(5):411-5.

Chen JM, Zingg M, Laedrach K, Raveh J. Early surgical intervention for orbital floor fractures: a clinical evaluation of lyophilized dura and cartilage reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50(9):935-41.

Cheung D, Brown L, Sampath R. Localized inferior orbital fibrosis associated with porcine demal collagen xenograft orbital floor implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2004; 20(3):257-9.

Choi JC, Fleming JC, Aitken PA, Shore JW. Porous polyethylene channel implants: a modified porous polyethylene sheet implant designed for repairs of large and complex orbital wall fractures. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 1999; 15(1):56-66.

Chowdhury K, Krause GE. Selection of materials for orbital floor reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1998; 124(12):1398-401.

Clune MJ, Shin DH, Olivier MM, Kupin TH. Partial-thickness scleral-patch graft in revision of trabeculectomy. *Am J Ophthalmol*. 1993; 115(6):818-20.

COBEA. Princípios éticos na experimentação animal. 2 ed. São Paulo: Colégio Brasileiro de Experimentação Animal; 1991.

Coleman DL, King RN, Andrade JD. The foreign body reaction: a chronic inflammatory response. *J Biomed Mater Res*. 1974; 8(5):199-211.

Colvard DM, Waller RR, Campbell RJ, Friedt R. Sterilization of scleral homografts with ionizing irradiation. *Am J Ophthalmol*. 1979; 87(4):494-6.

Cordewener FW, Bos RR, Rozema FR, Houtman WA. Poly(L-lactide) implants for repair of human orbital floor defects: clinical and magnetic resonance imaging evaluation of long-term results. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996; 54(1):9-13.

Costa JMC, Patrocínio LG, De Rossi R, Amorim ABC, Patrocínio JA. Utilização da Esclera Bovina para Correção de Fratura em Assoalho de Órbita de Coelhos. *Arq Otorrinolaringol.* 2005; 9(3):181-9.

Courtney DJ, Thomas S, Whitfield PH. Isolated orbital blowout fractures: survey and review. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 38(5):496-504.

Criden MR, Ellis FJ. Linear nondisplaced orbital fractures with muscle entrapment. *J Aapos.* 2007; 11(2):142-7.

Curtin BJ. Surgical support of the posterior sclera. Part I. Experimental results. *Am J Ophthalmol.* 1960; 49:1341-50.

Dailey JR, Rosenwasser GO. Viability of bacteria in glycerin and ethanol preserved sclera. *J Refract Corneal Surg.* 1994; 10(1):38-40.

Davila JC, Lautsch EV, Palmer TE. Some physical factors affecting the acceptance of synthetic materials as tissue implants. *Ann N Y Acad Sci.* 1968; 146(1):138-47.

DeBacker CM, Dutton JJ, Proia AD, Holck DE, Stone T. Bovine pericardium versus homologous sclera as wrapping materials for hydroxyapatite ocular implants: an animal study. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1999; 15(5):312-6.

DeBacker CM, Dutton JJ, Proia AD, Stone T, Holck DE. A comparative study of bovine pericardium (periguard) and homologous sclera as lower eyelid spacer graft analogs in New Zealand white rabbits. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2000; 16(2):156-61.

Dietz A, Ziegler CM, Dacho A, Althof F, Conradt C, Kolling G, et al. Effectiveness of a new perforated 0.15 mm poly-p-dioxanon-foil versus titanium-dynamic mesh in reconstruction of the orbital floor. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001; 29(2):82-8.

Dougherty WR, Wellisz T. The natural history of alloplastic implants in orbital floor reconstruction: an animal model. *J Craniofac Surg.* 1994; 5(1):26-32.

Doxanas MT, Dryden RM. The use of sclera in the treatment of dysthyroid eyelid retraction. *Ophthalmology.* 1981; 88(9):887-94.

Dufresne CR, Manson PN, Iliff NT. Early and late complications of orbital fractures. *Clin Plast Surg.* 1988; 15(2):239-53.

Ellis E, 3rd, Sinn DP. Use of homologous bone in maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51(11):1181-93.

Ellis E, 3rd, Tan Y. Assessment of internal orbital reconstructions for pure blowout fractures: cranial bone grafts versus titanium mesh. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(4):442-53.

Enislidis G, Pichorner S, Kainberger F, Ewers R. Lactosorb panel and screws for repair of large orbital floor defects. *J Craniomaxillofac Surg.* 1997; 25(6):316-21.

Enzenauer RW, Enzenauer RJ, Reddy VB, Cornell FM, West S. Treatment of scleromalacia perforans with dura mater grafting. *Ophthalmic Surg.* 1992; 23(12):829-32.

Eppley BL, Sadove AM, Havlik RJ. Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg.* 1997; 100(1):1-7.

Evans BT, Webb AA. Post-traumatic orbital reconstruction: anatomical landmarks and the concept of the deep orbit. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 45(3):183-9.

FDI. Recommended standard practices for biological evaluation of dental materials. Federation Dentaire International, Commission of Dental Materials, Instruments, Equipment and Therapeutics. *Int Dent J.* 1980; 30(2):140-88.

Feingold JP, Chasens AI, Doyle J, Alfano MC. Preserved scleral allografts in periodontal defects in man. II. Histological evaluation. *J Periodontol.* 1977; 48(1):4-12.

Fernandes JB, Matayoshi S, Osaka JT, Tolosa EC, Nunes TP, Moura Eda M. Análise comparativa entre esclera tratada com glicerina e esclera tratada com irradiação gama, álcali e glicerina em reconstrução de cavidade anoftálmica: estudo experimental em coelhos. *Arq Bras Oftalmol.* 2007; 70(4):639-47.

Ferraz FH, Schellini SA, Schellini RC, Pellizon CH, Hirai FE, Padovani CR. BMP Implant Associated with Platelet-Rich Plasma in Orbit Fracture Repair. *Curr Eye Res.* 2008; 33(3):293-301.

