

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE VETERINÁRIA
COMISSÃO DE ESTÁGIO

IMPLANTE DE LENTE INTRAOCULAR EM ANIMAIS

Elaborado por Kadigia Pitol Dutra

Acadêmica da Faculdade de Veterinária

PORTO ALEGRE

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE VETERINÁRIA
COMISSÃO DE ESTÁGIO

IMPLANTE DE LENTE INTRAOCULAR EM ANIMAIS

Aluna: Kadigia Pitol Dutra

Cartão: 00214288

Monografia apresentada à Faculdade de Veterinária como requisito parcial para a obtenção da Graduação em Medicina Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. João Antonio Tadeu Pigatto

Co-orientadora: Maria Cristina Caldart de Andrade

PORTO ALEGRE

2015/1

AGRADECIMENTOS

Minha conclusão no curso de Medicina Veterinária definitivamente não seria possível sem a minha família. Minha mãe Ládía, meu pai Artur e meu irmão Murilo. Foram imprescindíveis desde a escolha do curso, me apoiando e incentivando do início até o dia da entrega do tão temido TCC, ouvindo minhas lamentações e aguentando meus períodos de mau humor. Muito obrigada por serem minha base, meu porto mais seguro, obrigada pelo amor incondicional sempre. Obrigada por tudo, tudo mesmo. O meu amor e meus agradecimentos eternos são todos de vocês.

Agradeço a todos meus familiares, pois também foram muito importantes para esta conquista. Padrinhos, verdadeiros pais de aluguel para mim, tios, primos, principalmente àqueles que me privilegiaram os tantos dias passados no campo, desde o meu primeiro mês de vida, o que mais aflorou o desejo e sentimento pela Medicina Veterinária sem dúvida. Amo vocês todos.

Agradeço a uma pessoa também muito especial na minha vida, Miriam Pezzi, pela educação dada juntamente com meus pais. Te amo.

Obrigada aos amigos, que de perto ou de longe fizeram parte desta caminhada comigo e de alguma forma me ajudaram para alcançar um dos meus sonhos.

Obrigada aos animais que passaram por nossas mãos e encilhas, sendo eu ou minha família seus “donos”. Foram professores de mão cheia para tudo, amor, paciência e tudo mais. Mesmo não falando a mesma língua nos entendíamos muito bem.

Obrigada a todas as pessoas, professores, colegas, supervisores, enfim, todos que conheci na minha vida acadêmica, com certeza aprendi e me fortaleci com todos.

Muito obrigada Paula Hünning pela ajuda, ensinamentos e paciência comigo, desde o meu primeiro dia na oftalmologia, até o final, na confecção deste TCC. Amiga querida que adoro demais.

Por fim, obrigada ao meu orientador, grande professor, pelos ensinamentos e por fazer eu me encantar pela oftalmologia. E obrigada à minha coorientadora, também pela paciência e ensinamentos. Outra amiga querida. Adoro vocês.

RESUMO

A catarata é a principal causa de cegueira tratável nos humanos e nos animais, e para a qual a única forma de tratamento é a cirúrgica. Para melhorar a visão após a remoção da catarata é necessário implantar uma lente que substitua o cristalino opacificado e permita a focalização das imagens. A lente intraocular foi criada com o intuito de substituir a lente natural do olho após a remoção da catarata. O implante da lente intraocular tem a função de melhorar a visão de pacientes submetidos a remoção da catarata. Na medicina humana as lentes intraoculares estão disponíveis em diversos materiais e modelos, entretanto na medicina veterinária já existem alguns modelos de lentes para determinadas espécies animais, incluindo caninos, felinos e equinos. Dessa forma, objetivou-se no presente estudo realizar uma revisão bibliográfica sobre o histórico e a evolução do uso das lentes intraoculares em animais.

Palavras-chave: cristalino, cirurgia de catarata, lente intraocular, veterinária.

ABSTRACT

Cataracts are the main cause of treatable blindness in humans and animals, and for which the only form of treatment is surgical. To improve vision after cataract removal is necessary to implement a lens to replace the white cataract and allows focusing images. The intraocular lens was created for the purpose of replacing eye's natural lens after cataract surgery. The implant of intraocular lens has the function of improve vision in patients who develop cataracts. In humans intraocular lenses are available in different materials and designs, however in veterinary there are a few models of lenses to some species, including dogs, cats and horses. This way, the objective of this study was to perform a bibliographic review on the history and evolution of the use of intraocular lenses in animals.

Keywords: lens, cataract surgery, intraocular lens, veterinary.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

LIO	Lente Intraocular
OCP	Opacificação de Cápsula Posterior
μm	Micrômetros
mm	Milímetros
CEL	Células Epiteliais da Lente
D	Dioptria

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Imagem ilustrativa da posição anatômica do cristalino.....	14
Figura 2	Imagem Ilustrativa da anatomia do cristalino.....	14
Figura 3	Algumas diferenças entre LIOs. Estruturas difrativas na LIO a esquerda (tamanho para a espécie equina) e sem estrutura difrativa na LIO a direita (com tamanho para a espécie canina). Ambas em monobloco e de material acrílico dobrável.....	25
Figura 4	Figura esquemática de uma borda óptica quadrada.....	26
Figura 5	Figura esquemática da diferença de imagem obtida entre LIOs esféricas e LIOS asféricas.....	27
Figura 6	Figura esquemática de medidas de LIO e angulação de háptica.....	28
Figura 7	Figura exemplificando a estrutura difrativa em uma LIO.....	29
Figura 8	Modelo de LIO veterinária de suporte na íris.....	30
Figura 9	Figura exemplificando um injetor descartável de LIO.....	33

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
2	CRISTALINO	12
2.1	Anatomia	12
2.2	Fisiologia	14
3	CATARATA	16
4	REMOÇÃO DA CATARATA	18
5	LENTE INTRAOCULARES	20
5.1	Histórico	21
5.2	Materiais	22
5.2.1	Acrílico Hidrofóbico.....	23
5.2.2	Acrílico Hidrofílico.....	24
5.3	Modelos	25
5.3.1	Bordas.....	25
5.3.2	Asféricas x Esféricas.....	27
5.3.3	Hápticas.....	27
5.3.4	Estrutura difrativa.....	28
5.3.5	Fixação das Lentes.....	29
5.4	Dioptria	30
6	INJETORES PARA IMPLANTE DA LENTE INTRAOCULAR	32
7	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	34
8	REFERÊNCIAS	36

1 INTRODUÇÃO

As lentes intraoculares (LIO) são cristalinos artificiais, implantados no olho durante a cirurgia de catarata para substituir o cristalino opacificado. Surgiram na década de 40 e desempenham a mesma função da lente natural do olho (cristalino).

O cristalino é uma das estruturas mais importantes que fazem a refração dos raios luminosos no olho. Sua opacificação chama-se catarata, definida como uma degeneração hidrópica das fibras do cristalino (SLATTER, 2005), e é considerada a principal causa de cegueira tratável em cães (PIGATTO *et al.*, 2007). A catarata pode ser classificada principalmente quanto a etiologia, idade de desenvolvimento, localização e grau de evolução, sendo esta a classificação mais importante em relação ao posterior tratamento.

O tratamento da catarata é exclusivamente cirúrgico, tendo como técnicas descritas a facectomia extracapsular manual, facectomia intracapsular e a facoemulsificação. Esta última técnica é a de eleição, a qual utiliza fragmentação ultrassônica para emulsificar e aspirar o cristalino opacificado para posterior implante de lente intraocular (LAUS, 2009; SLATTER, 2005).

Após a remoção da catarata podem ser encontradas algumas complicações. Dentre elas descreve-se a opacificação de cápsula posterior (OCP) como a de maior ocorrência. Normalmente os cães operados desenvolvem OCP, em até 100% dos casos, no período entre seis meses e um ano após o procedimento cirúrgico, sendo que as raças de pequeno e médio porte desenvolvem a OCP mais comumente (BRAS, 2006). Estudos comprovam que as lentes intraoculares previnem a OCP, mostrando assim a sua importância e eficiência para a complicação pós-operatória mais incidente (GIFT, *et al.*, 2009). Além disso, reduzem a inflamação, a hipermetropia provocada pela afacia pós-cirúrgica, onde não há o implante da LIO, e melhoram significativamente a acuidade visual dos humanos e animais (BISNETO, 2010; DAVIDSON *et al.*, 1993; DE FARIA, 2004; LAUS, 2009; XAVIER, 2011; YANOFF, 2011).

