

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA
FILHO”
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**ULTRASSONOGRAFIAS MODO-A, MODO-B E
ELASTOGRAFIA “ACOUSTIC RADIATION FORCE
IMPULSE” DO BULBO OCULAR DE CÃES
BRAQUICEFÁLICOS**

Thais Guimarães Morato Abreu

Médica Veterinária

2017

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA
FILHO”
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**ULTRASSONOGRAFIAS MODO-A, MODO-B E
ELASTOGRAFIA “ACOUSTIC RADIATION FORCE
IMPULSE” DO BULBO OCULAR DE CÃES
BRAQUICEFÁLICOS**

Thais Guimarães Morato Abreu

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Laus

Coorientador: Prof. Dr. Marcus Antônio Rossi Feliciano

**Dissertação apresentada à Faculdade de
Ciências Agrárias e Veterinárias – Unesp,
Campus de Jaboticabal, como parte das
exigências para a obtenção do título de
Mestre em Cirurgia Veterinária.**

2017

Abreu, Thais Guimarães Morato

A162 Ultrassonografias Modo - A, Modo – B e elastografia
u “Acoustic radiation force impulse” do bulbo ocular de cães
braquicefálicos / Thais Guimarães Morato Abreu. – –
Jaboticabal, 2017

viii, 52 p. : il. ; 29 cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, 2017

Orientador: José Luiz Laus

Coorientador: Marcus Antônio Rossi Feliciano

Banca examinadora: Aline Adriana Bolzan, Ivan Ricardo
Martinez Pádua.

Bibliografia

1. Canino. 2. Corpo ciliar. 3. Nervo óptico. 4. Oftalmologia. 5.
Rigidez. 6. Ultrassom. I. Título. II. Jaboticabal-Faculdade de
Ciências Agrárias e Veterinárias.

CDU 619:617.73:636.7

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ULTRASSONOGRAFIAS MODO-A, MODO-B E ELASTOGRAFIA
"ACOUSTIC RADIATION FORCE IMPULSE" DO BULBO OCULAR DE
CÃES BRAQUICEFÁLICOS**

AUTORA: THAIS GUIMARÃES MORATO ABREU

ORIENTADOR: JOSÉ LUIZ LAUS

COORIENTADOR: MARCUS ANTÔNIO ROSSI FELICIANO

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em CIRURGIA VETERINÁRIA, pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. MARCUS ANTÔNIO ROSSI FELICIANO
Universidade Federal do Recôncavo da Bahia / .


Pós-doutorando IVAN RICARDO MARTINEZ PADUA
Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV/UNESP


Profa. Dra. ALINE ADRIANA BOLZAN
Departamento de Medicina Veterinária e Zootecnia / USP - São Paulo, SP

Jaboticabal, 24 de fevereiro de 2017

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

THAIS GUIMARÃES MORATO ABREU - nascida em 20 de maio de 1988, na cidade de Lavras, Minas Gerais. Graduiu-se em Medicina Veterinária pela Universidade Federal de Viçosa, em Janeiro de 2012. Atualmente, é aluna regular do Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária, nível de mestrado, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Campus Jaboticabal, sob orientação do Prof. Dr. José Luiz Laus e co-orientação do Prof. Dr. Marcus Antônio Rossi Feliciano. Atua na área de Oftalmologia Veterinária e tem experiência em novas técnicas ultrassonográficas para a avaliação do bulbo ocular de cães.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por estar sempre comigo, me guiando e iluminando nas tomadas de decisões, me dando sinais quando estou no caminho certo. Agradeço com muita felicidade, meu Deus, pelas pessoas que conheci em mais essa etapa, pelas amizades, pelos aprendizados, pela força!

Agradeço aos meus pais por serem meus maiores exemplos, por torcerem por mim e muitas vezes se sacrificarem para a realização de meus sonhos. Obrigada pelo apoio, pela torcida e doçura de minha mãe; pela exigência, disciplina e honestidade de meu pai; pela confiança e pelo incentivo de meu irmão e colega de profissão, Eduardo; pelo companheirismo e exemplo de persistência do meu irmão Gustavo.

Agradeço ao meu namorado Pedro, pela confiança, amor, alegria e por lutar pelos meus sonhos junto comigo. Sem dúvida, o meu mestrado definiu não só a minha escolha profissional pela especialidade em Oftalmologia, como também me deu de presente essa grande oportunidade de te conhecer e viver momentos tão felizes ao seu lado!

Agradeço à professora Gabriela Rodrigues Sampaio por transmitir seus conhecimentos na área, apresentando a Oftalmologia como uma especialidade tão importante e fascinante na Medicina Veterinária. À ela e ao colega de profissão, Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto, sou eternamente grata pelo aprendizado em Oftalmologia e Cirurgia Geral de Tecidos Moles.

Agradeço ao professor José Luiz Laus, pela oportunidade e confiança em meu trabalho. Eu espero de todo o coração ter atendido às expectativas, porque creio estar aproveitando cada momento, cada aprendizado e cada oportunidade da melhor forma possível. O senhor me deu a oportunidade de terminar o mestrado “maior do que eu entrei”, assim como sempre nos ensinou. Agradeço a Deus, por ter acreditado em mim e dado a mim a oportunidade de ser orientada por uma referência na Oftalmologia Veterinária, que passou de um palestrante que tive a oportunidade de conhecer e admirar sua oratória e sua didática impecáveis, a um

orientador por quem me foi dada inúmeras oportunidades de crescimento profissional.

Agradeço a toda a equipe do Serviço de Oftalmologia da FCAV/UNESP que contribuiu para o desenvolvimento desta pesquisa. Ao Ivan Ricardo Martinez Pádua, pelos primeiros aprendizados no atendimento clínico e por compartilhar conosco sua grande experiência nesta especialidade, sempre de forma educada e cordial. Agradeço a Karina Herência pelo companheirismo, pelas risadas, pelos testemunhos de fé compartilhados e por confiar, dividindo comigo seus planos. Obrigada Alexandre Augusto Franchi Barros Sobrinho pelo exemplo de humildade, pela alegria, dedicação e franqueza; obrigada pela oportunidade e confiança em mim para os primeiros procedimentos cirúrgicos, por sempre estar disponível a ajudar. Agradeço igualmente a Roberta Crivelaro, por todas as oportunidades e aprendizados nas cirurgias, pelo enorme apoio e dedicação na realização do meu projeto de mestrado e pelas gargalhadas garantidas. Obrigada, também, Roberto Thiesen, por auxiliar na execução do meu projeto, por ser um exemplo de dedicação e ética na profissão, admiro muito o seu trabalho e o seu caráter! Obrigada Karina Kamachi Kobashigawa, por confiar em mim, por todos os ensinamentos em clínica e cirurgia oftálmica, pela amizade, por me incentivar e ser uma grande amiga! Obrigada Flor Diana Claros Chacaltana, pela doçura, pelo carinho, pela amizade, alegria e pelos aprendizados, por estar sempre disponível para ajudar; te admiro muito! Agradeço a Camila Pinho Balthazar pelo exemplo de força, persistência, pelo bom humor, mesmo nos momentos difíceis, por compartilhar o Julinho comigo! Agradeço a Roberta Renzo pelo aprendizado, por me apresentar Jaboticabal, por me fazer dar os primeiros passos em busca desta conquista. Agradeço a Marcela Aldrovani, pelo exemplo de pesquisadora, pela dedicação, paciência e pelos ensinamentos!

Agradeço ao professor Marcus Antônio Rossi Feliciano, por me co-orientar nesta importante etapa, por ter confiado em mim e me incentivado. Agradeço pela disponibilidade em todos os momentos, pela amizade e pelo exemplo de humildade e dedicação à profissão. Obrigada pelos conhecimentos compartilhados, por me apresentar uma equipe de trabalho competente e sempre disponível a ajudar, em

especial, me refiro a Marjory Cristina Maronezi, pela paciência, educação e disponibilidade e por ser um exemplo de profissional. Agradeço também a Priscila Del Águila, por ajudar durante toda a execução da fase experimental do projeto, de forma dedicada e responsável.

Sou muito grata também a todos os docentes do Setor de Cirurgia de Pequenos Animais, agradecendo a todos em nome do Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto, o qual me orientou durante o estágio nesta universidade de grande renome. O estágio foi, de fato, determinante na tomada de decisão para prosseguir na carreira acadêmica. Durante este período, percebi o quanto eu poderia crescer profissionalmente ao fazer esta pós-graduação, tendo em vista todos os recursos, a casuística bem como docentes e colegas de profissão disponíveis para ensinar.

Agradeço aos proprietários dos canis: Joyce, Adriano e Issana, pela confiança e por nos ajudar cedendo os cães para realização de todos os exames. Coloco-me à disposição caso precisem de auxílio veterinário para qualquer um desses indivíduos que se tornaram nossos pacientes por alguns dias e que contribuíram de forma definitiva para esta pesquisa.

Agradeço a todos os meus amigos de Jaboticabal pelo companheirismo, por compartilhar experiências, por ajudar a me tornar uma pessoa melhor.

Agradeço aos órgãos de fomento - CAPES e FAPESP (Processo: 2015/13225-6), por apoiar meu projeto de pesquisa e pela concessão de bolsa, permitindo minha dedicação exclusiva ao programa de Pós-Graduação. Agradeço à Reitoria e ao Programa de Pós Graduação em Cirurgia Veterinária da FCAV/UNESP por incentivar a pesquisa de qualidade, sem detrimento dos conceitos e normas éticas com as quais ela deve ser executada.

SUMÁRIO	Página
RESUMO.....	vii
ABSTRACT	viii
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	2
2.1 Anatomia oftálmica	2
2.2 Exame oftálmico.....	3
2.3 Ultrassonografia oftálmica	4
2.3.1 Ultrassonografia oftálmica modo-A.....	6
2.3.2 Ultrassonografia oftálmica modo-B.....	7
2.4. Elastografia	8
2.4.1 Elastografia ARFI	11
3. MATERIAL E MÉTODOS	13
3.1 Exame oftálmico.....	14
3.1.1 Reflexos pupilares e de ameaça.....	14
3.1.2 Filme lacrimal.....	14
3.1.3 Biomicroscopia com lâmpada em fenda.....	14
3.1.4 Pressão intra-ocular.....	15
3.1.5 Oftalmoscopia indireta.....	15
3.2 Ultrassonografia oftálmica.....	15
3.3 Elastografia oftálmica.....	16
3.4 Análise estatística.....	16
4.RESULTADOS.....	16
4.1 Ultrassonografia oftálmica modo-A.....	16

4.2 Ultrassonografia oftálmica modo-B.....	18
4.3 Elastografia oftálmica ARFI.....	18
5. DISCUSSÃO.....	22
6. REFERÊNCIAS.....	27



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Jaboticabal



CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo nº 9516/15 do trabalho de pesquisa intitulado **"Elastografia ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse) do bulbo do olho de cães saudáveis"**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. José Luis Laus está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA) e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), em reunião ordinária de 12 de junho de 2015.

Jaboticabal, 12 de junho de 2015.

Prof^a Dr^a Paola Castro Moraes
Coordenadora – CEUA

Lista de abreviaturas

ARFI	acoustic radiation force impulse
CA	câmara anterior
CC	corpo ciliar
CCN	corpo ciliar em canto nasal
CCT	corpo ciliar em canto temporal
IC	intervalo de confiança
MHz	megahertz
mm	milímetros
m/s	metros por segundo
NO	nervo óptico
PIO	pressão intraocular
TLS	teste da lágrima de Schirmer
TRL	tempo de ruptura da lágrima
US	ultrassonografia
VC	velocidade de cisalhamento

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1: Valores máximo, mínimo, média, desvio-padrão e intervalo de confiança de 95% dos parâmetros ultrassonográficos das raças Shih Tzu, Bulgodue Inglês, Buldogue Francês e Pug	17
Tabela 2: Valores máximo, mínimo, média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% da velocidade de cisalhamento referentes ao exame elastográfico quantitativo do nervo óptico, do corpo ciliar em canto temporal e do corpo ciliar em canto nasal de cães adultos das raças Shih Tzu, Bulgodue Inglês, Buldogue Francês e Pug.....	22

LISTA DE FIGURAS

Página

Figura 1: Imagens ultrassonográficas em modos A e B dos olhos direito e esquerdo de uma cadela adulta da raça Shih Tzu..... .	18
Figura 2: Imagens referentes à ultrassonografia modo-B e elastografia qualitativa de cão da raça Buldogue Inglês.....	19
Figura 3: Elastografia “acoustic radiation fource impulse” quantitativa do olho direito de um cão adulto da raça Buldogue Francês.....	20
Figura 4: Representação da curva de normalidade, para os parâmetros de velocidade de nervo óptico, de corpo ciliar em canto temporal e de corpo ciliar em canto nasal em cães das raças Shih Tzu, Buldogue Inglês, Buldogue Francês e Pug.....	21

ULTRASSONOGRAFIAS MODO-A, MODO-B E ELASTOGRAFIA “ACOUSTIC RADIATION FORCE IMPULSE” DO BULBO OCULAR DE CÃES BRAQUICEFÁLICOS

RESUMO - Estudaram-se olhos de cães braquicefálicos por elastografia “acoustic radiation force impulse” (ARFI) estabelecendo-se padrões de referência qualitativos relacionados com a rigidez de estruturas oculares. Compararam-se imagens obtidas à ultrassonografia ocular convencional com às geradas pelo método elastográfico ARFI. Quarenta e dois cães braquicefálicos (16 Shih Tzus, 11 Buldogues Ingleses, 11 Buldogues Franceses e 4 Pugs), adultos, com um a seis anos de idade, sendo 10 machos e 32 fêmeas, foram incluídos no estudo, totalizando 84 olhos. Os animais foram submetidos a exames físico, laboratorial e oftálmico. Constatadas as boas condições de saúde, foram submetidos à ultrassonografia e à elastografia qualitativa e quantitativa, com ênfase para o nervo óptico, o corpo ciliar e a lente. Ao exame ultrassonográfico, o diâmetro axial horizontal dos olhos foi de $19,52 \pm 1,22$ mm; o comprimento da câmara anterior foi de $3,06 \pm 0,73$ mm; da câmara vítrea foi de $9,5 \pm 0,46$ mm e a espessura da lente foi de $6,93 \pm 0,71$ mm. Ao modo-B, o nervo óptico mostrou-se hipoecogênico e os humores aquoso e vítreo apresentaram-se anecogênicos. As cápsulas da lente exibiram padrão hiperecogênico, enquanto, seu interior revelou-se anecoico. O complexo retina-coróide-esclera apresentou-se como estrutura hiperecogênica única. À elastografia qualitativa, observaram-se características de homogeneidade em nervo óptico e corpo ciliar e imagens em mosaico referentes ao interior da lente, bem como dos humores aquoso e vítreo. As cápsulas anterior e posterior da lente apresentaram aspecto homogêneo e coloração negra devido ao seu alto grau de rigidez. Em relação ao método quantitativo, o valor médio de velocidade de cisalhamento do nervo óptico foi de $1,01 \pm 0,27$ m/s, do corpo ciliar, em região temporal, foi de $0,91 \pm 0,24$ m/s e, em região nasal, de $0,91 \pm 0,3$ m/s. Para lente, observaram-se valores acima das detectáveis pelo “software” (X.XX m/s). A elastografia forneceu informações adicionais àquelas obtidas à ultrassonografia oftálmica, configurando-se como método factível em cães, não invasivo e de rápida consecução.

Palavras-chave: canino, corpo ciliar, nervo óptico, oftalmologia, rigidez, ultrassom.

A- MODE AND B-MODE ULTRASSONOGRAPHY AND ACOUSTIC RADIATION FORCE IMPULSE ELASTOGRAPHY OF THE EYES OF BRACHYCEPHALIC DOGS

ABSTRACT - Eyes from brachycephalic dogs were studied by acoustic radiation force impulse elastography (ARFI) to establish quantitative and qualitative reference values of some ocular structures. Images obtained by conventional ocular ultrasonography were compared with images obtained by ARFI elastography. Eighty-four eyes from 42 adult (ranging between one to six years) brachycephalic dogs, (16 Shih Tzus, 11 French Bulldogs, 11 English Bulldogs, and 4 Pugs), 10 male and 32 female, were included in this study. The animals were submitted to physical, laboratory, ophthalmic examinations, ocular ultrasonography and elastography, emphasizing the optic nerve, ciliary body, and lens. A-mode US mean values were 19.52 ± 1.99 mm for axial length, 3.06 ± 0.73 mm for anterior chamber length, 9.50 ± 0.46 mm for vitreous chamber length, and 6.93 ± 0.71 mm for lens thickness. On B-mode, the optic nerve presented hypoechoic, whereas aqueous and vitreous humors presented anechoic. Anterior and posterior lens capsules presented hyperechoic and the lens revealed anechoic. The retina-choroide-sclera complex presented hyperechoic. On qualitative elastography, the optic nerve and ciliary body were homogeneous. Anterior and posterior lens capsules were homogeneous and more rigid than other structures. The lens presented heterogeneous, the aqueous and vitreous humors showed mosaic-like images. Quantitative elastography mean of optic nerve was 1.01 ± 0.27 m/s, temporal ciliary body was 0.91 ± 0.24 m/s, nasal ciliary body was 0.91 ± 0.3 m/s and lens values were out of range: X.XX m/s. The exam is feasible, fast, non-invasive and provides complementary information to ultrasound.

