

Tiago Palmeira Peixoto

**Análise da fórmula SRK/T no cálculo de
lente intra-ocular em cães portadores de
catarata**

Dissertação apresentada à Faculdade
de Medicina, Universidade Estadual
Paulista “ Julio de Mesquita Filho ”,
Campus de Botucatu, para obtenção do
título de Mestrado.

Orientador: Prof. Dr. José Joaquim Tilton Ranzani

**Botucatu
2005**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Peixoto, Tiago Palmeira.

Análise da fórmula SRK/T no cálculo de lente intra-ocular para cães /
Tiago Palmeira Peixoto. – 2005.

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de
Medicina Veterinária e Zootecnia, Botucatu, 2005.

Orientador: José Joaquim Tilton Ranzani

Assunto CAPES: 50501070

1. Oftalmologia Veterinária 2. Cão - Olhos - Doenças

CDD 636.708977

Palavras-chave: Canino; Catarata; Emétrope; Erro refracional; Fórmula
SRK/T

RESUMO

A cirurgia de extração de catarata é uma realidade freqüente na Oftalmologia Veterinária, que o avanço das técnicas e materiais utilizados torna possível a tentativa da recuperação visual, visando um olho emétrope. No presente estudo foram utilizados 20 animais da espécie canina (*Canis familiaris* - LINNAEUS, 1758) de raças e idades variadas, machos e fêmeas, portadores de catarata e não diabéticos, os quais foram submetidos ao exame oftálmico completo. Posteriormente realizaram-se mensurações oculares por meio de um ecobiômetro ultra-sônico (ultra-sonografia modo-A) para o cálculo do poder da lente intra-ocular através da fórmula SRK/T obtendo uma média de comprimento axial de $19,94 \pm 1,12$ mm. A lente calculada foi implantada no trans-operatório da cirurgia de catarata chegando em uma média de $37,33 \pm 3,05$ dioptrias. Todos os animais foram submetidos a facoemulsificação, sendo divididos em dois grupos; G1 (com lente intra-ocular) e G2 (sem lente intra-ocular). A avaliação pós-cirúrgica do erro refracional, realizada nos animais operados aos 60 dias de pós-operatório pela retinoscopia, com a utilização da esquiascopia, foi de $5,57 \pm 1,59$ D verificando-se que a fórmula SRK/T não obteve um bom desempenho.

Palavras-chave: emétrope, catarata, fórmula SRK/T, erro refracional.

ABSTRACT

Cataract surgery is a frequent reality in veterinary ophthalmology, which with the advance of the new techniques and materials used makes it possible the effort for a visual rehabilitation, aiming an emetropic eye. Twenty animals of the canine species (*Canis familiaris* – LINNAEUS, 1758) of varied breed and age, males and females, bearers of cataract and non-diabetics, where used in this study and submitted to a complete ophthalmic examination. Afterwards ocular measurements where realized by an echobiometry ultrasound (A-scan ultrasound) for the intraocular lens power calculation by the SRK/T formula obtaining a mean axial length of $19,94 \pm 1,12$ mm. The calculated lens was implanted during the cataract surgery achieving a mean value of $37,33 \pm 3,05$ dioptry. All animals where submitted to phacoemulsification, being divided in two groups; G1 (with intraocular lens) and G2 (without intraocular lens). The post surgical evaluation of the refractional error, with the utilization of the retinoscopy, was of $5,57 \pm 1,59$ D, showing that the SRK/T formula did not have a good performance.

Key-words: emetropic, cataract, SRK/T formula, refractional error.

1. REVISÃO DE LITERATURA

O bulbo ocular (*bulbus oculi*) é uma estrutura de forma globular, levemente achatada ao longo do eixo óptico (rostro-caudal), composto por três camadas básicas, ou túnicas (BANKS, 1991; GELATT, 1999). A camada mais externa, denominada túnica fibrosa, é composta pela córnea e esclera. A segunda camada, formada pela úvea, compõe a túnica vascular, sendo esta, dividida em coróide, corpo ciliar e íris, todas altamente pigmentadas e vascularizadas. A terceira e a mais interna das camadas denomina-se túnica nervosa, consistindo em retina e nervo óptico. As três túnicas envolvem os meios transparentes internos do olho: o humor aquoso, cristalino e o humor vítreo (GELATT, 1999).

A luz penetra no globo através da córnea transparente, rostralmente posicionada, prossegue através da pupila, cujas margens são definidas por um diafragma ajustável, a íris, atingindo uma lente biconvexa (canino), suspensa pelo corpo ciliar e ligamentos zonulares, localizada anteriormente ao vítreo. O cristalino possui forma elipsóide, sendo transparente e avascular; sua superfície anterior apresenta uma menor curvatura com relação à superfície posterior. Os centros destas superfícies são denominados de pólos anterior e posterior (BANKS, 1991; SLATTER, 2001). O cristalino é composto pela cápsula, epitélio anterior, células do cristalino e substância amorfa. Ele divide-se em duas regiões denominadas: córtex (regiões externas próximas à cápsula) e núcleo (região central). Seu crescimento ocorre a partir das camadas de fibras, produzidas na região equatorial, as quais

depositam-se umas sobre as outras, deslocando as fibras mais velhas em direção ao centro do cristalino. As fibras mais antigas formam o núcleo, enquanto as células mais novas compõem o córtex. Elas encontram-se nos pólos, formando, nos cães, um Y anteriormente e um Y invertido posteriormente. O cristalino canino possui, aproximadamente, volume de 0,5ml, 7mm de espessura no eixo antero-posterior e um diâmetro equatorial de 10mm (GELATT, 1999; PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001; SLATTER, 2001).

A função básica do cristalino é permitir a transmissão e promover a refração dos raios de luz, para formação da imagem na retina. Nos cães, o poder dióptrico do cristalino é de aproximadamente 40 dioptrias (GAIDDON et al., 1991; DAVIDSON et al., 1993; GELATT, 1999). Alterações de tensão nos ligamentos zonulares determinam modificações na curvatura da superfície do cristalino e, conseqüentemente, do seu poder óptico (fenômeno conhecido como acomodação visual). Durante a acomodação visual, determinada pela contração do músculo ciliar com relaxamento dos ligamentos zonulares, o cristalino torna-se mais esférico, o que aumenta seu poder óptico. A capacidade de modificação de forma é decorrente de uma elasticidade natural da cápsula do cristalino (SLATTER, 2001).

A catarata é um termo derivado da palavra grega *kataruraktes*, o qual significa queda d'água. Como termo médico, ela compreende um grupo de desordens oculares manifestadas por opacidade das fibras do cristalino e/ou de sua cápsula. Possui tamanhos, formas, etiologias e grau de progressão variada (PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001; SLATTER 2001).

A classificação da catarata pode ser de acordo com o seu estágio de desenvolvimento, idade do animal a partir de sua manifestação, sua localização e etiologia. Quanto aos estágios de desenvolvimento, são denominados: incipiente, imatura, matura e hipermatura (FISCHER, 1989; GELATT, 1999; PETERSEN-JONES & CRISPIN, 1999; STADES et al., 1999; PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001; SLATTER 2001). Relativamente à idade do animal quando de sua manifestação, considera-se: congênita, infantil-juvenil e senil. Alguns autores ainda destacam a classificação da catarata como: de desenvolvimento (aparecem após a oitava semana de vida), embrionárias (devido às influências pré-natais) e adquiridas (qualquer catarata não congênita) (GELATT, 1999; PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001; SLATTER 2001). Quanto à localização, elas são conhecidas como nuclear (anterior ou posterior), cortical (anterior ou posterior) subcapsular, equatorial e capsular. Em relação a sua etiologia as cataratas podem apresentar-se como: hereditárias, traumáticas, tóxicas, devido à radiação, elétricas, secundárias a outras doenças oculares, metabólicas e nutricionais (GELATT, 1999; STADES et al., 1999; PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001; SLATTER 2001). Nos cães, o tipo mais comumente encontrado é a catarata hereditária primária, sendo descrita em diversas raças, apresentando-se, nas raças puras, em locais anatômicos específicos do cristalino e em idades determinadas (GELATT et al., 1983; FISCHER, 1989; PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001).

Diversas raças de cães têm sido descritas como predispostas à formação de catarata, entre elas destacam-se: Afghan Hound, Cavalier King Charles Spaniel,

Cocker Spaniel Americano e Inglês, Beagle, Boston Terrier, Chesapeake Bay Retriever, Golden Retriever, Labrador Retriever, Schnauzer Miniatura, Old English Sheepdog, Pastor Alemão, Staffordshire Terrier e o Poodle (GELATT et al., 1983; STADES et al., 1999).

Uma variedade de agentes terapêuticos tem sido estudada, tanto em homens como em cães, relativamente às ações de prevenção, retardação e reversão das cataratas, porém não houve relatos de melhora efetiva com a utilização destes medicamentos (GELATT, 1999; PEIFFER JR. & PETERSEN-JONES, 2001). O tratamento definitivo para a catarata consiste na sua remoção cirúrgica (FISCHER, 1989). A técnica intracapsular foi a primeira a ser utilizada e consiste na remoção do cristalino intacto (núcleo, córtex e cápsulas), através de uma grande incisão na córnea próxima ou sobre o limbo (DZIEZYC, 1990; WHITLEY et al., 1993b; WILLIAMS et al., 1996; SLATTER, 2001; RODRIGUES, 2004).

Posteriormente à técnica intra-capsular, desenvolveu-se a extração extra-capsular, cujo procedimento consiste na extração do material cristalino através da abertura e remoção da cápsula anterior, sendo mantida a cápsula posterior. Tal procedimento determinou a diminuição das complicações, porém persistiu o inconveniente da necessidade de uma grande incisão corneana ou límbica (ROOKS et al., 1985; DZIEZYC, 1990; BIGELBACH, 1993; WHITLEY et al., 1993a; WHITLEY et al., 1993b; RODRIGUES, 2004).

