

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta tese
será disponibilizado somente a partir
de 01/12/2019.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE DOIS NOVOS MODELOS DE
IMPLANTE NÃO CIMENTADO PARA A ARTROPLASTIA
TOTAL DO QUADRIL EM MODELO CANINO**

Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto
Médico Veterinário

2017

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE DOIS NOVOS MODELOS DE
IMPLANTE NÃO CIMENTADO PARA A ARTROPLASTIA
TOTAL DO QUADRIL EM MODELO CANINO**

Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto

Orientador: Prof. Adj. Bruno Watanabe Minto

Coorientadora: Dra. Ana Paula Macedo

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

2017

K22a Kawamoto, Fernando Yoiti Kitamura
Análise fotoelástica de dois novos modelos de implante não
cimentado para a artroplastia total do quadril em modelo canino /
Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto. – – Jaboticabal, 2017
x, 75 p. : il. ; 29 cm

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de
Ciências Agrárias e Veterinárias, 2017
Orientador: Bruno Watanabe Minto
Coorientadora: Ana Paula Macedo
Banca examinadora: Antônio Carlos Shimano, Cláudia Valéria
Brandão, Luciane dos Reis Mesquita, Luís Gustavo Gosuen
Gonçalves Dias
Bibliografia

1. Cão. 2. Fêmur. 3. Fotoelasticidade. 4. Haste femoral. 5.
Prótese de quadril. I. Título. II. Jaboticabal-Faculdade de Ciências
Agrárias e Veterinárias.

CDU 619:616.718.4:636.7

Ficha catalográfica elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação – Diretoria
Técnica de Biblioteca e Documentação - UNESP, Câmpus de Jaboticabal.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

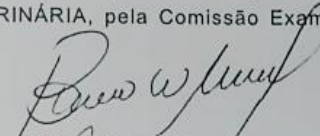
TÍTULO DA TESE: ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE DOIS NOVOS MODELOS DE IMPLANTE NÃO CIMENTADO PARA A ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL EM MODELO CANINO

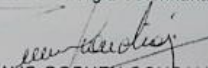
AUTOR: FERNANDO YOITI KITAMURA KAWAMOTO

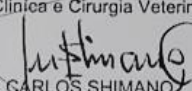
ORIENTADOR: BRUNO WATANABE MINTO

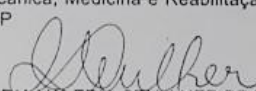
COORIENTADORA: ANA PAULA MACEDO

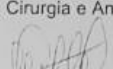
Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em CIRURGIA VETERINÁRIA, pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal


Prof. Dr. LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal


Prof. Dr. ANTONIO CARLOS SHIMANO
Depto de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor / USP - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/SP


Profa. Dra. CLAUDIA VALERIA SEULLNER BRANDAO
Depto. de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária / FMVZ/Unesp - Câmpus de Botucatu


Profa. Dra. LUCIANE DOS REIS MESQUITA
Médica Veterinária / Autônoma / Botucatu/SP

Jaboticabal, 01 de dezembro de 2017

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto – Nascido em 05 de outubro de 1983, no município de São Paulo, estado de São Paulo. Ingressou no curso de Medicina Veterinária da Universidade Federal de Lavras (UFLA), Campus de Lavras, em agosto de 2004. Durante o curso de Medicina Veterinária, realizou diversos estágios na área de clínica cirúrgica de pequenos animais, em julho de 2009 obteve o título de Médico Veterinário. Em março de 2010 a setembro de 2011 realizou a pós-graduação “Lato sensu” em Clínica Médica e Cirúrgica de Pequenos Animais no Instituto Qualittas. De janeiro de 2011 a janeiro de 2013 realizou a Residência em Clínica Cirúrgica e Anestesiologia de Pequenos Animais na Universidade Federal de Lavras (UFLA), sob a orientação da Professora Dra. Gabriela Rodrigues Sampaio. Em março de 2013 iniciou o mestrado em Ciências Veterinárias, sob orientação do Professor Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi, pela Universidade Federal de Lavras (UFLA), Campus de Lavras, participando ativamente da rotina do hospital veterinário desta instituição, auxiliando e orientando os residentes. Após obter o título de mestre, em 2015, iniciou as atividades no curso de Doutorado em Cirurgia Veterinária na Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), Câmpus de Jaboticabal, sob orientação do Professor Dr. Bruno Watanabe Minto e co-orientação da engenheira da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (USP-Ribeirão Preto), Dra. Ana Paula Macedo e Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP-Ribeirão Preto). Durante o doutorado, participou como voluntário do atendimento hospitalar do serviço de neurologia e ortopedia do Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel” e auxiliou na execução de diversos projetos de iniciação científica, mestrado e doutorado. Participou de congressos nacionais, ministrou palestras em diferentes eventos e foi monitor de vários cursos relacionados a área de ortopedia e neurologia de pequenos animais. Foi bolsista CAPES, autor de um capítulo de livro sobre ortopedia de pequenos animais, publicou o total de 8 artigos em diferentes revistas e 65 resumos simples e 65 resumos expandidos em anais de congressos.