Figueiredo AS, Fagundes DJ, Novo NF, Inouye CM, Takita LC, Sassioto MCP. Devitalized bovine bone, porous coralline hydroxyapatite, castor beans polyurethane and autograft implants in rabbits *Acta Cir Bras.* 2004; 19(4):327-36.

Flanagan JC. Retraction of the eyelids secondary to thyroid ophthalmopathy--its surgical correction with sclera and the fate of the graft. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1980; 78:657-85.

Folkestad L, Granstrom G. A prospective study of orbital fracture sequelae after change of surgical routines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(9):1038-44.

Francois J, Verbraeken H, Hanssens M. Scleral pockets and lyophilized sclera in retinal detachments. *Ophthalmologica.* 1979; 179(3):153-7.

Freedman J. Scleral patch grafts with Molteno setons. *Ophthalmic Surg.* 1987; 18(7):532-4.

Friesenecker J, Dammer R, Moritz M, Niederdellmann H. Long-term results after primary restoration of the orbital floor. *J Craniomaxillofac Surg.* 1995; 23(1):31-3.

- Frota AC, Lima Filho AA, Dias AB, Lourenco AC, Anteck E, Burnier MN, Jr. Freeze-drying as an alternative method of human sclera preservation. *Arq Bras Oftalmol.* 2008; 71(2):137-41.
- Gad SC. Safety evaluation of medical devices. 2 ed. New York: M. Dekker; 2002.
- Garibaldi DC, Iliff NT, Grant MP, Merbs SL. Use of porous polyethylene with embedded titanium in orbital reconstruction: a review of 106 patients. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2007; 23(6):439-44.
- Gilhotra JS, McNab AA, McKelvie P, O'Donnell BA. Late orbital haemorrhage around alloplastic orbital floor implants: a case series and review. *Clin Experiment Ophthalmol.* 2002; 30(5):352-5.
- Gilsanz V, Roe TF, Gibbens DT, Schulz EE, Carlson ME, Gonzalez O, et al. Effect of sex steroids on peak bone density of growing rabbits. *Am J Physiol.* 1988; 255(4):E416-21.
- Glavas I, Lissauer B, Hornblass A. Chronic subperiosteal hematic cyst formation twelve years after orbital fracture repair with alloplastic orbital floor implant. *Orbit.* 2005; 24(1):47-9.
- Goldberg MF, Ryan SJ. Intercalary staphyloma in Marfan's syndrome. *Am J Ophthalmol.* 1969; 67(3):329-35.
- Goldberg RA, Garbutt M, Shorr N. Oculoplastic uses of cranial bone grafts. *Ophthalmic Surg.* 1993; 24(3):190-6.
- Gosain AK, Persing JA. Biomaterials in the face: benefits and risks. *J Craniofac Surg.* 1999; 10(5):404-14.
- Guerra MF, Perez JS, Rodriguez-Campo FJ, Gias LN. Reconstruction of orbital fractures with dehydrated human dura mater. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58(12):1361-6.

Hanson LJ, Donovan MG, Hellstein JW, Dickerson NC. Experimental evaluation of expanded polytetrafluoroethylene for reconstruction of orbital floor defects. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52(10):1050-5.

Hardesty RA, Marsh JL. Craniofacial onlay bone grafting: a prospective evaluation of graft morphology, orientation, and embryonic origin. *Plast Reconstr Surg.* 1990; 85(1):5-14.

Harris GJ. Orbital blow-out fractures: surgical timing and technique. *Eye.* 2006; 20(10):1207-12.

Hassard DT. Scleral grafting. *Can J Ophthalmol.* 1967; 2(4):292-6.

Haug RH, Kimberly D, Bradrick JP. A comparison of microscrew and suture fixation for porous high-density polyethylene orbital floor implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51(11):1217-20.

Heckmann JG, Lang CJ, Petruch F, Druschky A, Erb C, Brown P, et al. Transmission of Creutzfeldt-Jakob disease via a corneal transplant. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1997; 63(3):388-90.

Helveston EM, Young LL. Human scleral patch for repair of exposed or extruded orbital implants. *Surg Forum.* 1968; 19:490-2.

Helveston EM. Human bank scleral patch; for repair of exposed or extruded orbital implants. *Arch Ophthalmol.* 1969; 82(1):83-6.

Helveston EM. A scleral patch for exposed implants. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1970; 74(6):1307-10.

Hendler BH, Gataeno J, Smith BM. Use of auricular cartilage in the repair of orbital floor defects. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992; 74(6):719-22.

Hes J, de Man K. Use of blocks of hydroxylapatite for secondary reconstruction of the orbital floor. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1990; 19(5):275-8.

Hing KA. Bone repair in the twenty-first century: biology, chemistry or engineering? *Philos Transact A Math Phys Eng Sci.* 2004; 362(1825):2821-50.

Ho VH, Rowland JP, Jr., Linder JS, Fleming JC. Sutureless transconjunctival repair of orbital blowout fractures. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2004; 20(6):458-60.

Hollier LH, Rogers N, Berzin E, Stal S. Resorbable mesh in the treatment of orbital floor fractures. *J Craniofac Surg.* 2001; 12(3):242-6.

Holmes RE, Hagler HK. Porous hydroxyapatite as a bone graft substitute in cranial reconstruction: a histometric study. *Plast Reconstr Surg.* 1988; 81(5):662-71.

Hornblass A, Biesman BS, Eviatar JA. Current techniques of enucleation: a survey of 5,439 intraorbital implants and a review of the literature. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1995; 11(2):77-86.

Hosal BM, Beatty RL. Diplopia and enophthalmos after surgical repair of blowout fracture. *Orbit.* 2002; 21(1):27-33.

Iacono VJ, Gomes BC, Sciubba JJ, Davis RK, Klingsberg J, Baer PN. Clinical and laboratory studies on human sclera allografts. *J Periodontol.* 1980; 51(4):211-6.

Iizuka T, Mikkonen P, Paukku P, Lindqvist C. Reconstruction of orbital floor with polydioxanone plate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 20(2):83-7.