Atualmente existem lentes intraoculares veterinárias específicas para as espécies canina, felina e equina (BRAS, 2006; DAVIDSON *et al.*, 1993; HARRINGTON *et al.*, 2013; MCMULLEN *et al.*, 2006; SAPIENZA, 2005; TOWNSEND *et al.*, 2012). Devido aos seus benefícios para o paciente após a remoção da catarata, objetiva-se por meio deste trabalho fazer uma revisão bibliográfica sobre o histórico e uso das lentes intraoculares na área da Oftalmologia Veterinária.

2 CRISTALINO

2.1 Anatomia

O cristalino é um dos meios de refração mais importantes do olho, que exerce maior influência sobre o caminho dos raios luminosos. O cristalino é responsável pela focalização dos raios luminosos na retina (YANOFF, 2011; SLATTER, 2005; SAPIENZA, 2005), contribuindo para a formação de uma imagem. O poder refracional total do sistema óptico dos cães corresponde aproximadamente a 60D, sendo que o cristalino contribui com aproximadamente 40D (PEIXOTO, 2005; SAMPAIO *et al.*, 2002).

Localizado no segmento anterior do olho na depressão do vítreo, chamada de fossa patelar ou fossa hialoide. Está suspenso entre a íris e o vítreo pelas fibras zonulares, e é circundado pelos processos ciliares (YANOFF, 2011; SLATTER, 2005). As fibras zonulares ou ligamentos suspensórios são fibras colágenas que se estendem a partir do epitélio não pigmentado do processo ciliar até o equador da lente, em toda sua circunferência (Figura 1). Alterações de tensão destas fibras alteram o poder de refração da lente. (YANOFF, 2011; SLATTER, 2005; LAUS, 2009; DESAI, 2009)

É uma estrutura transparente, avascular e biconvexa, sendo a convexidade de sua face anterior menor que a da posterior (PEIXOTO, 2005; SLATTER, 2005). A face anterior está em contato com a superfície posterior da íris e com a pupila, e a face posterior com o vítreo (YANOFF, 2011; SLATTER, 2005)

A lente é composta pela cápsula anterior e posterior, pelo epitélio anterior e pelas fibras da lente. Ainda é dividida em duas regiões denominadas córtex e núcleo. O córtex é a região mais externa, próxima a cápsula, e o núcleo é a região central. Seu volume é de aproximadamente 0,5ml, sua espessura ântero-posterior

de 7mm e o diâmetro equatorial de 10mm (SLATTER, 2005; YANOFF, 2011) (Figura 2).

A cápsula do cristalino é uma membrana altamente elástica e transparente que envolve toda a lente. Formada pela membrana basal do epitélio invertido, a qual forma as fibras lenticulares e isola as proteínas lenticulares. Esta é composta por fibras colágenas tipo IV e carboidratos complexos. Ainda, regula a forma da lente por sua elasticidade e providencia inserção para as fibras zonulares (LAUS, 2009; SLATTER, 2005; YANOFF, 2011). Sua espessura não é uniforme. A cápsula posterior apresenta 2 μ m a 4 μ m de espessura, a cápsula anterior 50 μ m a 70 μ m e o equador 8 μ m a 12 μ m (LAUS, 2009; SLATTER, 2005).

O epitélio anterior do cristalino é formado por uma monocamada de células cuboides que se localizam sob a cápsula anterior, é responsável pela formação das fibras lenticulares. Estas são produzidas continuamente por toda a vida, compondo o córtex do cristalino na sua região mais periférica e o seu núcleo (SLATTER, 2005; YANOFF, 2011). Este é importante para o transporte de cátions através da cápsula da lente. Em direção ao equador, as células se proliferam por mitose, tornando-se mais colunares e alongando-se em novas fibras. Devido a atividade mitótica desta área, estas células estão suscetíveis a influências tóxicas e patológicas, podendo ficar opaca na região equatorial (SLATTER, 2005; YANOFF, 2011).

As fibras lenticulares do cristalino se dispõem concêntricamente deixando o núcleo progressivamente mais denso, fato que se caracteriza pela formação da esclerose nuclear (SLATTER, 2005; LAUS, 2009). Identificada normalmente em cães após os seis anos de idade, é um processo fisiológico de envelhecimento do cristalino. Com o avanço da idade, também ocorre uma diminuição na elasticidade da cápsula do cristalino, levando a uma redução na capacidade de acomodação (SLATTER, 2005; LAUS, 2009; YANOFF, 2011).

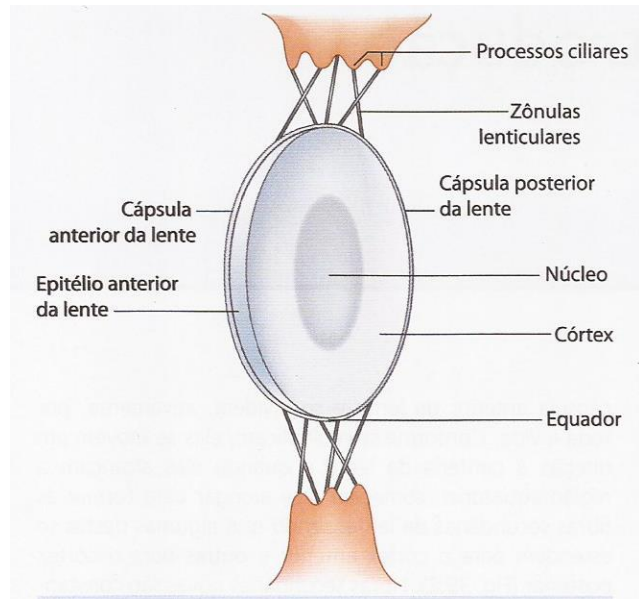


Figura 1 - Imagem ilustrativa da posição anatômica do cristalino. Fonte: Livro Sally M. Turner

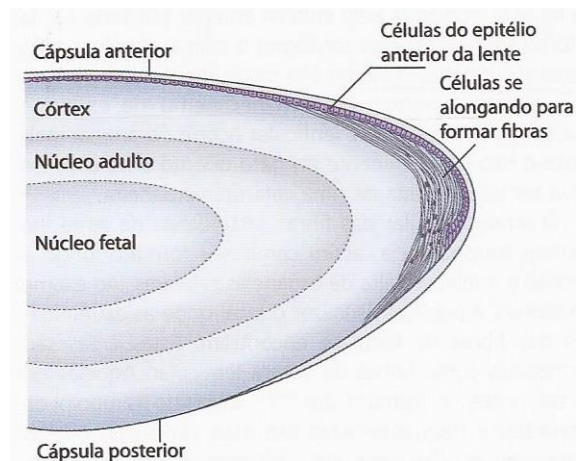


Figura 2 - Imagem Ilustrativa da anatomia do cristalino. Fonte: Livro Sally M. Turner

2.2 Fisiologia

Por ser uma estrutura avascular, o metabolismo do cristalino é baixo e depende constantemente da composição do humor aquoso. Distúrbios nesta composição afetam o metabolismo e a transparência (SLATTER, 2005). A presença de fibras e proteínas lenticulares ordenadas que configuram a transparência do cristalino. A perda da transparência pode ocorrer por alterações na conformação, na

hidratação, no metabolismo celular, no balanço eletrolítico ou na integridade da membrana celular (YANOFF, 2011; SLATTER, 2005).

A lente é rica em água (65%), proteína (35%) e pobre em minerais (SLATTER, 2005; LAUS, 2009). A produção das proteínas varia com a espécie, com a idade e com a dimensão da lente, e elas são imunologicamente órgão específicas (SLATTER, 2005). A cápsula do cristalino tem a função de impedir que as proteínas entrem em contato com o sistema reticuloendotelial e com o sistema circulatório, os quais gerariam a ativação do sistema imune (SLATTER, 2005, YANOFF, 2011).