“Que o nosso cansaço não vença nossas metas”

Aos meus pais, Paulo Iwao Kawamoto (*in memoriam*) e Regina Kazue Kitamura Kawamoto.

DEDICO

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por permitir que mais esta etapa seja concluída e por sempre abrir as portas certas para mim.

Aos meus pais, Paulo e Regina, por todo apoio, dedicação e sacrifícios, e por serem um exemplo de valores pessoais. Pai...saiba que tudo o que sou e faço é pelo senhor, que estará sempre em meu coração e memória... obrigado por tudo! A toda a minha família, em especial à minha irmã Érica, pelo amor, apoio e compreensão.

À Carol, pelo companheirismo, paciência, amor e compreensão. Essa, com certeza, foi uma etapa muito difícil, e sem seu apoio não teria conseguido.

Ao Joca, Sushi e Kika, grandes companheiros em todos os momentos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto, por todos os ensinamentos, amizade, confiança, orientação e suporte durante todo esse trajeto. Com certeza foi um dos grandes responsáveis pelas minhas conquistas.

A minha coorientadora Dra Ana Paula Macedo que me auxiliou durante toda a execução deste projeto e na correção do trabalho. Não tenho palavras para agradecer por toda a disponibilidade e paciência, nada seria possível sem a sua ajuda.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano por mais uma parceria e por todos os conhecimentos compartilhados. Um exemplo de profissional a ser seguido.

Ao Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, por fazer parte da banca e por todas as oportunidades concedidas, confiança e conhecimentos transmitidos.

À Dra. Luciane dos Reis Mesquita e Profa. Dra. Cláudia Valéria Brandão – UNESP Botucatu, pelo aceite em participar da minha banca de doutorado e pelas importantes contribuições ao estudo. Lu...mais uma vez fazendo parte de um momento tão importante, obrigado por tudo!

A Lúcia (Papa) por todo o auxílio na execução deste projeto...acordar tão cedo todos os dias e encarar a estrada não foi fácil, rsrs.

Aos amigos irmãos Rafael Dreibi, Luis Guilherme de Faria, Guilherme Galhardo e Pedro Rossignoli...sem palavras para agradecer toda força e companheirismo.

À UNESP – FCAV Jaboticabal e USP Ribeirão pelo espaço e oportunidade de realizar este trabalho. À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de estudos.

Aos residentes e pós-graduandos, em especial os integrantes do Laboratório de Ortopedia e Neurologia, por todo o apoio, amizade e companheirismo...não vou citar nomes para não correr o risco de esquecer alguém. Saibam que independente da distância, podem contar sempre comigo.

Aos companheiros da República Nazarena, uma verdadeira família que adquiri aqui. A Sandrinha, por todo apoio e conselhos.

Aos novos companheiros de trabalho da Universidade Estadual do Norte do Paraná, por me receber tão bem e por toda ajuda nessa nova fase.

Enfim, agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para a execução desse trabalho, peço desculpas se não citei todos, mas realmente, contei com a colaboração de inúmeras pessoas para que esse sonho se tornasse realidade.

