



Utilização de implantes para o manejo de cavidades anoftálmicas

[Use of implants for management of the anophthalmic socket]

"Artigo Científico/Scientific Article"

AP Oriá¹, FA Dórea Neto², DC Gomes Junior³, MH Pinna¹, JL Laus⁴

¹Médica Veterinária/UFBA, Salvador-BA, Brasil.

²Médico Veterinário/União Metropolitana de Educação e Cultura, Lauro de Freitas, Salvador-BA, Brasil.

³Mestrado em Cirurgia Veterinária/UNESP, Jaboticabal-SP, Brasil.

⁴Médico Veterinário/UNESP, Jaboticabal -SP, Brasil.

Resumo

Os implantes geralmente são empregados, após a remoção do olho ou do seu conteúdo interno, visando a manutenção do volume orbitário com ou sem a colocação posterior de prótese ocular. Por considerar a cirurgia protética procedimento de relevância na oftalmologia veterinária e humana, buscar-se-á revisar os principais tipos de implantes descritos na literatura nacional e internacional, bem como discorrer acerca das principais intercorrências quando da sua utilização em humanos e pacientes veterinários.

Palavras-chave: Implantes oculares, enucleação, biomateriais

Abstract

The implants are usually used after removal of the eye or its internal content, in order to maintain the orbital volume or, as in medicine, provide also the subsequent placement of ocular prosthesis. Considering prosthetic surgery procedures of high relevance in human and veterinary ophthalmology, this paper seek to review the main types of implants described in national and international literature, as well as describe the main complications when they are used in humans and veterinary patients.

Key words: Ocular implants, enucleation, biomaterials

Introdução

Implantes oftálmicos podem ser utilizados para repor o volume perdido após procedimentos de evisceração, enucleação ou exenteração. A evisceração consiste na remoção cirúrgica de todo o conteúdo intraocular quais sejam: o cristalino, a úvea, o humor vítreo, a retina, e em alguns casos, a córnea, deixando apenas a esclera e a anatomia orbitária extra-ocular intacta (MCLAUGHLIN et al., 1995). Esta cirurgia está indicada em casos de olho cego doloroso

e contra indicado em neoplasias intraoculares (MIGLIORI, 2002), endoftalmite, panoftalmite, olhos buftálmicos, com ceratite de exposição, ulcerações e outras afecções corneais (HAMOR et al., 1994; MCLAUGHLIN et al., 1995), uma vez que estas alterações podem favorecer a rejeição do implante (MCLAUGHLIN et al., 1995).

Na enucleação remove-se o bulbo do olho, a membrana nictitante, a conjuntiva e a pálpebra superior e inferior. Trata-se da cirurgia orbitária mais comum em animais

(*)Autor para correspondência/Corresponding author : Rua Adhemar de Barros, nº 500 – Ondina, 40170-110, Salvador, Bahia, Brasil. E-mail: arianneoria@ufba.br

Recebido em: 20 de setembro de 2011.

Aceito em: 10 de outubro de 2011.

(SPIESS e WALLIN-HAKANSON, 1999), sendo indicada para os casos de olho cego e doloroso, glaucoma de difícil controle, endoftalmite ou trauma ocular severo. Tal procedimento é também empregado no tratamento de tumores intraoculares não passíveis de outras formas de terapia cirúrgica ou medicamentosa (HAMOR et al., 1993; SPIESS e WALLIN-HAKANSON, 1999; MOSHFEGHI et al., 2000; MIGLIORI, 2002). Índícios apontam a enucleação como o primeiro procedimento cirúrgico em oftalmologia. Em 2600 DC existiu um Deus chinês devotado a profissão de oftalmologista. Johannes Lange, em 1555, foi o primeiro a realizar a enucleação “moderna”, todavia os registros não incluem a descrição precisa do procedimento. Bartisch, contemporâneo e seguidor de Lange descreveu a técnica onde a tração do bulbo do olho foi obtida mediante a passagem de um gancho através deste, seguida por dissecação romba para a retirada do olho (BEARD, 1910 citado por MOSHFEGHI et al., 2000).

A exenteração, ou seja, a remoção do bulbo do olho, conteúdo orbital e pálpebras está indicada em casos de infecção ou neoplasia orbital ou ocular na qual houve disseminação para além do bulbo (MILLER, 2008).

A ocorrência de complicações pós operatórias não é comum na enucleação, mas, é significativa na evisceração ou exenteração. Contudo, os procedimentos supracitados, acarretam uma órbita côncava e cosmeticamente inaceitável, principalmente em animais mesocefálicos e dolicocefálicos, que apresentam órbitas profundas (NASISSE et al., 1988). Como alternativa, substâncias biologicamente inertes podem ser utilizadas para o preenchimento do espaço morto orbitário (KOCH, 1981; NASISSE et al., 1988; MCLAUGHLIN, 1990; LLOYD et al., 2001; JORDAN et al., 2003) devolvendo a aparência estética de um olho fechado.

Os implantes devem ser biocompatíveis, não provocar reações inflamatórias, não induzir câncer, apresentar baixo custo (SCHELLINE et al., 2000), ser leve e melhorar o aspecto estético do

paciente, além de passível de esterelização (RAHAL et al., 2000), estável ao longo do tempo, fácil de implantar e favorecer o acoplamento da prótese permitindo mobilidade ocular (JORDAN et al., 2002). A integração dos tecidos nos implantes orbitários depende de fatores como o tipo de envoltório utilizado, reação do tecido hospedeiro, tamanho dos poros (RUBIN et al., 1994), biomaterial utilizado e suas características físicas, químicas e biológicas (MIGLIORI, 2002).

O êxito da intervenção cirúrgica depende do fio cirúrgico utilizado e do tamanho da esfera (BLÁZQUEZ et al., 1995), este último deve ser apropriado para que a ferida se oclua sem tensão (NAVARRO, 2002). A condição de saúde do paciente e da sua órbita, esclera e musculatura adjacente e a habilidade do cirurgião em introduzir o implante e acompanhar a evolução do procedimento curativo são fundamentais para um resultado satisfatório (JORDAN et al., 2002).

Implantes intraoculares são utilizados como alternativa à simples enucleações, conferindo melhor resultado estético (HAMOR et al., 1994; ABRAMS, 2000). Todavia, a evisceração com colocação de implante apresenta taxa de complicação pouco superior a enucleação porque o paciente permanece com a sua própria túnica fibrosa e pode traumatizar o olho ou passar por degeneração corneal (MILLER, 2001). Segundo Abrams (2000) para a obtenção de um bom resultado cosmético pós-evisceração, a córnea, a esclera e o bulbo do olho devem estar relativamente normais.