Ilankov V, Jackson IT. Experience in the use of calvarial bone grafts in orbital reconstruction. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 30(2):92-6.

Inkster CF, Ng SG, Leatherbarrow B. Primary banked scleral patch graft in the prevention of exposure of hydroxyapatite orbital implants. *Ophthalmology.* 2002; 109(2):389-92.



Jacono AA, Moskowitz B. Alloplastic implants for orbital wall reconstruction. *Facial Plast Surg*. 2000; 16(1):63-8.

Jank S, Emshoff R, Schuchter B, Strobl H, Brandlmaier I, Norer B. Orbital floor reconstruction with flexible Ethisorb patches: a retrospective long-term follow-up study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003; 95(1):16-22.

Jordan DR, St Onge P, Anderson RL, Patrinely JR, Nerad JA. Complications associated with alloplastic implants used in orbital fracture repair. *Ophthalmology*. 1992; 99(10):1600-8.

Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia básica*. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004.

Kadoi C, Hayasaka S, Kato T, Nagaki Y, Matsumoto M, Hayasaka Y. The cutler-beard bridge flap technique with use of donor sclera for upper eyelid reconstruction. *Ophthalmologica*. 2000; 214(2):140-2.

Kamiya H, Kitajima Y. Successful use of preserved sclera of eyelid reconstruction. *Eur J Dermatol*. 2003; 13(3):267-71.

Kanagasundaram CR. Repair of perforating injury with a scleral graft. *Br J Ophthalmol*. 1959; 43:440-1.

Karesh JW, Horswell BB. Correction of late enophthalmos with polyethylene implant. *J Craniomaxillofac Trauma*. 1996; 2(2):18-23.

Kempster R, Beigi B, Galloway GD. Use of enophthalmic implants in the repair of orbital floor fractures. *Orbit*. 2005; 24(4):219-25.

Kinnunen I, Aitasalo K, Pollonen M, Varpula M. Reconstruction of orbital floor fractures using bioactive glass. *J Craniomaxillofac Surg*. 2000; 28(4):229-34.

Klingsberg J. Preserved sclera in periodontal surgery. *J Periodontol.* 1972; 43(10):634-9.

Klingsberg J. Scleral allografts in the repair of periodontal osseous defects. *N Y State Dent J.* 1972; 38(7):418-20.

Klingsberg J. Periodontal scleral grafts and combined grafts of sclera and bone: two-year appraisal. *J Periodontol.* 1974; 45(5):262-72.

Knobloch WH, Cibis PA. Retinal Detachment Surgery with Preserved Human Sclera. *Am J Ophthalmol.* 1965; 60:191-204.

Koide R, Ueda T, Takano K, Tsuchiya A, Totsuka N, Inatomi M. Surgical outcome of blowout fracture: early repair without implants and the usefulness of balloon treatment. *Jpn J Ophthalmol.* 2003; 47(4):392-7.

Komai Y, Ushiki T. The three-dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1991; 32(8):2244-58.

Kontio R, Suuronen R, Salonen O, Paukku P, Konttinen YT, Lindqvist C. Effectiveness of operative treatment of internal orbital wall fracture with polydioxanone implant. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 30(4):278-85.

Koornneef L. Current concepts on the management of orbital blow-out fractures. *Ann Plast Surg.* 1982; 9(3):185-200.

Kosmin AS, Wishart PK. A full-thickness scleral graft for the surgical management of a late filtration bleb leak. *Ophthalmic Surg Lasers.* 1997; 28(6):461-8.

Kraus M, Gatot A, Fliss DM. Repair of traumatic inferior orbital wall defects with nasoseptal cartilage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(12):1397-400.

Krishnan V, Johnson JV. Orbital floor reconstruction with autogenous mandibular symphyseal bone grafts. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(4):327-30.

Kusiak JF, Zins JE, Whitaker LA. The early revascularization of membranous bone. *Plast Reconstr Surg.* 1985; 76(4):510-6.

Lai A, Gliklich RE, Rubin PA. Repair of orbital blow-out fractures with nasoseptal cartilage. *Laryngoscope.* 1998; 108(5):645-50.

Larson E. Guideline for use of topical antimicrobial agents. *Am J Infect Control.* 1988; 16(6):253-66.

Larsson S. Treatment of perforated corneal ulcer by autoplasmic scleral transplantation. *Br J Ophthalmol.* 1948; 32(1):54-7.

Lemke BN, Kikkawa DO. Repair of orbital floor fractures with hydroxyapatite block scaffolding. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1999; 15(3):161-5.

Levartovsky S, Springer A, Leiba H, Marcovich AL, Pollack A. Homologous scleral graft for corneal perforation in a child. *Cornea.* 2008; 27(2):230-1.

Levinson SR, Canalis RF. Experimental repair of orbital floor fractures. *Arch Otolaryngol.* 1977; 103(4):188-91.

Li KK. Repair of traumatic orbital wall defects with nasal septal cartilage: report of five cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(10):1098-102.

Lin IC, Liao SL, Lin LL. Porous polyethylene implants in orbital floor reconstruction. *J Formos Med Assoc.* 2007; 106(1):51-7.

Lin KY, Bartlett SP, Yaremchuk MJ, Fallon M, Grossman RF, Whitaker LA. The effect of rigid fixation on the survival of onlay bone grafts: an experimental study. *Plast Reconstr Surg.* 1990; 86(3):449-56.

Lipshutz H, Ardizzone RA. Further observations on the use of silicones in the management of orbital fractures. *J Trauma.* 1965; 5(5):617-23.

Lister A. Malignant pigmented tumours in the neighbourhood of the limbus treated by radical excision followed by corneo-scleral graft: report of three cases. *Trans Ophthalmol Soc U K.* 1951; 71:97-110.

Lucci LM, Yu MC, Hofling-Lima AL. Decontamination of human sclera: an in vitro study. *Cornea.* 1999; 18(5):595-8.

Mackenzie DJ, Arora B, Hansen J. Orbital floor repair with titanium mesh screen. *J Craniomaxillofac Trauma.* 1999; 5(3):9-16.