Keywords: canine, ciliary body, optic nerve, ophthalmology, stiffness, ultrasound.

1. INTRODUÇÃO

A biomecânica de tecidos orgânicos configura-se como importante parâmetro para o estudo de diferentes morbidades, uma vez que processos patológicos culminam em alterações estruturais e ou da composição tecidual, causando variações de rigidez.

O método elastográfico permite, além da avaliação ultrassonográfica bidimensional, o estudo do grau de rigidez tecidual, fazendo com que a avaliação da consistência de um tecido, outrora conseguida apenas por palpação e restrita a algumas regiões, seja factível para sistemas orgânicos diversos.

Apresentam-se relatos médicos, quanto ao estudo da rigidez à elastografia, de órgãos como fígado, rins, glândula tireóide, pâncreas, glândulas mamárias, testículos e útero. Entretanto, um único estudo trata da técnica para avaliação de estruturas oftálmicas.

Cães de raças braquicefálicas perfazem grande percentual da casuística clínica e cirúrgica em oftalmologia veterinária. Caracterizam-se por apresentar maior exposição do bulbo do olho, sendo, portanto, mais suscetíveis a injúrias. Associam-se enfermidades, como catarata, glaucoma, atrofia de retina e uveíte.

Tendo em vista que estruturas intraoculares não são examináveis à palpação e considerando-se a importância quanto à avaliação biomecânica dos tecidos, decidiu-se por se estudar a aplicabilidade da elastografia “acoustic radiation force impulse (ARFI)” em olhos de cães braquicefálicos, a fim de se determinarem padrões quali-quantitativos de referência, futuramente aplicáveis ao diagnóstico de afecções oftálmicas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ANATOMIA OFTÁLMICA

A formação do bulbo do olho inicia-se no estágio embrionário, sendo um dos primeiros componentes do sistema nervoso a ser concebido. O aparelho da visão é formado a partir do ectoderma neuronal. O ectoderma superficial contribui para o desenvolvimento de estruturas refrativas, sendo o mesoderma e a crista neural os responsáveis pela constituição do estroma e de elementos vasculares (DYCE; SACK; WENSING, 1997; GUIMARÃES, 2003; GALERA; LAUS; ORIÁ, 2009). O bulbo ocular surge a partir da formação do sulco óptico no neuroectoderma, rostralmente à notocorda (HYLTEL; SINOWATS; VEJLSTED, 2010).

Anatomicamente, o aparelho da visão é constituído pelo bulbo do olho, responsável pelos mecanismos intrínsecos à visão, e por anexos oculares, importantes, notadamente na proteção. Os anexos oculares, em cães, envolvem a órbita, fáscia orbital, músculos e gordura extra-oculares, pálpebras, terceira pálpebra e conjuntiva (DYCE; SACK; WENSING, 2004; GALERA; LAUS; ORIÁ, 2009). A integridade das estruturas é determinante para o cumprimento de sua função (KONIG; LIEBICH, 2004).

A órbita consiste no arcabouço ósseo que contém o bulbo do olho (GELATT, 2003; BROOKS, 2005). Ela é formada pelos ossos frontal, lacrimal, esfenóide, zigomático, palatino e maxilar (SAMUELSON, 2007; GELATT, 2008, MAGGS; MILLER; OFRI, 2008). A localização da órbita no crânio determina o grau de visão binocular, de tal forma que as espécies que apresentam órbitas projetadas frontalmente, como cães e gatos, exibem melhor visão binocular e de profundidade, diferentemente de espécies cujas órbitas encontram-se posicionadas lateralmente, como os eqüinos (DYCE; SACK; WENSING, 1997; DYCE; SACK; WENSING, 2004; BROOKS, 2005). Cães e gatos apresentam órbita incompleta, sendo sua porção ventral delimitada por tecidos moles, destacando-se os músculos pterigóides (DYCE; SACK; WENSING, 2004).

O bulbo do olho é constituído, externamente, por uma túnica fibrosa, formada por esclera e córnea; uma túnica média ou vascular, que compreende a íris, o corpo ciliar (CC) e a coroide e uma túnica interna ou nervosa, composta pela retina e por parte do nervo óptico (NO) (BANKS, 1992; JUNQUEIRA; CARNEIRO; WRYCHA, 2004; SAMUELSON, 2007; MAGGS; MILLER; OFRI, 2008; GALERA; LAUS; ORIÁ, 2009).

O interior do bulbo do olho é constituído por meios transparentes, capazes de permitir a passagem da luz à retina. Humor aquoso, lente e humor vítreo são os relacionados (GALERA; LAUS; ORIÁ, 2009).

No segmento anterior do bulbo do olho encontram-se a câmara anterior (CA) (região entre córnea e íris) e câmara posterior, localizada entre íris e lente. A câmara vítrea encontra-se posteriormente à lente, estendendo-se à retina. Perfaz a maior parte do segmento posterior (HERRERA, 2008).

2.2 EXAME OFTÁLMICO

A avaliação oftálmica inicia-se com a anamnese, a fim de se obterem informações relacionadas aos sinais clínicos, à afecção primária, a tratamentos prévios implementados e a eventuais comorbidades. Para a avaliação de pacientes indóceis, lançam-se mão de métodos de contenção mecânica ou química. Primeiramente, empreita-se o exame físico geral. Em seguida, o teste lacrimal de Schirmer (TLS), realizado para a avaliação da produção lacrimal, sendo valores normais acima de 15 mm/min (ANDRADE, 2008; GELATT, 2008; HERRERA, 2008).

O teste de “ameaça” avalia subjetivamente a percepção visual. Pacientes visuais tendem a piscar ou a movimentar a cabeça, na tentativa de afastarem-se do estímulo. Por se tratar de uma condição aprendida, filhotes muito jovens podem não reagir a tal estímulo, não significando, necessariamente, deficiência visual (HERRERA, 2008; LAUS, 2007).

Os reflexos pupilares, direto e consensual, são testados empregando-se fonte de luz, e atentando-se para a resposta ao estímulo luminoso (miose ou midríase) bem como para condições de assimetria (HERRERA, 2008; SLATTER, 2005).

A biomicroscopia com lâmpada em fenda permite a avaliação de distúrbios ciliares (triquíase, distiquíase e cílio ectópico), palpebrais (entrópio, ectrópio, neoformações e lacerações), corneais (opacidade, pigmentação, vascularização, úlceras e neoformações) e conjuntivais (quemose e corpos estranhos), além da avaliação da CA, da pupila e da íris (HERRERA, 2008; LAUS, 2007).

Para a avaliação da pressão intraocular (PIO), a tonometria é o padrão ouro. Ela permite avaliar o equilíbrio entre a produção de humor aquoso e sua drenagem. Em cães e gatos saudáveis, valores de referência variam entre 15 e 25 mmHg (TINSLEY & BETTS, 1993). Muitos fatores podem interferir, dentre eles, incluem-se: idade, pressão sistêmica, enfermidades concomitantes (desidratação, hipoadrenocorticism, choque hipovolêmico ou cardiogênico), fármacos anestésicos e tranqüilizantes, inflamação ocular e variações circadianas (LAUS, 2007; GELATT, 2003).

A gonioscopia permite avaliar as condições do ângulo irido-corneal (aberto, estreito ou fechado), sendo de grande valia em pacientes com glaucoma ou suspeitos e para a instituição precoce de tratamento (HERRERA, 2008).

A oftalmoscopia permite avaliar detalhadamente o vítreo, a retina, verificando-se a localização, o tamanho, a forma e a cor do disco óptico, bem como a distribuição e o calibre dos vasos retinianos (HERRERA, 2008; LAUS, 2007).

O teste de fluoresceína sódica permite avaliar a presença de úlceras corneais bem como determinar a patência do ducto nasolacrimal. Além disso, o corante é utilizado para a avaliação da estabilidade do filme lacrimal (HERRERA, 2008; LAUS, 2007). A diminuição do tempo de ruptura do filme lacrimal (TRL) está associada à deficiência de mucina, caracterizando um quadro de ceratoconjutivite seca do tipo qualitativa (GELATT, 2003). Instila-se uma gota de fluoresceína, mantendo-se as pálpebras abertas a fim de se registrar, com o auxílio de luz azul cobalto, o tempo entre o último piscar e o surgimento da primeira falha ou quebra do filme lacrimal. Em cães, o TRL deve exceder a 15 segundos, para ser considerado normal (GELATT, 2003).

2.3 ULTRASSONOGRAFIA OFTÁLMICA

Em 1956, Mundt & Hughnes publicaram os primeiros relatos sobre a ultrassonografia (US) oftálmica (CORREA et al., 2002). Em medicina veterinária, as primeiras notificações datam da década de 1960 (DZIEZYC; HAGER; MILLICHAMP, 1987; MATTOON & NYLAND, 2015).

A US ocular destaca-se por ser método acessível e útil para o estudo de diversas condições oftálmicas, notadamente quando há opacidade de meios transparentes (BROOKS, 1999; DIETRICH, 2013, FREITAS, 2008), como no edema corneal, no hifema, na catarata e nas hemorragias vítreas (DIETRICH, 2014; KENDALL et al., 2015).

Blaivas, Theodoro e Sierzenski (2002) relataram a importância do exame ultrassonográfico no atendimento emergencial de pacientes com traumas oculares dados a celeridade no diagnóstico de descolamentos de retina, oclusão de artérias retinianas e luxação da lente. Métodos ultrassonográficos permitem, ainda, a avaliação do ângulo de drenagem (KENDALL et al., 2015).

Para a avaliação de estruturas como a retina e o vítreo, a US mostra-se eficaz, se comparada a outras técnicas de imagem, como a ressonância magnética e a tomografia computadorizada. Além disso, oferece vantagens por fornecer imagens em tempo real (FIELDING, 2004). Consiste em método diagnóstico, para o qual procedimentos em anestesia ou sedação são habitualmente dispensáveis. Reitera-se que é não invasivo e livre de complicações (COSTA et al., 2014). Entre outras vantagens, a técnica é de custo acessível, bem tolerada pelos pacientes e fornece informações complementares necessárias à consecução do diagnóstico (FREITAS, 2008).

Para realização da US oftálmica, o paciente é mantido em posição sentada ou em decúbito esternal, sob contenção manual delicada. Entretanto, indivíduos muito agitados ou com dor intensa poderão obrigar ao uso de fármacos sedativos ou anestesia (CARVALHO; CINTRA; CHAMMAS, 2015). Ocorre que, sob anestesia geral tem-se o relaxamento dos músculos extraoculares com conseqüente enoftalmia e protrusão de terceira pálpebra, dificultando a realização do exame (GONZALEZ; RODRIGUEZ; GARCIA, 2001; SPAULDING, 2008). O exame requer a utilização de gel acústico estéril, no contato entre a probe e a córnea (MCLEOD; RESTORI, 1985; GELATT, 2003; FIELDING, 2004). Em pacientes com trauma ou

ulceração corneal, utiliza-se a técnica transpalpebral e, nesta, é necessário o uso do gel acústico. Independente da técnica, recomenda-se, após o procedimento, a limpeza copiosa dos olhos (SPAULDING, 2008). Pelo método transcorneal, melhor se avaliam as estruturas vitreoretinianas e retrobulbares. Como vantagens, citam-se a menor quantidade de ar entre o transdutor e a superfície de contato (MATTOON & NYLAND, 2015).

Por ser a US técnica em imagem dinâmica, é possível realizar a varredura ao longo do eixo bulbar, permitindo a visibilização de regiões com degeneração vítrea e descolamento de retina (MCLEOD & RESTORI, 1985; FIELDING, 2004). Quanto aos planos de varredura, empregam-se o transversal e o longitudinal (SPAULDING, 2008). Quando se avalia o tecido retrobulbar, o transdutor poderá ser posicionado caudalmente ao bulbo e aos ligamentos orbitais (MATTOON & NYLAND, 2015).

Probes de 20 MHz (Megahertz) são as mais utilizadas em oftalmologia veterinária (MARTINS; RODRIGUES; SOUZA, 2010). As frequências variam entre 15 e 20 MHz (PAULO FILHO, 1956). Em oftalmologia, priorizam-se transdutores menores, do tipo setorial, microconvexo ou lineares. Alguns equipamentos requerem a utilização de almofadas de recuo ou “stand off” para obtenção de imagens de qualidade, evitando que se formem bolhas de ar, sobretudo quando o foco é fixo (SCHMIDT, 2010).

2.3.1 Ultrassonografia oftálmica modo-A

O modo-Amplitude ou US modo-A é utilizado na avaliação de dimensões axiais do bulbo do olho (TUNTIVANICH et al., 2007). De modo geral, fornece traçado em gráfico contendo eixos horizontal e vertical, permitindo a avaliação do grau de impedância acústica das estruturas e a mensuração da sua amplitude a partir da formação de picos. Em veterinária, há alguns anos, a modalidade encontrava-se mais restrita a centros de ensino e pesquisa (GONZALES; RODRIGUEZ; GARCIA, 2001; MATTOON & NYLAND, 2015).

Valores biométricos, como profundidade da CA e comprimento axial do olho, que se prestam ao monitoramento de muitas afecções, dentre elas o glaucoma,

figuram como dados importantes fornecidos pela US (PAVLIN; FOSTER, 1998; BENTLEY; MILLER; DIEHL, 2005).

Publicaram-se trabalhos referentes à padronização da biometria ocular em diferentes espécies animais (GONÇALVES et al. 2009; TONI et al., 2010). O dimensionamento axial do bulbo do olho é de grande significação em casos de glaucoma, microftalmias, macroftalmias e de “phthisis bulbi”, (GUMPENBERGER; KOLM, 2006), além de auxiliar na escolha do tamanho de próteses intra-oculares (BRANDÃO; CHIURCIU; RANZANI, 2007). Adicionalmente, a espessura corneal configura-se como dado indispensável para o planejamento nas cirurgias intra-oculares em cães e nas refrativas em seres humanos (MELLO; MEIRELLES; JÚNIOR, 2009).

2.3.2 Ultrassonografia oftálmica modo-B

O modo-B ou US bidimensional é bastante utilizado na rotina clínica, fornecendo imagem em diferentes padrões de ecotextura e ecogenicidade, a depender do grau de impedância acústica da estrutura em estudo (MATTOON & NYLAND, 2015). Ele permite a detecção e a avaliação de condições inflamatórias e neoplásicas, (GONZALEZ; RODRIGUEZ; GARCIA, 2001; GORIG et al., 2006), auxilia na caracterização de traumas intraoculares (COOLING, 1987; PAVLIN; FOSTER, 1998) e informa sobre o posicionamento da lente (MOLGAT; PAVLIN; HURWITZ, 1993). Adjunto, possibilita identificarem-se descolamentos da retina (SERRA; BRUNELLI, 2005), sendo ainda eficaz na detecção de corpos estranhos e na avaliação de condições do ângulo iridocorneal (SLATTER, 2005).

Biópsias por aspiração (BERINSTEIN; GENTILE, 1997; KURIMOTO et al., 1997; BRANDÃO; CHIURCIU; RANZANI, 2007) e aplicação de fármacos anestésicos no bloqueio retrobulbar (RILEY; NAIRN; MAESTRE, 1995; GLOVER; CONSTANTINESCU, 1997) podem ser facilitados empregando-se a US modo-B.