Atualmente, a técnica de escolha para remoção da catarata é a facoemulsificação, a qual consiste na fragmentação do cristalino, utilizando-se ultra-

som, com posterior aspiração do material emulsificado, através de uma pequena incisão de cerca de 3mm (DAVIDSON et al., 1991; NASISSE et al., 1991; BISTNER, 1992; WILLIAMS et al., 1996; GLOVER & CONSTANTINESCU, 1997; RODRIGUES, 2004).

A disponibilidade, desde 1984, do uso de lentes intra-oculares (LIO) projetadas para o uso canino, tem permitido um maior esforço na tentativa da reabilitação óptica do olho canino após a cirurgia para remoção da catarata (DAVIDSON et al., 1993). Outro método é através do uso de LIOs humanas em “piggyback”, ou polipseudoafacia. Esta foi primeiramente descrita por Gayton & Sanders em 1993, em um caso de cirurgia de catarata em hipermetropia extrema e em um olho nanofthalmico. Implantando duas lentes intraoculares em casos de alta hipermetropia é preferível, porque tal sistema oferece uma melhor qualidade óptica com uma aberração esférica menor do que com uma lente única (HULL et al., 1999; ELEFTHERIADIS, 2001).

O cálculo do poder refrativo da LIO, determinado antes do procedimento cirúrgico, é essencial e de extrema importância para o objetivo de se atingir um estado emétrepe (ERKIN et al., 1999). No passado, as LIOs eram calculadas utilizando-se fórmulas analíticas baseadas na óptica de Gaussian, no entanto, a constante empregada para a câmara anterior não era suficientemente adequada. Basicamente, este cálculo depende da mensuração, automática ou manual, do poder refrativo corneano (raio de curvatura da córnea) e do comprimento axial do olho (distância entre a córnea e a retina), embora outros parâmetros biométricos possam

ser incluídos. O tipo e localização do implante são levados em consideração através de uma constante-A ou pelo cálculo da profundidade da câmara anterior. Empregando-se tais parâmetros, uma variedade de fórmulas tem sido gerada no intuito de calcular o poder ideal da LIO artificial (GAIDDON et al., 1991; WILLIAMS et al., 1996; ERKIN et al., 1999; MURPHY et al., 2002; PREUSSNER et al., 2002).

As fórmulas teóricas de primeira geração (Colenbrander, Fyodorov, Hoffer, van der Heijde, Thijssen e Binkhorst), além do comprimento axial e ceratometria, requeriam um valor constante para a profundidade de câmara anterior (PCA) para a posição da LIO. Baseavam-se na fórmula de “Gernet” com um sistema de duas lentes; a córnea e a lente pseudofácica (LIO) focando imagens na retina (HOFFER, 1993; LAGENBUCHER & SEITZ, 2004). As primeiras fórmulas para o cálculo do poder da LIO foram melhoradas por fórmulas de regressão de Lloyd/Gills, Sanders/Kraff, e Retzlaff resultando na fórmula SRK, cuja sigla representa a inicial dos nomes de seus idealizadores (Sanders, Retzlaff e Kraff), e tornou-se universalmente usada por sua simplicidade e pela PCA ser substituída por uma constante-A individual para cada estilo de LIO.

Fórmulas de segunda geração apareceram nos anos 80, quando Hoffer e Binkhorst independentemente substituíram a constante de PCA em suas respectivas fórmulas com uma que variava baseada no comprimento axial. A constante de PCA foi relacionada ao comprimento axial, surgindo à nova Hoffer, Binkhorst II e Shammas. Em 1988 a fórmula SRK juntou-se as fórmulas de segunda geração (SRK

II) após modificações a constante-A; aumentando 1 dioptria para comprimentos axiais menores que 22mm, 2 dioptrias para menores de 21mm, 3 dioptrias para menores que 20mm, e diminuindo 0,5 dioptria para maiores que 24,5mm. Apesar das diversas fórmulas, estas ainda possuem uma performance fraca em casos de hipermetropia e miopia acentuadas.

Fórmulas de terceira geração variam a sua PCA baseada no comprimento axial e curvatura corneana do paciente. Em 1988 Holladay combinou um fator personalizado de PCA com o método de Fyodorov para prever a altura corneana (distância do endotélio corneano ao plano da íris). A PCA da Holladay é a soma da altura corneana, a espessura corneana (0.56mm) e a distância do plano da íris até o plano central da LIO. Este último ele denominou de fator do cirurgião (FC), calculado através de resultados pós-operatórios com um determinado estilo de LIO. A fórmula de Holladay representa um refinamento das fórmulas teóricas de segunda geração (HOFFER, 1993; JAFFE et al., 1997). Em 1990 os autores da fórmula SRK desenvolveram uma nova fórmula de terceira geração, a SRK/T. Esta fórmula é semelhante a Holladay, mas ao invés do FC ela possui uma constante-A para produzir um valor a ser adicionado à altura corneana de Fyodorov e produzir uma PCA. Ela também usa um diferente índice refrativo corneano (HOFFER, 1993).

Estas fórmulas mais complexas (Holladay, Holladay 2, SRK/T e HofferQ), que combinam cálculos analíticos e ajustes empíricos para os diferentes parâmetros, também possuem um fator para espessura da retina (PREUSSNER et al., 2002). A fórmula SRK/T foi desenvolvida para aumentar a precisão em casos de miopia

elevada, enquanto que, a fórmula Hoffer Q, para casos de hipermetropia extrema (SHAMMAS, 1984; MURPHY et al., 2002), utilizando tanto o comprimento axial, como o poder óptico da córnea para prever a posição do implante, diminuindo a possibilidade de erros.

Mesmo com o uso das fórmulas de terceira geração (Holladay, Holladay 2, SRK/T e HofferQ), o cálculo do poder da LIO torna-se extremamente difícil em olhos curtos. Embora estas fórmulas possam reduzir os erros de refração pós-operatórios mais eficientemente em relação às fórmulas antigas, ainda possuem erros previsíveis absolutos e altos desvios destes erros. Este fato torna mais crítica a mensuração em olhos curtos, pois um pequeno erro é, proporcionalmente, mais significativo relativamente ao mesmo erro em um olho maior. Isto ocorre em decorrência da incapacidade das fórmulas em diferenciar um olho proporcionalmente curto, de um olho que apresenta o segmento anterior normal com o segmento posterior mais curto (FINK et al., 2000; DONOSO & RODRÍGUEZ, 2001).

Bayer 1914, através de mensurações anatômicas, reportou o comprimento axial canino medindo aproximadamente 21,73mm, no entanto, trabalhos mais modernos relatam um comprimento axial de cerca de 20,9mm (MURPHY et al., 1992). Gaiddon et al. (1991) relataram um comprimento axial de 21,6mm ($\pm 0,77$ mm), sendo que, cães machos possuem comprimento relativamente maior que as fêmeas, 21,90mm e 21,29mm, respectivamente. Cottrill et al. (1989), empregando ultra-som modo-A revelaram valores, em cães mesocefálicos, de 19,6 ($\pm 2,0$ mm) e

de 21,1 (\pm 2,2mm) em cães dolicocefálicos. As fórmulas para o cálculo da LIO foram desenvolvidas baseando-se no olho humano, o qual possui um comprimento axial maior que o olho canino, medindo aproximadamente 24,2mm (22,3 - 26,0mm) (JAFFE et al., 1990).

A ecografia ou ultra-sonografia consiste de um procedimento diagnóstico, não invasivo, que possibilita a avaliação de várias anormalidades orbitárias e intra-oculares, utilizada especialmente quando os meios refrativos (cristalino e córnea) apresentam-se opacificados. Devido à natureza da onda do ultra-som ser similar a luz, esta onda segue o mesmo princípio de comportamento, incluindo refração, reflexão e absorção. Atualmente, existem a ultra-sonografia de modo-A, -B e -M (SCHIFFER et al., 1982; COTTRILL et al., 1989; GELATT, 1999).

A ultra-sonografia de modo-A é uma apresentação acústica unidimensional utilizando ondas de som não focalizadas para produzir uma série linear de picos ecóicos, que são representados como espinhos verticais da linha basal. O espaço entre os picos ecóicos depende do tempo preciso para que o som atinja a interface tecidual e seu eco retorne à sonda. O tempo entre os picos ecóicos pode ser convertido em distância, baseando-se na velocidade do som no meio onde os ecos são recebidos (GELATT, 1999). A ultra-sonografia de modo-A, para fins biométricos, é baseada em um transdutor piezoelétrico oscilatório, produzindo disparos curtos e intermitentes de ondas sonoras numa única direção, através dos tecidos. Estas ondas de alta frequência são refletidas parcialmente, pelas interfaces dos tecidos, apresentando diferentes densidades e níveis de independência acústica.

Isto resulta em ecos pulsáteis recebidos pelo transdutor original. Os ecos são, então, filtrados e amplificados, sendo gravados pelo aparelho. Os tempos de intervalos dos interpulsos podem ser medidos por fotografias ou métodos eletrônicos (SCHIFFER et al., 1982; GELATT, 1999).

As principais interfaces do olho são a córnea, as superfícies anterior e posterior do cristalino e a retina. O humor aquoso, substância amorfa do cristalino e o vítreo são materiais relativamente homogêneos, sendo assim, não interrompem a propagação das ondas de ultra-som. A propagação atual ou velocidades teciduais do ultra-som nessas substâncias variam e são determinadas por suas densidades e capacidade de compressão. Estas velocidades têm demonstrado serem dependentes das temperaturas. A computação biométrica das dimensões baseia-se no conhecimento destas velocidades teciduais específicas no humor aquoso (1,526 m/s), cristalino (1,710m/s) e no vítreo (1,526m/s), assim como, o tempo requerido para a passagem do ultra-som por tais meios. Assim, à distância computada entre duas interfaces intra-oculares é o produto da velocidade tecidual particular, multiplicada pelo intervalo de tempo medido (SCHIFFER et al., 1982; EKESTEN & TORRANG, 1995; GELATT, 1999).