Em cristalinos com catarata pode ocorrer a uveíte facolítica, chamada comumente de uveíte faco-induzida. A liberação de proteínas no segmento anterior, ativam o sistema imune, o qual responde gerando um processo inflamatório intraocular (SLATTER, 2005; YANOFF, 2011; LAUS, 2009).

3 CATARATA

A catarata encontra-se entre as principais causas de cegueira em cães (PIGATTO *et al.*, 2007), sendo a opacificação do cristalino e/ou de sua cápsula. Ela surge quando há ruptura do arranjo normal das fibras lenticulares, resultando em opacidade por bloqueio da passagem da luz. Dessa forma, a função do cristalino em permitir a passagem dos raios luminosos para a retina fica reduzida ou ausente, dependendo do grau evolutivo da catarata (SAPIENZA, 2005; FERREIRA, *et al.*, 1997; LAUS, 2009; SLATTER, 2005).

A catarata está associada ao aumento nas proteínas albuminoides insolúveis, de alto peso molecular, com decréscimo correspondente nas proteínas cristalinas da lente (FERREIRA, *et al.*, 1997; LAUS, 2009; SLATTER, 2005). O seu amadurecimento ocorre conforme estes processos patológicos desencadeiam em cascata, havendo dano irreversível às membranas celulares (LAUS, 2009), as quais se tornam cada vez mais opacas.

É geralmente classificada de acordo com a idade de ocorrência (congênita, neonatal, juvenil ou senil), localização anatômica (capsular, subcapsular, cortical e/ou nuclear) e grau de opacificação (incipiente/precoce, imatura, madura e hiperatura) (FERREIRA, *et al.*, 1997; PIGATTO *et al.*, 2007; LAUS, 2009). A maioria é facilmente detectada por meio da dilatação da pupila e de exame da região pupilar contra a retroiluminação do fundo tapetal, mas a biomicroscopia com lâmpada em fenda permite o exame direto ideal do cristalino (YANOFF, 2011; LAUS, 2009; SLATTER, 2005). Catarata deve ser diferenciada de imperfeições lenticulares mínimas que ocorrem em animais jovens, e da esclerose nuclear que ocorre em animais mais idosos, e se caracteriza pelo envelhecimento natural do cristalino, que cresce continuamente, e suas células tornam-se mais densas (SAPIENZA, 2005; FERREIRA, *et al.*, 1997).

A catarata acomete mais comumente cães do que outras espécies. Também tem sido bastante relatada na espécie equina (TOWNSEND *et al.*, 2012; TOWNSEND *et al.*, 2013; HARRINGTON *et al.*, 2013; MCMULLEN *et al.*, 2006;

MCMULLEN *et al.*, 2010), e até existem relatos de cristalinos com catarata serem comuns em animais de zoológico (DE FABER *et al.*, 2004), além dos relatos em espécies silvestres (KUHN, *et al.*, 2015). Catarata é frequentemente hereditária, mas outras causas incluem diabetes melito, má nutrição, radiação, inflamação e traumatismos (SLATTER, 2005; LAUS, 2009; FERREIRA, *et al.*, 1997).

Em felinos a catarata é incomum, mas quando se desenvolve, normalmente é secundária a inflamação intraocular. A catarata diabética é ainda mais rara nos gatos, pois há baixa atividade da aldose redutase, que conduz a formação e acúmulo de sorbitol (SAPIENZA, 2005).

O tratamento clínico da catarata não é uma conduta do veterinário informado e responsável (SLATTER, 2005). A única terapia definitiva para a catarata é a remoção cirúrgica do cristalino opacificado (PIGATTO *et al.*, 2007).

4 REMOÇÃO DA CATARATA

A cirurgia para remoção da catarata em cães tornou-se popular apenas a partir de 1950, depois de 70 anos do primeiro relato, ocorrido na Europa, no final de 1880 (LAUS, 2009). Os procedimentos, que se baseavam em técnicas de extração intracapsular estão praticamente em desuso hoje, somente realizados em casos de luxação do cristalino (LAUS, 2009, FERREIRA, *et al.*, 1997).

Dr. Kelman, em 1965, desenvolveu a primeira unidade mecânica de irrigação e de ultrassonografia, baseado em técnicas de fragmentação da lente em pedaços menores e em sua remoção posterior. Esta unidade formou a base dos aparelhos de facoemulsificação atuais. Desde então, equipamentos para a facofragmentação vêm passando por modificações na fonte e na frequência de ultrassom gerado. (LAUS, 2009; YANOFF, 2011)

Dentre as técnicas descritas para a remoção da catarata estão a facectomia extracapsular manual, a facectomia intracapsular e a facectomia por facoemulsificação (PIGATTO *et al.*, 2007). A facoemulsificação é a técnica de primeira escolha e o principal recurso para a cirurgia de catarata em países desenvolvidos e cada vez mais aumenta a sua popularidade em países em desenvolvimento (PIGATTO *et al.*, 2007; DESAI, 2009).

A preservação da cápsula posterior do cristalino revelou-se um dos maiores avanços da moderna cirurgia de catarata. Esta técnica foi desenvolvida a fim de permitir e apoiar o implante de uma lente intraocular para a correção da afacia cirúrgica (ORÉFICE, 2006).

As vantagens da facoemulsificação, em relação as demais técnicas, incluem manutenção da câmara anterior no transoperatório, que raramente se colapsa, manutenção da pressão intraocular intra-operatória, redução da inflamação pós-operatória e do edema corneal, menor cicatriz, menor índice de contaminação, reabilitação visual precoce e menor tempo de cirurgia. Como limitações tem-se o alto custo do equipamento e a maior curva de aprendizado (PIGATTO *et al.*, 2007).

Dentre as complicações pós-operatórias mais comumente relatadas, tem-se a OCP como a de maior ocorrência tanto em olhos humanos como em olhos caninos. Em até 100% dos olhos operados de cães desenvolvem OCP sem o implante da lente intraocular (BRAS, 2006; WILKIE *et al.*, 2014). Outras complicações também são citadas como a descentralização e o deslocamento da lente intraocular e o agravamento da uveíte, mesmo que raros, também devem ser consideradas (SLATTER, 2005; BRAS, 2006; LAUS, 2009; PIGATTO *et al.*, 2007).

A OCP, complicação pós-operatória de maior preocupação no sentido de prevenir sua formação, ocorre devido à transformação, proliferação e migração de células epiteliais da lente residual (CELs), e pode resultar em problemas de visão e descentragem de LIO (WILKIE *et al.*, 2014; LAUS, 2009).

Deve-se lembrar também da importância da escolha cuidadosa do paciente a ser indicado para a cirurgia de catarata. A realização de uma avaliação clínica e oftálmica adequada, de exames de sangue, eletrorretinografia e ultrassom ocular, e a seleção de pacientes com temperamento que permita a realização do tratamento pós-operatório é preconizada (PIGATTO *et al.*, 2007; LAUS, 2009; FERREIRA *et al.*, 1997).

5 LENTES INTRA OCULARES

O implante da LIO é preconizado tanto na oftalmologia humana quanto na medicina veterinária e tem sido realizado como rotina em alguns serviços veterinários desde 1984 (WILKIE *et al.*, 2008; BISNETO, 2010; LAUS, 2009; DE FARIA, 2004; FINDL, 2012; ORÉFICE, 2006). É uma das principais etapas cirúrgicas da cirurgia de remoção da catarata por facoemulsificação, a técnica comumente realizada (PIGATTO *et al.*, 2007).

Os pacientes quando submetidos a remoção da catarata, sem implante de LIO, os olhos são denominados afácicos. Os olhos que recebem uma LIO pós facectomia, denominam-se pseudoafácicos (YANOFF, 2011).

Os índices da Organização Mundial da Saúde, que comparam diversas terapêuticas, levando em consideração o custo-benefício e as atividades diárias do paciente, reconhecem que a facectomia com implante de LIO é a melhor cirurgia para a restauração da função visual (NASISSE *et al.*, 1995; YANOFF, 2011; BISNETO, 2010; DE FARIA, 2004).