Em pacientes com catarata, a US oferece informações importantes da CA e da lente, úteis no planejamento de cirurgias intra-oculares (KUBAL, 2008; RAYMOND; FAVILLA; SANTAMARIA, 2009; WHANG et al., 2012), além de possibilitar a avaliação do segmento posterior, quanto à viabilidade das estruturas

que o compõem (WILLIAMS, 2004; BHATT et al., 2008; KUBAL, 2008; LUYET et al., 2008; MARTINS; RODRIGUES, 2008). Auxilia na mensuração da espessura e comprimento da lente, possibilitando a escolha do tamanho de artificiais intra-oculares (BRANDÃO; CHIURCIU; RANZANI, 2007; LUYET et al., 2008). Possibilita a avaliação do grau de comprometimento da lente cataratosa, bem como a sua posição, e quanto ao planejamento cirúrgico nas facectomias (SQUARZONI et al., 2007).

Ao exame ultrassonográfico bidimensional, o bulbo do olho de cães saudáveis apresenta as câmaras anterior e posterior anecoicas, sendo a íris representada por uma linha hiperecogênica, partindo da extremidade até o centro do bulbo do olho. A câmara vítrea apresenta-se anecoica, pela presença do vítreo. Delimitando a região posterior do bulbo, visibiliza-se o complexo retina-coroide-esclera (HERRERA, 2008).

O interior da lente revela-se anecogênico. As cápsulas anterior e posterior apresentam-se hiperecogênicas e finas, nas formas convexa e côncava, respectivamente. O NO é hipoecogênico e se estende posteriormente ao bulbo do olho (MCNICHOLAS et al., 1994; HERRERA, 2008).

2.4 ELASTOGRAFIA

Na elastografia, considera-se o princípio da elasticidade. Ele consiste na capacidade de um tecido sofrer deformação por compressão mecânica, para depois, retornar ao tamanho e forma originais, uma vez cessada a força indutora. Quanto maior a rigidez tecidual, menor a deformação e o tempo de retorno (DUDEA; GIURGIU; DUMITRIU, 2011; BARR et al., 2012; BAMBER et al., 2013; BHARGAVA et al., 2013; CUI et al., 2013b; SHIINA et al., 2015; BARR et al., 2015; KAY et al., 2015).

Os diferentes métodos elastográficos podem ser classificados como dinâmicos ou estáticos (TREECE et al., 2011; BAMBER et al., 2013). A modalidade estática ou qualitativa requer a aplicação de uma força, seja ela externa (operador) ou automática (da probe), em relação ao tecido alvo de estudo (KOENING, 2009; POL et al., 2011) fornecendo um elastograma, ou seja, uma imagem de diferentes

cores representativa dos graus variados de rigidez de cada tecido (KOENING et al., 2009). A modalidade dinâmica fornece informações quanto ao grau de rigidez, de forma quantitativa, pelo valor de velocidade das ondas de cisalhamento. Quanto mais rígido o tecido, maior a velocidade das ondas (BATHIA et al., 2012).

Dentre as diferentes variantes da elastografia, destacam-se a elastografia por compressão, a “acoustic radiation force impulse” e a “real-time shear velocity” (CARVALHO; CINTRA; CHAMMAS, 2015). Todas elas possibilitam que se avaliem a forma e a rigidez de estruturas, cuja semiotécnica, por palpação, nem sempre é factível (KONOFAGOU, 2004).

Contextualizando, estudos biomecânicos revelam a estreita correlação entre alterações estruturais e a presença de afecções (GIRARD et al., 2015). Diferentes enfermidades cursam com variações estruturais dos tecidos (SARVAZYAN et al., 1995), de tal modo que a modificação do grau de rigidez pode estar associada à presença de enfermidades (KOENING, 2009; BAMBER et al., 2013).

Em oftalmologia, estudos biomecânicos têm sido aplicados em pacientes com miopia, por avaliação escleral (MCBRIEN; JOBLING; GENTLE, 2009); no estudo do glaucoma, por análise do disco óptico (SIGAL; ETHIER, 2009) e da malha trabecular (CAMRAS et al., 2012); na avaliação de lentes com catarata (PEDRIGI et al., 2009) e para o estudo da córnea em pacientes com ceratocone (DUPPS; ROBERTS, 2001).

Desde a primeira publicação sobre estudo de tecidos orgânicos à elastografia (MUTHUPIILLAI et al., 1995), trabalhos relataram a aplicação da técnica na investigação da biomecânica cardíaca, hepática, renal, uterina, cerebral, pulmonar e da glândula tireóide (SINKUS et al., 2000; HUWART, et al., 2006; YIN et al., 2007a; SACK et al., 2008; KOLIPAKA et al., 2009; TALWALKAR et al., 2009; BENSAMOUN et al., 2011; MARIAPPAN et al., 2011; MURPHY et al., 2013; SHI et al., 2015; CONTI et al., 2016; SHAN et al., 2014), além de linfonodos (SUH et al., 2016) e próstata (SARKAR; DAS, 2016).

Em medicina, a elastografia tem se mostrado útil na identificação e na diferenciação de neoplasias mamárias, no diagnóstico e no monitoramento de lesões focais e fibróticas, bem como na avaliação dos tecidos renal (ROUVIERE et al., 2006; YIN et al., 2007b; HUWART et al., 2008; VENKATESH et al., 2008;

CARVALHO et al., 2011;), hepático (PEPIN; EHMAN; MCGEE, 2015), miocárdico (NIGHTINGALE, 2011), musculoesquelético, gastrointestinal (PALMERI; NIGHTINGALE, 2011), próstata (KEMPER et al., 2004), tireoideo (CANTISANI et al., 2014; GHAJARZADEH; SODAGARI; SHAKIBA, 2014), uterino (STEWART et al., 2011) e pancreático (SHI et al., 2015). Tornou-se técnica útil na identificação de placas ateroscleróticas, no monitoramento e na caracterização de tireóides acometidas por nódulos ou submetidas à ablação por radiofrequência (CARVALHO et al., 2012; FAHEY et al. 2005; ZHAI et al. 2008; ALLEN et al. 2011; KARLAS et al. 2011; KWON et al. 2011; TOZAKI et al. 2011; ZHANG et al. 2012; ZHANG et al., 2015). Recentemente, a elastografia foi utilizada no momento transoperatório de ressecção de um meningioma, permitindo a sua extirpação com danos mínimos aos tecidos adjacentes (PRADA et al., 2015).

A elastografia já foi empregada na avaliação hepática de pacientes portadores do vírus da imunodeficiência humana que apresentaram cirrose secundária à co-infecção pelo vírus da hepatite C. Ela permitiu avaliar o grau de fibrose hepática de forma não invasiva, em pacientes imunodeprimidos, possibilitando diagnosticar e tratá-los precocemente (NJEI et al., 2016).

Não apenas em tecidos vivos a elastografia tem se configurado como método de avaliação. Ela vem sendo utilizada em engenharia de tecidos e na de biomateriais. Uma vez que a histologia induz a injúrias estruturais, métodos em imagem empreitam vantagens por não serem invasivos ou destrutivos, proporcionando avaliação em tempo real, fornecendo informações quali-quantitativas quanto à rigidez tecidual e de materiais implantados “in vivo” (KIM et al., 2008; ABRAHAM-COHN et al., 2011; APPEL et al., 2013; DUTTA et al., 2013; YU et al., 2013; DALECK et al., 2016; NAM et al., 2015; KIM et al., 2016). A técnica tem sido também empregada na odontologia, para o estudo de implantes dentários e na avaliação de sua osteointegração (MATHIEU et al., 2011; VAYRON et al., 2014). Vem igualmente sendo utilizada para fins comparativos de densidade e diâmetro de fibras colágenas de hidrogel, fabricado com diferentes concentrações de colágeno e submetidos a diferentes temperaturas de polimerização (MERCADO et al., 2014, 2015).

A rigidez elastográfica de lesões neoplásicas geralmente está associada a características de malignidade, sendo utilizada para a avaliação de tumores mamários (UENO; TOHNO; SOEDA, 1988; PARKER et al., 1990; OPHIR et al., 1991; ASTERIA et al., 2008; PEPIN; EHMAN; MCGEE, 2015). A Federação Mundial de US em Medicina e Biologia recomenda a técnica para o estudo da rigidez de tumores mamários (BARR et al., 2015; SHIINA et al., 2015). Lesões tumorais benignas apresentam maior deformidade quando aplicadas forças de compressão. Por outro lado, as de natureza maligna sofrem pouca ou nenhuma deformação (GARRA et al., 1997; UENO et al., 2007; ITOH et al., 2006; ATHANASIOU et al., 2010). Adjunto, associou-se maior rigidez de neoformações com o acometimento metastático de linfonodos (HAYASHI et al., 2015; EISENBREY; DAVE; FORSBERG, 2016; HAO et al., 2016). Com o advento da elastografia e do conhecimento sobre a rigidez de tecidos neoplásicos, foi possível substituir procedimentos invasivos, como biópsias, para diferenciação da natureza neoplásica de lesões (ITOH, et al., 2006; ATHANASIOU et al., 2010; BARR et al., 2012; BERG et al., 2012; VENKATESH; EHMAN, 2014).

Na avaliação de estruturas oftálmicas, bem como na de tecidos perioculares, apesar de pouco utilizada, comparativamente à US tradicional, a elastografia tem se configurado como útil. Em medicina, o número de publicações sobre elastografia oftálmica é exíguo. Estudos informam sobre a heterogeneidade da câmara vítrea e quanto aos graus de rigidez dos músculos oculares na contração e no relaxamento. Outrossim, sobre a avaliação da retina e para a diferenciação entre tecido hemorrágico e formações membranosas na câmara vítrea (POPESCU et al., 2011). A modalidade ARFI foi recentemente utilizada como método de avaliação da eficácia do “crosslinking” em córneas de ratos e de suínos (MIKULA et al., 2014).

2.4.1 Elastografia “Acoustic Radiation Force Impulse – ARFI”

A elastografia “ARFI” fornece dados quali-quantitativos. Trata-se de procedimento seguro, tanto para o paciente quanto para o examinador, além de não ser invasivo e dispensar contenção química (COMSTOCK, 2011). As avaliações são realizadas mediante a análise de um mapa de rigidez elástica relativa dos tecidos,

denominado elastograma, seguindo-se a quantificação de impulsos acústicos curtos, de alta intensidade, capazes de ensejar deformação tecidual. As imagens fornecidas pela elastografia podem ser comparadas às da US convencional. Elas permitem a evidenciação da rigidez tecidual, segundo uma escala de cinza. Áreas enegrecidas sugerem maior rigidez tecidual (DUDEA; GIURGIU; DUMITRIU, 2011).

Resultados são disponibilizados em tempo real (PALMERI; NIGHTINGALE, 2011). Parâmetros elastográficos quantitativos são obtidos pela avaliação da velocidade de cisalhamento (VC), em metros por segundo (m/s), produzida a partir de um impulso acústico primário. A velocidade correlaciona-se com a rigidez e com a viscoelasticidade teciduais. Quanto maior a rigidez, maior a velocidade (SRINIVASAN; KROUSKOP; OPHIR, 2004; BARR, 2015; HANQUINET et al., 2013; BARR & ZHANG, 2015; EISENBREY; DAVE; FORSBERG, 2016).

Em veterinária, a elastografia “ARFI” é método a ser explorado, cuja aplicação, até o presente, tem se dado mais em caráter investigativo. Em animais domésticos ou de experimentação, a ARFI já foi utilizada para avaliação de lesões hepáticas focais (KALLEL; PRICE; KONOFAGOU, 1999; FELICIANO et al., 2015) na caracterização “in vitro” dos tecidos prostático (FELICIANO et al., 2015) e testicular, (HOLDSWORTH et al., 2014; FELICIANO et al., 2015), para o diagnóstico diferencial de neoplasias mamárias (FELICIANO et al., 2014; JEON et al., 2015) e na avaliação dos parênquimas hepático, renal (GARCIA; VICENTE, 2015) e esplênico (SPAULDING et al., 2008; DETORAKIS et al., 2010; Feliciano et al., 2015; MARONEZI et al., 2015), bem como para a descrição dos princípios e das técnicas que dela fazem parte (COMSTOCK, 2011).

Estudos envolvendo a “ARFI” mostraram alterações na rigidez de glândulas tireóides saudáveis ou acometidas por diferentes enfermidades (SPOREA et al., 2012; CHEN et al., 2013). A técnica mostrou-se eficaz na avaliação de tumores tireoidianos, revelando-se útil no prognóstico por sugerir a natureza maligna ou benigna, de consoante com a rigidez tecidual encontrada (TRANQUART et al., 2008; BOJUNGA et al., 2012; FRIEDRICH-RUST et al., 2012; GU et al., 2012; ZHANG et al., 2012; DENG et al., 2014; GRAZHDANI et al., 2014; XU et al., 2014; LIU et al., 2015; ZHANG et al., 2015).

O método “ARFI” foi recentemente utilizado para o estudo de linfonodos cervicais, permitindo o diagnóstico de tumores malignos com 81% de sensibilidade e 85% de especificidade, a ponto de tornar-se método complementar para o estadiamento das neofomações (SUH; PARK, 2016).

A técnica “ARFI” proporciona vantagens, como obtenção de resultados em tempo real, dinâmico e rápido, dispensando-se o uso de sedativos e anestésicos gerais. Pode ser empregada na avaliação de órgãos diversos e na quantificação do grau de rigidez tecidual. Não é operador dependente, possibilitando obterem-se resultados confiáveis, desde que realizado por profissional treinado (CARVALHO; CINTRA; CHAMMAS, 2015).

Tanto a avaliação elastográfica quantitativa quanto a qualitativa emergem como recursos auxiliares (NIGHTINGALE, 2011). Mister, por suposto, que se conheçam valores de referência a partir de estudos de tecidos normais.

O presente estudo tem como objetivo estudarem-se olhos de cães braquicefálicos adultos, das raças Shih Tzu, Buldogue Francês, Buldogue Inglês e Pug, à elastografia “acoustic radioation force impulse”, estabelecendo-se padrões de referência quali quantitativos relacionados à rigidez das estruturas, notadamente de nervo óptico, corpo ciliar e lente. Além disso, compararam-se as imagens obtidas à ultrassonografia convencional com àquelas produzidas a partir da elastografia ARFI, relativamente à nitidez e à riqueza de detalhes.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Os protocolos foram aprovados pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Unesp/Jaboticabal, sob o número 9516/15.

O estudo prospectivo incluiu 84 olhos de 42 cães de raças braquicefálicas (16 Shih Tzus, 11 Buldogues Ingleses, 11 Buldogues Franceses e 4 Pugs), adultos com idades entre 1 e 6 anos (média de $3\pm 1,26$ anos), machos (21,43%) ou fêmeas (78,57%), provenientes de canis particulares. A participação foi autorizada pelos

proprietários mediante assinatura de termo de consentimento. O grau de parentesco entre os animais não foi considerado como critério de inclusão ou de exclusão.

Antes de serem selecionados, os indivíduos foram submetidos a exames físico, laboratorial (hemograma e perfil bioquímico – alanino aminotransferase - ALT e creatinina) e oftálmico (reflexos pupilares direto, consensual e de ameaça, TLS, biomicroscopia com lâmpada em fenda, tonometria de aplanção, oftalmoscopia binocular indireta, testes da fluoresceína, TRL e US ocular nos modos A e B). Constatadas as boas condições de saúde, foram submetidos à elastografia oftálmica.

3.1 Exame oftálmico

3.1.1 Reflexos pupilares e de ameaça

Os reflexos pupilares direto e consensual foram testados empregando-se lanterna, e atentando-se para a resposta ao estímulo luminoso (miose ou midríase), bem como para condições de assimetria ou não.

Para a avaliação do reflexo de ameaça, observou-se a tendência do indivíduo ao ato de piscar ou à movimentação da cabeça, quando na eminência da aproximação dos dedos (OLLIVIER; PLUMMER; BARRIE, 2007).

3.1.2 Filme lacrimal

Produção e qualidade do filme lacrimal foram avaliadas pelos TLS tipo 1¹ e TRL² (OLLIVIER; PLUMMER; BARRIE, 2007; ANDRADE, 2008).

3.1.3 Biomicroscopia com lâmpada em fenda

Com o auxílio de um biomicroscópio³ avaliaram-se as pálpebras superior, inferior e a nictitante, as conjuntivas bulbar e palpebral, a córnea, a CA, a íris e a lente (MITCHEL, 2003; OLLIVIER; PLUMMER; BARRIE, 2007; MAGGS, 2008).

¹ Teste de Schirmer – Ophthalmos, São Paulo, Brasil.

² Fluoresceina strips – Ophthalmus, São Paulo, Brasil.

³ Lâmpada em fenda portátil SL-14, Kowa.

3.1.4 Pressão intra-ocular

Empregou-se a tonometria digital de aplanção⁴, sendo necessária a instilação de colírio anestésico à base de cloridrato de proximetacaína 0,5%⁵ sob a superfície corneal. As médias de três avaliações subseqüentes foram computadas (RUSANEN et al, 2010).