2. INTRODUÇÃO E OBJETIVO

Durante muitos anos, a Oftalmologia Veterinária procedia à cirurgia da catarata em cães com intuito de recuperação da capacidade visual. Atualmente, com os avanços das técnicas e materiais disponíveis, o objetivo da cirurgia de catarata também progrediu, sendo, portanto, como meta atual, não somente a simples recuperação visual, mas, principalmente, a reabilitação de uma qualidade visual, visando atingir, o mais próximo possível, uma visão emétrepe, possibilitando, assim, uma melhor qualidade de vida para os animais. Da mesma forma como tem sido encarada na medicina humana, a cirurgia da catarata, também com objetivos refrativos, tem sido a verdadeira meta da Oftalmologia Veterinária.

O uso de lentes intra-oculares (LIOs) após cirurgia de facectomia, para a reabilitação visual em pacientes afácicos, é, atualmente, uma realidade indispensável na medicina humana. Diversas fórmulas têm sido preconizadas para o cálculo dos implantes, visando o alcance de um olho emétrepe. Porém, as fórmulas têm demonstrado grande variação entre os valores determinados para o poder da LIO, principalmente em cálculos relacionados a olhos de comprimentos axiais reduzidos. As fórmulas atualmente disponíveis para o cálculo da LIO são humanas e, portanto, foram desenvolvidas baseadas no olho do homem. Diversos estudos têm demonstrado diferenças entre o comprimento axial do olho canino relativamente ao humano, sendo, o cão portador de um comprimento axial menor, tornando os erros relacionados à aplicação das fórmulas mais significativos nestes.

O presente estudo tem como objetivo analisar a fórmula SRK/T para o cálculo do poder da LIO e verificar se ela seria indicada para o olho canino. Justifica-se tal preocupação uma vez que, o mais perfeito procedimento cirúrgico pode fracassar em atingir uma boa qualidade visual (emetropia) se, ocorrer à implantação de uma LIO de poder dióptrico equivocado. O cálculo preciso da LIO é fundamental no conceito atual de cirurgia de catarata refrativa.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1. Animais

Foram utilizados 20 animais da espécie canina (*Canis familiaris* - LINNAEUS, 1758) de raças e idades variadas, machos e fêmeas, portadores de catarata e não diabéticos (Tabela 1). Estes animais foram divididos em dois grupos: G1 (grupo de 10 animais submetidos a facoemulsificação com implantação de lentes intra-oculares em *piggyback*) e G2 (grupo de 10 animais submetidos a facoemulsificação sem a implantação de lente intra-ocular).

O presente estudo foi composto de animais atendidos junto ao Serviço de Oftalmologia do Hospital Veterinário, da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia - Universidade Estadual Paulista - UNESP - Campus de Botucatu, com a aprovação da câmara de ética. Os animais foram submetidos ao exame oftálmico completo, em ambiente de baixa luminosidade, dos anexos oculares e estruturas do segmento anterior do globo ocular, através da biomicroscopia em lâmpada de fenda¹, e do segmento posterior (nos casos em que a catarata não obstruía a visualização do fundo de olho), após dilatação pupilar, utilizando colírio de tropicamida 1%², com a oftalmoscopia monocular direta³ e binocular indireta⁴. Também foram realizadas avaliações complementares, fornecidas pelo teste de

¹ SL-450, Nidek Co., Japan

² Mydracyl colírio, Alcon Laboratórios do Brasil Ltda., São Paulo, SP, Brasil.

³ 71000-C, Welch Allyn, Ontario, Canada.

⁴ OHC-3.3, Opto Eletrônica S.A., São Carlos, SP, Brasil.

*Schirmer*⁵, de fluoresceína sódica⁶ e tonometria de aplanção⁷. Os animais que apresentaram alterações oculares ou sistêmicas que inviabilizaram a realização da cirurgia foram descartados.

Tabela 1 – Relação dos grupos de animais com olhos operados, raça, tipo de catarata (de acordo com seu estágio de desenvolvimento).

Grupos	Grupo G1	Grupo G2	Média
Olhos operados	7 olhos direitos 3 olhos esquerdos	4 olhos direitos 6 olhos esquerdos	11 olhos direitos 9 olhos esquerdos
Sexo	8 fêmeas 2 machos	6 fêmeas 4 machos	14 fêmeas 6 machos
Raça	4 Poodles 1 Boxer 1 Cocker Spaniel 1 Pastor Alemão 1 Lhasa Apso 2 SRD	5 Poodles 3 Cockers Spaniel 1 Shih Tzu 1 SRD	9 Poodles 4 Cockers Spaniel 3 SRD 1 Shih Tzu 1 Pastor Alemão 1 Lhasa Apso 1 Boxer
Tipo de catarata (estágio de desenvolvimento)	7 imaturas 3 maduras	5 imaturas 5 maduras	12 imaturas 8 maduras
Número de animais	10 animais	10 animais	20 animais

⁵ Teste de Schirmer, Ophthalmos, São Paulo, SP, Brasil.

3.2. Procedimento Anestésico

O procedimento anestésico para os exames de ceratometria, ecobiometria e esquiascopia, realizado em todos os momentos (M1, M2 e M3), foi constituído da medicação pré-anestésica composta por cloridrato de levomepromazina⁸ (0,5mg/kg/IM) associado ao butorfanol⁹ (0,2mg/Kg/IM) e a indução e manutenção utilizando a associação tiletamina/zolazepam¹⁰ (2mg/Kg/IV).

O protocolo anestésico para o procedimento cirúrgico foi constituído de medicação pré-anestésica composta por clorpromazina¹¹ (0,5mg/kg IV), seguido de indução com propofol¹² (5mg/kg IV) e manutenção em anestesia geral inalatória, com respiração controlada, utilizando isoflurano¹³ e vecurônio¹⁴ (0,2mg/kg IV).

⁶ Fluoresceína, Allergan Produtos Farmacêuticos Ltda, Guarulhos, SP, Brasil.

⁷ Tonopen XL, Mentor Inc, Norwell, Mass., USA

⁸ Neozine, Aventis Pharma Ltda., São Paulo, SP, Brasil

⁹ Turbogesic, Fort Dodge Saúde Animal Ltda., Campinas, SP, Brasil

¹⁰ Telazol, Fort Dodge Saúde Animal Ltda., Campinas, SP, Brasil

¹¹ Amplictil, Rhodia Farma Ltda., São Paulo-SP.

¹² Propofol, Cristália Produtos Químicos e Farmacêuticos Ltda., São Paulo-SP.

¹³ Isoflurane, Cristália Produtos Químicos e Farmacêuticos Ltda., São Paulo-SP.

3.3. Realização do Exame

3.3.1. Ultra-Sonografia de Modo-A

A avaliação ultra-sonográfica foram feitas nos três momentos (M1, M2, M3) após a tranquilização química e instilação de colírio anestésico, cloridrato de proximetacaína 0,5%¹⁵. O exame consistiu de 6 mensurações consecutivas das seguintes estruturas oculares:

- Comprimento axial do bulbo ocular.
- Distância entre a córnea e a cápsula anterior do cristalino.

As mensurações citadas acima foram realizadas automaticamente pela ultra-sonografia de modo-A, por meio de um ecobiômetro ultra-sônico¹⁶ (Figura 1). Apenas em alguns casos em que o aparelho tinha dificuldade de mensurar as distâncias entre as interfaces, as mensurações eram feitas manualmente. Realizou-se a técnica de imersão em metilcelulose 2%¹⁷ descrita por Giers & Eppe (1990), cuja sonda de 10mhz (Figura 2) foi alinhada com eixo óptico do olho e o aparelho calibrado para as velocidades de 1,526 m/s para o humor aquoso e vítreo, e 1,710m/s para o cristalino.

¹⁴ Norcuron, Akzo Organon Teknika Ltda., São Paulo-SP.

¹⁵ Anestalcon, Alcon Laboratórios do Brasil Ltda., São Paulo, SP, Brasil

¹⁶ NIDEK Echoscanner Model US-800, Nidek Co., Japan

3.3.2. Ceratometria

Foi realizada a mensuração da curvatura corneana (ceratometria) com a utilização de um autoceratômetro¹⁸ (Figura 3). Foram realizadas 5 aferições consecutivas no olho a ser operado e no contralateral, nos momentos M1 (antes do procedimento cirúrgico), M2 (30 dias pós-cirurgia) e M3 (60 dias pós-cirurgia).

3.4. Cálculo do poder da lente intra-ocular

O cálculo do poder dióptrico da LIO foi realizado pelo próprio aparelho, pela fórmula SRK/T, utilizando a média das aferições do comprimento axial e da ceratometria. A constante da lente intra-ocular (constante-A) de 118,0 utilizada na fórmula foi fornecida pelo fabricante. O poder dióptrico obtido foi dividido em duas lentes seguindo o cálculo a seguir: 1ª LIO (LIO localizada mais anterior) igual a 60% do poder total da LIO; e 2ª LIO (LIO localizada mais posterior) igual a 40% do poder total da LIO, mais 3 dioptrias.

¹⁷ Metilcelulose 2%, Ophthalmos, São Paulo, SP, Brasil.

3.5. Procedimento Cirúrgico

Foi realizada a cirurgia da extração de catarata através da facoemulsificação com duas incisões, uma principal de 3,2-mm e uma auxiliar a 1mm do limbo em córnea clara. Após a administração intracamaral de viscoelástico procedeu-se a capsulorexis contínua e circular. Após as incisões, injetou-se 0,1ml de Azul Tripan¹⁹ na câmara anterior e em seguida substância viscoelástica (Metilcelulose AV²⁰). O próximo passo foi à realização da capsulorrexix de forma circular e contínua com posterior hidrodissecção do cristalino. Com o aparelho de facoemulsificação²¹ foi realizada a técnica de dividir e conquistar do cristalino e procedida pela técnica de irrigação/aspiração, com solução salina balanceada²² para irrigação. Segui-se com a implantação de duas lentes intra-oculares de silicone dobrável²³, em *piggyback*, através da incisão principal, com utilização de injetor²⁴. Finalizando o ato cirúrgico houve a aspiração da substância viscoelástica, injeção de uma bolha de ar na câmara anterior e fechamento da incisão com dois a três pontos simples e separados, utilizando-se fio mononailon 10-0²⁵, os quais foram sepultados.