Majmundar MV, Hamilton JS. Repair of orbital floor fractures with SupraFOIL Smooth Nylon Foil. *Arch Facial Plast Surg.* 2007; 9(1):64-5.

Manson PN, Clifford CM, Su CT, Iliff NT, Morgan R. Mechanisms of global support and posttraumatic enophthalmos: I. The anatomy of the ligament sling and its relation to intramuscular cone orbital fat. *Plast Reconstr Surg.* 1986; 77(2):193-202.

Manson PN, Grivas A, Rosenbaum A, Vannier M, Zinreich J, Iliff N. Studies on enophthalmos: II. The measurement of orbital injuries and their treatment by quantitative computed tomography. *Plast Reconstr Surg.* 1986; 77(2):203-14.

Marx RE, Carlson ER. Creutzfeldt-Jakob disease from allogeneic dura: a review of risks and safety. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 49(3):272-4.

Mathog RH. Reconstruction of the orbit following trauma. *Otolaryngol Clin North Am.* 1983; 16(3):585-607.

Mauriello JA, Jr., Flanagan JC, Peyster RG. An unusual late complication of orbital floor fracture repair. *Ophthalmology.* 1984; 91(1):102-7.

Mauriello JA, Jr., Fiore PM, Kotch M. Dacryocystitis. Late complication of orbital floor fracture repair with implant. *Ophthalmology.* 1987; 94(3):248-50.

- Mauriello JA, Jr., Wasseman B, Kraut R. Use of Vicryl (polyglactin-910) mesh implant for repair of orbital floor fracture causing diplopia: a study of 28 patients over 5 years. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1993; 9(3):191-5.
- McVicar I, Hatton PV, Brook IM. Self-reinforced polyglycolic acid membrane: a bioresorbable material for orbital floor repair. Initial clinical report. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 33(4):220-3.
- Mehta JS, Franks WA. The sclera, the prion, and the ophthalmologist. *Br J Ophthalmol.* 2002; 86(5):587-92.
- Mermer RW, Orban RE, Jr. Repair of orbital floor fractures with absorbable gelatin film. *J Craniomaxillofac Trauma.* 1995; 1(4):30-4.
- Miller WW, Borley WE. Surgical Treatment of Degenerative Myopia. Scleral Reinforcement. *Am J Ophthalmol.* 1964; 57:796-804.
- Misch K, Wang HL. Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dent.* 2008; 17(2):159-68.
- Morain WD, Colby ED, Stauffer ME, Russell CL, Astorian DG. Reconstruction of orbital wall fenestrations with polyglactin 910 film. *Plast Reconstr Surg.* 1987; 80(6):769-74.
- Morris DA, Ramocki JM, Shin DH, Glover BK, Kim YY. Use of autologous Tenon's capsule and scleral patch grafts for repair of excessively draining fistulas with leaking filtering blebs. *J Glaucoma.* 1998; 7(6):417-9.
- Morrison AD, Sanderson RC, Moos KF. The use of silastic as an orbital implant for reconstruction of orbital wall defects: review of 311 cases treated over 20 years. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53(4):412-7.
- Moskow BS, Gold SI, Gottsegen R. Effects of scleral collagen upon the healing of experimental osseous wounds. *J Periodontol.* 1976; 47(10):596-606.

Motoki DS, Mulliken JB. The healing of bone and cartilage. *Clin Plast Surg.* 1990; 17(3):527-44.

Nagasao T, Hikosaka M, Morotomi T, Nagasao M, Ogawa K, Nakajima T. Analysis of the orbital floor morphology. *J Craniomaxillofac Surg.* 2007; 35(2):112-9.

Nersasian RR, Johnson M, Giunta J. Oral scleral heterografts. A pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1978; 45(5):661-77.

Neves RB, Yeatts RP, Martin TJ. Pneumo-orbital cyst after orbital fracture repair. *Am J Ophthalmol.* 1998; 125(6):879-80.

Neyt JG, Buckwalter JA, Carroll NC. Use of animal models in musculoskeletal research. *Iowa Orthop J.* 1998; 18:118-23.

Ng JD, Huynh TH, Burgett R. Complications of bioabsorbable orbital implants and fixation plates. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2004; 20(1):85-6.

Ng SG, Madill SA, Inkster CF, Maloof AJ, Leatherbarrow B. Medpor porous polyethylene implants in orbital blowout fracture repair. *Eye.* 2001; 15(5):578-82.

Nguyen PN, Sullivan P. Advances in the management of orbital fractures. *Clin Plast Surg.* 1992; 19(1):87-98.

Nguyen QD, Foster CS. Scleral patch graft in the management of necrotizing scleritis. *Int Ophthalmol Clin.* 1999; 39(1):109-31.

Nunery WR. Risk of prion transmission with the use of xenografts and allografts in surgery. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2001; 17(6):389-94.

Obear MF, Winter FC. Technique of Overlay Scleral Homograft. *Arch Ophthalmol.* 1964; 71:837-8.

O'Gawa GM, Carey JD. Homologous scleral explant buckles in retinal detachment surgery. *Am J Ophthalmol.* 1974; 77(4):505-8.

Oh JH, Kim JC. Repair of scleromalacia using preserved scleral graft with amniotic membrane transplantation. *Cornea.* 2003; 22(4):288-93.

Oliver AJ. The use of titanium mesh in the management of orbital trauma--a retrospective study. *Ann R Australas Coll Dent Surg.* 2000; 15:193-8.

Ono I, Gunji H, Suda K, Kaneko F, Yago K. Orbital reconstruction with hydroxyapatite ceramic implants. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 1994; 28(3):193-8.

Oppenheimer BS, Oppenheimer ET, Stout AP, Willhite M, Danishefsky I. The latent period in carcinogenesis by plastics in rats and its relation to the presarcomatous stage. *Cancer.* 1958; 11(1):204-13.