Na oftalmologia humana a utilização de esferas para reposição do volume perdido, após a remoção do bulbo do olho ou de seu conteúdo, impedindo a contração da cavidade orbitária, data de 1885, com utilização do vidro (MULES, 1885 citado DUTTON, 1991). Após a Segunda Guerra Mundial, esferas de polimetilmetacrilato (PMMA) substituíram as esferas de vidro, ambas não integráveis (SPIESS e WALLIN-HAKANSON, 1999; MOSHFEGHI et al., 2000). Na década de 80, do século próximo passado, houve grande modificação quanto

aos tipos de material para a confecção das esferas. Surgiram os implantes integráveis, como a hidroxiapatita (HA) (PERRY, 1990; MOSHFEGHI et al., 2000) e o polietileno poroso (PP) (RUBIN et al., 1994; MOSHFEGHI et al., 2000; SCHELLINI et al., 2003).

Diferentes tipos de materiais podem ser utilizados para a confecção de implantes orbitários quais sejam: o vidro, a cartilagem, o osso, o marfim, o PMMA, o PP, a HA natural, a HA sintética, dentre outros (CHRISTMAS et al., 1998; MOSHFEGHI et al., 2000; SU e YEN, 2004). Contudo, a despeito das muitas opções, quanto a implantes para o preenchimento de cavidades anoftálmicas, não há consenso quanto ao tipo preferencial a ser adotado. Mesmo com as inúmeras vantagens reportadas, relativamente aos implantes porosos, como menores índices de infecção e extrusão, alguns cirurgiões têm advogado empregar esferas acrílicas e de silicone haja vista os baixos índices de complicações (CUSTER e REISTAD, 2000; SU e YEN, 2004).

O implante de silicone é o rotineiramente utilizado em Veterinária (BRIGHTMAN et al., 1977; KOCH, 1981; RIGGS e WHITLEY, 1990; HAMOR et al., 1994; SPIESS e WALLIN-HÄKANSON, 1999), bem como o PMMA (NASISSE et al., 1988; MISHIMA et al., 1991; BRYAN e ENDO, 1992; HAMOR et al., 1993; RAHAL et al., 1996; SPIESS e WALLIN-HÄKANSON, 1999; TALIERI et al., 2004). Os implantes integráveis ainda são pouco utilizados em medicina veterinária, quer seja devido ao custo da esfera ou preferência do cirurgião.

Implantes não-integráveis

Antes do século 19, os olhos artificiais eram confeccionados com metal, caros e pesados que causavam dor. Os olhos de metal foram substituídos por olhos de vidro no início do século 19 (GU et al., 2000). Van Muller em 1885 foi o primeiro a utilizar esferas de vidro para repor o volume orbitário após perda do bulbo ocular e tecidos adjacentes (TONKELLAR et al., 1991). Segundo Suter e colaboradores (2002) as

esferas eram ocas, de vidro, ouro ou prata, implantadas em cápsula de Tenon e recobertas por camada de musculatura extraocular. Tal fato permitiu a utilização de implantes mais finos e leves, que propiciou aparência mais natural. Entretanto, as esferas de Muller foram incriminadas a complicações tardias, como a migração para fora do arcabouço muscular ou deslocamento anterior em perimeio aos tecidos circunjacentes. Contudo, mesmo os olhos artificiais sendo semelhantes aos naturais, não possuíam mobilidade, o que levava ao descontentamento dos pacientes humanos (GU et al., 2000).

Schelline et al. (2000) relataram que os implantes de vidro após segunda guerra mundial foram substituídos pelos implantes de PMMA (Figura 1a). O PMMA ou resina acrílica é um material composto pela mistura de dois componentes: um polímero (pó) formado pelas substâncias: polimetilmetacrilato, peróxido de benzoila, dióxido de zircônio, sulfato de bário e antibióticos, e um monômero (líquido) formado pelas substâncias: metilmetacrilato, N,N,-dimetil-p-toluidino, hidroquinona e ácido ascórbico, unidos pelo processo de reação química denominada “polimerização” (SANTOS, 2002). Hieu et al. (2005) comentaram que a forma de ativação dos componentes que produzem o PMMA pode ser térmica (termo polimerização) ou química (autopolimerização).

Segundo Lloyd et al. (2001) a descoberta de materiais a base de polímeros, em particular o PMMA, em 1940, foi a oportunidade para utilização de outros materiais na manufatura de diversos dispositivos oculares. O emprego do PMMA em Medicina e em Veterinária foi reportado por Miller e Tenzel (1969); Charnley (1970); Mayer et al. (1975); Mishima et al. (1991); Valadão et al. (1994); Beaver et al. (1996); Goelzer et al. (2003); Rahal et al. (2004) e Talieri et al. (2004). Baixo custo, praticidade e efeitos adversos quase inexistentes têm sido apontados como as maiores justificativas para a sua utilização (RAHAL et al., 2000; TALIERI et al., 2004). Trata-se de material também utilizado como cimento ósseo

(SUMNER-SMITH e WALTERS, 1976; RENEGAR e GRIFFITHS, 1977; PUTNEY et al., 1983; VALADÃO et al., 1994), como próteses maxilofaciais (GAMBLE, 1969; DORTZBACH et al., 1981), em cirurgias do crânio (CAPANNA, 1980), em vertebroplastias (DERAMOND et al., 1999), no tratamento de fístula oronasal (GOELZER et al., 2003) e para outras condições menos comuns.

Bryan e Endo (1992) utilizaram o PMMA em cirurgia oftálmica como implante orbitário após enucleação e observaram que não houve complicações relativas ao implante e sim perda da aparência estética pela atrofia dos tecidos adjacentes. Rahal e colaboradores (2000) utilizaram o PMMA como implante intraocular em ratos e observaram a manutenção do volume orbitário com formação de tecido de granulação ao redor do implante e edema da

incomum, quando misturado ele apresenta odor muito forte e ofensivo e pode causar reações alérgicas até em pessoas que não estejam próximas. Ainda, quando da necessidade de sua preparação intra-operatória, as altas temperaturas, cerca de 60°C, que o material atinge requerem resfriamento após aplicação, notadamente na fase de polimerização, para prevenir danos térmicos aos tecidos adjacentes (BATCHELOR e CHANDRASEKARAN, 2004). Além disso, o material possui propriedade de adesão bacteriana muito alta podendo gerar infecção e futuramente extrusão do implante. Por não se tratar de material poroso, não permite permeio fibrovascular. Adicionalmente, ao longo do tempo, pode ocorrer adelgaçamento da pele protetora e exposição do implante (EPPLEY, 2003).