3.1.5 Oftalmoscopia indireta

Após a dilatação pupilar, obtida com a instilação de colírio a base de tropicamida 1%⁶, avaliaram-se as estruturas do segmento posterior do bulbo do olho por imagens colhidas à oftalmoscopia⁷ (OLLIVIER; PLUMMER; BARRIE, 2007; MAGGS, 2008).

3.2. Ultrassonografia ocular

As córneas foram dessensibilizadas com colírio anestésico a base de cloridrato de proximetacaína 0,5%⁵. Utilizou-se gel acústico estéril⁸, como meio de contato, empregando-se o método transcorneal (SPAULDING, 2008). Os cães foram contidos manual e delicadamente.

A ecografia⁹ foi realizada com probe de 20 MHz em posição axial, por um único examinador treinado. Estudaram-se parâmetros de biometria (diâmetros, comprimentos e espessuras, em milímetros (mm)) e padrões de ecogenicidade e ecotextura das cápsulas anterior e posterior, câmara vítrea, lente e complexo retina-coroide-esclera. As imagens foram impressas em papel termo-sensível Mitsubishi K-65 HM e analisadas.

⁴ Tono-Pen Vet – Veterinary Tonometer, Reichert

⁵ Tropinom, Genom Oftalmologia®, Ebu-Guaçu, SP.

⁶ Anestalcon, Alcon®, São Paulo, SP.

⁷ Oftalmoscópio binocular indireto, eyetec®.

⁸ Supra Gel, Adlin Plásticos LTDA, Jaraguá do Sul, SC.

⁹ Ultra-son Ultrascan A/B - Alcon®.

3.3 Elastografia ocular

A elastografia¹⁰ foi conduzida empregando-se o transdutor padrão de 9,00 MHz por um operador experiente.

Para os estudos qualitativos, foram obtidas imagens em corte transversal, em tons de cinza (elastogramas), de forma pareada com imagens ultrassonográficas modo-B. Atentou-se para as condições de homogeneidade tecidual e compararam-se as técnicas quanto à nitidez das estruturas.

No método quantitativo, valores da VC em m/s do NO, corpo ciliar nos cantos temporal (CCT) e nasal (CCN), e da lente foram obtidos calculando-se as médias de três avaliações subsequentes.

3.4 Análise Estatística

Os parâmetros da US e da elastografia ARFI foram estudados à estatística descritiva, para se estabelecerem características de variabilidade do conjunto de dados (parâmetros biométricos, por US, e de rigidez, por elastografia ARFI). Resultados foram expressos como valores mínimo e máximo e como médias \pm desvios padrão, em intervalos de confiança 95% (95%IC). Variáveis quantitativas, relativamente a olhos direito e esquerdo, foram comparadas empregando-se teste não pareado.

Diferenças foram consideradas significativas quando p igual ou menor a 0,05. Os cálculos foram implementados em “software” (MedCalc, Mariakerke, Belgium).

4. RESULTADOS

4.1 Ultrassonografia oftálmica modo-A

Parâmetros de biometria ocular no modo-A mostraram valores médios de $19,52 \pm 1,99$ mm para diâmetro horizontal do bulbo; de $3,06 \pm 0,73$ mm para

¹⁰ Acuson S2000/Siemens - Siemens Medical Solutions.

comprimento da CA; de $9,50 \pm 0,46$ mm para o comprimento da câmara vítrea e de $6,93 \pm 0,71$ mm para a lente.

A Tabela 2 mostra as variáveis estatísticas relacionadas com tais parâmetros. Os olhos direito e esquerdo não diferiram ($p > 0,05$).

Tabela 1. Valores máximo, mínimo, média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% (95% IC) dos parâmetros ultrassonográficos das raças Shih Tzu, Bulgodue Inglês, Buldogue Francês e Pug (Jaboticabal, 2016).

Parâmetro	Raça					
	Shih Tzu					
	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95%IC	
					Mínimo	Máximo
AL	16,38	21,48	18,46	0,99	18,10	18,82
CA	1,48	5,60	2,85	0,93	2,51	3,18
CV	4,17	9,90	7,95	1,60	7,38	8,53
L	4,17	7,76	6,36	0,78	6,08	6,65
	Buldogue Inglês					
	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95%IC	
					Mínimo	Máximo
AL	17,92	22,25	20,14	0,96	19,71	20,56
CA	2,03	4,52	3,13	0,53	2,89	3,36
CV	8,88	10,52	9,73	0,42	9,55	9,92
L	6,76	7,85	7,22	0,29	7,09	7,35
	Buldogue Francês					
	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95% IC	
					Mínimo	Máximo
AL	18,50	21,72	20,32	0,78	19,97	20,67
CA	2,49	4,91	3,32	0,57	3,06	3,57
CV	8,26	10,91	9,64	0,54	9,39	9,88
L	6,43	8,10	7,36	0,38	7,19	7,53
	Pug					
	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95% IC	
					Mínimo	Máximo
AL	18,88	20,51	19,83	0,66	19,28	20,39
CA	2,81	3,43	3,03	0,46	2,65	3,42
CV	8,73	9,97	9,49	0,39	9,16	9,82
L	6,84	8,01	7,30	0,32	7,02	7,57

Valores apresentados em milímetros. DP, desvio padrão; AL, comprimento axial do bulbo do olho; CA, comprimento da câmara anterior; CV comprimento da câmara vítrea; L, comprimento da lente.

4.2 Ultrassonografia oftálmica modo-B

O NO mostrou-se hipoecogênico, caudal ao disco óptico. Os humores aquoso e vítreo apresentaram-se como imagens anecoicas de ecotextura homogênea. As cápsulas anterior e posterior da lente apresentaram-se como imagens curvilíneas convexa e côncava, respectivamente, e exibiram padrão hiperecoico. O interior da lente apresentou ecotextura homogênea, com padrão anecoico. O complexo retina-córóide-esclera foi visibilizado como estrutura única e hiperecoica.

Imagens de US nos modos A e B, em indivíduo da raça Shih Tzu são mostradas na Figura 1 (a e b).

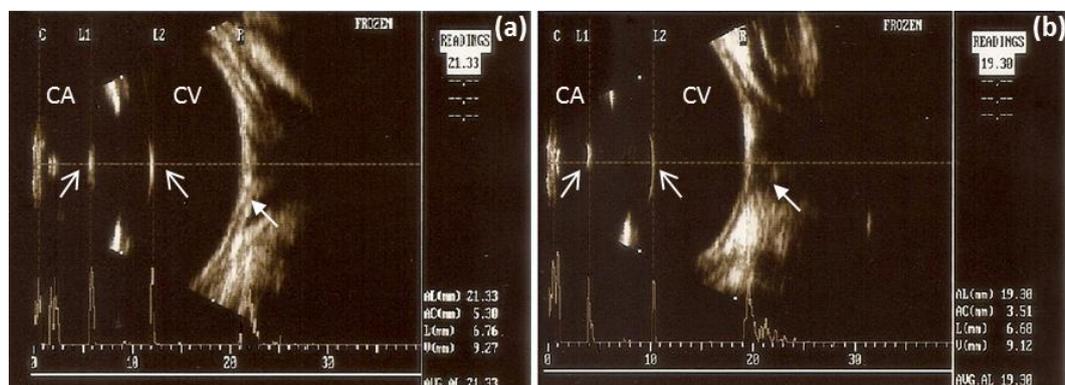


Figura 1. Imagens ultrassonográfica nos modos A e B dos olhos direito (a) e esquerdo (b) de uma fêmea adulta de raça Shih Tzu. Humores aquoso e vítreo em padrão homogêneo e anecogênico, localizados nas câmaras anterior (CA) e vítrea (CV), respectivamente. As cápsulas anterior e posterior da lente (→) apresentam-se como traçados curvilíneos (côncavo e convexo, respectivamente), de padrão hiperecogênico. O interior da lente apresenta-se homogêneo e anecóico. O complexo retina-córóide-esclera () revela-se como uma estrutura única e hiperecogênica, delimitando o segmento posterior do bulbo do olho. Observa-se na imagem as medidas biométricas de comprimento do bulbo do olho (AL), comprimento da câmara anterior (AC), espessura da lente (L), comprimento da câmara vítrea (V), córnea (C), cápsulas anterior (L1) e posterior (L2) da lente, retina (R), câmara anterior (AC), câmara vítrea (VC).

4.3 Elastografia “ARFI”

Avaliações qualitativas (Figura 2 - a e b) revelaram NO e CC como imagens homogêneas, tendo, o primeiro, coloração cinza escuro e, o segundo, coloração

cinza médio. As cápsulas anterior e posterior da lente, comparativamente às outras estruturas avaliadas, apresentaram maior rigidez, mostraram-se homogêneas e de coloração cinza escuro. O interior da lente mostrou-se heterogêneo, com alternância de áreas escuras e cinza claras formando um mosaico. Padrão de imagem igual ao da lente foi encontrado nos humores aquoso e vítreo.

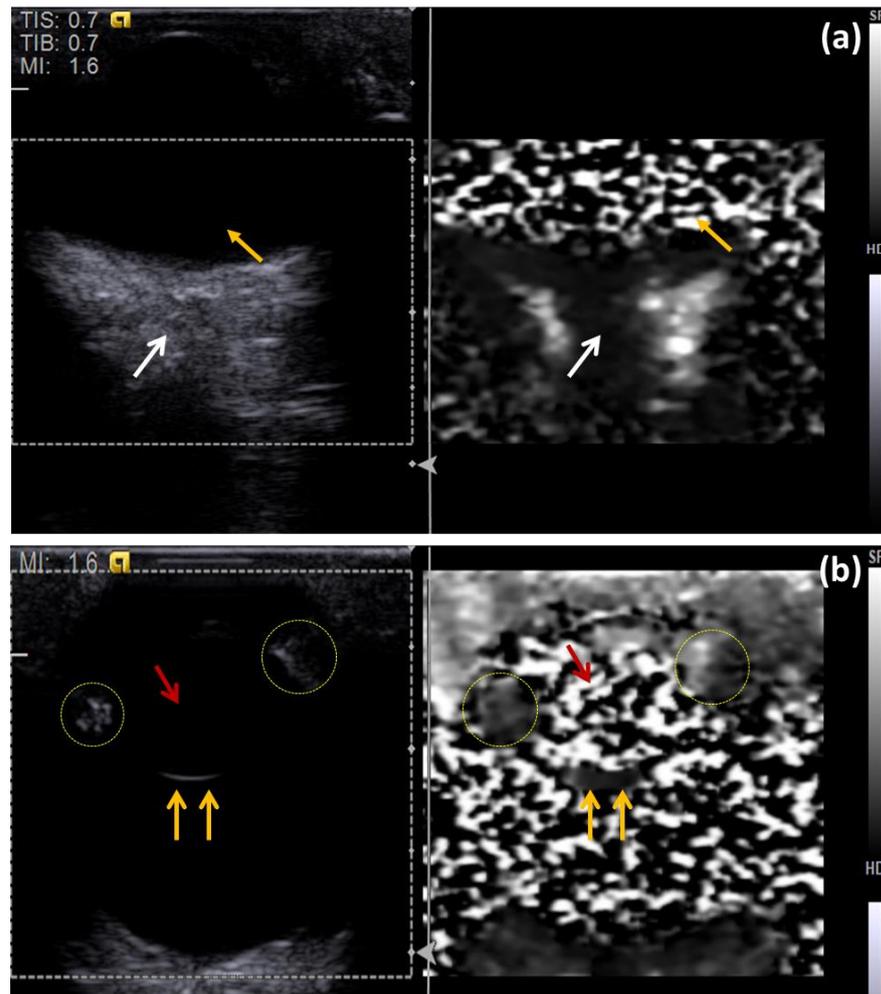


Figura 2. As imagens de US modo-B (à esquerda) e elastografia qualitativa (à direita). Em (a) evidenciam-se as características do nervo óptico e do complexo retina-coroide-esclera. Em (b) a cápsula anterior e o conteúdo da lente, bem como corpo ciliar e o humor vítreo de um cão da raça Buldogue Inglês. O nervo óptico (setas brancas) mostra-se com padrão homogêneo e tom de cinza médio. O humor vítreo (setas amarelas cheias) com padrão mosaico, mesclando regiões de tons de cinza claros e escuros. A cápsula posterior da lente (setas amarelas) em padrão homogêneo e cinza escuro, e o seu interior (seta vermelha) em padrão

mosaico. O corpo ciliar (circulado em amarelo) evidencia em padrão homogêneo e em tom de cinza médio.

Na comparação das imagens à elastografia com as da US, percebeu-se que as primeiras ofereciam detalhes adjuntos, sobretudo quanto às características teciduais das estruturas. O CC, pouco visibilizável à US convencional, pôde ser bem caracterizado à elastografia.

A Figura 3 (a-d) reporta-se ao método quantitativo. Os valores médios de VCs, considerando-se todas as raças estudadas, foram de $1,01 \pm 0,27$ m/s (variando de 0,57 a 1,91, e de 0,96 a 1,07 em 95% de IC) para o NO; de $0,91 \pm 0,24$ m/s (variando de 0,53 a 1,75, e de 0,86 a 0,97 em 95% de IC) para o CCT; de $0,91 \pm 0,3$ m/s (variando de 0,51 a 1,91, e de 0,84 a 0,97 em 95% de IC) para o CCN e de $XX \pm XX$ m/s para a lente ($XX \pm XX$ representam valores acima de 9m/s, o maior que pode ser detectado pelo “software” utilizado).

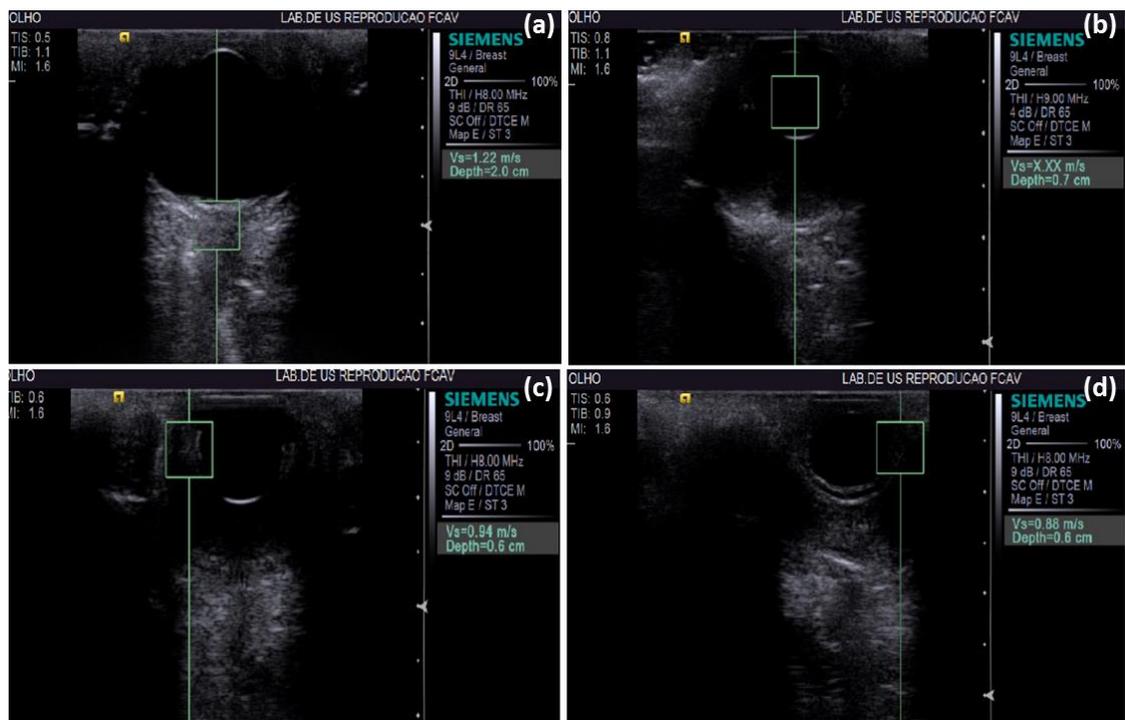


Figura 3. Elastografia “ARFI” quantitativa do olho direito de um cão adulto da raça Buldogue Francês. Evidencia-se a velocidade de cisalhamento (mm/s) do nervo óptico (a), da lente (b), do corpo ciliar em canto nasal (c), e do corpo ciliar em canto temporal (d).