Ozaki W, Buchman SR. Volume maintenance of onlay bone grafts in the craniofacial skeleton: micro-architecture versus embryologic origin. *Plast Reconstr Surg.* 1998; 102(2):291-9.

Pagnussato F. Preservação escleral. In: Sato H. IV curso certificado de treinamento técnico e científico em banco de olhos no Brasil da associação pan-americana de banco de olhos (APABO). 4 ed. São Paulo: Atheneu; 2004. p. 35-8.

Panjwani N, Royce M. Sclera. In: Krachmer JH, Mannis, MJE, Holland EJ. *Cornea - fundamentals of cornea and external disease.* 1 ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 29-40.

Papakosta V, Mourouzis C, Komis C, Saranteas T, Rallis G. Solvent-dehydrated fascia lata allograft for covering intraoral defects: our experience. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(4):e13-5.

Park HS, Kim YK, Yoon CH. Various applications of titanium mesh screen implant to orbital wall fractures. *J Craniofac Surg.* 2001; 12(6):555-60.

Passell MS, Bissada NF, Scaletta LJ. Histomorphologic evaluation of scleral grafts in experimental bony defects. *J Periodontol.* 1977; 48(6):311-7.

Patarca R, Fletcher MA. Effects of benzalkonium salts on eukaryotic and microbial G-protein-mediated processes and surface membranes. *Crit Rev Oncog.* 1995; 6(3-6):327-56.

Paul SD, Ahuja OP. Heterotransplantation: The Use of Stored Corneal Material. *Am J Ophthalmol.* 1965; 59:250-2.

Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater.* 2007; 13:1-10.

Pepose JS, Linette G, Lee SF, MacRae S. Disinfection of Goldmann tonometers against human immunodeficiency virus type 1. *Arch Ophthalmol.* 1989; 107(7):983-5.

Pereira-Junior OC, Rahal SC, Iamaguti P, Felisbino SL, Pavan PT, Vulcano LC. Comparison between polyurethanes containing castor oil (soft segment) and cancellous bone autograft in the treatment of segmental bone defect induced in rabbits. *J Biomater Appl.* 2007; 21(3):283-97.

Pezzutti S, Holzchuh N, Alves MR, Holzchuh MP, Holzchuh R. Politetrafluoroetileno e esclera humana no tratamento cirúrgico de perfuração escleral em coelhos. *Arq Bras Oftalmol.* 2001; 64(6):563-7.

Piotrowski WP, Mayer-Zuchi U. The use of polyglactin 910-polydioxanon in the treatment of defects of the orbital roof. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57(11):1301-5.

Polley JW, Ringler SL. The use of Teflon in orbital floor reconstruction following blunt facial trauma: a 20-year experience. *Plast Reconstr Surg.* 1987; 79(1):39-43.

Potter JK, Ellis E. Biomaterials for reconstruction of the internal orbit. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(10):1280-97.



Prince JH. The rabbit in eye research. Springfield: Charles C. Thomas; 1964.

Prydal JI. Use of an autologous lamellar scleral graft to repair a corneal perforation. *Br J Ophthalmol*. 2006; 90(7):924.

Reeves DL, Lucarelli MJ, Rose JG, Jr. Severe subcutaneous emphysema following orbital blowout fracture. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2005; 21(6):465-7.

Rodriguez-Ares MT, Tourino R, Capeans C, Sanchez-Salorio M. Repair of scleral perforation with preserved scleral and amniotic membrane in Marfan's syndrome. *Ophthalmic Surg Lasers*. 1999; 30(6):485-7.

Rodriguez-Vasquez F. A new implant material for retinal detachment surgery. Insertion of scleral strips in buckling procedures. *Am J Ophthalmol*. 1962; 53:937-43.

Romanchuk KG, Nair P, Grahn B. How long can donor sclera be safely stored? *Cornea*. 2003; 22(6):569-72.

Romano JJ, Iliff NT, Manson PN. Use of Medpor porous polyethylene implants in 140 patients with facial fractures. *J Craniofac Surg*. 1993; 4(3):142-7.

Roriz MCPB, Ávila MP. Optical microscopy study of human sclera stored in different media. *Am J Ophthalmol*. 2008; 146(3):458-61.

Rozema FR, Bos RR, Pennings AJ, Jansen HW. Poly(L-lactide) implants in repair of defects of the orbital floor: an animal study. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990; 48(12):1305-9.

Rubenzik R, Tenzel RR, Miller GR. Repair of cicatricial entropion of the upper eyelid. *Am J Ophthalmol*. 1975; 80(2):302-3.

Rubin PA, Shore JW, Yaremchuk MJ. Complex orbital fracture repair using rigid fixation of the internal orbital skeleton. *Ophthalmology*. 1992; 99(4):553-9.

Rubin PA, Bilyk JR, Shore JW. Orbital reconstruction using porous polyethylene sheets. *Ophthalmology*. 1994; 101(10):1697-708.

Rubin JP, Yaremchuk MJ. Complications and toxicities of implantable biomaterials used in facial reconstructive and aesthetic surgery: a comprehensive review of the literature. *Plast Reconstr Surg*. 1997; 100(5):1336-53.

Rumelt S, Rehany U. A donor corneal patch graft for an incompetent scleral flap following trabeculectomy. *Ophthalmic Surg Lasers*. 1996; 27(10):878-80.

Ryan SJ, Goldberg MF. Scleral surgery: selected indications and techniques. *Doc Ophthalmol*. 1971; 29(2):261-87.

Sabates FN, Buesseler JA, Krosney NM, Yamashita T. Experimental and clinical studies of glycerin preserved scleral homografts. (A preliminary report). *Eye Ear Nose Throat Mon*. 1967; 46(9):1162-6.

Sainz de la Maza M, Tauber J, Foster CS. Scleral grafting for necrotizing scleritis. *Ophthalmology*. 1989; 96(3):306-10.

Sangwan VS, Jain V, Gupta P. Structural and functional outcome of scleral patch graft. *Eye*. 2007; 21(7):930-5.