A forma do cristalino varia nas diversas espécies de animais, tornando a oftalmologia veterinária carente em informações precisas sobre o assunto (SLATTER, 2005; SAMPAIO *et al.*, 2002). No Brasil, não se tem notícia da existência da fabricação de uma LIO adequada para cães, gatos e equinos (SAMPALIO *et al.*, 2002), e a literatura ainda é escassa neste sentido. Entretanto, tem se pesquisado sobre técnicas cirúrgicas de facectomia e sobre a correção da afacia em diferentes espécies animais (BRAS, 2006; DAVIDSON *et al.*, 1993; DE AZEVEDO *et al.*, 2007; DE FABER *et al.*, 2004; KUHN *et al.*, 2015; MCMULLEN *et al.*, 2006). Atualmente, as lentes intraoculares veterinárias são produzidas e importadas de outros países como Estados Unidos, França e Alemanha.

5.1 Histórico

A primeira tentativa de substituição do cristalino por uma nova lente ocorreu em 1795 na Alemanha, quando Cassamata colocou uma lente de vidro no olho de um paciente após uma cirurgia de catarata. Cassamata não obteve sucesso, pois a lente mergulhou no vítreo por não haver suporte para ela dentro do olho (FINDL, 2012; BISNETO, 2010).

A cirurgia de catarata teve um grande avanço após a II Guerra com o oftalmologista Inglês Harold Ridley. Observando que pilotos da Força Aérea Real britânica vítimas de ferimentos oculares com fragmentos de plástico da carlinga não apresentavam reação inflamatória, Ridley, teve a ideia de utilizar o mesmo material, o polimetilmetacrilato Perpex CQ, para construir uma lente que substituísse o cristalino humano (FINDL, 2012; RIDLEY, 1951). Em 1949, a lente foi implantada após uma extração extracapsular de catarata. O implante da lente foi um sucesso, mas a visão do paciente não foi recuperada; ele ficou míope de -18,00 D (RIDLEY, 1951).

Fatores da técnica cirúrgica e obstáculos na fabricação da lente intraocular levaram a complicações pós-operatórias como o glaucoma, a uveíte anterior, a opacificação da cápsula posterior, a luxação da lente intraocular e erros refrativos. Por esses estes motivos a técnica foi abandonada (FINDL, 2012).

Novas tentativas de implante foram iniciadas com maior intensidade na década de 70. Dado a exemplo disso, o Dr. Shearing, com sucesso implantou a lente na câmara posterior. Nos 80, observou-se que era local ideal para a colocação da lente. Subsequentemente o saco capsular foi comprovado como local ideal para o implante das lentes intraoculares (FINDL, 2012).

Mesmo com o avanço tecnológico das LIOs atuais, manteve-se o princípio original da arquitetura: uma lente redonda, denominada óptica, para a correção da visão; e dois braços, chamados de hápticas, para fixar a lente no olho (BISNETO, 2010; DE FARIA, 2004). Da antiga lente de Ridley, houve uma rápida evolução para a inovação das LIOs, desenvolvendo-se uma variedade de lentes diferentes, com

material, características e avanços diferenciados (BISNETO, 2010; DE FARIA, 2004; FINDL, 2012).

5.2 Materiais

A lente intraocular pode ser uma peça única com alças de mesmo material do corpo óptico ou ainda formada por três peças (XAVIER, 2011). Além disso, podem ser rígidas ou dobráveis.

Os materiais dobráveis foram desenvolvidos para as LIOs com a introdução da facoemulsificação e a possibilidade de remoção da catarata através de incisões menores (FINDL, 2012). As lentes dobráveis são consideradas as melhores para o paciente, permitindo o implante através de uma mínima incisão, de 2,7mm a 3,2mm (FINDL, 2012; DAVIDSON *et al.*, 1993).

Os três principais grupos de materiais em uso hoje na medicina humana são acrílico hidrofóbico, acrílico hidrofílico (ou de hidrogel), e silicone hidrofóbico (XAVIER, 2011). Todos sendo materiais dobráveis (DE FARIA, 2004; FINDL, 2012). Entretanto, na medicina veterinária apenas as lentes dobráveis hidrofílicas, na sua maioria, e as hidrofóbicas estão disponíveis. Além de que suas características físico-químicas dependem da espécie em objetivo de uso (DE AZEVEDO *et al.*, 2007; FINDL, 2012; KUHN *et al.*, 2015; MCMULLEN *et al.*, 2006; SAMPAIO *et al.*, 2002; SAPIENZA, 2005).

O material deve ter alta biocompatibilidade, que se refere à capacidade deste para inibir a proliferação celular no pós-operatório (GIFT *et al.*, 2009), sendo ele então hidrofílico ou hidrofóbico, e de preferência contendo bloqueador químico de raios UV. Além disso, biomateriais ópticos mais recentes, principalmente acrílico hidrofóbico, têm propriedades bioquímicas e biofísicas referidas como bioadesão, que permitem que a LIO possa se aderir firmemente a cápsula posterior (FINDL, 2012).

Estes biomateriais, mesmo com pesquisas sobre biocompatibilidade, podem no decorrer do tempo, sofrer alterações da transparência ou da estrutura (APPLE *et al.*, 2000; GIFT *et al.*, 2009, MEDEIROS *et al.*, 2006), ainda consideradas raras

(incidência de 4,6% na medicina humana), e com razões mal conhecidas e imprevisíveis (MEDEIROS *et al.*, 2006).

Mesmo sendo uma complicação rara, a opacificação da óptica (MEDEIROS *et al.*, 2006) de lentes intraoculares tem sido descrita por alguns autores em diferentes materiais de lentes (APPLE *et al.*, 2000). Descolorações em lentes de silicone, opacificações em “flocos de neve” nas lentes de PMMA e granulações nas lentes acrílicas são algumas das alterações encontradas e relatadas. Na maioria dos casos estas raras opacificações foram associadas às lentes acrílicas hidrofílicas, pois decorreram menos tempo até as opacificações surgirem, tendo depósitos na superfície óptica da lente, nas hápticas ou ambos (TRAVASSOS *et al.*, 2012; WERNER *et al.*, 2000; WERNER *et al.*, 2001).

As causas destes fenômenos podem ser múltiplas, devido a variação do espectro de apresentação. Fatores diversos, desde a embalagem e manufatura da lente até a técnica cirúrgica e patologias sistêmicas ou oculares associadas, têm sido estudados na tentativa de esclarecer a etiologia destas opacificações (TRAVASSOS *et al.*, 2012; WERNER *et al.*, 2000; WERNER *et al.*, 2001; FINDL, 2012).

Segundo estes estudos, o tempo decorrido entre o implante de LIO hidrofílica com revestimento hidrofóbico, e o reconhecimento da opacificação é de seis a 18 meses. No implante de LIO hidrofóbica, a opacificação ocorreu em 2,7 a seis anos, e no implante de lente hidrofílica, a opacificação ocorreu em 1,5 a 2,5 anos (TRAVASSOS *et al.*, 2012).

Em resumo, as lentes utilizadas atualmente na Medicina Veterinária são dobráveis, de peça única, na sua maioria hidrofílicas e normalmente com alças de mesmo material do corpo óptico da lente.

5.2.1 Acrílico Hidrofóbico

Atualmente é o grupo de materiais mais frequentemente utilizados na medicina humana. São polímeros de acrilato, que tornam-se dobráveis à temperatura ambiente. Tem baixo conteúdo de água, índice de refração elevado e,

geralmente, uma elevada memória, o que também torna o material adequado para as alças de um monobloco de LIO “*open-loop*”. Este grupo de material se desenrola de uma maneira controlada e estudos tem demonstrado que possuem uma biocompatibilidade em nível uveal bom e em nível capsular excelente (FINDL, 2012).

Um dos inconvenientes deste grupo de materiais tem sido alterações intralenticulares. As pequenas inclusões de água no material óptico, chamados reflexos, podem ocorrer em materiais hidrofóbicos. Com o tempo, os reflexos podem aumentar, mas a evidência de estudos ainda não indica qualquer efeito sobre a função visual (FINDL, 2012; APPLE *et al.*, 2000).