Batchelor e Chandrasekaran (2004) relacionaram como sendo os principais problemas do PMMA, quando da sua utilização em cirurgias ortopédicas, a reação alérgica que pode ser suscitada no paciente particularmente pelo componente líquido antes da polimerização, levando a queda perigosa da pressão sanguínea; queda da resistência mecânica com possível fratura;

córnea. Os autores admitiram tratar-se de opção de baixo custo e de fácil confecção para a correção de defeitos estéticos suscitados pela anoftalmia.

Eppley (2003) mencionou que o PMMA juntamente com a HA e o titânio são os biomateriais, atualmente, mais utilizados na cranioplastia. Declarou, ainda, que o PMMA apresenta vantagens adicionais, incluindo o baixo custo, excelente adaptação no organismo, facilidade na moldagem (por meio da habilidade manual), possibilidade de adição de antibióticos e por serem duráveis. Este autor garantiu também, em seu trabalho, que o PMMA é um material bioativo e que possui grande potencial na promoção de regeneração tecidual após sua aplicação, além de apresentar alta tenacidade.

Apesar de todas as vantagens apresentadas até então, o PMMA apresenta uma desvantagem

liberação de fragmentos nos tecidos e perda de fixação entre osso e o PMMA devido à necrose de células ósseas depois de contato prolongado com o mesmo.

O silicone também é um material que tem sido amplamente utilizado em implantes médicos e como prótese, por apresentar propriedades físico-químicas ideais, além de ser biologicamente inerte, o que possibilitou sua utilização em cirurgias oculares como dispositivo valvular em glaucomas, lentes de contato e implante intraocular (SHAIKH et al., 1998). O primeiro relato do uso de silicone como implante intraocular foi em 1977 (NASISSE, 1997).

Koch (1981) e Hamor et al. (1994) enfatizaram que a esfera de silicone preta (Figura 1b) é o implante mais utilizado em medicina veterinária, esta é de fácil esterilização e disponibilizada em diversos tamanhos. Em experimentos utilizando implante intraocular em animais de companhia, Vestre et al. (1978), Koch (1981), Hamor et al. (1994) e Mclaughlin et al. (1995) obtiveram resultados insatisfatórios no que diz respeito a tratamento de glaucomas, buftalmia e neoplasias. Koch (1981) e Mclaughlin (1990) afirmaram que podem ocorrer complicações após a aplicação

da esfera de silicone preta, na forma de implante intraocular, tais como o crescimento de tumor intra-escleral ao redor do implante, a deiscência da ferida e a extrusão do implante por causa de infecção ou ulceração corneana seguida de perfuração.

Oriá e colaboradores, em 2006, avaliaram o cimento de alfa fosfato tricálcico de dupla pega, como implante intraocular em coelhos submetidos a evisceração. Segundo os autores, trata-se de material compacto e altamente resistente, inerte e não integrável. No referido estudo não houve deiscência da ferida, sinais de infecção ou extrusão do implante. O exame histológico revelou a formação de tecido fibrovascular ao redor dos implantes, havendo sinais de integração mínima a superfície. O mesmo foi implantado com sucesso em cães (Figura 1c e d).

Implantes Integráveis

A era moderna dos implantes integrados começou em 1989 quando a *Food and Drug Administration* receberam um implante de HA. Anteriormente as cerâmicas de fosfato de cálcio, especialmente a HA, eram utilizadas na remodelação e reconstrução de defeitos ósseos, intervenções odontológicas e em cirurgias plásticas reconstrutivas. A natureza porosa deste material permitiu ingresso fibrovascular em permeio ao implante e a inserção de um dispositivo de engate, pega, sem inflamação ou infecção anteriormente associada aos implantes ósseos integráveis.

Os benefícios potenciais dos implantes porosos incluem melhor mobilidade da prótese e uma menor incidência de migração e extrusão do implante. Os implantes porosos para enucleação atualmente são fabricados a partir de uma ampla variedade de materiais, incluindo a HA natural e sintética, o PP e o óxido de alumínio. Os implantes de HA são esféricos e confeccionados em diversos tamanhos. Os implantes de PP e os de óxido de alumínio podem ser obtidos em formas esféricas e não esféricas e em tamanhos

distintos. O cirurgião pode alterar o contorno dos implantes porosos antes da inserção, e também é possível modificar o contorno no local, embora isso às vezes seja difícil (CUSTER et al., 2003).

Perry (1990) e Rubin et al. (1994) reportaram que os implantes integráveis de HA e PP são os mais utilizados, uma vez que permitem invasão celular e vascularização (integração), reduzem o risco de infecção bacteriana e auxiliam na redução do uso de antibióticos sistêmico após a implantação da prótese diminuindo a possibilidade de extrusão. O implante de HA foi introduzido em 1989 e desde então tem se tornado o padrão de implante preferido por muitos cirurgiões (GAYRE et al., 2001). Em 1995 o material mais utilizado pelos cirurgiões, para a fabricação de implantes orbitários e intraoculares era a HA (56% dos casos), sendo que em 59% o material era revestido por esclera homologa, onde apresentou apenas 1,7% de extrusão (HORNBLASS et al., 1995).

A HA vem se popularizando como material de implante para enucleação, evisceração, e procedimentos que necessitem de encaixe secundário. Os fabricantes têm promovido a HA como implante biocompatível, com baixa taxa de extrusão, e que proporciona melhor mobilidade da prótese. A sua estrutura porosa facilita ingresso de tecido fibrovascular e que geralmente está completo dentro de seis meses após a cirurgia (CUSTER et al., 1999).

Diversos experimentos usando HA já foram realizados. Custer et al. (1999); Jordan et al. (1999); Kawai et al. (2000); Gayre et al. (2001) e alguns outros estudiosos, acoplaram ao implante um sistema de pega, cavilha ou parafuso onde os mesmos são inseridos ao implante em um procedimento secundário, o que possibilita a movimentação ocular. Estes parafusos ou pegas normalmente são confeccionados de titânio (GILLILAND et al., 2003) ou polietileno (CUSTER et al., 2003).