SUMÁRIO

	PÁGINA
CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS	ii
RESUMO	iii
ABSTRACT	iv
LISTA DE ABREVIATURAS	v
LISTA DE TABELAS	vi
LISTA DE FIGURAS.....	vii
1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	2
2 OBJETIVOS GERAIS	8
2.1 Objetivos específicos	8
3 MATERIAL E MÉTODOS	10
3.1 Implantes ortopédicos	10
3.2 Modelo do fêmur	14
3.3 Confeção dos modelos em resina fotoelástica.....	18
3.4 Grupos experimentais	21
3.5 Métodos para análise fotoelástica	21
3.5.1 Polariscópio.....	21
3.5.2 Acessórios.....	22
3.5.3 Procedimento de análise	24
3.6 Análise estatística	29
4 RESULTADOS	30
5 DISCUSSÃO.....	37
6 CONCLUSÕES.....	46
7 REFERÊNCIAS	48
ANEXOS.....	61

CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS



CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto intitulado “**Estudo biomecânico de um novo modelo de implante não cimentado para a artroplastia total do quadril**”, protocolo nº 16938/16, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao Filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, no decreto 6.899, de 15 de junho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP - CÂMPUS DE JABOTICABAL-SP, em reunião ordinária de 02 de fevereiro de 2017.

Vigência do Projeto	01/02/2017 a 01/01/2018
Espécie / Linhagem	Canina (Cadáveres)
Nº de animais	10
Peso / Idade	-
Sexo	Machos
Origem	Animais que vieram a óbito no HV “GLN” – FCAV – Unesp.

Jaboticabal, 02 de fevereiro de 2017.


Profª Drª Lizandra Amoroso
 Coordenadora – CEUA

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE DOIS NOVOS MODELOS DE IMPLANTE NÃO CIMENTADO PARA A ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL EM MODELO CANINO

RESUMO – O objetivo deste estudo foi analisar e comparar as tensões internas geradas em diferentes pontos no modelo fotoelástico de fêmur, utilizando dois novos modelos de hastes femorais para prótese total de quadril não cimentada em cães. A haste “1”, possui extensão na base do colo do implante, denominado “colar”, já o implante “2”, possui a sua porção proximal e lateral proeminente. Almejou-se determinar as tensões produzidas pelos dois modelos de hastes femorais no seu leito receptor após a inserção e aplicação de carga. Para tal, 10 modelos de fêmures em material fotoelástico foram confeccionados com as próteses inseridas em posição neutra, sendo utilizadas cinco hastes “1” número 8 (Grupo 1) e cinco hastes “2” número 7 (Grupo 2). A fôrma inicial do fêmur foi obtida através da imagem radiográfica e tomográfica de um osso de cão adulto com aproximadamente 25 kg. As construções foram submetidas a aplicação de carga de flexo-compressão, no eixo axial de cada amostra, em máquina universal de ensaios. Estipulou-se a carga a ser aplicada (100 N), de forma que a mesma não ultrapassasse a resistência do material fotoelástico utilizado. As tensões internas (kPa) ao redor da haste femoral foram avaliadas em sete pontos pré-determinados utilizando polariscópio de transmissão plana. Deste modo, durante o teste, o Grupo 1 exibiu valores significativamente maiores ($p < 0,05$) para a variável resultante deste estudo, nos pontos localizados na região médio proximal do fêmur (calcar). Nos demais pontos, estatisticamente, considerou-se similar entre os três grupos ($p > 0,05$). Constatou-se através do método fotoelástico que o colar da haste “1” auxilia na transferência de carga para a região do calcar, podendo atuar *in vivo* na redução de complicações como afundamento (*subsidence*), fraturas e remodelamento adaptativo (stress shielding).