5.2.2 Acrílico Hidrofílico

Grupo de material bastante heterogêneo com alto teor de água. Estas lentes são cortadas no estado desidratado e, em seguida são hidratadas e armazenadas em solução. A porcentagem de água entre as LIOs feitas de acrílico hidrofílico varia muito, podendo ser tão elevada quanto 38% (FINDL, 2012). Uma recente pesquisa mostrou que as lentes acrílicas hidrofílicas são mais propensas a desenvolver OCP em comparação às lentes de acrílico hidrofóbico ou às lentes de silicone (WERNER *et al.*, 2001). Isto pode acontecer pelo alto teor de água ser mais atrativo para as células epiteliais da lente migrarem, ou crescerem, ou o fato de que a borda óptica de LIOs neste grupo não é tão acentuada como nos materiais hidrofóbicos, e por consequência, uma curvatura menos acentuada da cápsula na extremidade, é uma barreira menos eficaz para evitar a migração das células epiteliais da lente (WERNER *et al.*, 2000; WERNER *et al.*, 2001; WERNER *et al.*, 2004).

Um dos principais problemas, em um estudo em humanos, com algumas lentes acrílicas hidrofílicas foi opacificação do material óptico devido à calcificação (WERNER *et al.*, 2000). Nestes casos foi levantada a possibilidade da qualidade óptica das lentes utilizadas serem baixas. Contudo, foi salientado no mesmo estudo, que a maioria das lentes hidrofílicas nunca mostraram tais problemas no passado, e que poderiam ser problemas com qualidade interna na empresa fabricante (FINDL, 2012).

5.3 Modelos

Atualmente na Medicina Veterinária, as opções de modelos para LIOs já são múltiplas, mas é imperativo que sejam de implante na câmara posterior, leves e bem moldadas (LAUS, 2009). Exemplos de características de algumas lentes disponíveis para animais incluem as polidas ou não polidas, as esféricas ou asféricas, as hápticas anguladas ou planares, as com estrutura difrativa ou não, as com aro de borda quadrada ou não. Todas estas características com os mesmos objetivos de evitar/prevenir a OCP e melhorar o foco. Uma outra observação é que as LIOs disponíveis atualmente são em monobloco, ou seja, hápticas e óptica fusionadas, formando uma única peça. (Figura 3)



Figura 3 – Algumas diferenças entre LIOs. Estruturas difrativas na LIO a esquerda (tamanho para a espécie equina) e sem estrutura difrativa na LIO a direita (com tamanho para a espécie canina). Ambas em monobloco e de material acrílico dobrável. Fonte: <http://www.acrivet.com>

5.3.1 Bordas

Lentes intraoculares com uma borda óptica quadrada (Figura 4) estão associados com a menor quantidade de OCP em estudos experimentais patológicos e clínicos (WERNER *et al.*, 2001). Bordas quadradas na óptica criam uma barreira física, impedindo ou retardando a migração das células epiteliais do equador capsular, a partir da cápsula anterior, para o polo posterior da cápsula posterior, no

eixo visual, assim diminuindo sensivelmente a incidência de OCP (MEDEIROS *et al.*, 2006).

A borda óptica é a característica mais importante para a prevenção da OCP. No entanto, deve estar presente em 360° em torno da óptica da LIO para proporcionar uma barreira eficaz. Um aro contínuo de bordas quadradas além de auxiliar a prevenção da OCP, aprimora junção da háptica com a óptica (WERNER *et al.*, 2001).

Ao mesmo tempo em que a borda óptica quadrada em 360° é a característica mais importante para a prevenção da OCP, há evidências crescentes de que as junções óptica-háptica de LIOs em peça única com borda quadrada podem representar um local para crescimento interno celular e formação de OCP. À estas junções apenas, o efeito barreira do bordo quadrada parece ser menos eficaz (WERNER *et al.*, 2000; WERNER *et al.*, 2001).

Um efeito de barreira para a proliferação de células epiteliais do cristalino é obtido com esta característica de modelo, independentemente do material da LIO (WERNER *et al.*, 2001).

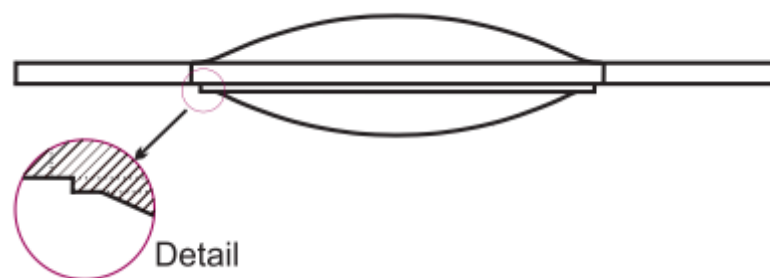


Figura 4 - Figura esquemática de uma borda óptica quadrada. Fonte: <http://www.acrivet.com>

5.3.2 Asférica x Esférica

Lentes intraoculares devem ser de preferência asféricas. Lentes esféricas simples refratam os raios com um ângulo de refração maior que os raios centrais, resultando em uma imagem desfocada (FINDL, 2012). (Figura 5)

Lentes asféricas aumentam o campo de visão nítida na sua periferia. Sua asfericidade geométrica ajuda a reduzir a espessura central da lente, com isso pode-se contar com lentes mais leves e mais finas (FINDL, 2012), além de o grau ser semelhante em toda a sua superfície, melhorando muito o contraste e a visão noturna (FINDL, 2012).

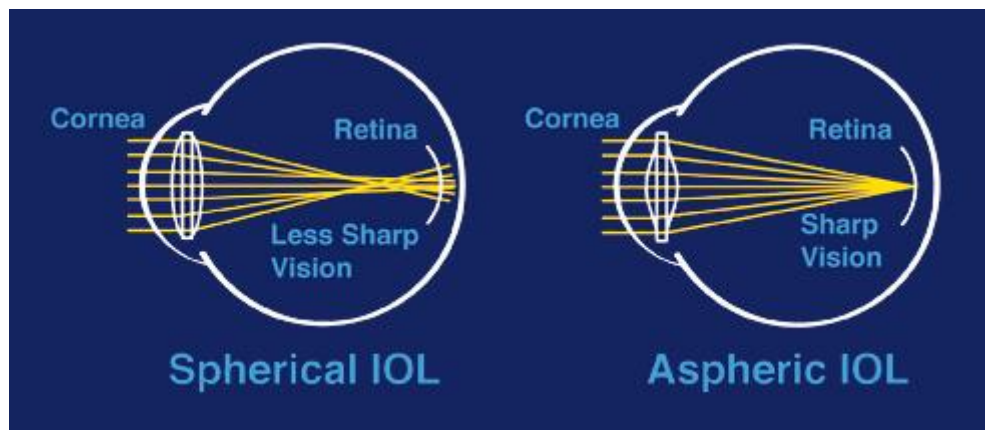


Figura 5 - Figura esquemática da diferença de imagem obtida entre LIOs esféricas e LIOs asféricas. Fonte: www.institutodavisaorp.com.br/doencas-oculares-e-patologias/lentes-intra-oculares-asfericas

5.3.3 Hápticas

Hápticas são as alças das lentes intraoculares. São elas que mantêm o saco capsular aberto e são necessárias para a o alinhamento ou centralização, e suporte da LIO no olho (FINDL, 2012). As bordas também podem ser quadradas, auxiliando na criação de uma barreira física que impede a migração de células do equador capsular, a partir da cápsula anterior, para a cápsula posterior, no eixo visual, diminuindo a incidência de OCP (WERNER *et al.*, 2001).

As alças podem ou não ter angulação. A angulação é importante para manter o saco capsular o mais distendido possível, apoiando o corpo óptico contra a cápsula posterior, maximizando assim o efeito bloqueador da borda quadrada (WERNER *et al.*, 2001; MEDEIROS *et al.*, 2006; GIFT *et al.*, 2009). Na Medicina Veterinária dispõe-se dos dois tipos, com e sem angulação, sendo as mais indicadas com angulação. Quando disponível a angulação da háptica é de 10° em média. (Figura 6)

Posterior ao implante da lente no saco capsular é importante que o cirurgião gire as hápticas, evitando que elas fiquem nos locais das incisões, para que elas não exerçam pressão nestes pontos (GIFT *et al.*, 2009; WERNER *et al.*, 2001).