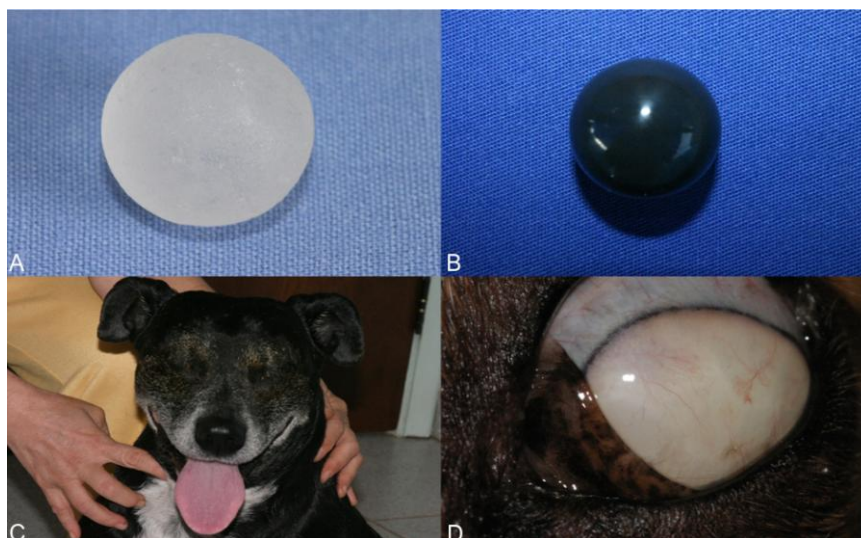


Figura 1. (A e B) Esferas utilizadas rotineiramente em veterinária para o preenchimento de cavidades anoftálmicas. (A) Polimetilmetacrilato. (B) Silicone preto. (C e D) Implante intraocular de cimento de alfa fosfato tricálcico de dupla pega em cão. Notar aspecto estético. (C) após 15 dias da aplicação intraorbital bilateral. (D) após 180 dias da aplicação intraescleral.

Custer et al. (2003) reportaram que a estrutura e o material do implante pode ter impacto na incidência de várias complicações associadas ao procedimento de enucleação, incluindo migração, infecção, exposição e extrusão do implante. Destes, a exposição e a extrusão tem sido mais amplamente relatados na literatura. Uma ampla miríade de fatores afeta a probabilidade de exposição do implante, ferida mal cicatrizada, campo cirúrgico contaminado, implante excessivamente grande, ou prótese mal adaptada, que podem contribuir para a desagregação da ferida e exposição.

Existem várias complicações potenciais com o uso de sistema de pega atrelado ao implante de HA, utilizado em medicina. Estes problemas são, em geral, de menor importância, mas muitas vezes exigem visitas adicionais de pacientes que normalmente não seriam necessárias se a pega não fosse colocada. O problema mais grave da pega é o aumento do risco de

infecção do implante, que pode culminar em sua remoção (JORDAN et al., 1999).

Jordan et al. (1999) descreveram que o implante de HA fez um significativo avanço na reabilitação dos olhos artificiais de pacientes humanos. Variedades de implantes de HA encontram-se disponíveis, como a M-esfera (MOLTENO et al., 1973 citado por JORDAN et al., 2000b), a HA de coral ou *bio-eye* (DUTTON, 1991; HOMBLASS et al., 1995), a HA sintética (JORDAN et al., 1998a; JORDAN et al., 1998b; MOSHFEGHI et al., 2000; SCHELLINI et al., 2003), a HA brasileira (JORDAN et al., 2000a), a HA injetável em pasta (PESCTNINI-SALZEDAS et al., 1997; YEATTS et al., 2002), HA revestida com tecido Lyondura e com esclera autóloga (KAWAI et al., 2000) e HA revestida com pericárdio bovino (GAYRE et al., 2001).

A Molteno M-esfera é uma HA derivada da porção mineral de osso bovino (JORDAN et al., 2000b; PERRY et al., 2002)

(*)Autor para correspondência/Corresponding author : Rua Adhemar de Barros, nº 500 – Ondina, 40170-110, Salvador, Bahia, Brasil. E-mail: arianneoria@ufba.br

Recebido em: 20 de setembro de 2011.

Aceito em: 10 de outubro de 2011.

que passa por processamento de remoção dos componentes orgânicos. É uma modalidade de implante que requer cuidados com o seu manuseio, uma vez que pode ser danificada devido a sua fragilidade (JORDAN et al., 2000b). Este biomaterial está disponível como uma alternativa para os implantes de HA a serem utilizados após enucleação, evisceração ou como implantes secundários. Apresenta múltiplos poros de interconexão que permitem a fibrovascularização central do implante, em média, na quarta semana após a sua implantação (JORDAN et al., 2000c).

A HA de coral (*bio-eye*) é uma cerâmica porosa que vem sendo estudada desde 1975 como substituto ósseo aloplástico, e desde 1985 é utilizada como implante após a enucleação ou evisceração do olho (DUTTON, 1991). A HA sintética, desde a sua primeira descrição, em 1993, evoluiu seguindo três gerações (JORDAN et al., 1998b; JORDAN e BAWAZEER, 2001). A primeira era pesada e não porosa. A segunda apresentava-se muito porosa e frágil (JORDAN et al., 1998b), tendo, juntamente com a primeira, sido descontinuada. A terceira geração (FCI₃) tem seu uso corrente no Canadá, na Europa e em outras partes do mundo. Sua aparência é similar à do *bio-eye*, que é uma HA pura. Não obstante, quando analisadas ambas à microscopia eletrônica de varredura, encontram-se algumas diferenças na uniformidade dos poros. A vascularização, todavia, ocorre de forma similar (JORDAN et al., 1998b; JORDAN e BAWAZEER, 2001).

Jordan et al. (2000a) avaliaram esferas de HA concebidas no Brasil e informaram que em sua composição encontram-se 75% de HA e 25% de fosfato de cálcio. Afirmaram, outrossim, que para a confecção dos implantes, o fosfato de cálcio em forma de pó deve ser submetido a tratamento térmico sob temperaturas variando entre 1200 a 1300°C, em uma atmosfera de vapor de água e nitrogênio, durante três horas. No estudo, os autores empregaram coelhos e implantaram esferas após enucleação. Ao término da pesquisa, concluíram que as características estruturais do biomaterial estudado não ofereceu

vantagens, comparativamente àquelas de outros materiais disponíveis no mercado.