¹⁸ KM-500. Nidek Co. Japan

¹⁹ Azul Tripan, Ophthalmos, São Paulo, SP, Brasil.

²⁰ Metilcelulose AV, Ophthalmos, São Paulo, SP, Brasil.

²¹ AMO DIPLOMAXTM, AMO Advanced Medical Optics, São Paulo, SP, Brasil.

²² AMO Endosol, AMO Advanced Medical Optics, São Paulo, SP, Brasil.

²³ AMO PhacoFlex II, SI 40 NB, AMO Advanced Medical Optics, São Paulo, SP, Brasil.

²⁴ The Unfolder Silver Series, Allergan, Irvine, CA, USA.

²⁵ Ethicon, Johnson & Johnson Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil.

3.6. Avaliação pós-cirúrgica

3.6.1. Retinoscopia

A retinoscopia, com utilização do retinoscópio halógeno de faixa²⁶ (figura 4) e das réguas de esquiascopia²⁷ (figura 5), que permite a avaliação do erro refracional, foi realizada nos animais operados aos 30 (M2) e 60 (M3) dias de pós-operatório.

Para a realização da retinoscopia, precedida da dilatação pupilar com colírio de cloridrato de tropicamida 1%, o manguito do retinoscópio é fixado em sua posição mais baixa (efeito de espelho plano) e posicionado a aproximadamente 67cm do paciente. Se a faixa e o reflexo moverem-se na mesma direção e sem nenhuma lente no aparato refratário, a refração corresponderá a uma destas: hipermetropia, emetropia ou miopia menor que 1,5D. Se o reflexo se mover em direção oposta, o erro da miopia será maior que 1,5D.

3.6.2. Interpretação dos resultados

1) Na interpretação dos resultados foi considerada hipermetropia quando, na distância de aproximadamente 67cm, usando o efeito de espelho plano, o

²⁶ Retinoscópio halógeno de faixa nº18200 de 3,5v, Welch Allyn, Ontário, Canadá.

movimento “a favor” neutralizou-se usando uma lente maior que +1,5D e ambos meridianos se neutralizarem com a lente da mesma intensidade.

2) Foi considerada emetropia quando o movimento se neutralizar exatamente com uma lente de 1,5D.

3) Foi considerada miopia quando:

a) movimento “a favor”, usando o efeito de espelho plano a 67cm, neutralizar-se com uma lente menor que 1,5D de intensidade;

b) quando a 67cm, usando o efeito de espelho plano, não aparecer nenhum movimento; em outras palavras, quando o movimento neutralizar-se sem lente no aparato refrativo; a miopia então é exatamente de 1,5D;

c) ou quando o movimento é “contra” usando o efeito de espelho plano e neutralizar-se com uma lente negativa.

4) Foi considerado astigmatismo quando os meridianos principais neutralizarem-se com as lentes de diferente intensidade.

Baseado nos valores obtidos pela retinoscopia foi verificado se a fórmula SRK/T determina um bom resultado refrativo em cães, ou seja, se aproxima da emetropia.

²⁷ Par de Régua de Esquiascopia L2 Convexa e Côncava, Luneau Ophtalmologie, Charters, France.

3.7. Equipamentos



Figura 1 – Ultra-som de modo-A NIDEK Echoscanner Model US-800



Figura 2 – Sonda de 10mhz



Figura 3 – Autoceratômetro Nidek KM-500.



Figura 4 - Retinoscópio halógeno de faixa n°18200 de 3,5v, Welch Allyn.

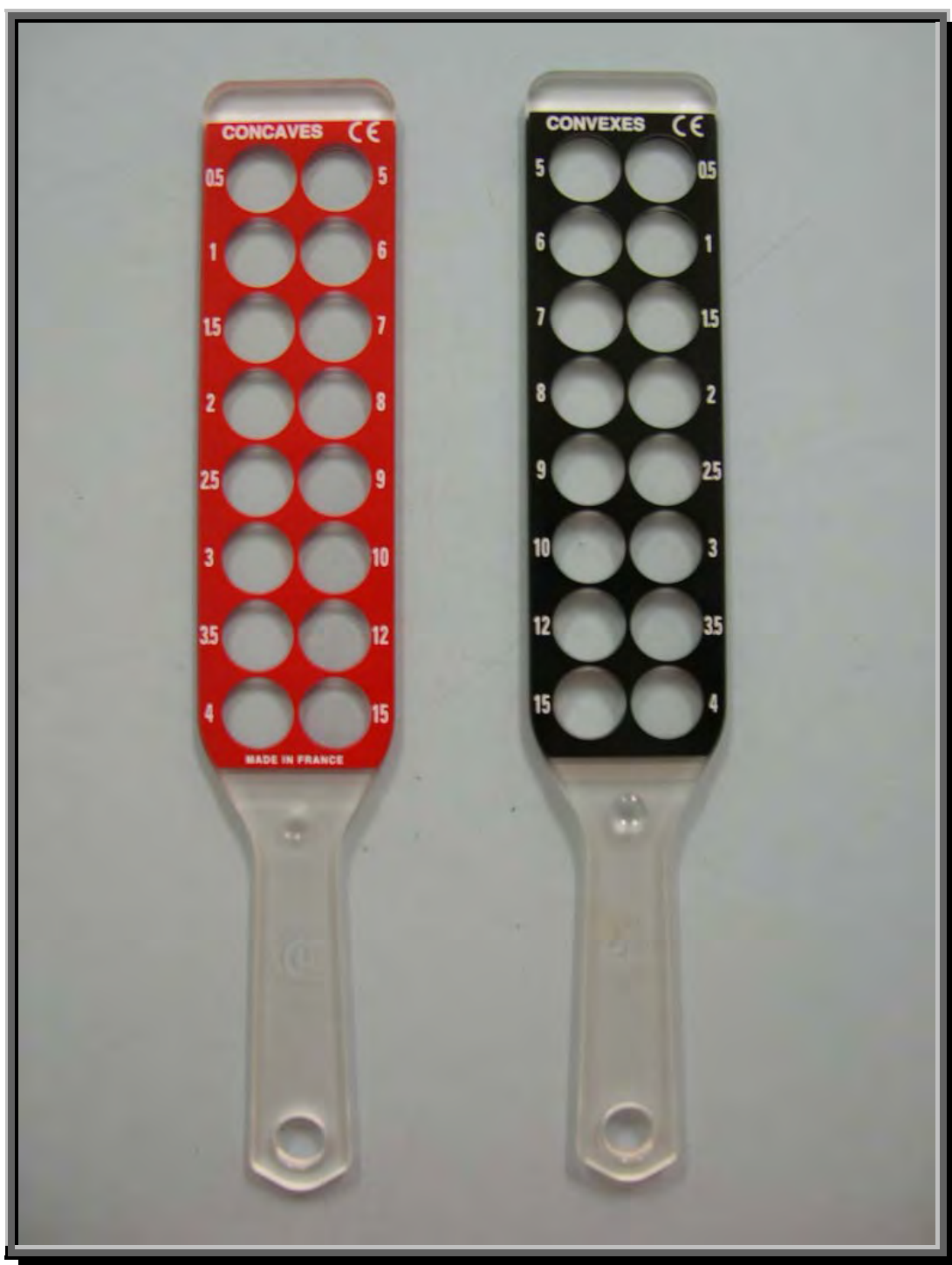


Figura 5 - Par de Réguas de Esquiascopia L2 Convexa e Côncava, Luneau Ophtalmologie.

3.8. METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Como as variáveis apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variâncias foi utilizada a Análise de perfil nos casos em que houve comparação de grupos e momentos, e grupos e olhos, e o teste t de Student para a comparação de grupos. O nível de significância utilizado foi de 5%.

4. RESULTADOS

Foram observados e analisados o comprimento axial, profundidade de câmara anterior e de ceratometria por serem dados com participação importante no cálculo da LIO.

Foi impossibilitada a aferição de dados com relação à profundidade de câmara anterior após o procedimento cirúrgico devido à incapacidade do aparelho em reconhecer e detectar as novas interfaces existentes. Os valores pré-cirúrgicos do grupo G1 foram numericamente menores do que a do grupo G2, como se segue na Tabela 2 e Gráfico 1 abaixo:

Tabela 2 - médias e desvio-padrão pré-cirúrgicos da profundidade de câmara anterior (mm) segundo grupo, olho direito e esquerdo.