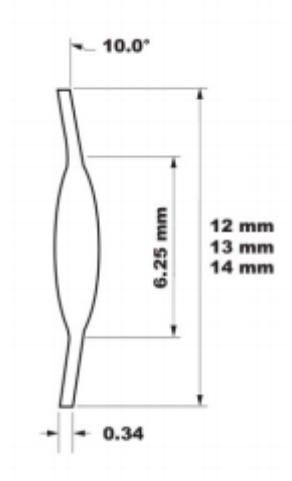


Figura 6 - Figura esquemática de medidas de LIO e angulação de háptica. Fonte: <http://www.dioptrix.com>

5.3.4 Estrutura difrativa

São pequenos degraus no corpo das lentes intraoculares, que corrigem a visão de perto pela difração da lente luminosa (Figura 7). A difração da luz ocorre quando ondas de luz passam através de uma superfície que possua níveis ou degraus. Estes pequenos degraus fazem com que as ondas de luz se dispersem em ondas menores, e uma imagem então é formada quando estas ondas fazem uma intersecção, formando múltiplos pontos focais (GIFT *et al.*, 2009).



Figura 7 - Figura exemplificando a estrutura difrativa em uma LIO. Fonte: <http://www.caralifeinc.com>

5.3.4. Fixação das Lentes

Na Medicina Humana existem três modelos de lentes, classificadas segundo sua forma de fixação intraocular: lentes com suporte na íris, lentes de câmara anterior e lentes de câmara posterior (YANOFF, 2011). Já na Medicina Veterinária, estão disponíveis apenas dois destes tipos de lentes: as lentes de suporte na íris e as lentes de câmara posterior (BRAS, 2006; FERREIRA, *et al.*, 1997; GIFT *et al.*, 2009; LAUS, 2009; MCMULLEN *et al.*, 2006; SAPIENZA, 2005; TOWNSEND *et al.*, 2013; WILKIE *et al.*, 2008).

As lentes de câmara posterior são a maioria das lentes comercialmente disponíveis, e apresentam modelos para cães, gatos e cavalos (BRAS, 2006; FERREIRA, *et al.*, 1997; GIFT *et al.*, 2009; LAUS, 2009; MCMULLEN *et al.*, 2006; SAPIENZA, 2005; TOWNSEND *et al.*, 2013). Lentes de suporte na íris são grande minoria no mercado, tendo apenas um modelo de uma marca comercial disponível, além de ser um modelo exclusivo para a espécie canina (WILKIE *et al.*, 2008). (Figura 8)

As lentes de câmara posterior disponíveis para animais são de implante dentro do saco capsular, sem necessidade de fixação com sutura. A de suporte na íris é de implante no sulco ciliar e fixada obrigatoriamente com sutura (WILKIE *et al.*, 2008).



Figura 8 - Modelo de LIO veterinária de suporte na íris. Fonte: <http://www.acrivet.com>

5.4 Dioptria

Dioptria, popularmente conhecida como grau, é a unidade de medida da potência de uma lente corretiva, unidade esta, que afere o poder de refração de um sistema óptico. Exprime a capacidade de um meio transparente modificar o trajeto da luz (FINDL, 2012; KUHN *et al.*, 2015; MCMULLEN *et al.*, 2006; PEIXOTO, 2005).

O cálculo do poder dióptrico da lente, feito com a fórmula SRK/T , leva em consideração a curvatura corneana, a posição que a lente irá ocupar dentro do olho e o comprimento axial do bulbo ocular (DE AZEVEDO *et al.*, 2007; PEIXOTO, 2005). Mas os animais têm diferenças anatômicas com o homem, como comprimento axial do bulbo ocular ser menor (PEIXOTO, 2005), a câmara anterior ser mais profunda e a curvatura corneana ser mais plana, e necessitam de LIOs com poder dióptrico diferente, normalmente mais alto e positivo, além de diâmetro maior e mais esférica (DE AZEVEDO *et al.*, 2007). Além disso, diferenças entre idade, raça, sexo e principalmente o porte do animal influenciam diretamente no cálculo da dioptria da lente a ser implantada (SAMPAIO *et al.*, 2002; DE AZEVEDO *et al.*, 2007; PEIXOTO, 2005). Os principais parâmetros que influenciam o provável poder dióptrico de uma LIO no cão é o peso (SAMPAIO *et al.*, 2002) e o comprimento axial do olho (PEIXOTO, 2005).

Por todas estas razões, o recomendado é realizar exame de ultrassom e estabelecer a biometria e a ceratometria pré-operatórias para o cálculo exato do poder dióptrico da LIO a ser implantada (DAVIDSON *et al.*, 1993; DE AZEVEDO *et al.*, 2007; KUHN *et al.*, 2015; MCMULLEN *et al.*, 2006; PEIXOTO, 2005; SAMPAIO *et al.*, 2002; TOWNSEND *et al.*, 2013). Porém, caso isto não seja possível, e realmente não representa a maioria dos casos, indica-se o implante de LIOs com o mesmo poder dióptrico para todos os animais daquela mesma espécie (DE AZEVEDO *et al.*, 2007; MCMULLEN *et al.*, 2006; TOWNSEND *et al.*, 2012). No cão, por exemplo o recomendado é uma LIO de 41.5D (DAVIDSON *et al.*, 1993). Para as espécies em que não existe LIO comercialmente disponível, deve-se fazer a encomenda, fornecendo os dados necessários para a confecção de uma lente específica para o animal em questão (KUHN, *et al.*, 2015; DE FABER *et al.*, 2004).

As fórmulas atualmente disponíveis para o cálculo da LIO são humanas e, portanto, foram desenvolvidas baseadas no olho do homem (PEIXOTO, 2005; SAMPAIO *et al.*, 2002). Estudo feito analisando a fórmula SRK/T para o cálculo de LIO a ser implantada em cães, demonstrou que a fórmula SRK/T não obteve um bom desempenho, pois o erro refracional atingido ficou fora das expectativas, mesmo minimizando os erros na mensuração dos dados utilizados pela fórmula (PEIXOTO, 2005).

Inicialmente as primeiras LIOs para cães foram confeccionadas segundo seu erro refracional após a remoção do cristalino, que era de +14.5D. Mas o cálculo feito considerava a distância a partir da córnea, então, quando a lente era implantada dentro do olho, não corrigia de forma adequada a hipermetropia. Os estudos foram evoluindo, as dioptrias foram aumentando, até atingir os valores atuais de +41,5D (DAVIDSON *et al.*, 1993) para lentes de câmara posterior e +39,0D para lentes de suporte na íris (WILKIE *et al.*, 2008), capazes de aproximar a maioria dos olhos caninos pseudofácicos da emetropia (DAVIDSON *et al.*, 1993, MEDEIROS *et al.*, 2006).

Nas empresas que disponibilizam LIOs para os animais domésticos diferentes do cão, são apresentadas lentes para gatos (SAPIENZA, 2005), com +53.5D, e para equinos, com possibilidade de +14.0D e +18.0D (HARRINGTON *et al.*, 2013; MCMULLEN *et al.*, 2006; MCMULLEN *et al.*, 2010; TOWNSEND *et al.*, 2012).

6 INJETORES

Implantes de lentes intraoculares dobráveis durante uma cirurgia de catarata através de uma pequena incisão, geralmente requerem um sistema de injetor (KLEINMANN *et al.*, 2014). São uma espécie de caneta, a qual possibilita a sua introdução pela incisão principal realizada na cirurgia de facoemulsificação. O implante é realizado sem necessidade de ampliação da incisão, inserindo-a de forma suave e controlada dentro do saco capsular. Injetores são usados apenas brevemente, mas desempenham um papel fundamental na segurança, eficiência e resultados visuais nas cirurgias de catarata (IFFT, 2013).