Sargent LA, Fulks KD. Reconstruction of internal orbital fractures with Vitallium mesh. *Plast Reconstr Surg*. 1991; 88(1):31-8.

Schimbeck T, Cruz AA. Biomechanical and histological evaluation of glycerol-preserved human sclerae. *Arq Bras Oftalmol*. 2007; 70(6):988-90.

Schon R, Metzger MC, Zizelmann C, Weyer N, Schmelzeisen R. Individually prefomed titanium mesh implants for a true-to-original repair of orbital fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 35(11):990-5.

Scott BE. Scleral patch for repair of exposed or extruded orbital implants. *J A M A*. 1969; 207:477.

Scott JD. Corneo-scleral transplantations. *Trans Ophthalmol Soc U K*. 1970; 90:337-8.

Seiff SR. Cyanoacrylate fixed silicone sheet in medial blowout fracture repair. *Ophthalmic Surg*. 1989; 20(9):674-6.

Seiff SR, Chang JS, Jr., Hurt MH, Khayam-Bashi H. Polymerase chain reaction identification of human immunodeficiency virus-1 in preserved human sclera. *Am J Ophthalmol*. 1994; 118(4):528-30.

Sewall SR, Pernoud FG, Pernoud MJ. Late reaction to silicone following reconstruction of an orbital floor fracture. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986; 44(10):821-5.

Sivasubramaniam P, Hoole T. Hernia of the choroid treated by scleral grafting followed by direct suturing of the sclera. *Br J Ophthalmol*. 1954; 38(2):126-7.

Slade CS. Bone grafts in orbital reconstruction. *Int Ophthalmol Clin*. 1995; 35(1):47-56.

Sleep TJ, Evans BT, Webb AA. Resolution of diplopia after repair of the deep orbit. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 45(3):190-6.

Smiler D, Soltan M. Bone marrow aspiration: technique, grafts, and reports. *Implant Dent*. 2006; 15(3):229-35.

Soll DB. Donor sclera in enudeation surgery. *Arch Ophthalmol*. 1974; 92(6):494-5.

Soll DB. The use of sclera in surgical management of extruding implants. *Ophthalmology*. 1978; 85(8):863-8.

Stanley RB, Jr., Shih T. Reconstruction of large fronto-orbital defects with Dacron polyurethane custom prosthesis and autogenous bone. *Laryngoscope*. 1986; 96(6):604-8.

Stanley HR. Toxicity testing of dental materials. 1 ed. Boca Raton: CRC Press; 1985.

Stasior OG. The Wendell L. Hughes lecture: complications of ophthalmic plastic surgery and their prevention. *Trans Sect Ophthalmol Am Acad Ophthalmol Otolaryngol*. 1976; 81(4):OP543-552.

Stilma JS. Conjunctival excision or lamellar scleral autograft in 38 Mooren's ulcers from Sierra Leone. *Br J Ophthalmol*. 1983; 67(7):475-8.

Sugar AW, Kuriakose M, Walshaw ND. Titanium mesh in orbital wall reconstruction. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 21(3):140-4.

Talesh KT, Babae S, Vahdati SA, Tabeshfar S. Effectiveness of a nasoseptal cartilaginous graft for repairing traumatic fractures of the inferior orbital wall. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2008.

Tange RA, Troost D, Limburg M. Progressive fatal dementia (Creutzfeldt-Jakob disease) in a patient who received homograft tissue for tympanic membrane closure. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 1990; 247(4):199-201.

Tenzel RR, Miller GR, Rubenzik R. Cicatricial upper lid entropion. Treated with banked scleral graft. *Arch Ophthalmol*. 1975; 93(10):999-1000.

Thadani V, Penar PL, Partington J, Kalb R, Janssen R, Schonberger LB, et al. Creutzfeldt-Jakob disease probably acquired from a cadaveric dura mater graft. Case report. *J Neurosurg*. 1988; 69(5):766-9.

Thaller SR, Bradley JP, Garri JI. Craniofacial surgery. 1 ed. New York: Informa Healthcare; 2008.

Thommy CP. Scleral homograft inlay for correction of cicatricial entropion and trichiasis. *Br J Ophthalmol*. 1981; 65(3):198-201.

Tovi F, Pitchazade N, Sidi J, Winer T. Healing of experimentally induced orbital floor defects. *J Oral Maxillofac Surg*. 1983; 41(6):385-8.

Tse DT. Cyanoacrylate tissue adhesive in securing orbital implants. *Ophthalmic Surg*. 1986; 17(9):577-80.

Tuncer S, Yavuzer R, Kandal S, Demir YH, Ozmen S, Latifoglu O, et al. Reconstruction of traumatic orbital floor fractures with resorbable mesh plate. *J Craniofac Surg*. 2007; 18(3):598-605.

Turnbull RS, Freeman E, Melcher AH. Histological evaluation of the osteogenic capacity of sclera. *J Periodontal Res*. 1976; 11(6):368-73.

Van Der Hoeve J. Scleromalacia perforans. *Arch Ophthalmol*. 1934; 11:111.

Villarreal PM, Monje F, Morillo AJ, Junquera LM, Gonzalez C, Barbon JJ. Porous polyethylene implants in orbital floor reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 2002; 109(3):877-85.

Volnei WG, Siqueira WC. *Histotecnologia básica*. 2 ed. Brasília, Manual; 1981.

Vuyk HD, Adamson PA. Biomaterials in rhinoplasty. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 1998; 23(3):209-17.

Waite PD, Clanton JT. Orbital floor reconstruction with lyophilized dura. *J Oral Maxillofac Surg*. 1988; 46(9):727-30.

Wang JK, Liao SL, Lai PC, Lin LL. Prevention of exposure of porous orbital implants following enucleation. *Am J Ophthalmol*. 2007; 143(1):61-7.

Whiteside TL, Hamada S, Manski WJ. Immunochemical analysis of tissue antigens in different corneal layers and sclera. *Exp Eye Res*. 1973; 16(6):413-20.