Os valores de VCs obtidos no NO, no CCT e no CCN apresentaram distribuições gaussianas. Eles estão graficamente representados na Figuras 4 (a-c).

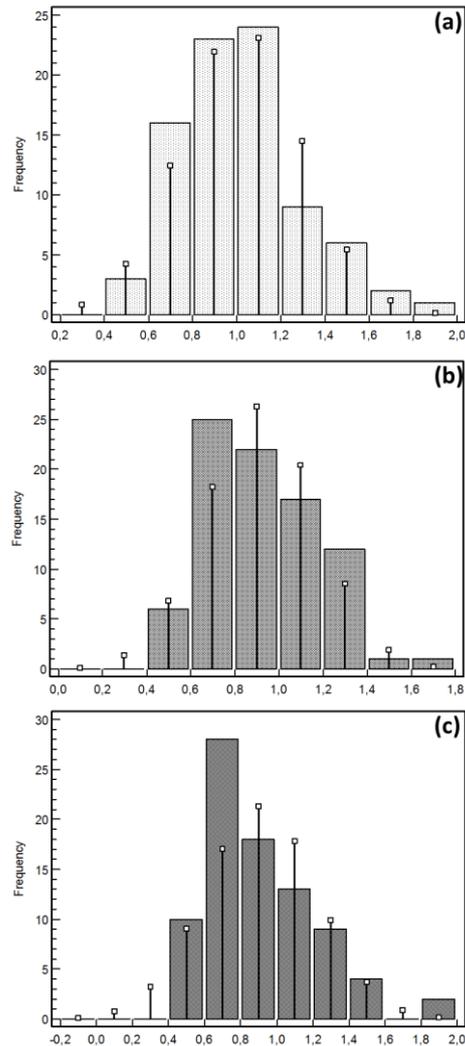


Figura 4. Representação da curva de normalidade, para os parâmetros de velocidade do nervo óptico (a), do corpo ciliar em canto temporal (b), do corpo ciliar em canto nasal (c), com bulbo do olho em posição centralizada, em cães das raças Shih Tzu, Buldogue Inglês, Buldogue Francês e Pug.

As variáveis estatísticas relacionadas com as VCs obtidas do NO e do CC, em cada uma das raças que compuseram a pesquisa, encontram-se na Tabela 2. Não houve diferença entre olhos direito e esquerdo ($p > 0,05$).

Tabela 2. Valores máximo, mínimo, média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% (95% IC) das velocidades de cisalhamento referentes ao exame elastográfico quantitativo do nervo óptico, do corpo ciliar em canto temporal e do corpo ciliar em canto nasal de cães adultos das raças Shih Tzu, Buldogue Inglês, Buldogue Francês e Pug (Jaboticabal, 2016).

Estrutura	Raças					
	Shih Tzu					
VC	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95%IC	
					Mínimo	Máximo
NO	0,57	1,47	0,95	0,21	0,87	1,02
CCT	0,62	1,75	1,03	0,25	0,94	1,12
CCN	0,59	1,91	0,98	0,32	0,87	1,10
Buldogue Inglês						
VC	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95%IC	
					Mínimo	Máximo
NO	0,70	1,63	1,02	0,24	0,92	1,13
CCN	0,57	1,32	0,84	0,21	0,75	0,94
CCT	0,51	1,87	0,88	0,35	0,72	1,03
Buldogue Francês						
VC	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95% IC	
					Mínimo	Máximo
NO	0,58	1,79	1,05	0,33	0,90	1,20
CCN	0,53	1,28	0,78	0,21	0,69	0,88
CCT	0,58	1,53	0,85	0,26	0,73	0,96
Pug						
VC	Valor mínimo	Valor máximo	Média	DP	95% IC	
					Mínimo	Máximo
NO	0,91	1,17	1,17	0,32	0,90	1,44
CCN	0,79	1,21	0,99	0,12	0,89	1,10
CCT	0,59	1,11	0,85	0,21	0,66	1,03

VC representada em m/s. VC, velocidade de cisalhamento; NO, nervo óptico; CCT, corpo ciliar em canto temporal; CCN, corpo ciliar em canto nasal.

5. DISCUSSÃO

Neste estudo, foram estabelecidos padrões elastográficos quali-quantitativos do bulbo do olho de cães braquicefálicos saudáveis. Os resultados da pesquisa são inéditos, pois não há dados prévios sobre elastografia oftálmica em veterinária.

A pesquisa incluiu raças de cães com características craniofaciais semelhantes e parâmetros biométricos ultrassonográficos bem estabelecidos. Os valores de biometria ocular encontrados na presente pesquisa não divergem dos

descritos na literatura compulsada (KOBASHIGAWA, 2015; PACKER et al., 2015), confirmando a hígidez oftálmica dos cães estudados.

A criação das raças incluídas na pesquisa é bastante popular no Brasil e na Grã-Bretanha (THE KENNEL CLUB, 2011). Ademais, braquicefálicos figuram entre os pacientes mais atendidos na rotina clínica oftálmica, justificando o interesse por padrões elastográficos dos olhos deles. Elegeram-se, para a pesquisa, cães adultos jovens, entre 1 a 6 anos de idade, uma vez que nesta faixa etária inicia-se o desenvolvimento de muitas afecções oculares, como neoplasia e uveíte, cuja manifestação ou repercussão clínica ocorre tardiamente.

Ensaio biomecânicos não invasivos têm sido requisitados para a avaliação de estruturas oculares, revelando-se como métodos preditivos de alterações teciduais. Apesar de não integrarem exames de rotina, técnicas capazes de mensurar a rigidez dos tecidos oculares têm se mostrado úteis para fins de diagnóstico e de prognóstico (GIRARD et al., 2015). Alterações nas propriedades biomecânicas dos tecidos cursam com o desenvolvimento de muitas doenças (PASZEK et al., 2005; SHAH et al., 2007). Estudos em biomecânica ocular têm contribuído para o entendimento de mecanismos associados com a patogênese de afecções como neuropatia do nervo óptico, catarata, glaucoma, descolamento de retina, degeneração macular e alterações corneais.

Relativamente à elastografia oftálmica, ela informa sobre variáveis biomecânicas qualiquantitativas (rigidez/elasticidade) (PASZEK et al., 2005; SHAH et al., 2007). A organização e a composição macromolecular das estruturas oculares, notadamente as mais ricas em matriz extracelular, não raramente são modificadas por eventos patológicos que afetam a elasticidade e a rigidez tecidual (JACQUES, 2013), antes de se apresentarem como alterações anatômicas ou biométricas detectáveis por US.

Exames de diagnóstico por imagem baseados em princípios de elasticidade mostraram-se promissores para o diagnóstico precoce de ceratocone e no prognóstico pós-operatório do “crosslinking” corneal (URS et al., 2014). Estudos envolvendo ARFI revelaram que a técnica de “crosslinking” por riboflavina aumenta a rigidez corneal (URS et al., 2014). Medidas de elasticidade, efetuadas com

tomógrafo de coerência óptica, revelaram-se igualmente eficazes em informar sobre o grau de rigidez corneal (WANG; LARIN, 2014).

Admite-se que a elastografia ocular, como realizada no presente estudo, pode fornecer o diagnóstico precoce e informar sobre o prognóstico e efetividade de algumas terapias e intervenções intraoculares. A elastografia ocular, além de informar sobre rigidez e elasticidade, permite avaliação detalhada da morfologia e, indiretamente, da composição estrutural, fornecendo informações adicionais à US tradicional. Estudos prévios mostraram que a elastografia ARFI é capaz de detectar alterações mínimas de ecogenicidade e de ecotextura, além de melhor definir as margens de neoformações em diversos tecidos orgânicos, quando comparada a outros métodos em US (SAFTOIU; GHEONEA; CIUREA, 2007; FELICIANO et al., 2014; FELICIANO et al., 2015a; FELICIANO et al., 2015b).

Neste estudo, o exame elastográfico qualitativo revelou-se efetivo nas avaliações de parâmetros da elasticidade do corpo ciliar, do nervo óptico e da lente, e pode, portanto, ser importante no monitoramento de uveíte, glaucoma e catarata. A elastografia qualitativa forneceu dados sobre a heterogeneidade da lente, bem como dos humores aquoso e vítreo, os quais não são perceptíveis à US tradicional. Ressalta-se que o corpo ciliar e o nervo óptico também são estruturas pouco visibilizáveis a US tradicional. Quando se emprega US em modo B, o corpo ciliar pode ser mais bem observado quando se faz uso da almofada de recuo. Ele se apresenta de hiper a hipoeicoico, contínuo à íris (NYLAND E MATTOON, 2015).

A identificação da íris, por elastografia, não se mostrou factível nesta pesquisa. Mesmo por US tradicional, a avaliação da íris requer experiência, métodos como a biomicroscopia ultrassônica (CORRÊA et al., 2003) e a tomografia por coerência óptica (VIEIRA et al., 2014) são considerados mais eficazes para o estudo desta estrutura. Como descrito em estudos prévios, ela pode ser vista em contato com a cápsula lenticular anterior, quando se emprega almofada de silicone e probe de alta frequência (NYLAND E MATTOON, 2015).

Em estudos elastográficos de olhos humanos, observou-se o tecido escleral em tons de cinza escuro, se comparado à retina e à coroide, sugerindo maior rigidez dessa estrutura (DETORAKIS et al., 2010). A coroide constitui-se de tecido conjuntivo frouxo, rico em células, fibras colágenas e elásticas (JUNQUEIRA;

CARNEIRO, 2004) que conferem maior elasticidade, comparativamente a outros tecidos mais densos, como a esclera. A diferenciação do grau de rigidez de tais estruturas foi encontrada no estudo presente. O fundo de olho se apresentou em tom de cinza escuro. O tom de cinza escuro observado no nervo óptico, por sua vez, não corresponde à elasticidade desta estrutura cuja organização macromolecular envolve tecido frouxo revestido por meninges (DYCE; SACK; WENSING; 1997).

Dos tecidos orgânicos já avaliados à elastografia, em pacientes humanos, o olho revelou-se como o mais heterogêneo (DETORAKIS et al., 2010). No presente estudo as estruturas oculares mostram-se igualmente heterogêneas.

Nesta pesquisa, a musculatura orbital não foi avaliada, pois, para tal, seria necessária a contenção química dos cães, não autorizada por seus proprietários. Resultados de estudos prévios, onde os músculos reto lateral e reto medial foram avaliados segundo diferentes posições do bulbo do olho (centralizado, em abdução e em adução) mostraram que nas posições não centralizadas, o tecido apresenta-se mais elástico e, portanto, em tons de cinza claro. A variação de tons de cinza em diferentes posições, às quais o olho é estudado, revela o grau de rigidez de acordo com a tensão exercida. A técnica elastográfica pode futuramente ser utilizada para o diagnóstico e a diferenciação entre miosites e orbitopatias, bem como em quaisquer morbidades nas quais a rigidez muscular venha a sofrer alterações (DETORAKIS et al., 2010).

A câmara vítrea de olhos humanos não visuais possui ecogenicidade intermediária, comparativamente a outras estruturas do bulbo do olho, sugerindo a ocorrência de degeneração do humor vítreo (DETORAKIS et al., 2010). Em cães normais, o humor vítreo é composto por água, ácido hialurônico e fibrilas colágenas (BICAS, 1997) o que confere ao tecido propriedades biomecânicas relacionadas com diferentes graus de rigidez, justificando o padrão elastográfico heterogêneo (mosaico) encontrado no estudo presente.

A musculatura ciliar é responsável pela acomodação da lente, em face do relaxamento de suas fibras (KHORRAMSHAHI; SCHARTAU; KROGER; 2008). O corpo ciliar é visto em tom de cinza médio ao exame elastográfico qualitativo e em menor velocidade tecidual, se comparado ao da lente.

Relativamente à elastografia quantitativa, estudos prévios mostraram que neoformações teciduais malignas se apresentam mais rígidas, comparativamente às de natureza benigna, sendo, algumas, de rigidez intensa com SWV de XX m/s (ZHOU et al., 2013). A velocidade de SWV da lente (XX m/s), observada à elastografia quantitativa, no presente estudo, revelou o intenso grau de rigidez dessa estrutura, podendo ser classificada como a mais rígida do bulbo do olho de cães. O nervo óptico e o corpo ciliar, por sua vez, apresentaram elasticidades que se assemelham entre si.

Morfologicamente, a lente é constituída por fibras finas e longas revestidas por cápsula acelular hialina e espessa, sobretudo em sua porção anterior, e constituída por células epiteliais cubóides (DYCE; SACK; WENSING, 1997). É avascular e não possui terminações nervosas (STAFFORD, 2001). É constituída, principalmente, por proteínas, o que sugere um caráter sólido; porém apresenta alguma flexibilidade (DYCE; SACK; WENSING, 1997; STAFFORD, 2001), que se confirma pelo aspecto heterogêneo encontrado no presente estudo. Possui um núcleo de fibras protéicas primárias, resultantes do início do desenvolvimento embrionário, envolvido por fibras secundárias diferenciadas na zona equatorial do epitélio (KUSZAC; ZOLTOSKI; TIEDEMANN, 2004). Classifica-se a cápsula da lente como uma membrana basal espessa e altamente elástica (DONALDSON et al., 2004), sendo constituída, principalmente, por fibras colágenas tipo IV (SILVER, 1987; KATON et al., 1998; CAI et al., 2005). Todavia, o padrão observado no estudo presente, em que a cápsula lenticular mostra padrão enegrecido, sugere tratar-se de estrutura com algum grau de rigidez, uma vez que o colágeno, apesar de flexível, encontra-se extremamente organizado no plano espacial.

Em suma, a elastografia ainda não é realizada na rotina clínica em oftalmologia médica (NIGHTINGALE, 2011), bem como na veterinária, limitando-se, ainda, a investigações. É factível, requerendo operador experiente, colírio anestésico e apenas contenção manual. Revela-se promissora para o diagnóstico e o prognóstico, além de servir como marcador preditivo em diferentes morbidades. Além disso, a técnica oferece informações complementares às obtidas por US oftálmica, cujo padrão comparativo é de grande valia.

6. REFERÊNCIAS:

ABRAHAM-COHN, N., KIM, B.; ERKAMP, R. Q.; MOONEY, D. J.; EMELIANOV, S. Y.; SKOVORODA, A. R.; O'DONNELL, M. High-resolution elasticity imaging for tissue engineering. **Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 47, n. 4, p. 956-966, 2011.

ALLEN, J. D.; HAM, K. L.; DUMONT, D. M.; SILESHI, B.; TRAHEY, G. E.; DAHL, J. J. The development and potential of acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging for carotid artery plaque characterization. **Vascular Medicine**, v. 16, n. 4, p. 302-311, 2011.

ANDRADE, A. L. Semiologia do sistema visual dos animais domésticos. In: FEITOSA, F. L. P. (Ed.). **Semiologia Veterinária**, 2ª Ed. São Paulo: Roca, 2008. p.623-653.

APPEL, A. A.; ANASTASIO, M. A.; LARSON, J. C.; BREY, E. M. Imaging challenges in biomaterials and tissue engineering. **Biomaterials**, v. 34, n. 28, p. 6615-6630, 2013.

ASTERIA, C.; GIOVANARDI, A.; PIZZOCARO, A.; COZZAGLIO, L.; MORABITO, A.; SOMALVICO, F.; ZOPPO, A. US-elastography in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. **Thyroid**. v. 18, n. 5, p. 523-531, 2008.

ATHANASIOU, A.; TARDIVON, A.; TANTER, M.; SIGAL-ZAFRANI, B.; BERCOFF, J.; DEFFIEUX, T.; GENNISSON, J.; FINK, M.; NEUENSCHWANDER, S. Breast lesions: quantitative elastography with supersonic shear imaging—preliminary results. **Radiology**, v. 256, n. 1, p. 297-303, 2010.

BAMBER, J.; COSGROVE, D.; DIETRICH, C. F.; FROMAGEAU, J.; BOJUNGA, J.; CALLIADA, F.; CANTISANI, V.; CORREAS, J. M.; D'ONOFRIO, M.; DRAGONAKI, E. E.; FINK, M.; FRIEDRICH-RUST, M.; GILJA, O. H.; HAVRE, R. F.; JENSSEN, C.; KLAUSER, A. S, OHLINGER, R.; SAFTOIU, A.; SCHAEFER, F.; SPOREA, I.;

PISCAGLIA, F. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. **Ultraschall in der Medizin**, v. 34, n. 2, p. 169-184, 2013.