Implante orbitário de PP ou Medpor tem sido uma alternativa desde sua fabricação em 1998 pela Porex Technologies Corporation (GA-USA) (BLAYDON et al., 2003). Trata-se de material resultante da polimerização de moléculas de etileno sob alta pressão. De acordo com Moura e Viera (2007) o Medpor é constituído de polietileno de alta densidade que contém microporos de aproximadamente 200 micrometros. Foi introduzido como implante orbitário em 1991 por Karesh e Dresner (1994), que, segundo estes pesquisadores, trata-se de biomaterial integrável, ou seja, possibilita que os tecidos perioculares penetrem no implante através de seus poros, além de ser menos custoso que a HA. A sua estrutura não é frágil nem rígida, portanto, os músculos extraoculares podem ser suturados diretamente a esfera, não havendo necessidade de furos ou revestimento do implante com fásia, esclera, ou outras barreiras de proteção (BLAYDON et al., 2003). Os implantes de HA, comparativamente ao PP, atingem a fibrovascularização mais rapidamente: entre 4 a 24 semanas para o *bio-eye* (DUTTON, 1991) e 24 a 48 semanas para o PP (PAN et al., 2003).

Óxido de alumínio, também conhecido como alumina, é um biomaterial cerâmico que vem sendo utilizado há mais de 30 anos em ortopedia e em odontologia. É resistente a corrosão, é bioinerte, apresenta alta resistência à abrasão e a compressão mecânica e, por este motivo, vem sendo utilizado como próteses ortopédicas, odontológicas e, recentemente, oftálmicas (SANTOS, 2002). Santos (2002) descreveu que a utilização de cerâmicas de alumina visa prevenir falhas ao longo do tempo, fato extremamente importante em próteses, uma vez que cirurgias adicionais oneram os custos e aumentam o risco de morte dos pacientes, já que são submetidos a anestesia geral para a realização dos procedimentos. Este representa uma nova geração de implantes orbitários porosos, capacitado de um sistema de poros mais extenso e de distribuição uniforme, comparativamente o FCI₃ e ao *bio-*

eye. Adjunto, é de fácil manufatura e manuseio, resistente e livre de contaminantes (JORDAN et al., 2000c).

O ácido polilático (OPLA) tem sido utilizado como substituto de enxertos ósseos em ortopedia e em odontologia, podendo ser manufaturado de maneira a assemelhar-se ao osso esponjoso. Este material foi utilizado para o preenchimento da cavidade orbitária de coelhos após enucleação, onde observou-se que não foi substituído por tecido nativo, razão pela qual sua utilização foi descartada (JORDAN et al., 2002).

Jordan e colaboradores (2000a; 2000b; 2002) compararam implantes rotineiramente utilizados para o preenchimento de cavidades anoftálmicas em indivíduos da espécie humana. A macroscopia observaram que a M-esfera, o *bio-eye*, o FCl₃ e a *alumina* exibiam estrutura de poros de fácil visibilização. Por outro lado, no OPLA encontrou-se aparência sólida e microporos de difícil identificação. A HA brasileira revelou estrutura sólida e presença aleatória de canais. Todas as esferas avaliadas possuíam 12mm de diâmetro e peso de 0,31g; 0,79g; 0,62g; 1,18g; 0,3g; 0,06g para a M-esfera, para o *bio-eye*, para o FCl₃, para a HA brasileira, para a *alumina* e para o OPLA, respectivamente. A penetração manual do implante com agulha de 20-gauge foi factível, relativamente à M-esfera, à esfera de FCl₃, à *alumina* e ao OPLA. Quanto à HA brasileira, a penetração foi dificultosa, bem como para o *bio-eye* em que se requereu força adicional para a execução da manobra. Realizaram-se testes adicionais como o “teste do beliscamento” onde se avaliou a fragilidade do implante ao ato de pressioná-lo entre os dedos polegar e indicador. Os autores observaram que a M-esfera e o OPLA puderam ser esmagados, enquanto que as demais esferas mostravam-se resistentes. À microscopia eletrônica de varredura puderam ser visibilizados poros com 200-1000µm, 300-700µm, 300-500µm, 500µm, 40-175µm para a M-esfera, para o *bio-eye*, para o FCl₃, para a *alumina* e para o OPLA, respectivamente. A Ha brasileira exibiu canais com 250-1000µm e o OPLA macroporos com 1500µm.

Relatos quanto à utilização de materiais integráveis para reposição do volume de cavidades anoftálmicas de animais domésticos são poucos. Kundu et al. (2002) desenvolveram um implante ocular integrável, bio-ativo para pacientes humanos, empregando o cão em ensaio experimental. Os autores buscaram estudar a performance funcional do implante, cujos resultados foram comparáveis àqueles com os implantes convencionais. Pizzirani e colaboradores (2002) relataram a utilização de implante orbitário de HA em um animal da espécie eqüina.

Intercorrências quanto a utilização de implantes

A extrusão espontânea de esferas foi mais frequentemente observada em seres humanos que receberam implantes não integráveis de PMMA. Já com implantes integráveis, a ocorrência foi mais observada nas fases precoces, sendo rara a expulsão quando da sua integração ao tecido hospedeiro (SCHELLINI et al., 2000). Por outro lado de acordo com Schellini et al. (2000) e Custer et al. (2003) as extrusões precoces, em geral, decorrem de falhas técnicas no ato operatório e independem do tipo de esfera utilizada.

Complicações associadas a implantes de HA estão, gradualmente, sendo reportadas, notadamente em centros de oftalmologia humana (JORDAN e BAWAZEER, 2001). Secreção ocular, exposição do implante, adelgaçamento conjuntival, granuloma piogênico e dor persistente ou desconforto têm sido apontados como as principais intercorrências da aplicação de implantes de HA e de outros materiais porosos (JORDAN e BAWAZEER, 2001; JORDAN, 2004).

Custer e colaboradores (2003) informaram que os implantes porosos expostos, geralmente, não extrusam porquanto o crescimento de tecido fibrovascular internamente a eles é capaz de mantê-los na órbita. Ainda referiram que deiscências dos pontos da sutura, com exposição do implante, poderiam ser atribuída à inadequada síntese da ferida

cirúrgica, infecção, tamanho inapropriado do implante ou falha conformacional da prótese. Os autores salientaram que a exposição do implante é mais comum em pacientes que passaram por múltiplos procedimentos oculares ou que sofreram trauma extenso antes da sua colocação. Segundo estes mesmos autores, o reparo precoce da sutura perdida, em se tratando de implantes não porosos, poderia obstar a ocorrência do problema. Implantes não porosos cronicamente expostos, todavia, extrusam ou precisam ser removidos.