Grupo	Olho esquerdo	Olho direito	Média	<u>Análise de perfil</u>
				p-valor
G1	3,74±0,98	3,68±0,6	3,71±0,79	0,073
G2	4,37±0,86	4,19±0,73	4,28±0,78	0,565
G1 E G2	4,06±0,95	3,94±0,7	3,99±0,82	0,775

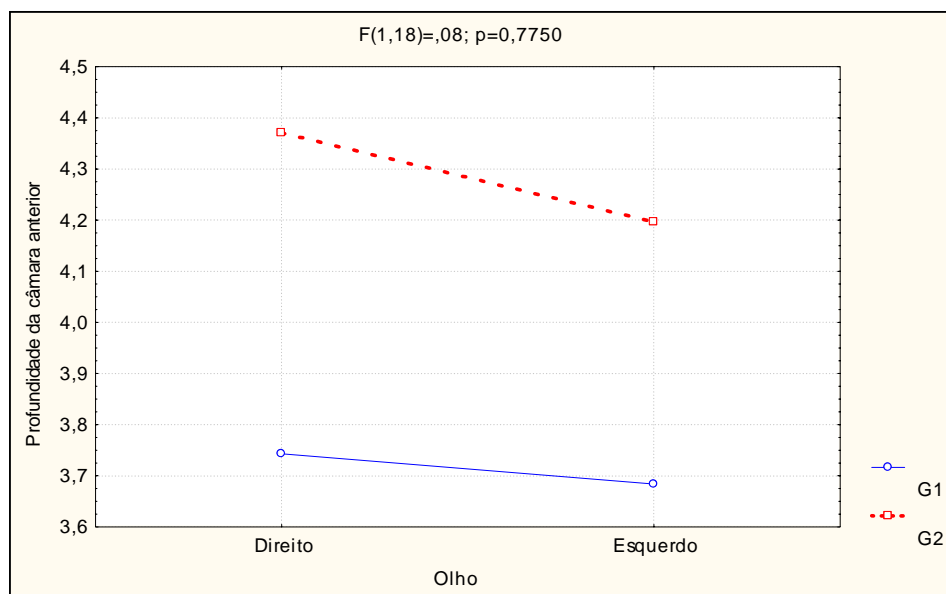


Gráfico 1 – média da profundidade de câmara anterior (mm) segundo grupo, olho direito e esquerdo.

O comprimento axial médio do grupo G1 foi de $19,54 \pm 1,10$ mm e do grupo G2 $20,33 \pm 1,03$ mm (Tabela 3 e Gráfico 2), portanto, verifica-se que a média dos caninos com a presença de catarata possuem um olho pequeno. O maior comprimento axial do grupo G1 foi de 21,01mm e o menor foi de 17,42mm, já o grupo G2 apresentou um animal com um olho de 22,76mm. Ao se comparar o comprimento axial dos olhos operados e não operados (Tabela 4), não houve diferença estatisticamente significante.

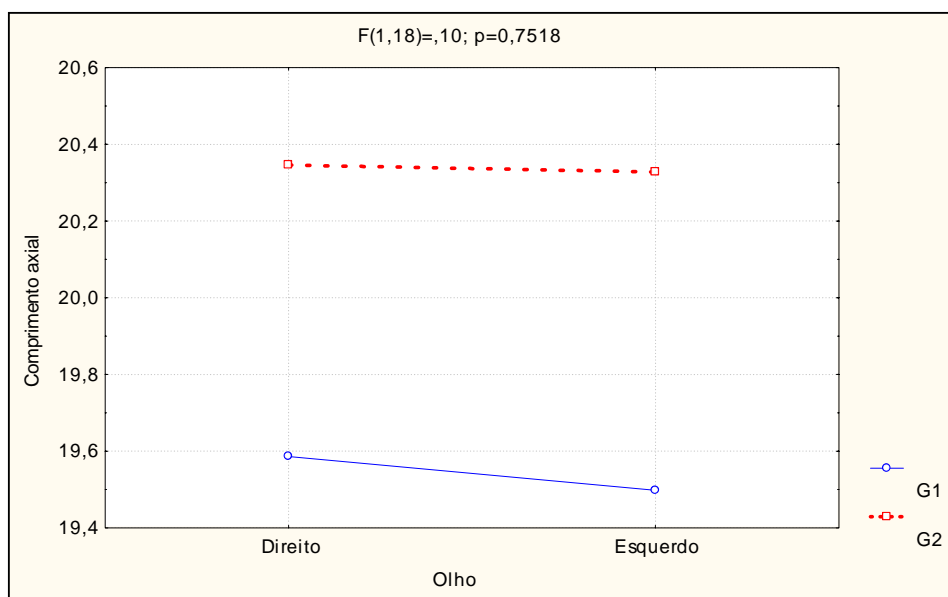


Gráfico 2 – Comprimento axial médio (mm) segundo grupo, olho direito e esquerdo.

Tabela 3 – Média e desvio padrão do comprimento axial médio (mm) segundo grupo, olho direito e esquerdo.

Grupo	Olho esquerdo	Olho Direito	Média dos Olhos	Análise de perfil p-valor
G1	19,58±1,23	19,50±1,02	19,54±1,10	0,113
G2	20,34±1,03	20,33±1,08	20,33±1,03	0,632
Média dos grupos	19,97±1,17	19,91±1,11	19,94±1,12	0,751

Tabela 4 - Média e desvio padrão do comprimento axial médio (mm) segundo grupo, olho operado e não operado.

Grupo	Olho operado	Olho não operado	Média dos Olhos	Análise de <u>perfil</u> p-valor
G1	19,71±1,15	19,37±1,08	19,54±1,10	0,656
G2	20,19±1,09	20,44±0,92	20,33±1,03	0,590
Média dos grupos	19,97±1,17	19,91±1,11	19,94±1,12	0,116

Também não houve diferença estatisticamente significativa nos diversos momentos do astigmatismo tanto no grupo G1 quanto no G2 (Tabela 5). O maior valor médio encontrado foi o do grupo G1 no segundo momento, tendo uma variação máxima de $-4,5D$ e mínima de $-0,5D$. O menor valor foi o do grupo G2 no primeiro momento com uma variação máxima de $-1,75D$ e mínima de $0D$.

Já a ceratometria (Tabela 6 e Gráfico 3), também obteve o maior valor médio no grupo G1 no segundo momento com $41,25\pm 2,39D$ e o menor pelo grupo G2 antes do procedimento cirúrgico (M1) com $40,38\pm 2,71D$.

Tabela 5 - médias e desvio-padrão referentes ao astigmatismo (dioptria) segundo grupo e momento.

Grupos	<u>Momentos</u>			Média dos momentos	Análise de perfil p-valor
	M1	M2	M3		
G1	-0,72±0,41	-1,43±1,31	-1,15±0,75	-1,1±0,92	0,265
G2	-0,65±0,68	-0,7±0,58	-0,67±0,35	-0,76±0,54	0,472
Média dos grupos	-0,68±0,56	-1,03±1,02	-0,91±0,55	-0,89±0,75	0,450

M1 = pré-cirurgia, M2 = 30 dias pós-cirurgia, M3 = 60 dias pós-cirurgia.

Tabela 6 – Média e desvio-padrão referentes a ceratometria (dioptria) segundo grupo e momento.

Grupo	<u>Momentos</u>			Média dos momentos	Análise de perfil p-valor
	M1	M2	M3		
G1	41,09 ±2,49	41,25±2,39	41,18±2,54	41,18±2,36	0,677
G2	40,38±2,71	40,85±2,55	40,85±2,61	40,69±2,54	0,604
Média dos grupos	40,69±2,56	41,03±2,41	41,00±2,51	40,93±2,45	0,838

M1 = pré-cirurgia, M2 = 30 dias pós-cirurgia, M3 = 60 dias pós-cirurgia.

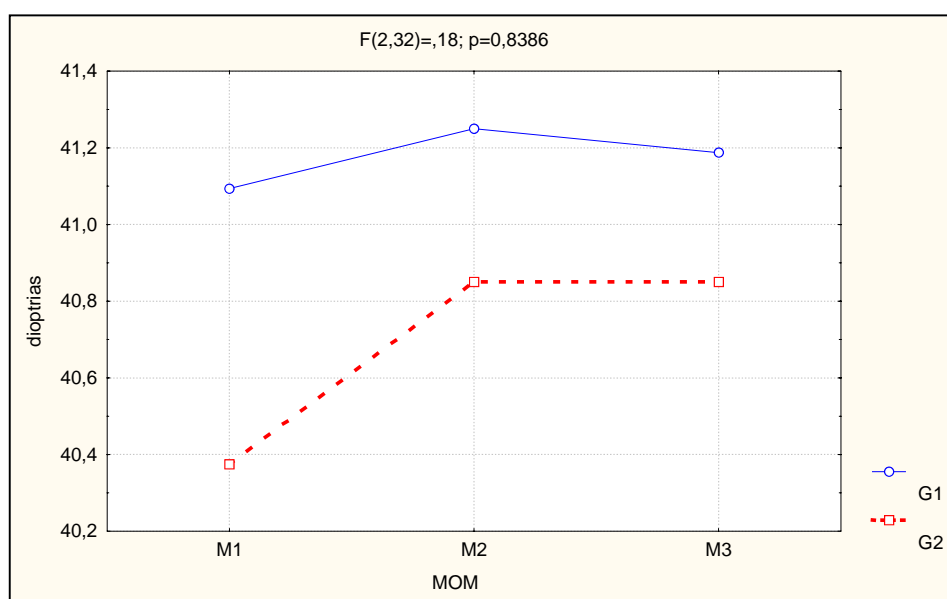


Gráfico 3 - Médias referentes a ceratometria (dioptria) segundo grupo e momento.

Após a aplicação dos dados acima expostos na fórmula SRK/T, chegou-se aos valores de poder da LIO (dioptria). A média no grupo a receber o implante foi de $37,32 \pm 3,0D$ (olhos operados) e o grupo G2, que não recebeu o implante, obteve uma LIO mais fraca, $34,64 \pm 2,88D$ (Tabela 7 e Gráfico 4). Observou-se que quanto maiores os comprimentos axiais e profundidade de câmaras anteriores, menor é a dioptria da lente calculada. A maior lente calculada do grupo G1 foi de 40,5D e a menor de 33D.

Tabela 7 – Média e desvio padrão do poder da LIO (dioptria) segundo grupo, olho direito e esquerdo.