BANKS, W. J., Olho e Ouvido. In: BANKS, W.J. (Ed.). **Histologia Veterinária Aplicada**. São Paulo: Manole, 1992. p.589-600.

BARR, R. G.; NAKASHIMA, K.; AMY, D.; COSGROVE, D.; FARROKH, A.; SCHAFER, F.; BAMBER, J. C.; CASTERA, L.; CHOI, B. I.; CHOU, Y. H.; DIETRICH, C. F.; DING, H.; FERRAIOLI, G.; FILICE, C.; FRIEDRICH-RUST, M.; HALL, T. J.; NIGHTINGALE, K. R.; PALMERI, M. L.; SHIINA, T.; SUZUKI, S.; SPOREA, I.; WILSON, S.; KUDO, M. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 2: Breast. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 41, n. 5, p. 1148-1160, 2015.

BARR, R. G.; DESTOUNIS, S.; LACKEY, L. B.; SVENSSON, W. E.; BALLEYGUIER, C.; SMITH, C. Evaluation of breast lesions using sonographic elasticity imaging: a multicenter trial. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 31, n. 2, p. 281-287, 2012.

BARR, R.; ZHANG, Z. Shear-wave elastography of the breast: value of a quality measure and comparison with strain elastography, **Radiology**, v. 275, p. 45-53, 2015.

BENSAMOUN, S. F.; ROBERT, L.; LECLERC, G. E.; DEBERNARD, L.; CHARLEUX, F. Stiffness imaging of the kidney and adjacent abdominal tissues measured simultaneously using magnetic resonance elastography. **Clinical Imaging**, n. 35, p. 284-287, 2011.

BENTLEY, E.; MILLER, P. E.; DIEHL, K. A. Evaluation of intra- and interobserver reliability and image reproducibility to assess usefulness of high-resolution

ultrasonography for measurement of anterior segment structures of canine eyes. **American Journal of Veterinary Research**, v. 66, n. 10, p. 1775-1779, 2005.

BERG, W.; COSGROVE, D.; DORÉ, C.; SCHÄFER, F.; SVENSSON, W.; HOOLEY, R.; OHLINGER, R.; MENDELSON, E.; BALU-MAESTRO, C.; LOCATELLI, M.; TOURASSE, C.; CAVANAUGH, B.; JUHAN, V.; STAVROS, A.; TARDIVON, A.; GAY, J.; HENRY, J.; COHEN-BACRIE, C.; INVESTIGATORS, B. Shearwave elastography improves the specificity of breast US: the BE1 multinational study of 939 masses. **Radiology**, v. 262, n. 2, p. 435-449, 2012.

BERINSTEIN, D. M.; GENTILE, R. C. Ultrasound biomicroscopy in anterior ocular trauma. **Ophthalmic Surgery and Lasers**, v. 28, p. 201-207, 1997.

BHARGAVA, S.; BHARGAVA, S. K.; SHARMA, S.; PRAKASH, M. Elastography: A new imaging technique and its application. **Journal of International Medical Science Academy**, v. 26, n. 1, p. 25-30, 2013.

BHATT, A. B.; SCHEFLER, A. C.; FEUER, W. J.; YOO, S. H.; MURRAY, T. G. Comparison of predictions made by the intraocular lens masters and ultrasound biometry. **Archives of Ophthalmology**, v. 126, n. 7, p. 929-933, 2008.

BHATIA, K. S.; TONG, C. S.; CHO, C. C.; YUEN, E. H.; LEE, Y. Y.; AHUJA, A. T. Shear wave elastography of thyroid nodules in routine clinical practice: Preliminary observations and utility for detecting malignancy. **European Journal Radiology**, v. 22, p. 2397-2406, 2012.

BICAS, H. E. A. Morfologia do sistema visual. In: **Simpósio Oftalmologia para o clínico**. Ribeirão Preto, 1997; 30: 7-15.

BLAIVAS, M.; THEODORO, D.; SIERZENSKI, P. R. A Study of Bedside Ocular Ultrasonography in the Emergency Department. **Academic Emergency Medicine**, v. 9, n. 8, p. 791-799, 2002.

BOJUNGA, J.; DAUTH, N.; BERNER, C.; MEYER, G.; HOLZER, K.; VOELKL, L.; HERRMANN, E.; SCHROETER, H.; ZEUZEM, S.; FRIEDRICH-RUST, M. Acoustic radiation force impulse imaging for differentiation of thyroid nodules. **PLoS One**. v. 7, n. 8, p. :e42735, 2012.

BRANDÃO, C. V. S.; CHIURCIU, J. L. V.; RANZANI, J. J. T. Tonometria, paquimetria e comprimento axial ocular em cães glaucomatosos submetidos à ablação uveal intravítrea. **Arquivos Brasileiros de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 59, p. 914-919, 2007.

BROOKS, D. E. Ocular imaging. In: GELATT, K. N. **Veterinary ophthalmology**. 3. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999. p. 47-476.

BROOKS, D. E. **Oftalmologia para veterinários de equinos**. São Paulo: Roca, 2005. p. 144.

CAI, F.; ZHANG, S. B.; ZHENG, Y.; XIE, L. X.; ZHOU, Z. X.; LAM, D. S. C. A study of the human anterior lens capsule (ALC) by atomic force microscopy (AFM) and scanning electron microscopy (SEM). **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, 46: 4213, 2005.

CAMRAS, L. J.; STAMER, W. D.; EPSTEIN, D.; GONZALEZ, P.; YUAN, F. Differential effects of trabecular meshwork stiffness on outflow facility in normal human and porcine eyes. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v. 53, n. 9, p. 5242-5250, 2012.

CANTISANI, V.; LODISE, P.; GRAZHDANI, H.; MANCUSO, E.; MAGGINI, E.; DI ROCCO, G.; D'AMBROSIO, F.; CALLIADA, F.; REDLER, A.; RICCI, P.; CATALANO, C. Ultrasound elastography in the evaluation of thyroid pathology. **European Journal Radiology**, v. 83, n. 3, p. 420-428, 2014.

CARVALHO, C.F.; CHAMMAS, M. C.; DE LIMA, V. M. R.; OLIVEIRA, C. P. M. S.; COGLIATI, B.; CARRILHO, F. J.; CERRI, G. G. Elastography and contrast-enhanced ultrasonography of focal lesions in an experimental model of hepatocellular carcinoma. In: **EVDI London Conference**, 2011. p. 674–705.

CARVALHO, C. F.; CINTRA, T. C. F.; CHAMMAS, M. C. Elastography principle and considerations for clinical research in veterinary medicine cibeles. **Journal of Veterinary Medicine and Animal Health**; v. 7, n. 3, p. 99-110, 2015.

CARVALHO, C. F.; CHAMMAS, M. C.; COGLIATI, B.; CARRILHO, F. J.; CERRI, G. G. Elastography and contrast-enhanced ultrasonography improves early detection of hepatocellular carcinoma in an experimental model of NASH. *Journal of Hepatology*. In: **47th Annual Meeting of the European Association for the Study of the Liver - The International Liver Congress**, 2012.

CHEN, S.; SANCHEZ, W.; CALLSTROM, M. R.; GORMAN, B.; LEWIS, J. T.; SANDERSON, S. O.; GREENLEAF, J. F.; XIE, H.; SHI, Y.; PASHLEY, M.; SHAMDASANI, V.; LACHMAN, M.; METZ, S. Assessment of liver viscoelasticity by using shear waves induced by ultrasound radiation force. **Radiology**, v. 266, p. 964-970, 2013.

COMSTOCK C. Ultrasound elastography of breast lesions. **Ultrasound Clinics**, v. 6, p. 407-415, 2011.

CONTI, C. B.; CAVALCOLI, F.; FRAQUELLI, M.; CONTE, D.; MASSIRONI, S. Ultrasound elastographic techniques in focal liver lesions. **World Journal of Gastroenterology**, v. 22, n.9, p. 2647-265, 2016.

COOLING, R. J. Ocular injuries. In: MILLER, S. (Ed.). **Clinical ophthalmology**. London: Wright, 1987. p. 362-78.

CORRÊA, Z. M. S.; GOLDHARDT, R.; MARCON, A. S., MARCON, I. M. Achados ecográficos em pacientes com catarata total. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v.65, n. 6, p. 609-613, 2002.

CORRÊA, Z. M. S.; IRION, L. D.; MARCON, I. M.; CONTE, R.; ABED, A. A.; PORTELA, S. L.; FREDA, R. Biomicroscopia ultrassônica (UBM) no planejamento cirúrgico e acompanhamento pós-operatório de melanomas malignos de íris e corpo ciliar. **Arquivo Brasileiro de Oftalmologia**, v. 66, p. 409-415, 2003.

COSTA, A. P. A.; SILVA, SILVA, A. G.; LIMA, A. M. V.; LAUS, J. L.; BORGES, N. A. Ultrassonografia ocular em cães. **Enciclopédia Biosfera**, v.10, n.18, 2014.

CUI, X. W.; JENSSEN, C.; SAFTOIU, A.; IGNEE, A.; DIETRICH, C. F. New ultrasound techniques for lymph node evaluation. **World Journal of Gastroenterology**. v. 19, n. 30, p. 4850-4860, 2013.

DALECKI, D.; KARLA, P.; MERCADO,K.; HOCKING, D. C. Quantitative ultrasound for nondestructive characterization of engineered tissues and biomaterials. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 44, n. 3, p. 636-648, 2016.

DENG, J.; ZHOU, P.; TIAN, S. M.; ZHANG, L.; LI, J. L.; QIAN, Y. Comparison of diagnostic efficacy of contrast-enhanced ultrasound, acoustic radiation force impulse imaging, and their combined use in differentiating focal solid thyroid nodules. **PLoS One**, v. 9, n. 3, p. e90674, 2014.

DETORAKIS, E. T.; DRAKONAKI, E. E.; TSILIMBARIS, M. K.; PALLICARIS, I. G.; GIARMENITIS, S. Real-time ultrasound elastographic imaging of ocular and periocular tissues: a feasibility study. **Ophthalmic Surgery, Lasers & Imaging**, v. 41, n. 1, p. 135-141, 2010.

DIETRICH, U. M. Ophthalmic Examination and diagnostics. Part 3: diagnostic ultrasonography. In: GELATT, K. N. (Ed.). **Veterinary ophthalmology**. 4^a.ed. Gainesville: Blackwell Publishing, 2013. p. 669-683.

DIETRICH, C. F.; CANTISANI, V. Current status and perspectives of elastography. **European Journal Radiology**, v. 83, p. 403-404, 2014.

DONALDSON, P. A.; GREY, B.; MERRIMAN-SMITH, A.; SISLEY, A. M. G.; SOELLER, C.; CANNELL, M. B.; JACOBS, M. D. Functional imaging: new views on lens structure and function. **Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology**, v. 31, p. 890-895, 2004.

DUDEA, S. M.; GIURGIU, C. R.; DUMITRIU, D. Value of ultrasound elastography in the diagnosis and management of prostate carcinoma. **Medical Ultrasonography**, v. 13, p. 45-53, 2011.

DUPPS Jr, W. J.; ROBERTS, C. Effect of acute biomechanical changes on corneal curvature after photokeratectomy. **Journal of Refractive Surgery**, v. 17, n. 6, p. 658-669, 2001.

DUTTA, D., LEE, K. W.; ALLEN, R. A.; WANG, Y.; BRIGHAM, J. C.; KIM, K. Non-invasive assessment of elastic modulus of arterial constructs during cell culture using ultrasound elasticity imaging. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 39, n. 11, p. 2103-2115, 2013.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. **Tratado de anatomia veterinária**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. **Tratado de anatomia veterinária**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

DZIEZYC, J.; HAGER, D. A.; MILLICHAMP, M. J. Two-dimensional real-time ocular ultrasonography in the diagnosis of ocular lesions in dogs. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v.23, n.5, p. 501-508, 1987.

EISENBREY, J. R.; DAVE, J. K.; FORSBERG, F. Recent technological advancements in breast ultrasound. **Ultrasonics**, v. 70, p. 183-190, 2016.

FAHEY, B.J.; NIGHTINGALE, K. R.; NELSON, R. C.; PALMERI, M.L.; TRAHEY, G.E. Acoustic radiation force impulse imaging of the abdomen: Demonstration of feasibility and utility. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 31, n. 9, p. 1185-1198, 2005.

FELICIANO, M. A.; MARONEZI, M. C.; SIMÕES, A. P. R.; MACIEL, G. S.; PAVAN. L.; GASSER, B.; SILVA, P.; USCATEGUI, R. R.; CARVALHO, C. F.; CANOLA, J. C.; VICENTE, W. R. R. Acoustic radiation force impulse elastography of prostate and testes of healthy dogs: preliminary results. **Journal of Small Animal Practice**, v. 56: 320-324, 2015.

FELICIANO, M. A. R.; MARONEZI, M. C.; PAVAN, L.; CASTANHEIRA, T. L.; SIMOES, A. P. R.; CARVALHO, C. F.; CANOLA, J. C.; VICENTE, W. R. R. ARFI elastography as complementary diagnostic method of mammary neoplasm in female dogs – preliminary results. **Journal of Small Animal Practice**, v. 55, n. 10, p. 504-508, 2014.

FIELDING, J. A. The assessment of ocular injury by ultrasound. **Clinical Radiology**, v. 59, p. 301-3012, 2004.

FREITAS, A. C. Ultra-sonografia oftálmica em cães (*Canis familiaris*) portadores de diabetes mellitus. **Jornal Brasileiro de Ciência Animal**, v. 1, n. 1, 2008.

FRIEDRICH-RUST, M.; ROMENSKI, O.; MEYER, G.; DAUTH, N.; HOLZER, K.; GRÜNWARD, F.; KRIENER, S.; HERRMANN, E.; ZEUZEM, S.; BOJUNGA, J. Acoustic radiation force impulse-imaging for the evaluation of the thyroid gland: A limited patient feasibility study. **Ultrasonics**, v. 52, n. 1, p. 69-74, 2012.

GALERA, P. D.; LAUS, J. L.; ORIÁ, A. P. Afecções da túnica fibrosa. In: LAUS, J. L. (Ed.). **Oftalmologia clínica e cirúrgica em cães e gatos**. São Paulo: Roca, 2009, p. 69-96.

GARRA, B.; CESPEDES, E.; OPHIR, J.; SPRATT, S.; ZUURBIER, R.; MAGNANT, C.; PENNANEN, M. Elastography of breast lesions: initial clinical results. **Radiology**, v. 202, p. 79–86, 1997.

GARCIA, P. H. S.; VICENTE, W. R. R. Acoustic radiation force impulse (ARFI) elastography of the spleen in healthy adult cats – a preliminary study. **Journal of Small Animal Practice**, v. 56, p. 180-183, 2015.

GHAJARZADEH, M.; SODAGARI, F.; SHAKIBA, M. Diagnostic accuracy of sonoelastography in detecting malignant thyroid nodules: a systematic review and meta-analysis. **American Journal of Roentgenology**, v. 202, n. 4, p. W379-W389, 2014.

GELATT, K. N. **Manual de oftalmologia veterinária**. São Paulo: Manole, 2003. p. 594.

GELATT, K. N. **Essentials of veterinary ophthalmology**. 2. ed. Iowa: Blackwell Publishing, 2008, 648p.

GLOVER, T. D.; CONSTANTINESCU, G. M. Surgery for cataracts. In: _____ (Ed.). **The Veterinary Clinics of North America, Small Animal Practice**. Philadelphia: Saunders Company, 1997. p. 1143-1174.

RILEY, S. F.; NAIRN, J. P.; MAESTRE, F. A. Analysis of the anterior chamber angle by gonioscopy and by ultrasound biomicroscopy. **International Ophthalmology Clinics**, v. 35, p. 271-282, 1995.

GIRARD, M. J.; DUPPS, W. J.; BASKARAN, M.; SCARCELLI, G.; YUN, S. H.; QUIGLEY, H. A.; SIGAL, I. A.; STROUTHIDIS, N. G. Translating ocular biomechanics into clinical practice: current state and future prospects. **Current eye Research**, v. 40, n. 1, p. 1-18, 2015.

GONÇALVES, G. F.; LEME, M. C.; ROMAGNOLI, P.; EURIDES, D.; PIPPI, N. L. Biometria ultra-sonográfica bidimensional em tempo real de bulbo ocular de gatos domésticos. **Ciência Animal Brasileira**, v.10, n. 3, p. 829-834, 2009.

GONZALEZ, E. M.; RODRIGUEZ, A.; GARCIA, I. Review of ocular ultrasonography. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 42, n. 6, p. 485-495, 2001.