Palavras-chave: cão, fêmur, fotoelasticidade, haste femoral, prótese de quadril

PHOTOELASTIC ANALYSIS OF TWO NEW CEMENTLESS FEMORAL STEMS FOR TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN CANINE MODEL

ABSTRACT – The aim of this study was to analyze and compare internal tensile generated at different points in the femoral photoelastic model using two new models of cementless femoral stem for total hip arthroplasty in dogs. The stem “1” has an extension at the proximal base of the implant (collar) and implant “2”, has (convex proximal and lateral portion) of metal at proximal and lateral portion. It was desired to determine the tensions produced by the two models of femoral stem in the femoral canal after insertion and load application. Ten femoral models of photoelastic material were made with the prosthesis inserted in a suitable position, using five stems “1” size 8 (Group 1) and five stems “2” size 7 (Group 2). The initial femoral form was obtained through the radiographic and tomographic image of an adult dog weighing 25 kg. The models were subjected to flexo-compression loading on the axial axis of each sample in a universal test machine. The load to be applied (100 N) was stipulated, so that it did not exceed the resistance of the photoelastic material used. The internal tensions (kPa) around the femoral stems were evaluated at seven predetermined points using a transmission polariscope. Thus, during the test, Group 1 showed significantly higher values ($p < 0.05$) for the variable resulting from this study, in points located in the proximal medial region of the femur (calcar). In the other points, statistically, it was considered similar between the two groups ($p > 0.05$). It was found through the photoelastic method that the collar of stem “1” aids in load transfer to the calcar region and may act *in vivo* in the reduction of complications such as subsidence, fractures and stress shielding (adaptive remodeling).

Keywords: dog, femur, photoelasticity, femoral stem, hip prosthesis

LISTA DE ABREVIATURAS

3D - Tridimensional

ASTM – American Society for Testing and Materials

cm - Centímetros

Co – Cobalto

Cr – Cromo

°C – graus Celsius

FCAV – Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias

F138 – *Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants*

F648 – *Standard Specification for Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants*

F75 – *Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants*

FMRP - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

g – Grama

kg – Quilograma

kgf – Quilograma-força

kPa - Quilopascal

ml - Mililitros

mm – Milímetro

Mo – Molibdênio

N – Newton

Ni – Níquel

SP – São Paulo

UHMWPE – *Ultra-high-molecular-weight polyethylene* (Polietileno de alta densidade)

UNESP – Universidade Estadual Paulista

USP – Universidade de São Paulo

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores obtidos através do dimensionamento dos designs das Hastes “1” e “2”, que foram utilizadas para compor os modelos fotoelásticos.....	13
Tabela 2. Tensões (kPa) analisadas pela fotoelasticidade no ensaio de flexo-compressão axial dos Grupos 1 (Haste “1” número 8) e 2 (Haste “2” número 7). Os valores correspondentes são expressos em mediana ($\pm$) e intervalo interquartil.	31
Tabela 3. Comparação entre as tensões (kPa) analisadas pela fotoelasticidade no ensaio de flexo-compressão axial dos Grupos 1 (Haste “1” número 8) e 2 (Haste “2” número 7).	32

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Imagem fotográfica demonstrando as hastes femorais “1” e “2”. Observar as diferenças estruturais entre os desenhos industriais (design). Notar pela linha tracejada (a) que a haste femoral “1” possui um recobrimento de titânio apenas na sua porção proximal, contudo de acordo linha tracejada (b) da haste femoral “2”, o revestimento recobre toda a extensão do implante. Avaliar na área de aumento que a haste femoral “1” possui uma extensão do colo femoral (colar). A haste femoral “2”, na sua porção proximal (área em destaque) apresenta abaulamento com chanfros oblíquos (seta branca). 11
- Figura 2.** Imagem radiográfica evidenciando, na projeção craniocaudal, o alinhamento do template de ambos implantes (A) com o nível da ostectomia a ser realizada, faceando-o com a borda proximal do trocânter maior. O ângulo formado entre as linhas vermelhas representa o ângulo de inclinação da cabeça femoral, já o ângulo formado entre as linhas brancas tracejadas representa o ângulo de ressecção do colo e da cabeça femoral, 30°. O lado B representa, na projeção mediolateral de ambos os corpos de prova, o alinhamento da impressão do implante perante sua extremidade no terço distal. A linha tracejada vermelha representa o eixo axial que bissecciona o fêmur. Observar a presença de magnificador de metal com 10 cm de comprimento. 12
- Figura 3.** Desenho esquemático demonstrativo dos locais mensurados para determinar o dimensionamento das hastes. Comprimento (a), Largura (b) e Espessura (c). 13
- Figura 4.** (A) Imagem da reconstrução 3D dos fêmures antes da inserção das hastes femorais. (B) Imagem da reconstrução 3D dos fêmures após a inserção das hastes femorais. (C) e (D) Imagens radiográficas dos fêmures após a inserção das hastes femorais, nas posições craniocaudal e mediolateral, respectivamente. Ressaltando que, utilizou-se, haste femoral “1” número 8 no lado direito e haste femoral “2” número 7 no lado esquerdo. 15
- Figura 5.** Imagem fotográfica do modelo de fêmur em acrílico utilizado para a confecção dos moldes de silicone. Notar a ausência da cabeça e colo femoral. Vista (A) cranial e (B) oblíqua. 15