Grupo	Olho esquerdo	Olho Direito	Média dos Olhos	Análise de perfil p-valor
G1	37,30±3,45	37,35±2,79	37,33±3,05	0,046
G2	35,17±3,58	34,11±2,04	34,64±2,88	0,420
Média dos grupos	36,29±3,58	35,81±2,91	35,98±3,23	0,377

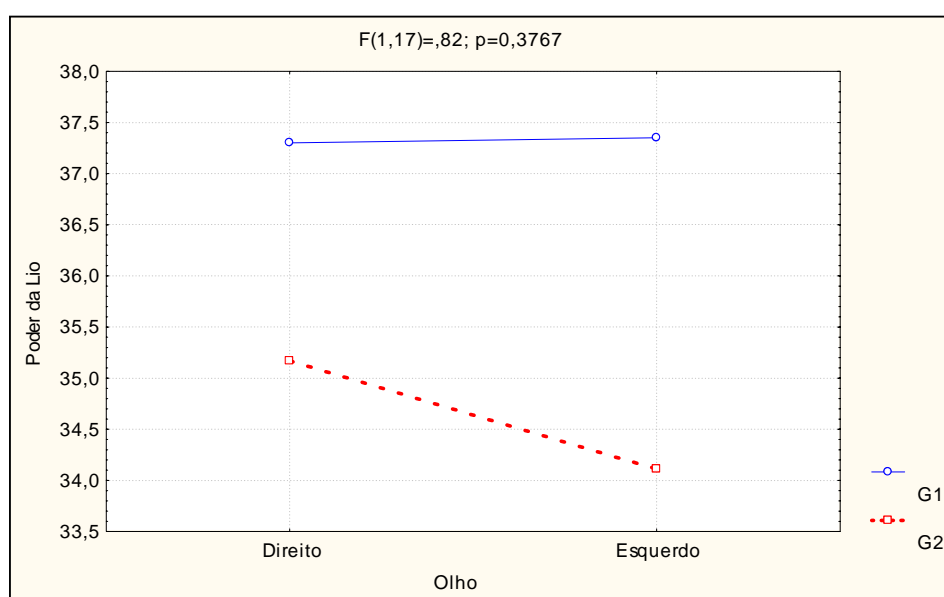


Gráfico 4 – Médias referentes ao poder da LIO (dioptria) segundo grupo, olho direito e esquerdo.

O valor da refração média aferida aos 60 dias pós-cirúrgico nos olhos operados do grupo controle (G2) foi de $19,47 \pm 1,13$ dioptrias (Tabela 8), variando entre um valor máximo de 21,25D e mínimo de 18,25D. No grupo com o implante de lente intra-ocular (G1), este valor foi de $5,57 \pm 1,59$ dioptrias, com valor máximo de sete e mínimo de 3D. Não foi possível a aferição dos valores de refração nos momentos M1, devido à presença de catarata, e em M2, devido aos meios refrativos não estarem completamente transparentes. Dois animais do grupo G1 não tiveram a sua refração aferida devido a opacidades intra-oculares e formação de sinéquia posterior, um destes ainda evoluiu para o glaucoma, que impossibilitaram a realização do exame de retinoscopia em faixa.

Houve diferença estatisticamente significativa pelo teste t de Student ($P < 0,001$) na comparação dos valores entre os dois grupos, dado a presença das lentes intra-oculares que reduziram o erro refrativo.

Tabela 8 - médias e desvio-padrão da refração pós-operatório (dioptrias) dos olhos operados entre o grupo G1 e G2.

Grupo	Refração Média	<u>t de Student</u> p-valor
G1	$5,57 \pm 1,59D^A$	<0,001
G2	$19,47 \pm 1,13D^B$	

5. DISCUSSÃO

A estimativa precisa do poder de lente intra-ocular é o objetivo central do sucesso da cirurgia de catarata moderna. O cálculo do poder da LIO depende de seis variáveis: erro refrativo pós-operatório desejado, poder corneano médio, fator de profundidade de câmara anterior (constante-A), fórmula de cálculo da LIO e qualidade da LIO (responsabilidade do fabricante), e mais importante, o comprimento axial do olho. A determinação precisa da emetropia pós-operatória depende da minimização dos erros associadas à mensuração destes parâmetros (KRAG & OLSEN, 1991; HOFFER, 1994; RAJAN et al., 2002; GOYAL et al., 2003).

O erro refrativo almejado no presente trabalho foi o de zero dioptrias, porém nenhum dos animais com implante de lente intra-ocular teve como resultado a emetropia desejada. Os valores variaram de 3 a 7D. Tromans et al. (2001), em um trabalho com pacientes humanos pediátricos, mostraram que o erro refrativo estimado em olhos de comprimento axial menor que 20mm, usando a fórmula SRK/T, diferiu em alguns casos do erro refrativo pós-operatório em mais de 9,19D.

Um dos fatores descritos acima que contribuem para a diferença entre o erro refrativo estimado e o pós-operatório é pela mensuração errada do poder refrativo corneano feito por ceratômetros e sistemas de topografia corneana (ARAMBERRI, 2003). Gaiddon et al. (1991), na tentativa de mensurar a curvatura corneana média de 62 cães sem raça definida, chegaram a um valor de 39.94 ± 2.61 D e um leve grau

de astigmatismo. O presente trabalho apresentou uma córnea discretamente mais plana ($40,69 \pm 2,56D$) e um astigmatismo de $0,68 \pm 0,56D$, o que levaria ao cálculo de uma lente intraocular mais potente, porém foi calculado um implante médio de 36D enquanto Gaiddon et al. (1991), utilizando uma equação teórica artificial (descrita abaixo), chegaram a um implante de 40D. Gilger et al. (1998) em seu trabalho relataram um poder dióptrico da LIO canina próximo a 41,5D.

Fórmula teórica utilizada por Gaiddon et al.:

$$P = (N/L - C) - (NK/N - KC)$$

P é o poder da LIO requerido para se atingir a emetropia, N é o índice refrativo do humor aquoso e vítreo (1,336), L é o comprimento axial em metros, K é a curvatura corneana em dioptrias, e C é a profundidade de câmara anterior pós-operatória em metros.

Estudos mostram que a média do poder corneano tem pouca mudança após a cirurgia de catarata por facoemulsificação, porém esta pequena mudança existente pode ocasionar um achatamento corneano levando a erros refrativos pós-cirúrgicos (OLSEN, 1992; BRANDSER et al., 1997; KORA et al., 2001; PACKER et al., 2002). Hayashi et al. (1995), Lyle & Jin (1996) e Masket & Tennen (1996) mostraram que incisões em córnea clara de 3,2-mm, sem a presença de suturas, tiveram maior estabilidade corneana com rápida reabilitação visual e provocaram um astigmatismo de no máximo 0,5D. Embora neste estudo tenha havido a aplicação de sutura na incisão de 3,2-mm, com um a dois pontos, o valor de astigmatismo

encontrado não foi estatisticamente significante, não sendo uma importante colaboração no erro refracional pós-operatório. Houve um ligeiro aumento na média do astigmatismo no grupo G1, menor do que 0,5D. Como o grupo G2 teve uma variação de 0,2D entre o momento M1 para o M3, talvez a ampliação da incisão de 3.2-mm para a implantação da LIO tenha causado esta maior variação no G1.

O efeito refrativo da lente intraocular depende também de sua posição dentro do olho. Se o implante for posicionado mais à frente do esperado, a refração irá tender a miopia, e se for atrás do esperado, o olho ficará mais hipermetrope. A estimativa incorreta da profundidade de câmara anterior (PCA) pós-cirúrgica corresponde a 42% dos erros no cálculo da LIO (OLSEN, 1992). Cottrill et al. (1989) em seu estudo comparativo entre o ultra-som de modo-A e o de modo-B em cães, mensuraram uma profundidade de câmara anterior média de $3,7 \pm 1,1$ mm e $3,8 \pm 1,0$ mm, com uma lente de $7,8 \pm 0,6$ mm e $7,6 \pm 0,5$ mm respectivamente. Schiffer et al. (1982) usando apenas a ecobiometria de modo-A, também em cães, chegaram a uma PCA de $4,95 \pm 0,45$ mm e um cristalino de $7,14 \pm 0,30$ mm. Haigis et al. (2000), em humanos, tiveram valores bem menores de PCA (2,62mm) e de lente (4,48mm). Sendo assim, devido a maior PCA pré-operatória e tamanho da lente canina, a PCA pós-operatória deve ser esperadamente maior, fato que pode ter contribuído para um erro refracional médio de $5,57 \pm 1,59$ D (GILGER et al., 1998). Não foi possível mensurar a PCA pós-operatória neste trabalho devido à incapacidade do ecobiômetro em detectar os sinais emitidos pelas interfaces.

As fórmulas regressivas desenvolvidas por Sanders-Retzlaff-Kraff (SRK I, SRK II, SRK/T) possuem uma constante-A para tipos de lentes intra-oculares individuais que substitui a constante de PCA usadas por outras fórmulas. Hoffer (1993) comparou as fórmulas Holladay, Hoffer Q, SRK I, SRK II e SRK/T e mostrou que a constante-A, dada pelo fabricante, calculou uma PCA pós-operatória significativamente menor que as das outras fórmulas. Uma das maneiras para melhorar a precisão da previsão é de mensurar a profundidade de câmara anterior pós-operatória e calcular para trás modificando a fórmula de cálculo de lente intraocular (constante-A personalizada) como sugerido por Holladay (1997).

Tem sido mostrado que fórmulas de terceira geração (Holladay I e II, HofferQ e SRK/T) são mais precisas para olhos curtos. Isto foi atribuído a sua capacidade melhorada de prever a profundidade de câmara anterior pós-operatória. Porém, a profundidade de câmara anterior média em olhos curtos e infantis não é proporcionalmente menor que de olhos adultos e isto pode contribuir para a imprecisão do cálculo do poder de lentes intra-oculares com fórmulas atuais (TROMANS et al., 2001). Fórmulas teóricas por serem baseadas em óptica fisiológica talvez sejam mais precisas do que as fórmulas regressivas quando analisados dados de olhos longos ou curtos (RETZLAFF et al., 1990).