Há uma variedade de sistemas de injetores que estão disponíveis comercialmente. Esses sistemas diferem no seu princípio de ação e em várias das suas características, como no diâmetro e na forma do bico do injetor (IFFT, 2013). Estas características influenciam de tal modo que um efeito diferente sobre a incisão da córnea pode ser esperado a partir de diferentes injetores. Segundo um estudo feito em 2014 (KLEINMANN *et al.*, 2014), a característica mais importante que influencia na extensão da incisão na córnea e a tensão sobre as margens da incisão, é a circunferência exterior na ponta do bico dos injetores

Algumas complicações associadas aos injetores durante a montagem da lente dentro do seu cartucho são citadas na literatura como o encarceramento ou amputação das alças (IFFT, 2013; KLEINMANN *et al.*, 2014), por isso inovações contínuas em sistemas de inserção de LIO são importantes.

Os sistemas de implante de lentes podem ser os reutilizados, que são de material inoxidável, permitindo a esterilização e os descartáveis de acrílico. Este último sendo composto de duas partes, o injetor e o cartucho (IFFT, 2013; KLEINMANN *et al.*, 2014). (Figura 9)

A LIO dobrável é montada delicadamente dentro do cartucho aberto com o auxílio de um fórceps, após uma pequena quantidade de viscoelástico ser colocada dentro deste cartucho, para auxiliar no deslizamento da lente. Quando o cartucho for

fechado, a lente irá dobrar automaticamente. Injeta-se viscoelástico na parte de trás do cartucho, novamente para auxiliar no deslizamento, e após, este é adaptado à ponta do injetor, que apresenta um êmbolo, e ao ser pressionado delicadamente pelo cirurgião, injeta a lente dobrada dentro do saco capsular. Esta dentro do olho se expande, tomando sua forma, e estende, ou abre, o saco capsular. Uma atenção importante deve ser dada a colocação da lente no sentido correto (lado) para evitar o implante da lente inversa e o seu encarceramento no injetor (IFFT, 2013; KLEINMANN *et al.*, 2014).

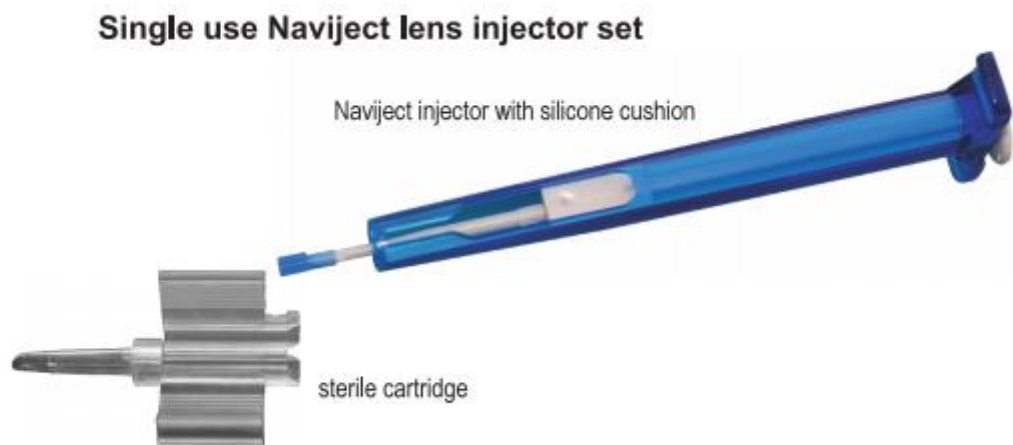


Figura 9 - Figura exemplificando um injetor descartável de LIO. Fonte: <http://www.acrivet.com>

7 DISCUSSÃO e CONCLUSÃO

Com o advento das lentes intraoculares, destacadas por sua importância na cirurgia de catarata moderna, a qualidade de visão é alcançada com auxílio de tecnologias avançadas. Os resultados das cirurgias de catarata são hoje melhores do que nunca por causa da realização de pequenas incisões na córnea, do uso de materiais e de injetores de alta qualidade (IFFT, 2013).

Com o implante da LIO, os animais têm função visual pós-cirúrgica adequada, apresentando visão de objetos próximos significativamente melhorada, além de elas fornecerem sustentação para a metaplasia fibrosa do epitélio lenticular e opacificação pós-operatória (LAUS, 2009; DAVIDSON *et al.*, 1993).

O uso das lentes intraoculares tem tido grande aceitação e está difundido na Oftalmologia Veterinária, tendo lentes especialmente projetadas para caninos, felinos e equinos (LAUS, 2009; DE FABER *et al.*, 2004; KUHN *et al.*, 2015). O implante de lente não só melhora a função visual, como também minimiza as complicações pós-operatórias de sinéquia posterior, entre a íris e a cápsula da lente, e de opacificação da cápsula posterior (BRAS, 2006; GIFT *et al.*, 2009), comumente encontradas quando se usa uma técnica cirúrgica padrão para catarata sem o implante da LIO.

O objetivo do implante da LIO é a recuperação total ou parcial da capacidade visual do paciente (GIFT *et al.*, 2009; LAUS, 2009). Hoje em dia sabe-se que a inserção da LIO justifica seu custo, tanto pelo seu objetivo estar sendo alcançado quanto por serem mínimas as complicações adicionais com este advento.

Contudo, estudos ainda são necessários para o aprimoramento do uso das LIOs na Medicina Veterinária no que se refere ao cálculo dióptrico, para que a lente consiga melhorar a acuidade visual específica de cada paciente (PEIXOTO, 2005; SAMPAIO *et al.*, 2002), e ao material usado para a sua confecção, vistos os estudos na Medicina Humana (FINDL, 2012; YANOFF, 2011; WERNER *et al.*, 2001; MEDEIROS *et al.*, 2006; GIFT *et al.*, 2009). Estudos também no que se refere à

capacidade das LIOs prevenirem a OCP, pois mesmo que a maioria mostre e comprove que as LIOs são eficazes para inibir a OCP, os mecanismos pelos quais a prevenção ocorre ainda são mal compreendidos (NASISSE *et al.*, 1995).

Existem lentes comercialmente disponíveis, com dioptrias já calculadas, para caninos, felinos e equinos. O implante de LIO após a remoção da catarata em animais minimiza as complicações pós-operatórias e qualifica a cirurgia de remoção da catarata.

REFERÊNCIAS

1. Acrivet®. Produtos para oftalmologia veterinária. Disponível em: <www.acrivet.com>. Acesso em 02 de junho de 2015.
2. APPLE, D. J., WERNER, L., ESCOBAR-GOMEZ, M., PANDEY, S. K. **Deposits on the optical surfaces of Hydroview intraocular lenses**. Journal of Cataract & Refractive Surgery, v. 26, n. 6, p. 796-797, 2000.
3. BISNETO, Otávio Siqueira. **Avanço das LIOs**. 2010. Disponível em: <http://www.universovisual.com.br/publisher/preview.php?edicao=0910&id_mat=4915>. Acesso em 25 de junho de 2015.
4. BRAS, I.D.; COLITZ, C.M.; SAVILLE, W.J. et al. **Posterior capsular opacification in diabetic and nondiabetic canine patients following cataract surgery**. Veterinary Ophthalmology, v. 9, p. 317-327, 2006.
5. Cara™ Life INC. Produtos para oftalmologia veterinária. Disponível em: <www.caralifeinc.com>. Acesso em 02 de junho de 2015.
6. DAVIDSON, M. G.; MURPHY, C. J.; NASISSE, M. P.; HELLKAMP, A. S.; OLIVERO, D. K.; BRINKMANN, M. C.; CAMPBELL, L. H. **Refractive state of aphakic and pseudophakic eyes of dogs**. American Journal of Veterinary Research, v. 54, n. 1, p. 174-177, 1993.