Wilson FM. Homografts of Preserved Sclera in Retinal Detachment Surgery. *Arch Ophthalmol.* 1964; 72:212-8.

Wolfe SA. Correction of a lower eyelid deformity caused by multiple extrusions of alloplastic orbital floor implants. *Plast Reconstr Surg.* 1981; 68(3):429-32.

Yaremchuk MJ, Del Vecchio DA, Fiala TG, Lee WP. Microfixation of acute orbital fractures. *Ann Plast Surg.* 1993; 30(5):385-97.

Yavuzer R, Tuncer S, Basterzi Y, Isik I, Sari A, Latifoglu O. Reconstruction of orbital floor fracture using solvent-preserved bone graft. *Plast Reconstr Surg.* 2004; 113(1):34-44.

Yilmaz M, Vayvada H, Aydin E, Menderes A, Atabey A. Repair of fractures of the orbital floor with porous polyethylene implants. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 45(8):640-4.

Yoon JS, Lew H, Kim SJ, Lee SY. Exposure rate of hydroxyapatite orbital implants a 15-year experience of 802 cases. *Ophthalmology.* 2008; 115(3):566-72 e2.

Zins JE, Whitaker LA. Membranous versus endochondral bone: implications for craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* 1983; 72(6):778-85.

Zins JE, Kusiak JF, Whitaker LA, Enlow DH. The influence of the recipient site on bone grafts to the face. *Plast Reconstr Surg.* 1984; 73(3):371-81.

Zolli C, Shannon GM. Experience with donor sclera for extruding orbital implants. *Ophthalmic Surg.* 1977; 8(1):63-70.

## ANEXO A – Princípios éticos na experimentação animal

### **Código Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA, 1991)**

A evolução contínua das áreas de conhecimento humano, com especial ênfase àquelas de biologia, medicina humana e veterinária, e a obtenção de recursos de origem animal para atender necessidades humanas básicas, como nutrição, trabalho e vestuário, repercutem no desenvolvimento de ações de experimentação animal, razão pela qual se preconizam posturas éticas concernentes aos diferentes momentos de desenvolvimento de estudos com animais de experimentação.

Postula-se:

**Artigo 1º:** Todas as pessoas que praticem a experimentação biológica devem tomar consciência de que o animal é dotado de sensibilidade, memória e que sofre sem poder escapar à dor;

**Artigo 2º:** O experimentador é, moralmente, responsável por suas escolhas e por seus atos na experimentação animal;

**Artigo 3º:** Procedimentos que envolvam animais devem prever e se desenvolver, considerando-se sua relevância para saúde humana, o animal, a aquisição de conhecimentos ou o bem da sociedade;

**Artigo 4º:** Os animais selecionados para um experimento devem ser de espécie e qualidade apropriadas e apresentar boas condições de saúde, utilizando-se o número mínimo necessário para se obter resultados válidos. Ter em mente a utilização de métodos alternativos tais como modelos matemáticos, simulação por computador e sistemas biológicos *in vitro*;

**Artigo 5º:** É imperativo que se utilizem os animais de maneira adequada, incluindo evitar o desconforto, angústia e dor. Os investigadores devem considerar que os processos determinantes de dor ou angústia em seres humanos causam o mesmo em outras espécies, a não ser que o contrário tenha se demonstrado;

**Artigo 6º:** Todos os procedimentos com animais, que possam causar dor ou angústia precisam se desenvolver com sedação, analgesia ou anestesia adequadas. Atos cirúrgicos ou outros atos dolorosos não podem se implementar em animais não anestesiados e que estejam apenas paralisados por agentes químicos e/ou físicos;

**Artigo 7º:** Os animais que sofram dor ou angústia intensa ou crônica, que possa se aliviar e os que não serão utilizados devem ser sacrificados por método indolor e que não cause estresse;

**Artigo 8º:** Os animais em procedimentos didáticos e experimentais pressupõem a disponibilidade de alojamento que proporcione condições de vida adequadas às espécies, contribuindo para sua saúde e conforto. O transporte, a acomodação, a alimentação e os cuidados com os animais criados ou usados para fins biomédicos devem ser dispensados por técnico qualificado;

**Artigo 9º:** Os investigadores e funcionários devem ter qualificação e experiência adequadas para exercer procedimentos em animais vivos. Devem criar condições para seu treinamento no trabalho, incluindo aspectos de trato e uso humanitário dos animais de laboratório.

## ANEXO B - Normas para a prática didático-científica da vivisseção de animais

### Lei 6638, de 08 de maio de 1979

**Artigo 1º:** Fica permitida, em todo o território nacional, a vivisseção de animais, nos termos desta Lei.

**Artigo 2º:** Os biotérios e os centros de experiências e demonstrações com animais vivos deverão ser registrados em órgão competente e por ele autorizados a funcionar.

**Artigo 3º:** A vivisseção não será permitida:

- I. sem o emprego de anestesia;
- II. em centros de pesquisas e estudos não registrados em órgão competente;
- III. sem supervisão de técnico especializado;
- IV. com animais que não tenham permanecido mais de 15 (quinze) dias em biotérios legalmente autorizados;
- V. em estabelecimento de ensino de 1o. e 2o grau e em quaisquer locais freqüentados por menores de idade.

**Artigo 4º:** O animal só poderá ser submetido às intervenções recomendadas nos protocolos das experiências que constituem a pesquisa ou os programas de aprendizagem cirúrgica, quando, durante ou após a vivisseção, receber cuidados especiais.

§1º Quando houver indicação, o animal poderá ser sacrificado sob estrita obediência às prescrições científicas;  
§2º Caso não sejam sacrificados, os animais utilizados em experiências ou demonstrações somente poderão sair do biotério 30 (trinta) dias após a intervenção, desde que destinados a pessoas ou entidades idôneas que por eles queiram responsabilizar-se.

**Artigo 5º:** Os infratores desta Lei estarão sujeitos:

- I. às penalidades cominadas no artigo 64, caput, do Decreto-lei 3.688, de 03/10/41, no caso de ser a primeira infração;
- II. à interdição e cancelamento do registro do biotério ou do centro de pesquisas, no caso de reincidência.