Em um estudo conduzido por Schellini e colaboradores (2000), em pacientes humanos anoftálmicos, foi observado que a exposição das esferas de HA, em geral, provoca liquefação e necrose dos implantes. Os autores observaram, outrossim, que implantes de HA natural, ou associados a polímero vegetal e de HA microgranular, quando expostos, ensejam excessiva secreção de odor fétido. Tais eventos em pacientes que receberam implantes de PP não foram, todavia, identificadas. De acordo com Goldberg et al. (1992), a exposição do implante de HA natural frequentemente decorre de infecção secundária, tensão na sutura, tamanho excessivo da esfera, implantação superficial e inadequada do implante, presença de espículas e intercorrências de origem química.

Jordan et al. (2003) estudaram 107 casos de pessoas que receberam implantes orbitários de óxido de alumínio e observaram que as complicações associadas à sua utilização foram similares àquelas reportadas quando da utilização do FCI₃ e do *bio-eye*. Secreção, exposição do implante, desconforto e adelgaçamento conjuntival foram os eventos mais elencados.

Em estudo experimental com coelhos, a histopatologia de olhos que receberam implantes diversos, após evisceração, mostrou vascularização uniforme através do implante, proximamente à quarta semana de pós-operatório. Foram estudadas a M-esfera, o *bio-eye*, o FCI₃, a HA brasileira e a *alumina*. O OPLA suscitou reação granulomatosa, pouca vascularização

e necrose (JORDAN et al., 2000a; JORDAN et al., 2000b; JORDAN et al., 2002).

Hamor et al. (1993) admitiram que gatos e cavalos são mais susceptíveis à extrusão de implantes, comparativamente aos cães. Nassis e colaboradores (1988) informaram que em estudo realizado com cinco gatos que receberam implantes de PMMA, três apresentaram acúmulo de fluido orbital como principal indutor de insucesso. Neste mesmo trabalho, os autores referiram que entre 73 esferas de PMMA implantadas na órbita de diferentes cães, apenas em três decorreram complicações, representadas por deslocamento do implante por briga, extrusão espontânea e inflamação crônica. Bryan e Endo (1992) observaram, em cavalos, atrofia do tecido circunjacente ao implante orbitário, decorridos poucos meses do procedimento cirúrgico, com consequente perda da aparência cosmética por depressão tectônica e aderência a tecidos circunvizinhos impedindo a sua movimentação.

Lin et al. (2007) avaliaram os resultados cirúrgicos e complicações oculares de 15 cães (20 olhos), com glaucoma em estágio final, submetidos a evisceração com inserção de implante de silicone. Alterações como edema corneal (19/20) e pigmentação (15/20) e complicações como úlcera corneal (6/20), infecção (descarga purulenta) (3/20) e ceratoconjuntivite seca (CCS) (2/20) foram notadas e controladas. Segundo os autores todos os proprietários mostraram-se satisfeitos com o resultado estético e não foi necessária a implementação de terapia medicamentosa ao longo do período avaliado (média de 312 dias), exceto nos casos de CCS, que de acordo com os autores ainda não havia sido relatada como complicação da evisceração.

Considerações Finais

Em oftalmologia veterinária os implantes não integráveis são os mais amplamente difundidos e utilizados, para o preenchimento de cavidades anoftálmicas suscitadas por procedimentos de enucleação, evisceração ou exenteração. A despeito desta modalidade de implante não permitir a integração dos tecidos moles adjacentes ensejam boa aparência estética. Já os

implantes integráveis são de uso rotineiro em oftalmologia humana e apresentam muitas vantagens como o menor risco de infecção, maior resistência à migração do implante e melhor mobilidade protética. Porém, mesmo com uma ampla variedade de implantes integráveis diversos estudos vêm sendo conduzidos para encontrar o implante “ideal”.

Referencias

- ABRAMS, K.L. Medical and surgical management of the glaucoma patient. **Clin Tech Sm An Pract**, v. 16, n.1, p.71-76, 2000.
- BATCHELOR, A.; CHANDRASEKARAN, M.; Service Characteristics of Biomedical Materials and Implants, Series on Biomaterials and Bioengineering - v. 3, **Imperial College Press**, 57 Shelton Street, Covent Garden, London WC2H 9HE, 2004.
- BEAVER, D. P. et al. Methylmethacrylate and bone screw repair of seventh lumbar vertebral fracture-luxations in dogs. **J Small Anim Pract**, Londres, v.37, n.8, p.381-386, 1996.
- BLAYDON S. M. et al. The porous polyethylene (Medpor) spherical orbital implant: a retrospective study of 136 cases. **Ophthalm Plast Reconstr Surg**, v. 19, n. 5, p. 364-37, 2003.
- BLÁZQUEZ, G. J. P. et al. Implante ocular de plascol liso en la cirugía extrativa del bulbo ocular. **Rev Cubana Oftamol**, v. 8, n. 2, 1995.
- BRIGHTMAN, A. H. et al. Intraocular Prosthesis in the dog. **J Am Anim Hosp Assoc**, Chicago, v.13, n.4, p.481-485, 1977.
- BRYAN, G.M.; ENDO, M. A conforming intraorbital implant in the horse. **Eq Pract**, v.14, n.9, p.25-28, 1992.
- CAPANNA, A. H. A new method of cranioplasty. **Surg Neurol**, Philadelphia, v.14, n. 5, p.385-386, 1980.
- CHARNLEY, J. The reaction of bone to self-curing acrylic cement (a long-term histologic study in man. **J Bone Joint Surg Br**, Londres, v.52, n. 2, p.340-353, 1970.
- CHRISTMAS, N. J. et al. Intraorbital implants after enucleation an their complication: a 10-year review. **Arch of ophthal**, Chicago, v. 116, n.9, p. 1199-1203, 1998.
- CUSTER P. L. et al. Comparative Motility of Hydroxyapatite and Alloplastic Enucleation Implants. **Ophthalmol**, v.106, n. 3, p.513-516, 1999.
- CUSTER, P. L.; REISTAD, C. E. Enucleation of blind, painful eyes. **Ophthalm Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.16, n.5, p.326-329, 2000.
- CUSTER, P. L. et al. Orbital implants in enucleation surgery. **Ophthal**, Stanford, v. 110, n. 10, p.2054-2061, 2003.
- DERAMOND, H. et al. Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty, **Bone**, Philadelphia, v. 25, n.2 suppl, p. 17S-21S, 1999.
- DORTZBACH, R. K. et al. Correction of facial contour deformities with prefabricated sculptured implants. **Ophthal**, Stanford, v.9, n.88, p.908-916, 1981.
- DUTTON, J. J. Coralline hydroxyapatite as an ocular impant. **Ophthal**, Stanford, v.98, n.3, p.370-377, 1991.
- EPPLEY, B. L. Alloplastic Cranioplasty, **Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 9, n. 1, p. 16-22, 2003.
- GAMBLE, J. E. Orbital floor implants. **Arch of Otolaryng - Head and Neck Surg**, Chicago, v.89, n.4, p.58-60, 1969.
- GAYRE G. S. et al. Bovine Pericardium as a Wrapping for Orbital Implants. **Ophthal Plast Reconstr Surg**, v. 17, n. 5, p. 381-387, 2001.
- GILLILAND G. D. et al. Improved Prosthetic Motility Placement of a Seconde Coupling Peg. **Ophthal Plast Reconstr Surg**, v. 19, n. 2, p. 123-127, 2003.
- GOELZER, L. P. et al. Acrílico auto-polimerizável associado ou não a retalho mucoperiosteal simples no tratamento de fístula oronasal experimental em cães. **Arq Bras Med Vet Zootec**, Belo Horizonte, v.55, n. 5, 2003.
- GOLDBERG, R. A. et al. Exposed hydroxyapatite orbital implants. **Ophthal**, Stanford, v.99, p.831-836, 1992.
- GU J. et al. G. A study on natural movement of artificial eye implant. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 32, p.153-161, 2000.
- HAMOR, R. E. et al. Use of orbital implants after enucleation in dogs, horses, and cats: 161 cases (1980-1990). **J Am Vet Med Assoc**, Schaumburg, v.203, n. 5, p.701-706, 1993.
- HAMOR, R. E. et al. Intraocular silicone prostheses in dogs: A review of the literature and 50 new cases. **J Am Anim Hosp Assoc**, Chicago, v.30, p.66-69, 1994.
- HIEU, L. C. et al. Medical rapid prototyping applications and methods, **Assembly Automation, Emerald Group Publishing Limited**, v. 25, n. 4, p. 284-292, 2005.
- HORNBLASS A. et al. Current techniques of enucleation: a survey of 5,439 intraorbital implants and a review of the literature. **Ophthal Plast Reconstr Surg**, v. 11, n. 2, p. 77-86; discussion 87-88, 1995.