GÖRIG, C.; VARGHESE, T.; STILES, T.; VAN DEN BROEK, J.; ZAQZEBSQ, J. A.; MURPHY, C. J. Evaluation of acoustic wave propagation velocities in the ocular lens and vitreous tissues of pigs, dogs, and rabbits. **American Journal of Veterinary Research**, v. 67, n. 2, p. 288-295, 2006.

GRAZHDANI, H.; CANTISANI, V.; LODISE, P.; DI ROCCO, G.; PROIETTO, M. C.; FIORAVANTI, E.; RUBINI, A.; REDLER, A. Prospective evaluation of acoustic radiation force impulse technology in the differentiation of thyroid nodules: accuracy and interobserver variability assessment. **Journal of Ultrasound**, v. 17, n. 1, p. 13-20, 2014.

GU, J.; DU, L.; BAI, M.; CHEN, H.; JIA, X.; ZHAO, J.; ZHANG, X. Preliminary study on the diagnostic value of acoustic radiation force impulse technology for differentiating between benign and malignant thyroid nodules. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 31, n. 5, p. 763-771, 2012.

GUIMARÃES, M. R. **Introdução à embriologia ocular**. In: Curso de embriologia ocular. Hospital de Olhos de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2003.

GUMPENBERGER, M.; KOLM, G. Ultrasonographic and computed tomographic examinations of the avian eye: physiologic appearance, pathologic findings, and comparative biometric measurement. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 47, n. 5, p. 492-502, 2006.

HANQUINET, S.; ROUGEMONT, AL.; COURVOISIER, D.; RUBBIA-BRANDT, L.; MCLIN, V.; TEMPIA, M. Acoustic radiation force impulse (ARFI) elastography for the noninvasive diagnosis of liver fibrosis in children. **Pediatric Radiology**, v. 43, n. 5, p. 1-7, 2013.

HAO, Y.; GUO, X.; MA, B.; ZHU, L.; LIU, L. Relationship between ultrasound elastography and myofibroblast distribution in breast cancer and its clinical significance. **Scientific Reports**, n. 1984, 2016.

HAYASHI, M.; YAMAMOTO, Y.; SUETA, A.; TOMIGUCHI, M.; YAMAMOTO-IBUSUKI, M.; KAWASOE, T.; HAMADA, A.; IWASE, H. Associations between elastography findings and clinicopathological factors in breast cancer. **Medicine**, v. 94, n. 50, p. 1-9, 2015.

HERRERA, D. **Oftalmologia clínica em animais de companhia**. São Paulo: MetVet Livros, 2008, p. 117-122.

HOLDSWORTH, A.; BRADLEY, K.; BIRCH, S.; BROWNE W. J.; BARBERET, V. Elastography of the normal canine liver, spleen and kidneys. **Veterinary Radiology and Ultrasound**, v.55, p.620–627, 2014.

HUWART, L.; PEETERS, F.; SINKUS, R.; ANNET, L.; SALAMEH, N.; TER BEEK, L. C.; HORMANS, H.; VAN BEERS, B. E. Liver fibrosis: non-invasive assessment with MR elastography. **NMR in Biomedicine**, n.19, p. 173-179, 2006.

HUWART, L.; SEMPOUX, C.; VICAUT, E.; SALAMEH, N.; ANNET, L.; DANSE, E.; PEETERS, F.; TER BEEK, L. C.; RAHIER, J.; SINKUS, R.; HORMANS, Y.; VAN BEERS, B. E. Magnetic resonance elastography for the noninvasive staging of liver fibrosis. **Gastroenterology**, v.135, n. 1, p. 32-40, 2008.

HYLTEL, P.; SINOWATZ, F.; VEJLSTED, M. **Essentials of domestic animal embryology**. 1 edição. China: Elsevier, 2010. 470 p.

ITOH, A.; UENO, E.; TOHNO, E.; KAMMA, H.; TAKAHASHI, H.; SHIINA, T.; YAMAKAWA, M.; MATSUMURA, T. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis, **Radiology**, v. 239, n. 2, p. 341-350, 2006.

JACQUES, S. L. Optical properties of biological tissues: a review. **Physics Medicine and Biology**, v.58, p.37–61, 2013.

JEON, S.; LEE, G.; LEE, S. K.; KIM, H.; YU, D.; CHOI, J. Ultrasonographic elastography of the liver, spleen, kidneys and prostate in clinically normal beagle dogs. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 56, n. 4, p. 425-431, 2015.

MARONEZI, M. C.; FELICIANO, M. A. R.; CRIVELLENTI, L. Z.; SIMOES, A. P.; BRITO, M. B.; GARCIA, P. H.; VICENTE, W. R. Acoustic radiation force impulse elastography of the spleen in healthy dogs of different ages. **Journal of Small Animal Practice**, v. 56, n. 3, p. 99-110, 2015.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

KARLAS, T.; PFREPPER, C.; WIEGAND, J.; WITTEKIND, C.; NEUSCHULZ, M.; MÖSSNER, J.; BERG, T.; TRÖLTZSCH, M.; KEIM, V. Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) for non-invasive detection of liver fibrosis: Examination standards and evaluation of interlobe differences in healthy subjects and chronic liver disease. **Scandivavian Journal Gastroenterology**, v. 46, n. 12, p. 1458-1467, 2011.

KALLEL, F.; PRICE, R. E.; KONOFAGOU, E. Elastographic imaging of the normal canine prostate in vitro. **Ultrasonic Imaging**, v. 21, p. 201-215, 1999.

KATON, T.; WATANABE, Y.; NAKAYASU, K.; KANAI, A.; YAJIMA, Y. The ultrastructure of lens capsule abnormalities in Alport's syndrome. **Japanese Journal of Ophthalmology**, 1998; 42: 401–405.

KAY, M.; PEPIN, A.; RICHARD, L.; EHMAN, B.; KIARAN, P. Magnetic resonance elastography (MRE) in cancer: Technique, analysis, and applications. **Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy**, v. 90, n. 91, p. 32-48, 2015.

KENDALL, C. J.; PRAGER, T. C.; CHENG, H.; GOMBOS, D.; TANG, R. A.; SCHIFFMAN, J. S. Diagnostic ophthalmic ultrasound for radiologists. **Neuroimaging Clinics of North America**, v. 25, p. 327-365, 2015.

KIM, K., JEONG, C. G.; HOLLISTER, S. J. Non-invasive monitoring of tissue scaffold degradation using ultrasound elasticity imaging. **Acta Biomaterialia**, v. 4, p. 783-790, 2008.

KIM, W.; FERGUSON, V. L.; BORDEN, M.; NEU, C. P. Application of Elastography for the Noninvasive Assessment of Biomechanics in Engineered Biomaterials and Tissues. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 44, n. 3, p. 705-724, 2016.

KEMPER, J.; SINKUS, R.; LORENZEN, J.; NOLTE-ERNSTING, C.; STORK, A.; ADAM, G. MR elastography of the prostate: initial in vivo application. **Fortschritte**

auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin, v. 176, n. 8, p. 1094-1099, 2004.

KHORRAMSHAHI, O.; SCHARTAU, J. M.; KROGER, R. H. H. A complex system of ligaments and a muscle keep the crystalline lens in place in the eyes of bony fishes (teleosts). **Vision Research**, v.48, p.1503-1508, 2008.

KOENIG, K. Elastography. In:_____ (Ed.). Contemporary Interventional Ultrasonography in Urology. London: Springer-Verlag London Limited, 2009. p. 137-141.

KONIG, E. H.; LIEBICH, H. **Anatomia dos animais domésticos**. São Paulo: Artmed, 2004, p. 287.

KONOFAGOU, E. E. Quo vadis elasticity imaging? **Ultrasonics**, v. 42, n. 1-9, p. 331–336, 2004.

KUBAL, W. S. Imaging of orbital trauma. **Radiographics**, v. 28, n. 6, p. 1729-1739, 2008.

KUSZAK, J.; ZOLTOSKI, R.; TIEDEMANN, C. Development of lens sutures. **The International Journal of Developmental Biology**, 2004; 48: 889–902.

LUYET, C.; EICHENBERGER, U.; MORIGGL, B.; REMONDA, L.; GREIF, R. Realtime visualization of ultrasound-guided retrobulbar blockade: an imaging study. **British Journal of Anesthesia**, v. 101, n. 6, p. 855-859, 2008.

KOBASHIGAWA, K. K.; LIMA, T. B.; PÁDUA, I. R. M.; SOBRINHO, A. A. F. B.; MARINHO, F. A.; ORTÊNCIO, K. P.; LAUS, J. L. Parâmetros oftálmicos em cães adultos da raça Shih Tzu. **Ciência Rural**, v. 45, n. 7, 2015.

KURIMOTO, Y.; PARK, M.; SAKAHUE, H.; KONDO, T. Changes in the anterior chamber configuration after small-incision cataract surgery with posterior chamber intraocular lens implantation. **American Journal of Ophthalmology**, v. 124, n. 6, p. 775-780, 1997.

KWON, H. J.; KANG, M. J.; CHO, J. H.; OH, J. Y.; NAM, K. J.; HAN, S. Y. Acoustic radiation force impulse elastography for hepatocellular carcinoma associated radiofrequency ablation. **World Journal Gastroenterology**, v. 17, n., p. 1874-1878, 2011.

LAUS, J. L. **Oftalmologia clínica e cirúrgica em cães e gatos**. São Paulo: Roca, 2007.

LIU, B.; LI, D.; XU, H.; GUO, L.; ZHANG, Y.; XU, J.; LIU, C.; LIU, L.; LI, X.; XU, X.; QU, S.; XING, M. Quantitative shear wave velocity measurement on acoustic radiation force impulse elastography for differential diagnosis between benign and malignant thyroid nodules: a meta-analysis. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 41, n. 12, p. 3035-3043, 2015.

MAGGS, D. J.; MILLER, P. E.; OFRI, R. **Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology**. 4. ed. Missouri: Elsevier Health Sciences Division, 2008, p. 496-1696.

MAGGS D. Basic diagnostic techniques. In: MAGGS, D.; MILLER, P. E.; OFRI, R. (Ed.). **Slatter's fundamentals of veterinary ophthalmology**. 4. ed. St. Louis: Saunders Elsevier, 2008. p.81-106.

MARIAPPAN, Y. K.; GLASER, K. J.; HUBMAYR, R. D.; MANDUCA, A.; EHMAN, R. L.; MCGEE, K. P. MR elastography of human lung parenchyma: technical development, theoretical modeling and in vivo validation. **Magnetic Resonance in Medicine**, n. 33, p. 1351-1361, 2011.

MARTINS, B. C.; RODRIGUES, E. F. JR.; SOUZA, A. L. G. A and B mode ultrasonography in preoperative evaluation of lens and posterior segment of dogs eyes with cataract. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 30, n. 2, p. 121-126, 2010.

MATHIEU, V., ANAGNOSTOU, F.; SOFFER, E.; HAIAT, G. Ultrasonic evaluation of dental implant biomechanical stability: an in vitro study. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 37, n. 2, p. 262-270, 2011.

MATTOON, J. S.; NYLAND, T. G. **Small animal diagnostic ultrasound**. 3. ed. St. Louis: Copyright Elsevier Saunders, 2015. p. 130-131.

MCBRIEN, N. A.; JOBLING, A.I.; GENTLE, A. Biomechanics of the sclera in myopia: extracellular and cellular factors. **Optometry and Vision Science**, v. 86, n. 1, p. E23–E30, 2009.

MCLEOD, D.; RESTORI, M. Rapid B-scanning in ophthalmology. In: BARNETT, E.; MORLEY, P. (Ed.). **Clinical diagnostic ultrasound**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1985. p. 111-20.

MCNICHOLAS, M. M. J.; BROPHY, D. P.; POWER, W. J.; GRIFFIN, J. F. Ocular sonography. **American Journal of Roentgenology**, v. 163, p. 921-926, 1994.

MELLO, P. R. A. A. P.; MEIRELLES, S. H. S.; JUNIOR, H. V. M. Correlação entre a espessura corneana e o comprimento axial do globo ocular nos portadores de glaucoma e em olhos normais. **Arquivo Brasileiro de Oftalmologia**, v. 72, n. 4, p. 497-502, 2009.

MERCADO, K. P., HELGUERA, M.; HOCKING, D. C.; DALECKI, D. Estimating cell concentration in three-dimensional engineered tissues using high frequency quantitative ultrasound. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 42, n. 6, p. 1292-1304, 2014.

MERCADO, K. P., HELGUERA, M.; HOCKING, D. C.; DALECKI, D. Noninvasive quantitative imaging of collagen microstructure in three-dimensional hydrogels using highfrequency ultrasound. **Tissue Engineering Part C Methods**, v. 21, n. 7, p. 671-682, 2015.

MIKULA, E., HOLLMAN, K.; CHAI, D.; JESTER, J. V.; JUHASZ, T. Measurement of corneal elasticity with an acoustic radiation force elasticity microscope. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 40, n. 7, p. 1671-1679, 2014.

MITCHELL, N. Feline ophthalmology. Part I: examination of the eye. **Irish Veterinary Journal**, v. 59, n. 3, p. 164-168, 2003.

MOLGAT, Y. M.; PAVLIN, C. J.; HURWITZ, J. J. Ultrasound biomicroscopy as a diagnostic tool in space-occupying lesions of the superotemporal conjunctival fornix. **Orbit**, v.12, p. 121-126, 1993.

MUNDT, G. H.; HUGHES, W. F. Ultrasonics in ocular diagnosis. **American Journal of Ophthalmology**, v. 42, p. 488-498, 1956.

MURPHY, M. C.; HUSTON, J.; JACK, C. R.; GLASER, K. J.; SENJEM, M. L.; CHEN, J.; MANDUCA, A.; FELMLEE, J. P.; EHMAN, R.L. Measuring the characteristic topography of brain stiffness with magnetic resonance elastography. **PLoS ONE**, v. 8, n. 12, e81668, 2013.

MUTHUPILLAI, R.; LOMAS, D. J.; ROSSMAN, P. J.; GREENLEAF, J. F.; MANDUCA, A.; EHMAN, R. L. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves, **Science**, v. 269, n. 5232, p. 1854-1857, 1995.

NAM, S. Y., CHUNG, E.; SUGGS, L. J.; EMELIANOV, S. Y. Combined ultrasound and photoacoustic imaging to noninvasively assess burn injury and selectively monitor a regenerative tissue-engineered construct. **Tissue Engineering Part C Methods**, v. 21, n. 6, p. 557-566, 2015.

NIGHTINGALE K. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging: a review. **Current Medical Imaging Reviews**, v. 7, n. 4, p. 328-339, 2011.

NJEI, B.; MD, MCCARTY, T. R.; LUK, J.; EWELUKWA, O.; DITAH, I.; LIM, J. K. Use of Transient Elastography in Patients with HIV-HCV Co-infection: A Systematic Review and Meta-analysis. **Journal of Gastroenterology and Hepatology**, 2016. Disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jgh.13337/abstract>.

OLLIVIER, F. J.; PLUMMER, C. E.; BARRIE, K. P. Ophthalmic examination and diagnostics. Part 1: the eye examination and diagnostic procedures. In: GELATT, K. N. (Ed.). **Veterinary ophthalmology**. 4^a ed. Ames, IA: Blackwell Publishing, 2007. p. 438-83.

OPHIR, J.; CESPEDES, I., PONNEKANTI, H.; YAZDI, Y.; LI, X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. **Ultrason Imaging**, v. 13, n. 2, p. 111-134, 1991.

PALMERI, M. L.; NIGHTINGALE, K. Acoustic radiation force-based elasticity imaging methods. **Interface Focus**, v. 1, n. 4, p. 553-564, 2011.

PASZEK, M. J.; ZAHIR, N.; JOHNSON, K. R.; LAKINS, J. N.; ROZEMBERG, G. I.; GEFEN, A.; REINHART-KING, C. A.; MARQUILIES, S. S.; DEMBO, M.; BOETTIGER, D.; HAMMER, D. A.; WEAVER, V. M. Tensional homeostasis and the malignant phenotype. **Cancer Cell**, v.8, p.241–254, 2005.

PAULO FILHO. **Ultra-sonografia ocular**, 1956. Disponível em: www.paulofilho.com.br/ultra.html.

PARKER, K.; HUANG, S.; MUSULIN, R.; LERNER, R. Tissue response to mechanical vibrations for “sonoelasticity imaging”, **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 16, n. 3, p. 241-246, 1990.