Erros associados ao comprimento axial possuem a maior influência nas previsões de emetropia pós-operatória; a mensuração de comprimento axial inadequada pode acarretar em 54% a 68% dos desvios na refração pós-operatória após a cirurgia de catarata (OLSEN, 1992; GOYAL et al., 2003).

Kijima et al. (1999) e Hoffer (1993) relataram que a fórmula SRK/T levou a bons resultados em olhos longos ($>27\text{mm}$ e $>26\text{mm}$ respectivamente). Eleftheriadis et al. e Tromans et al. mostraram que em olhos com comprimento axial menor que 20mm , altos erros inaceitáveis de previsão podem ocorrer. Já os idealizadores da fórmula SRK/T, previram 46% dos casos corretamente dentro de $0,5\text{D}$, 66% entre 1D e 2% maior do que 2D em olhos curtos ($< 22\text{mm}$) (SANDERS et al., 1990). Holladay et al. (1986) explicam que um investigador que desenvolve uma fórmula sempre alcança melhores resultados com esta fórmula.

Gaiddon et al. (1991) obtiveram uma média de comprimento axial variando de $19,53\pm 1,35\text{mm}$ em cães pequenos e $21,89\pm 1,08$ em cães grandes. Schiffer et al. (1982) relataram uma média de $21,60\pm 0,77\text{mm}$ e Cottrill et al. (1989) trabalhando com cães doligo e mesocefálicos chegaram a valores de $21,1\pm 2,2\text{mm}$ e $19,6\pm 2,0\text{mm}$ respectivamente. Soares (2002) utilizando cães da raça Fila Brasileiro, relatou um comprimento axial médio de $22,15\pm 0,49\text{mm}$ e Sampaio (2000), avaliando animais de pesos e sexos diferentes, obteve um valor máximo de $20,40\text{mm}$, mostrando que os caninos possuem um comprimento axial semelhante a um olho humano curto ($< 22\text{mm}$). O presente trabalho teve um valor médio de comprimento axial de $19,94\pm 1,12\text{mm}$, sendo que os olhos que receberam o implante intra-ocular tiveram uma média de $19,71\pm 1,15\text{mm}$, semelhante aos descritos pelos autores acima.

A utilização de duas lentes intra-oculares pela técnica de *piggyback* pode ter contribuído para o alto erro refrativo final como relatados por Oshika et al. 2001 e

Spencer et al. 2002, cuja explicação para o fato foi a de que a utilização de duas lentes causa um deslocamento posterior da lente mais próxima a cápsula posterior, diminuindo o seu poder dióptrico efetivo, e também por haver uma leve aplanção na região de contato entre as duas lentes intra-oculares, o que também alteraria o poder dióptrico destas lentes.

A biometria ultra-sônica é um método bem estabelecido e preciso de mensuração das distâncias oculares, especialmente na determinação do comprimento axial e dos segmentos oculares para o cálculo do poder da lente intraocular (HAIGIS, 2000; PACKER et al., 2002). Olsen (1988) descreve uma resolução longitudinal de 200 μ m e uma precisão de 100 a 150 μ m do ecobiometro de modo-A. Um erro de 100 μ m no comprimento axial pode levar a um erro refracional de 0,28D (OLSEN 1987; ELEFTHERIADIS 2003).

Um dos fatores que pode levar ao erro na mensuração do comprimento axial é devido à diferença entre a biometria de modo-A de contato e imersão (KORA et al., 2001). O ultra-som de contato causa uma indentação da córnea e conseqüente diminuição na mensuração do comprimento axial em relação à imersão, na qual a sonda do ultra-som é colocada em uma solução, nunca entrando em contato com a córnea (SHAMMAS, 1984; GOYAL et al., 2003). Olsen & Nielsen (1989) confirmaram que o comprimento axial obtido com a técnica de contato apresentou uma diferença de 0,14mm da técnica de imersão, o que corresponde a 0,5D de erro no cálculo da LIO. Já Shammas (1984) e Giers & Epple (1990) encontraram uma diferença maior entre as duas técnicas (0,24mm e 0,3mm respectivamente). Packer

et al. (2002) relataram também a facilidade do manuseio do instrumental e tolerância dos pacientes humanos em relação ao exame, semelhante ao observado no presente trabalho em pacientes caninos.

Outro fator que contribui para a diferença no cálculo do erro refrativo estimado pode estar relacionado ao alinhamento do eixo de mensuração da sonda com o eixo visual do olho, que pode ser corrigido com a correta tranquilização do animal e centralização medicamentosa do globo ocular utilizando-se de drogas anestésicas (BRANDSER, 1997; GOYAL et al., 2003). Alguns autores também recomendam usar uma média de várias medidas do comprimento axial realizadas pelo ultra-som para aumentar a precisão dos cálculos, enquanto outros sugerem de seis a oito medidas consecutivas do comprimento axial até que as leituras difiram em menos de 0,1mm (SANDERS & KRAFF, 1982; OSSOINIG, 1984; OLSEN, 1992; RAJ et al., 1998;). RAJ et al. (1998) relataram ainda em seu trabalho que não houve diferença significativa na previsão da refração pós-operatória entre uma mensuração única de alta qualidade do comprimento axial e a média de três medidas aceitáveis deste comprimento.

A velocidade do ultra-som também pode acarretar na mensuração inadequada do comprimento axial. O ecobiometro não mede comprimento, e sim o tempo em microsegundos que leva para que a onda de som viaje da córnea para a retina (HOFFER, 1994; KORA et al., 2001). As maiorias dos instrumentos usam uma velocidade média de 1550m/s, mas, em olhos pequenos com catarata congênita, a lente possui uma proporção maior do comprimento axial total e, sendo assim, a

velocidade média deve ser mais rápida (TROMANS et al, 2001). Erros também podem ocorrer devido à dificuldade de se determinar com precisão a velocidade do ultra-som em cataratas de diferentes densidades e na correta determinação da distância vítreo-retiniana (OLSEN, 1992; BRANDSER et al., 1997). A velocidade utilizada foi a mesma descrita por Schiffer et al. (1982) e Gelatt (1999) de 1,526 m/s para o humor aquoso e o vítreo, e 1,710m/s para o cristalino. O erro na mensuração da distância vítreo-retiniana deve-se em função do ultra-som ser refletido a partir da membrana limitante interna, que não corresponde à verdadeira espessura retiniana, por isso gerações mais novas de fórmulas levam em conta esta espessura, introduzindo um fator retiniano de correção nestas fórmulas (GOYAL et al. 2003).

Os erros refracionais do presente trabalho ficaram muito aquém do esperado, mesmo utilizando técnicas já descritas por vários autores para minimizar estes erros. Talvez com o cálculo de uma constante-A personalizada e otimizando a fórmula SRK/T com dados próprios (utilizando as equações da fórmula SRK/T com dados próprios), melhores resultados poderiam ser obtidos, visto que, os caninos, principalmente os das raças mais predispostas ao desenvolvimento de catarata (Poodle, Cocker Spaniel Americano, Schnauzer Miniatura, entre outros) que são de porte pequeno e médio, possuem um comprimento médio axial menor e profundidade de câmara anterior e cristalino maior do que o humano, não sendo anatomicamente proporcional a um olho com um comprimento axial maior. Fato este que contribui para que as fórmulas de terceira geração levem a erros quando

utilizadas em olhos mais curtos, comprovado pelo erro refracional apresentado neste trabalho.

6. CONCLUSÃO

O estudo acima mostrou que a fórmula SRK/T não foi adequada para a reabilitação visual de cães cujo objetivo final era a emetropia. O erro refracional atingido ($5,57 \pm 1,59D$) ficou fora das expectativas ao se utilizar uma fórmula de cálculo de lente intra-ocular de terceira geração, mesmo minimizando os possíveis erros na mensuração dos dados utilizados pela fórmula.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARAMBERRI, J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double-K method. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.29, 2063-68, 2003.
- BANKS, W.J. Olho e Ouvido. In: BANKS, W.J. **Histologia Veterinária Aplicada**. 2.ed. São Paulo: Editora Manole Ltda., 1991. p.589-629.
- BAYER, J. Augenheilkunde. **Vienna, Braumueller**, p.17-26, 1914.
- BIGELBACH, A. A new method of extracapsular cataract extraction in dogs: the intercapsular technique. **Eur. J. Companion Anim. Pract.**, v.3, n.3, p.78-82, 1993
- BISTNER, S.I. Recent developments in comparative ophthalmology. **Compend. Cont. Educ. Pract. Vet.**, v.14, n.10, p.1304-23, 1992
- BRANDSER, R.; HAASKJOLD, E., DROLSUM, L. Accuracy of IOL calculation in cataract surgery. **Acta Ophthalmol. Scand.**, v.75, p.162-5, 1997.
- COTTRILL, N.B.; BANKS, W.J.; PECHMAN, R.D. Ultrasonographic and biometric evaluation of the eye and orbit of dogs. **Am. J. Vet. Res.**, v.50, n.6, p.898-903, 1989.
- DAVIDSON, M.G. et al. Refractive state of aphakic and pseudophakic eyes of dog. **Am. J. Vet. Res.**, v.54, n.1, p.174-7, 1993.
- DAVIDSON, M.G.; NELMS, S.R. Diseases of the Lens and Cataract Formation. In: GELATT, K.N. **Veterinary ophthalmology**. 3.ed. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, 1999. p.797-825.