**Artigo 6º:** O Poder Executivo, no prazo de 90 (noventa) dias, regulamentará a presente Lei, especificando:

- I. órgão competente para o registro e a expedição de autorização dos biotérios e centros de experiências e demonstrações com animais vivos;
- II. as condições gerais exigíveis para o registro e funcionamento dos biotérios;
- III. órgão e autoridades competentes para fiscalização dos biotérios e centros mencionados no inciso I.

**Artigo 7º:** Esta Lei entra em vigor na data de sua publicação.

**Artigo 8º:** Revogam-se as disposições em contrário.



## ANEXO C - Normas adotadas

ZÁRATE, P. Diretrizes para elaboração de teses e dissertações. 1. ed. Campo Grande: Editora UFMS, 2008. 68p.

BIBLIOTECA VIRTUAL EM SAÚDE. **Descritores em Ciências de Saúde** - DeCS. Online. Disponível em: <<http://decs.bvs.br/>>. Acesso em: 30 abr. 2008.

BRASIL (FIGUEIREDO, J. B.; PORTELLA, P.; MOTTA, E. G.). **Lei Federal 6.638, de 08 de maio de 1979**. Estabelece normas para a prática didático-científica da viviseção de animais e determina outras providências. Diário Oficial [da República Federativa do Brasil] de 10/05/1979, Brasília, DF, p. 6.539.

COBEA (COLÉGIO BRASILEIRO DE EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL) **Princípios éticos na experimentação animal**. São Paulo: Colégio Brasileiro de Experimentação Animal, 1991.

FDI. Recommended standard practices for biological evaluation of dental materials. Federation Dentaire International, Commission of Dental Materials, Instruments, Equipment and Therapeutics. **Int Dent J**, v. 30, n. 2, p. 140-188, Jun. 1980.

NATIONAL CENTER FOR BIOTECHNOLOGY INFORMATION. **National Library of Medicine and National Institutes of Health**: Entrez PubMed - Journals. Online. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?db=journals>>. Acesso em 30/12/2008.

## Apêndice A

Tabela 2 - Avaliação histológica dos enxertos com esclera no tempo experimental de 45 dias.

Grupo A (Esclera)																				
Espécie	1					2					3					4				
Lâminas	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Linfócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Neofor mação óssea	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	2	2	2	2	2
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Resposta Inflamatória	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moder ado; 3 = acentuado.

## Apêndice B

Tabela 3 - Avaliação histológica dos enxertos com esclera no tempo experimental de 90 dias.

Grupo A (Esclera)																				
Espécie	1					2					3					4				
Lâminas	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Linfócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Neofor mação óssea	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Resposta Inflamatória	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moder ado; 3 = acentuado.

## Apêndice C

Tabela 4 - Avaliação histológica dos enxertos com esclera no tempo experimental de 120 dias.

Grupo A (Esclera)																				
Espécie	1					2					3					4				
Lâminas	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Linfócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Neofor mação óssea	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Resposta Inflamatória	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2

Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moder ado; 3 = acentuado.

## Apêndice D

Tabela 5 - Avaliação histológica dos enxertos com silicone no tempo experimental de 45 dias.

Grupo B (Silicone)																				
Espécie	1					2					3					4				
Lâminas	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Linfócitos	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3
Neofor mação óssea	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Resposta Inflamatória	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moder ado; 3 = acentuado.

## Apêndice E

Tabela 6 - Avaliação histológica dos enxertos com silicone no tempo experimental de 90 dias.

Grupo B (Silicone)																				
Espécie	1					2					3					4				
Lâminas	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Linfócitos	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Neofor mação óssea	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Resposta Inflamatória	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moder ado; 3 = acentuado.

## Apêndice F

Tabela 7 - Avaliação histológica dos enxertos com silicone no tempo experimental de 120 dias.

Grupo B (Silicone)																				
Espécie	1					2					3					4				
Lâminas	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Linfócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Neofor mação óssea	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Resposta Inflamatória	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2

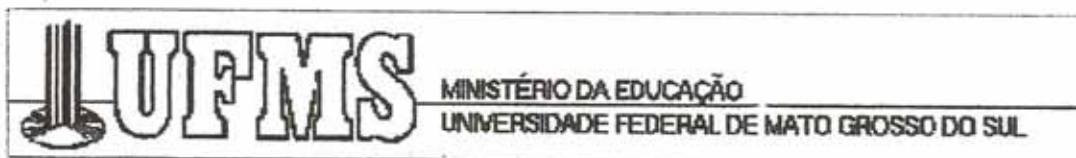
Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moder ado; 3 = acentuado.

## Apêndice G

Tabela 8 - Avaliação histológica do grupo controle nos tempos experimentais de 45, 90 e 120 dias.

	45 dias (n = 1)					90 dias (n = 1)					120 dias (n = 1)				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Lâminas	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Neutrófilos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macrófagos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Linfócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Plasmócitos	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Células Gigantes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Material Disperso	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Cápsula Fibrosa	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Neofor mação óssea	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Necrose	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Reabsorção	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Resposta Inflamatória	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Escores: 1 = ausente ou leve; 2 = moderado; 3 = acentuado.



## C E R T I F I C A D O

Certificamos que o Protocolo nº 132/2006 do Doutorando **José Mariano Carvalho Costa**, sob a Orientação do Prof. Rafael de Rossi, referente ao projeto de pesquisa **“Utilização da esclera desidratada de coelhos para correção de fraturas programadas em assoalhos de órbita de coelho”**, está de acordo com os princípios éticos adotados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), com a legislação vigente e demais disposições da ética em investigação que envolvem diretamente os animais e foi aprovado pela **COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS/CEUA/UFMS**, em reunião de 24 de novembro de 2006.

Campo Grande (MS), 24 de novembro de 2006.

  
Dr.ª Maria Araújo Teixeira  
Presidente da CEUA

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)