PAVLIN, C. J.; FOSTER, F. S. Ultrasound biomicroscopy: high-frequency ultrasound imaging of the eye at microscopic resolution. **Radiologic Clinics of North America**, v. 36, n. 6, p. 1047-1058, 1998.

PEDRIGI, R. M.; DZIEZYC, J.; HUMPHREY, J. D. Altered mechanical behavior and properties of the human anterior lens capsule after cataract surgery. **Experimental Eye Research**, v. 89, p. 575-580, 2009.

PEPIN, K. M.; EHMANN, R. L.; MCGEE K. P. Magnetic resonance elastography (MRE) in cancer: Technique, analysis and applications. **Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy**, v. 90, p. 32-38, 2015.

POL, S.; GENNISSON, J. L.; BAVU, E.; DEFFIEUX, T.; FINK, M.; MALLET, V. **Non-invasive staging of liver fibrosis with ShearWave™ Elastography Imaging**, 2011. Disponível em: <http://www.sonoworld.com/Client/Centers/WhitePaper.aspx?ContentId=58>.

POPESCU, A.; SPOREA, I.; SIRLI, R.; BOTA, S.; FOCSA, M.; DANILA, M.; NICOLITA, D.; MARTIE, A.; SENDROIUI, M; JUCHIS, A. The mean values of liver stiffness assessed by acoustic radiation force impulse elastography in normal subjects. **Medical Ultrasonography**, v. 13, n. 1, p. 33-37, 2011.

PRADA, F.; DEL BENE, M.; MOIRAGHI, A.; CASALI, C.; LEGNANI, F. G.; SALADINO, A.; PERIN, A.; VETRANO, I. G.; MATTEI, L.; RICHETTA, C.; SAINI, N.; DIMECO, F. From Grey Scale B-Mode to Elastosonography: Multimodal Ultrasound Imaging in Meningioma Surgery—Pictorial Essay and Literature Review. **BioMed Research International**, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1155/2015/925729>

RAYMOND, S.; FAVILLA, I.; SANTAMARIA, L. Comparing ultrasound biometry with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculations: a randomized study. **Investgative Ophthalmology & Visual Science**, v. 50, n. 6, p. 2547–52, 2009.

RODRIGUES, E. F. Jr. **Ultrassonografia pré-cirúrgica da lente do segmento posterior de cães portadores de catarata**. Dissertação Mestrado em Medicina Veterinária (Cirurgia Veterinária). Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – UNESP, Jaboticabal, 2008.

ROUVIERE, O.; YIN, M.; DRESNER, M. A.; ROSSMAN, P. J.; BURGART, L. J.; FIDLER, J. L.; EHMAN, R. L. MR elastography of the liver: preliminary results. **Radiology**, v. 240, n. 2, p. 440-448, 2006.

RUSANEN, E.; FLORIN, M.; HASSIG, M.; SPIESS, B. M. Evaluation of a rebound tonometer (Tonovet) in clinically normal cat eyes. **Veterinary Ophthalmology**, v. 13, n. 1, p. 31-36, 2010.

SACK, B.; BEIERBACH, U.; HAMHABER, D.; KLATT, J. BRAUN. Non-invasive measurement of brain viscoelasticity using magnetic resonance elastography. **NMR in Biomedicine**, n. 21, p. 265-271, 2008.

SĂFTOIU, A.; GHEONEA, D.I.; CIUREA, T. Huehistogram analysis of real-time elastography images for noninvasive assessment of liver fibrosis. **American Journal of Roentgenology**, v.189, p.232-233, 2007.

SAMUELSON, D. A. Ophthalmic anatomy. In: GELATT, K. N. (Ed.). **Veterinary ophthalmology**. 4. ed. Iowa: Blackwell Publishing, 2007, p. 37-148.

SARKAR, S.; DAS, S. A Review of imaging methods for prostate cancer detection. **Biomedic Engineering and Computational Biology**, v. 7, n. 1, p. 1-15, 2016.

SARVAZYAN, A.P.; SKOVORODA, A.R.; EMELIANOV, S.Y.; FOWLKES, J.B.; PIPE, J.G.; ADLER, R.S.; BUXTON, R.B.; CARSON, P.L. In: JONES, J.P. (Ed.). **Biophysical bases of elasticity imaging**. New York, 1995. p. 223-240.

SCHMIDT, V. Ultrassonografia ocular e orbitária. In: MANNION, P. (Ed.). **Ultrassonografia de pequenos animais**. Rio de Janeiro: Revinter, 2010. p. 278-300.

SERRA, E. G.; BRUNELLI, A. T. J. Avaliação ultrassonográfica da lente no deslocamento da catarata. **Nosso Clínico**, v. 8, n. 46, p. 6-14, 2005

SHAH, S.; LAIUZZAMAN, M.; BHOJWANI, R.; MANTRY, S.; CUNLIFFE, I. Assessment of the biomechanical properties of the cornea with the ocular response analyzer in normal and keratoconic eyes. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, **48**:3026–3031, 2007.

SHAN, Q.; LIU, B.; TIAN, W.; WANG, W.; ZHOU, L.; WANG, Y.; XIE, X. Elastography of shear wave speed imaging for the evaluation of liver fibrosis: A meta-analysis. **Current Eye Research**, Early Online, p. 1-18, 2014.

SHI, Y.; GLASER, K. J.; VENKATESH, S. K.; BEN-ABRAHAM, E. I.; EHMAN, R. L. Feasibility of using 3D MR elastography to determine pancreatic stiffness in healthy volunteers. **Magnetic Resonance Imaging**, v. 41, n. 2, p. 369-375, 2015.

SHIINA, T.; NIGHTINGALE, K. R.; PALMERI, M. L.; HALL, T. J.; BAMBER, J. C.; BARR, R. G.; CASTERA, L.; CHOI, B. I.; CHOU, Y. H.; COSGROVE, D.; DIETRICH, C. F.; DING, H.; AMY, D.; FARROKH, A.; FERRAIOLI, G.; FILICE, C.; FRIEDRICH-RUST, M.; NAKASHIMA, K.; SCHAFFER, F.; SPOREA, I.; SUZUKI, S.; WILSON, S.; KUDO, M. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: Basic principles and terminology. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 41, n. 5, p.1126-1147, 2015.

SIGAL, I. A.; ETHIER, C. R. Biomechanics of the optic nerve head. **Experimental Eye Research**, v. 88. p. 799-807, 2009.

SILVER, F. H. Biological Materials: Structure, Mechanical Properties and Modeling of Soft Tissues. **NYU Press**, New York, 1987.

SINKUS, R.; LORENZEN, J.; SCHRADER, D.; LORENZEN, M.; DARGATZ, M.; HOLZ, D. High resolution tensor MR elastography for breast tumour detection. **Physics in Medicine and Biology**, n. 45, p. 1649-1664, 2000.

SLATTER D. Técnicas básicas de diagnóstico. In:_____ **Fundamentos de oftalmologia veterinária**. 3 ed. São Paulo: ROCA, 2005. 125-126

SPAULDING, K. Eye and orbit. In: PENNINCK, D.; D`ANJOU, M. **Atlas of small animal ultrasonography**. Iowa: Blackwell Publishing, 2008. p.49-90.

SPOREA, I.; SIRLI, R.; BOTA, S.; VLAD, M.; POPESCU, A.; ZOSIN, I. ARFI elastography for the evaluation of diffuse thyroid gland pathology: Preliminary results. **World Journal Radiology**, v. 4, p. 174-178, 2012

SQUARZONI, R.; MARIA, S.; MORALES, S.; ANGÉLICA, M. V.; SAFATLE, E.; BARROS, P. S. M. Avaliação ultra-sonográfica do seguimento posterior de olhos de cães diabéticos e não diabéticos portadores de catarata. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v.27, n.11, p. 455-461, 2007.

SRINIVASAN, S.; KROUSKOP, T.; OPHIR, J. A quantitative comparison of modulus images obtained using nano indentation with strain elastograms. **Ultrasound Medicine and Biology**, v. 30, p. 899-914, 2004

STAFFORD, M. J. The histology and biology of the lens. **Optometry Today**, p. 23–29, 2001.

STEWART, E. A.; TARAN, F. A.; CHEN, J.; GOSTOUT, B. S.; WOODRUM, D. A.; FELMLEE, J. P.; EHMAN, R. L. Magnetic resonance elastography of uterine leiomyomas: a feasibility study. **Fertility and Sterility**, v. 95, n. 1, p. 281-284, 2011.

SUH, C. H.; PARK, S. H. Successful publication of systematic review and meta-analysis of studies evaluating diagnostic test accuracy. **Korean Journal of Radiology**, v. 17, n. 1, p. 5-6, 2016.

TALWALKAR, J. A.; YIN, M.; VENKATESH, S. K.; ROSSMAN, P. J.; GRIMM, R. C.; MANDUCA, A., ROMANO, A. J.; KAMATH, P. S., EHMAN R. L. Feasibility of in vivo MR elastographic splenic stiffness measurements in the assessment of portal hypertension. **American Journal of Roentgenology**, n. 193, p. 122-127, 2009.

THE KENNEL CLUB. **Celebrity handbag dog registrations soar as pug makes top ten**. <http://www.thekennelclub.org.uk/item/3535/23/5/3>. Accessed February 1, 2012.

TINSLEY, D. M.; BETTS, D.M. Glaucoma: past and present management techniques. Iowa State University. **Veterinary Medicine**, v. 55, n. 1, p. 36-45, 1993.

TONI, M. C.; MEIRELLES, A. E. W. B.; GAVA, F. N.; CAMACHO, A. A.; LAUS, J. L.; CANOLA, J. C. Rabbits` eye globe sonographic biometry. **Veterinary Ophthalmology**, v. 13, n. 6, p. 384-386, 2010.

TOZAKI, M.; ISOBE, S.; FUKUMA, E. Preliminary study of ultrasonographic tissue quantification of the breast using the acoustic radiation force impulse (ARFI) technology. **European Journal Radiology**, v. 80, n. p. 182-187, 2011.

TRANQUART, F.; BLEUZEN, A.; PIERRE-RENOULT, P.; CHABROLLE, C.; SAM, G. M.; LECOMTE, P. Elastosonography of thyroid lesions. **European Journal of Radiology**, v. 89, p. 35-39, 2008.

TREECE, G.; LINDOP, J.; CHEN, L.; HOUSDEN, J.; PRAGER, R.; GEE, A. Real-time quasi-static ultrasound elastography. **Interface focus**, v. 1, n. 4, p. 540-552, 2011.

TUNTIVANICH, N.; JONES, S. M. P.; STEIBEL, J. P.; JOHNSON, C.; FORCIER, J. Q. Postnatal development of canine axial globe length measured by B-scan ultrasonography. **Veterinary Ophthalmology**, v. 10, n. 1, p. 2-5, 2007.

UENO, E.; TOHNO, E., SOEDA, S. Dynamic tests in real-time breast echography. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 14, n. 1, p. 53-57, 1988.

UENO, N. T.; BUZDAR, A. U.; SINGLETARY, S. E. Combined-modality treatment of inflammatory breast carcinoma: twenty years of experience at M. D. Anderson Cancer Center. **Cancer Chemotherapy and Pharmacology**, v. 40, p. 321-329, 1997.

URS, R.; LLOYD, H. O.; SILVERMAN, R. H. Acoustic radiation force for noninvasive evaluation of corneal biomechanical changes induced by cross-linking therapy. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 33, p. 1417–1426, 2014.

VAYRON, R., SOFFER, E.; ANAGNOSTOU, F.; HAIAT. G. Ultrasonic evaluation of dental implant osseointegration. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 14, p. 3562-3568, 2014.

VENKATESH, S. K.; YIN, M.; GLOCKNER, J. F.; TAKAHASHI, N.; ARAOZ, P. A.; TALWALKAR, J. A.; EHMAN, R. L. MR elastography of liver tumors: preliminary results. **American Journal of Roentgenology**, v. 190, n. 6, p. 1534-1540, 2008.

VENKATESH, S.; EHMAN, R. L. Magnetic resonance elastography of abdomen. **Abdominal Imaging**, v. 40, n. 4, p. 745-759.2014

VIEIRA, L.; CARDOSO, M. S.; ANJOS, R.; FERREIRA, C.; XAVIER, A.; MADURO, V.; BRITO, C. Análise estrutural do segmento anterior por tomografia de coerência óptica no glaucoma congênito primário. **Revista da Sociedade Portuguesa de Oftalmologia**, v. 38, n. 3, p. 165-174, 2014.

XU, J. M.; XU, X. H.; XU, H. X.; ZHANG, Y. F.; ZHANG, J.; GUO, L. H.; LIU, L. N.; LIU, C.; ZHENG, S. G. Conventional US, US elasticity imaging, and acoustic radiation force impulse imaging for prediction of malignancy in thyroid nodules. **Radiology**, v. 272, p. 577-586, 2014.

WILLIAMS, D. L. Lens morphometry determined by B-mode ultrasonography of the normal and cataractous canine lens. **Veterinary Ophthalmology**, v. 7, n. 2, p. 91-95, 2004.

WHANG, W. J.; JUNG, B. J.; OH, T. H.; BYUN, Y. S.; JOO, C. K. Comparison of postoperative refractive outcomes: IOLMaster_ versus immersion ultrasound. **Ophthalmic Surgery Lasers & Imaging**, v. 43, n. 6, p. 496-9, 2012.

WRYCHA, K. **Anatomy and histology of the canine and feline eye [online]**. University of Wisconsin-Madison, EUA: 2004. Disponível em: <<http://www.vetmed.wisc.edu/pbs/dubielzig/pages/coplow/PowerPoints/Histology%20of%20the%20Canine%20a.pdf>>. Acesso em: 20 de fevereiro de 2015.

YIN, M.; WOOLLARD, J.; WANG, X.; TORRES, V. E.; HARRIS, P. C.; WARD, C. J.; GLASER, K. J.; MANDUCA, A.; EHMAN, R. L. Quantitative assessment of hepatic fibrosis in an animal model with magnetic resonance elastography. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 58, n. 2, p. 346-353, 2007a.

YIN, M.; TALWALKAR, J. A.; GLASER, K. J.; MANDUCA, A.; GRIMM, R. C.; ROSSMAN, P. J.; FIDLER, J. L.; EHMAN, R. L. Assessment of hepatic fibrosis with magnetic resonance elastography. **Clinical Gastroenterology and Hepatology**, v. 5, n. 10, p. 1207-1213, 2007b.

YU, J., TAKANARI, K.; HONG, Y.; LEE, K. W.; AMOROSO, N. J.; WANG, Y.; WAGNER, W. R.; KIM, K. Non-invasive Quantitative Ultrasound for Nondestructive Characterization characterization of polyurethane-based tissue constructs in a rat abdominal repair model using high frequency ultrasound elasticity imaging. **Biomaterials**, v. 34, n. 11, p.2701-2709, 2013.

ZHAI, L.; PALMERI, M. L.; BOUCHARD, R. R.; NIGHTINGALE, R. W.; NIGHTINGALE, K. R. An integrated indenter-ARFI imaging system for tissue stiffness quantification. **Ultrasonic Imaging**, v. 30, n. 2, p. 95-111, 2008.

ZHANG, Y. F.; XU, H. X.; HE, Y.; LIU, C.; GUO, L. H.; LIU, L. N.; XU, J. M. Virtual touch tissue quantification of acoustic radiation force impulse: a new ultrasound elastic imaging in the diagnosis of thyroid nodules. **PLoS One**, v. 7, n. 11, p. e49094, 2012.

ZHANG, J. P.; LIU, H. Y.; NING, C.P.; CHONG, J.; SUN, Y.M. Quantitative analysis of enlarged cervical lymph nodes with ultrasound elastography. **Asian Pacific Journal Cancer Prevention**, v. 16, n. 16, p. 7291-7294, 2015.

ZHANG, Y.; XU, H.; XU, J.; LIU, C.; GUO, L.; LIU, L.; ZHANG, J.; XU, X.; QU, S.; XING, M. Acoustic Radiation Force Impulse elastography in the diagnosis of thyroid nodules: useful or not useful? **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 41, n. 10, p. 2581-2593, 2015.

ZHOU, J.; ZHAN, W.; CHANG, C.; ZHANG, J.; YANG, Z.; DONG, Y.; ZHOU, C.; SONG, Y. Role of acoustic shear wave velocity measurement in characterization of breast lesions. **Journal of Ultrasound Medicine**, v. 32, p. 285-294, 2013.

WANG, S.; LARIN, K. V. Shear wave imaging optical coherence tomography (SWI-OCT) for ocular tissue biomechanics. **Optics Letters**, v. 39, p. 41-44, 2014.