- JORDAN, D. R. et al. The synthetic hydroxyapatite implant: a report on 65 patients. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.14, n. 4, p.250-255, 1998a.
- JORDAN, D. R. et al. A synthetic hydroxyapatite implant: the so-called counterfeit implant. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v. 14, n. 4, p.244-249, 1998b.
- JORDAN D. R. et al. Complications Associated With Pegging Hydroxyapatite Orbital Implants. **Ophthal.**, v. 106, n. 3, p. 505-512, 1999.
- JORDAN, D. R. et al. Brazilian hydroxyapatite implant. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.16, n. 5, p.363-369, 2000a.
- JORDAN, D. R. et al. The molteno m-sphere. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.16, n.5, p.356-362, 2000b.
- JORDAN, D. R. et al. The bioceramic orbital implant: A new generation of porous implants. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.16, n. 5, p. 347-355, 2000c.
- JORDAN, D. R.; BAWAZZER, A. Experience with 120 synthetic hydroxyapatite implants (FCI₃). **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.17, n.3, p.184-190, 2001.
- JORDAN, D. R. et al. Investigation of a bioresorbable orbital implant. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.18, n. 5, p. 342-348, 2002.
- JORDAN, D. R. et al. The bioceramic orbital implants. Experience with 107 implants. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.19, n. 2, p. 128-135, 2003.
- JORDAN, D. R. Problems after evisceration surgery with porous orbital implants – experience with 86 patients. **Ophthal Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.20, n.5, p.374-380, 2004.
- KARESH J. W.; DRESNER S. C. High-density porous polyethylene (Medpor) as a successful anophthalmic socket implant. **Ophthalmol.**, v. 101, p. 1688-1695, 1994.
- KAWAI S. et al. Mobility of Hydroxyapatite Orbital Implant Covered With Autologous Sclera. **Jpn J Ophthalmol.**, v. 44, p. 68-74, 2000.
- KOCH, S. A. Intraocular prosthesis in the dog and cat: the failures. **J Am Vet Med Assoc**, Schaumburg, v.179, n.9, p.883-885, 1981.
- KUNDU, B. et al. Development of bio-active integrated ocular implant for anophthalmic human patients. **Trens Biomater Artif organs**, Thiruvananthapuram, v.16., n.1, p.1-4, 2002.
- LIN, C. et al. Surgical outcome and ocular complications of evisceration and intraocular prosthesis implantation in dogs with end stage glaucoma: a review of 20 cases. **J. Vet. Med. Sci**, Tokyo, v.8, n.69, p.847-850, 2007.
- LLOYD, A. W. et al. Ocular biomaterials and implants. **Biomater**, Nova York, v. 22, n. 8, p. 769-785, 2001.
- MAYER, R. et al. Reconstruction of the orbital root by acrylic prosthesis. **Mod Probl Ophthal**, Basel, v.14, p.506-509, 1975.
- McLAUGHLIN, S.A. Evisceration and implantation of intraescleral prosthesis. *In*: BOJRAB, M.J.; BIRCHARD, S.J.; TOMLINSON, J.L. **Current techniques in small animal surgery**. 3.ed. Philadelphia : Lea & Febiger, p.117-119, 1990.
- McLAUGHLIN, S. A. et al. Intraocular silicone prosthesis implantation in eyes of dogs and a cat with intraocular neoplasia: nine cases (1983-1994). **J Am Vet Med Assoc**, Schaumburg, v.207, n.11, p.1441-1443, 1995.
- MIGLIORI, M. E. Enucleation versus evisceration. **Current Opinion in Ophthalmology**, v. 13, p. 298-302, 2002.
- MILLER, G. R.; TENZEL, R. R. Orbital fracture repair with methylmethacrylate implants. **Am J Ophthal**, v.68, n.4, p.717-719, 1969.
- MILLER, P. E. Glaucoma: Diagnosis and Therapy. **Small Animal Ophthalmology**. *In*: Waltham/OSU Symposium, ano. 25, out. 2001.
- MILLER, P. E. Orbit. *In*: SLATER, D. H. Slatter's fundamentals of veterinary ophthalmology, Saunders. 2008. p.365-373.
- MISHIMA, K. et al. Methylmethacrylate implants: a scanning electron microscopic study. **Annals of Plastic Surgery**, v.26, n.6, p.561-563, 1991.
- MOSHFEGHI, D. M. et al. Enucleation. **Surv Ophthal**, Philadelphia, v.44, n.4, p. 277-301, 2000.
- MOURA E. M.; VIEIRA G. S. S. Uso do implante esférico Medpor®: análise de 61 cirurgias orbitárias. **Arq Bras Oftalmol**. v. 70, n. 1, p. 7-12, 2007.
- NASISSE, M.P. Surgical management of ocular disease. **Vet Clin North Am Small Pract**, v.27, n.5, p.1109-29, 1997.
- NASISSE, M. P. et al. Use of methyl methacrylate orbital prostheses in dogs and cats: 78 cases (1980-1986). **J Am Vet Med Assoc**, v.192, n. 4, p.539-542, 1988.
- NAVARRO, R. S. Implantes orbitarios. **Revista Franja Visual**, v. 12, n. 63, p. 6-10, 2002.
- ORÍA, A. P. et al. Evaluation of a Double-Setting-Tricalcium Phosphate Cement in Eviscerated Rabbit Eyes. **Ophthal Plast and Reconstr. Surg**, n. 22, p.126-130, 2006.
- PAN, M. H. et al., Different fibrovascularization rate between coralline hydroxyapatite and high density porous polyethylene (Medpore) measured