- DONOSO, R.; RODRÍGUEZ, A. Piggyback implantation using the AMO Array multifocal intraocular lens. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.27, p.1506-10, 2001.
- DZIEZYC, J. Cataract surgery. Current approaches. **Vet Clin. North Am.- Small Anim. Pract.**, v.20, n.3, p.737-54, 1990.
- EKESTEN, B.; TORRANG, I. Age-related changes in ocular distances in normal eyes of Samoyeds. **Am. J. Vet. Res.**, v.56, n.1, p.127-33, 1995.
- ELEFThERIADIS, H. et al. Primary polypseudophakia for cataract surgery in hypermetropic eyes: refractive results and longterm stability of the implants within the capsular bag. **Br. J. Ophthalmol.**, v.85(10), p.1198-202, 2001.
- _____. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. **Br. J. Ophthalmol.**, v.87, p.960-3, 2003.
- ERKIN, E.F.; TARHAN, S.; ÖZTÜRK, F. Axial length measurement and asteroid hyalosis. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.25, p.1400-3, 1999 .
- FINK, A.M.; GORE, C.; ROSEN, E.S. Refractive Lensectomy for Hyperopia. **Ophthalmology**, v.107, n.8, p.1540-8, 2000.
- FISCHER, C.A. Geriatric Ophthalmology. **Vet. Clin. Nort Am.- Small Anim. Pract.**, v.19, n.1, p.103-23, 1989.
- GAIDDON, J. et al. Use of biometry and keratometry for determining optimal power for intraocular lens implants in dogs. **Am. J. Vet. Res.**, v.52, n.5, p.781-3, 1991.

- GAYTON, J.L.; SANDERS, V.N. Implanting two posterior chamber intraocular lenses in a case of microphthalmos. **J. Cataract. Refract. Surg.** 1993; 19:776-777
- GELATT, K.N. et al. Biometry and clinical characteristics of congenital cataracts and microphthalmia in the Miniature Schnauzer. **J. Am. Vet. Med. Assoc.**, v.183, n.1, p.99-102, 1983.
- GIERS, U.; EPPLER, C. Comparison of A-scan device accuracy. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.16, p.235-42, 1990.
- GILGER, B.C.; DAVIDSON, M.G.; HOWARD, P.B. Keratometry, ultrasonic biometry, and prediction of intraocular lens power in the feline eye. **Am. J. Vet. Res.**, v.59, n.2, p.131-4, 1998.
- GLOVER, T.D.; CONSTANTINESCU, G.M. Surgery for cataract. **Vet Clin. North Am.- Small Anim. Pract.**, v.27, n.5, p.1143-73, 1997.
- GOYAL, R.; NORTH, R.V.; MORGAN, J.E. Comparison of laser interferometry and ultrasound A-scan in the measurement of axial length. **Acta Ophthalmol. Scand.**, v.81(4), p.331-5, 2003.
- HAIGIS, W. et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. **Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.**, v.238, p.765-73, 2000.
- HAYASHI, K. et al. The correlation between incision size and corneal shape changes in sutureless cataract surgery. **Ophthalmology**, v.102, n.4, p.550-6, 1995.

- HOFFER, K.J. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.19, p.700-12, 1993.
- _____. Ultrasound velocities for axial eye length measurement. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.20, p.554-62, 1994.
- HOLLADAY, J.T. et al. Improving the predictability of intraocular lens power calculations. **Arch. Ophthalmol.**, v.104, p.539-41, 1986.
- HOLLADAY, J.T. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.23, p.1356-70, 1997.
- HULL, C.C.; LIU, C.S.C.; SCISCIO, A. Image quality in polypseudophakia for extremely short eyes. **Br. J. Ophthalmol.**, v.83, p.656-63, 1999.
- JAFFE, N.S.; JAFFE, M.S.; JAFFE, G.F. Intraocular Lens Implants. In: _____. **Cataract Surgery and its Complications**. 6.ed. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1997. p.147-99.
- KIJIMA, T. et al. Accuracy of intraocular power calculation formulas. **J. Jpn. Ophthalmol. Soc.**, v.103, p.470-6, 1999.
- KORA, Y. et al. Intraocular lens power calculation for lens exchange. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.27, p.543-8, 2001.
- KRAG, S.; OLSEN, T. Secondary IOL power calculation – a comparison of an optical and a biometric method. **Acta Ophthalmol.**, v.69, p.625-9, 1991.
- LAGENBUCHER, A.; SEITZ, B. Computerized calculation scheme for toric intraocular lenses. **Acta Ophthalmol. Scand.**, v.82, p.270-6, 2004.

- LYLE, W.A.; JIN, G.J.C. Prospective evaluation of early visual and refractive effects with small clear corneal incision for cataract surgery. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.22, p.1456-60, 1996.
- MASKET, S.; TENNEN, D.G. Astigmatic stabilization of 3.0mm temporal clear corneal cataract incisions. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.22, p.1451-5, 1996.
- MURPHY, C.; TUFT, S.J.; MINASSIAN, D.C. Refractive error and visual outcome after cataract extraction. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.28, p.62-6, 2002.
- MURPHY, C.J.; ZADNIK, K.; MANNIST, M.J. Myopia and Refractive Error in Dogs. **Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.**, v.33, n.8, p.2459-63, 1992.
- NARFSTRÖM, K.; BJERKÅS, E. Visual Impairment. In: PEIFFER JR, R.L., PETERSEN-JONES, S.M. **Small Animal Ophthalmology**: A problem-oriented approach. 3.ed. London: Harcourt Publishers Limited, 2001. p.103-76.
- NASISSE, M.P. et al. Phacoemulsification and intraocular lens implantation: A study of technique in 182 dogs. **Prog. Vet. Comp. Ophthalmol.**, v.1, n.4, p.225-32, 1991.
- OSSOINIG, K.C. how to obtain maximum measuring accuracy with standardized A scan. **Doc. Ophthalmol.**, v.38, p.197-216, 1984.
- OLSEN, T. Theoretical approach to intraocular lens calculation using Gaussian optics. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.13, p.141-5, 1987.
- _____. The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. **Acta Ophthalmol.**, v.67, p.141-4, 1990.

- _____. Sources of error in intraocular lens power calculation. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.18, p.125-9, 1992.
- OLSEN, T.; NIELSEN, P.J. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. **Acta Ophthalmol.**, v.67, p.101-2, 1989.
- OSHIKA, T. et al. Piggyback foldable intraocular lens implantation in patients with microphthalmos. **J. Cataract Refract. Surg.**, v. 27, p.841-4, 2001.
- PACKER, M. et al. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.28, p.239-42, 2002.
- PETERSEN-JONES, S. Alteraciones del cristalino. In: PETERSEN-JONES, S.M.; CRISPIN, S.M. **Manual de oftalmología en pequeños animales**. Madrid: Harcourt Brace de España S.A., 1999. p.217-34.
- PREUSSNER, P.R. et al. Ray tracing for intraocular lens calculation. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.28, p.1412-9, 2002.
- RAJ, P.S.; ILANGO, B.; WATSON, A. Measurement of axial length in the calculation of intraocular lens power. **Eye**, v.12, p.227-9, 1998.
- RAJAN, M.S.; KEILHORN, I.; BELL, J.A. Partial coherence laser interferometry vs. conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. **Eye**, v.16, p.552-6, 2002.
- RETZLAFF, J.A.; SANDERS, D.R.; KRAFF, M.C. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.16, p.333-40, 1990.

- RODRIGUES, G.N. **Estudo clínico da facoemulsificação em cães, com e sem implante de lente intra-ocular em piggyback.** Botucatu, 2004. 194p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista.
- ROOKS, R.L. et al. Extracapsular cataract extraction: An analysis of 240 operations in dogs. **J. Am. Vet. Med. Assoc.**, v.187, n.10, p.1013-5, 1985.
- SAMPAIO, G.R. **Influência dos parâmetros sexual, anatômico e peso sobre mensurações oculares e cálculo de poder dióptrico de lentes intra-oculares no cão.** 2000. 187p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista, Botucatu.
- SAMUELSON, D.A. Ophthalmic anatomy. In: GELATT, K.N. **Veterinary ophthalmology.** 3.ed. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, 1999. p.31-150.
- SANDERS, D.R.; KRAFF, M.D. A comparison of the digital biometry ruler-3000 and echo oculometer 3000. **Am. Intraocul. Implant Soc. J.**, v.8, p.365-9, 1982.
- SANDERS, D.R. et al. Comparison of the SKK/T formula and other theoretical and regression formulas. **J. Cataract Refract. Surg.**, v.16, p.341-6, 1990.
- SCHIFFER, S.P. et al. Biometric study of the canine eye, using A-mode ultrasonography. **Am. J. Vet. Res.**, v.43, n.5, p.826-30, 1982.

- SHAMMAS, H.J. Axial length measurement. In: _____. **Atlas of Ophthalmic Ultrasonography and Biometry**. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1984. p.273-304.
- SHAMMAS, H.J. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. **Am. Intra-Ocular Implant Soc. J.** v.10, p.444-7, 1984.
- SLATTER, D.H. Lens. In: SLATTER, D.H. **Fundamentals of veterinary ophthalmology**. 3.ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2001. p.381-410.
- SOARES, A.M.B. **Ceratometria, retinoscopia e ecobiometria do bulbo do olho de cães da raça Fila Brasileiro**. 2002. 61p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal.
- Spencer, T.S.; Mamalis, N.; Lane S.S. Interlenticular opacification of piggyback acrylic intraocular lenses. **J. Cataract. Refract. Surg.**, v.28, p.1287-90, 2002.
- STADES, F.C. et al. Cristalino e Vítreo. In: _____. **Fundamentos de oftalmologia veterinária**. 1.ed. São Paulo: Manole LTDA, 1999. p.155-70.
- TROMANS, C. et al. Accuracy of intraocular lens power calculation in pediatric cataract surgery. **Br. J. Ophthalmol.** v.85, p.939-41, 2001.
- WHITLEY, R.D. et al. Cataract removal in dogs: The presurgical considerations. **Vet. Med.**, v.88, n.9, p.848-58, 1993.
- _____. Cataract removal in dogs: The surgical techniques. **Vet. Med.**, v.88, n.9, p.859-66, 1993.

WILLIAMS, D.L.; BOYDELL, I.P.; LONG, R.D. Current concepts in the management of canine cataract: a survey of techniques used by surgeons in Britain, Europe and the USA and a review of recent literature. **Vet. Rec.**, v.138, n.15, p.347-53, 1996.