7. DE AZEVEDO, A. B.; RANZANI, J. J. T.; **Mensurações do Segmento Anterior do Bulbo do Olho, Visando a Estabelecer o Tamanho Ideal de Lentes Intra-oculares a Serem Implantadas em Cães.** Veterinária Notícias, v. 12, n. 1, 2007.
8. DE FABER, JT HN; PAMEIJER, J. H.; SCHAFTENAAR, W. **Cataract surgery with foldable intraocular lens implants in captive lowland gorillas (*Gorilla gorilla gorilla*).** Journal of Zoo and Wildlife Medicine, v. 35, n. 4, p. 520-524, 2004.
9. DE FARIA, Marco Antonio Rey. **Avanços nas lentes intra-oculares.** 2004. Disponível em: <http://www.universovisual.com.br/publisher/preview.php?edicao=1004&id_mat=535>. Acesso em 25 de junho de 2015.
10. DESAI, A. H.; KANSKI, J. J.; **Facoemulsificação de Forma Fácil.** Tradução por Helena Hungria. São Paulo: Santos, 2009. 135 p.
11. Dioptrix®. Produtos para oftalmologia veterinária. Disponível em: <www.dioptrix.com>. Acesso em 02 de junho de 2015.
12. FERREIRA, F. M., LAUS, J. L., & JUNIOR, C. J. J. **Catarata em pequenos animais: classificação e tratamento.** Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science, v. 34, n. 1, p. 16-20, 1997.
13. FINDL, Oliver. **Intraocular Lens: Materials and Design.** Disponível em <<http://phaco.ascrs.org/sites/phaco.ascrs.org/files/textbooks/Achieving%20Excellence%20in%20Cataract%20Surgery%20-%20Chapter%2012.pdf>>. Acesso em 25 de junho de 2015.

14. GIFT, B. W.; ENGLISH, R. V. NADELSTEIN, B. et al. **Comparison of capsular opacification and refractive status after placement of three different intraocular lens implants following phacoemulsification and aspiration of cataracts in dogs.** *Veterinary Ophthalmology*, v. 12, p. 13-21, 2009.
15. HARRINGTON, J. T., MCMULLEN, R. J., CLODE, A. B., GILGER, B. C. **Phacoemulsification and+ 14 diopter intraocular lens placement in a Saddlebred foal.** *Veterinary Ophthalmology*, v. 16, n. 2, p. 140-148, 2013.
16. IFFT, D. **Innovation in IOL Injectors.** *Ophthalmology Management*, p. 20 – 23, 2013. Disponível em: <<http://www.opthalmologymanagement.com/printarticle.aspx?articleID=108942>>
17. KLEINMANN, G.; KLEINMANN, I. **Intraocular Lens Injector–Induced Stress on the Corneal Incisions During Lens Implantation.** *American Journal of Ophthalmology*, v. 158, n. 1, p. 185-191. e1, 2014.
18. KUHN, S. E., HENDRIX, D. V., JONES, M. P., WARD, D. A., BAINE, K. H., & FRANKLIN, S. R. **Biometry, keratometry, and calculation of intraocular lens power for the bald eagle (*Haliaeetus leucocephalus*).** *Veterinary Ophthalmology*, v. 18, n. s1, p. 106-112, 2015.
19. LAUS, J. L. **Oftalmologia Clínica e Cirúrgica Em Cães e Gatos.** São Paulo: Roca, 2009. 248 p.

20. MCMULLEN, R. J., & GILGER, B. C. **Keratometry, biometry and prediction of intraocular lens power in the equine eye.** *Veterinary Ophthalmology*, v. 9, n. 5, p. 357-360, 2006.
21. MCMULLEN, R. J.; UTTER, M. E. **Current developments in equine cataract surgery.** *Equine Veterinary Journal*, v. 42, n. S37, p. 38-45, 2010.
22. MEDEIROS, H.; ÁVILA, M.; SANTOS, P. M. **Incidência de opacificação de cápsula posterior em pacientes submetidos à facoemulsificação e implante de lentes intra-oculares acrílicas hidrofílicas expansíveis.** *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, v. 69, n. 3, p. 371-5, 2006.
23. NASISSE, M. P.; DYKSTRA, M. J.; COBO, L. M. **Lens Capsular Opacification in Aphakic and Pseudoaphakic Eyes.** *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*, v. 233, p. 63-70, 1995.
24. ORÉFICE, F.; SIQUEIRA, R. C.; DA ROCHA, I. M. L.; **Guia para o Cirurgião de Segmento Anterior: retina e uveíte.** Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006. 280 p.
25. PEIXOTO, Tiago Palmeira. **Análise da fórmula SRK/T no cálculo de lente intra-ocular em cães portadores de catarata.** 2005. 54 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Medicina, 2005. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/94584>>.
26. PIGATTO, J. A. T.; PEREIRA, F. Q.; DE ALMEIDA, A. C. V. R.; MENEZES, C. L. M.; ALBUQUERQUE, L.; FRANZEN, A. A. **Avanços e benefícios da facoemulsificação.** *Acta Scientiae Veterinariae*, v. 35, n. Supl 2, p. s248-s249, 2007.

27. RIDLEY, NHL. **Artificial intraocular lenses after cataract extraction**. St Thomas Hospital Reports, v. 7, p. 12-14, 1951.
28. SAMPAIO, G. R.; RANZANI, J. J. T.; SCHELLINI, S. A. **Sexo, Peso e Conformação Anatômica do Olho sobre o Cálculo de Poder Dióptrico de Lentes Intra-Oculares no Cão**. Ciência Rural, Santa Maria, v.32, n.2, p.263-268, 2002.
29. SAPIENZA, J. S. **Feline lens disorders**. Clinical techniques in small animal practice, v. 20, n. 2, p. 102-107, 2005.
30. SLATTER, D. **Fundamentos de Oftalmologia Veterinária**. 3. ed. São Paulo: Roca, 2005. 712 p.
31. TOWNSEND, W. M.; JACOBI, S.; BARTOE, J. T. **Phacoemulsification and implantation of foldable+ 14 diopter intraocular lenses in five mature horses**. Equine Veterinary Journal, v. 44, n. 2, p. 238-243, 2012.
32. TOWNSEND, W. M.; WASSERMAN, N.; JACOBI, S. **A pilot study on the corneal curvatures and ocular dimensions of horses less than one year of age**. Equine Veterinary Journal, v. 45, n. 2, p. 256-258, 2013.
33. TRAVASSOS, A.; PROENÇA, D.; REGADAS, I.; MIRA, J.; MURTA, J.; PROENÇA, R. TRAVASSOS, A. **Opacificação de Lentes Intraoculares: A propósito de 44 casos**. Oftalmologia, v. 36, p. 147-154, 2012.

34. WERNER, L., APPLE, D. J., ESCOBAR-GOMEZ, M., ÖHRSTRÖM, A., CRAYFORD, B. B., BIANCHI, R., PANDEY, S. K. **Postoperative deposition of calcium on the surfaces of a hydrogel intraocular lens.** *Ophthalmology*, v. 107, n. 12, p. 2179-2185, 2000.
35. WERNER, L., APPLE, D. J., KASKALOGLU, M., PANDEY, S. K. **Dense opacification of the optical component of a hydrophilic acrylic intraocular lens: A clinicopathological analysis of 9 explanted lenses.** *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 27, n. 9, p. 1485-1492, 2001.
36. WERNER, L.; MAMALIS, N.; PANDEY, S. K.; IZAK, A. M.; NILSON, C. D.; DAVIS, B. L.; WEIGHT, C.; APPLE, D. J. **Posterior capsule opacification in rabbit eyes implanted with hydrophilic acrylic intraocular lenses with enhanced square edge.** *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 30, n. 11, p. 2403-2409, 2004.
37. WILKIE, D. A., GEMENSKY-METZLER, A. J., STONE, S. G., BASHAM, C. R., NORRIS, K. N. **A modified *ab externo* approach for suture fixation of an intraocular lens implant in the dog.** *Veterinary Ophthalmology*, v. 11, n. 1, p. 43-48, 2008
38. WILKIE, D. A.; HOY, S. S.; GEMENSKY-METZLER, A.; COLITZ, C. M. H. **Safety Study of Capsular tension Ring use in Canine Phacoemulsification and IOL Transplantation.** *Veterinary Ophthalmology*, p. 1-7, 2014.
39. XAVIER, J. J.; **Parecer Conselheiro nº 004/2011.** CREMERS, 2011. Disponível em http://www.portalmedico.org.br/pareceres/crmrs/pareceres/2011/4_2011.pdf . Acesso em 25 de junho de 2015.

40. YANOFF, M.; DUKER, J. S. **Oftalmologia**. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2011. 1528 p.