- by 99mTC-MDP bone scintigraphy 6 months after intraorbital implantation. **Nuc Med Commun**, London, v. 24, p. 1237-1241, 2003.
- PERRY, A. C. Integrated orbital implants. **Adv Ophthalm Plast and Reconstr Surg**, v.8, p. 75-80, 1990.
- PERRY, J. D. et al. Bovine hydroxyapatite orbital implant. **Ophthalm Plast and Reconst. Surg**, Baltimore, v.18, n.4, p.268-274, 2002.
- PESCTNINI-SALZEDAS L. M. et al. Reação do tecido ósseo da tibia ao implante de hidroxiapatita, pasta de Walkhoff e associações, hidroxiapatita e pasta de Walkhoff. Estudos histológico em ratos. **Rev. Odonolol. UNESP**, São Paulo, v. 26, n. 2, p. 387-400, 1997.
- PIZZIRANI, S. et al. Integrated hydroxyapatite orbital implant for use with a cosmetic corneoscleral prótesis after enucleation in a horse. In: American College of Veterinary Ophthalmologists, Abstracts.....**Vet Ophthalm**, Gainesville, n.5, p. 283-301, 2002.
- PUTNEY, D. L. et al. Methyl methacrylate fixation of avian humeral fractures: a radiographic histologic study. **J Am Vet Med Assoc**, Schaumburg, v.19, n. 5, p.773-782, 1983.
- RAHAL, S. C. et al. Implantação intra-orbital, após enucleação transpalpebral, de resina acrílica ou pericárdio em coelhos. **Ciênc Rur**, v.26, n.2, p.229-233, 1996.
- RAHAL, S. C. et al. Emprego de prótese intraocular de resina acrílica. Estudo experimental em ratos. **Braz J Vet Res Anim Scienc**, São Paulo, v. 37, n. 4, 2000.
- RAHAL, S. C. et al. Prótese intraocular de resina acrílica em cães e gatos. **Arq Bras Med Vet Zootec**, Belo Horizonte, v. 52, n. 4, 2004.
- RENEGAR, W. R.; GRIFFITHS, R. C. The use of methyl methacrylate bone cement in the repair of acetabular fractures. **J Am Anim Hosp Assoc**, Chicago, v.13, p.582-588, 1977.
- RIGGS, C.; WHITLEY, R. D. Intraocular silicone prostheses in a dog and a horse with corneal lacerations. **J Am Vet Med Assoc**, Schaumburg, v.196, n.4, p.617-619, 1990.
- RUBIN, P. A. D. et al. Comparison of fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene orbital implants. **Ophthalm Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.10, n. 2, p. 96-103, 1994.
- SANTOS, L. A. dos. **Desenvolvimento de cimento de fosfato de cálcio reforçado por fibras pra o uso na área médico-odontológica**. 2002, 275p. Tese (Doutorado em engenharia de biomateriais) – Curso de Pós-graduação em engenharia de biomateriais, Universidade Estadual de Campinas.
- SCHELLINI, S. A. et al. Complicações com o uso de esferas não integráveis e integráveis na reconstrução da cavidade anoftálmica. **Arq Bras Oftalmol**, Sao Paulo v. 63, 2000.
- SCHELLINI, S. A. et al. Comparison of synthetic hydroxyapatite and porous polyethylene implants in eviscerated rabbit eyes. **Ophthalm Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v. 19, n.2, p. 136-139, 2003.
- SHAIKH S. et al. The Effect of Silicone Ocular Surgical Devices on Serum IgG Binding to Silicones. **Am J Ophthalmol**. v. 126, p. 798-804, 1998.
- SPIESS, B. M.; WALLIN-HÅKANSON, N. Diseases of the canine orbit. In: GELATT, K. N. **Veterinary ophthalmology**. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999. p. 511-533.
- SU, G. W.; YEN, M. T. Current trends in managing the anophthalmic socket after primary enucleation and evisceration. **Ophthalm Plast and Reconstr Surg**, Baltimore, v.20, n.4, p.274-280, 2004.
- SUMNER-SMITH, G.; WALTERS, E. H. The adjunctive use of methyl methacrylate bone cement in the stabilization of multiple fractures. **J Am Anim Hosp Assoc**, Chicago, v.12, p.778-781, 1976.
- SUTER A. J. et al. Long term follow up of bone derived hydroxyapatite orbital implants. **Br J Ophthalmol**. v. 86, p. 1287-1292, 2002.
- TALIERI, I. C. et al., Use of methyl methacrylate, moulded in its paste phase, to fill the orbital cavity of dogs, after exenteration in cases of ophthalmic neoplasias: a report of three cases. **Ciênc Rur**, Santa Maria, v.34, n.2, p. 567-571, 2004.
- TONKELLAR J. et al. A short history of the artificial eye. **Ophthalmol**. v. 77, p. 349-354, 1991.
- VALADÃO, C. A. A. et al. Uso da cerclagem e resina acrílica em fraturas mandibulares dos equídeos. **Ciênc Rur**, Santa Maria, v.24, n.2, p.323-327, 1994.
- VESTRE, W.A. et al. Use of an intraocular prosthesis in the cat. **Feline Pract**. v.8, p.23-26, 1978.
- YEATTS, R. P. et al. Injectable hydroxyapatite paste as an option for ocular implantation after evisceration. **Ophthalm**, Stanford, v.109, n.11, p.2123-2128, 2002.