- Figura 6.** Imagem fotográfica do acessório em acrílico confeccionado para auxiliar na sustentação e correto posicionamento da haste femoral. Vista (A) dorsal e (B) oblíqua. (C) Observar a presença de um orifício que permite o encaixe da extremidade proximal da haste (seta)..... 16
- Figura 7.** Imagem fotográfica da caixa em acrílico utilizada para a confecção dos moldes de silicone. Vista (A) dorsal e (B) oblíqua..... 16
- Figura 8.** Imagem fotográfica mostrando o momento em que o silicone azul foi vertido na caixa acrílica. Observar o modelo de fêmur acrílico devidamente posicionado em seu interior..... 17
- Figura 9.** Imagem fotográfica mostrando que a (A) porção da região proximal do fêmur (área correspondente ao colo e cabeça femoral) foi removida para o posicionamento da peça acrílica e haste femoral (ponta de seta). (B) na região proximal da haste foram fixados filetes de cera rosa nº 7 (seta) para evitar o extravasamento de borracha de silicone azul em direção ao canal medular, posteriormente utilizada para preencher os defeitos adicionais..... 18
- Figura 10.** Imagem fotográfica do recipiente contendo resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes..... 19
- Figura 11.** Imagem fotográfica mostrando (A) haste femoral “1” posicionada adequadamente no molde de silicone, com o auxílio de uma peça acrílica (seta vermelha). (B) haste femoral “2” posicionada com o auxílio de uma peça acrílica (seta vermelha), após o preenchimento com resina fotoelástica do molde de silicone..... 19
- Figura 12.** Imagem fotográfica dos modelos em resina fotoelástica com as hastes posicionadas. (A) cinco hastes femorais “1” número 8 e (B) cinco hastes femorais “2” número 7. 20
- Figura 13.** Imagem fotográfica do polariscópio de transmissão plana modelo FL200 do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP, utilizado para realização das análises fotoelásticas. 21
- Figura 14.** Imagem fotográfica da cúpula acetabular (28 mm) adaptada. Empregou-se o polimetilmetacrilato na superfície convexa do implante acetabular, a fim de inserir um parafuso sextavado de roscas finas sobre o seu vértice. 22

- Figura 15.** Imagem fotográfica demonstrando modelo fotoelástico devidamente posicionado e estabilizado por aparato em sua base, semelhante a morsa (seta azul), e cúpula acetabular (28 mm) adaptada e acoplada na célula de carga (seta amarela).23
- Figura 16.** Imagem fotográfica mostrando o modelo fotoelástico no interior da estufa durante o processo de eliminação de tensão residual.24
- Figura 17.** Imagem fotográfica demonstrando modelo fotoelástico preparado para avaliação fotoelástica no polariscópio. Observar a coloração branca do fêmur de material fotoelástico (seta), representando a ausência de tensão residual.25
- Figura 18.** Imagem fotográfica demonstrando os sete pontos pré-determinados ao redor da haste femoral “1” (A) e haste femoral “2” (B), utilizados para a análise fotoelástica. Observar a presença do magnificador de 10 cm de comprimento.26
- Figura 19.** Imagem fotográfica representando a distribuição das tensões internas ao redor da haste femoral “1” em um modelo de fêmur fotoelástico. Observar os sete pontos pré-determinados para análise.27
- Figura 20.** Imagem representativa das ordens de franjas.28
- Figura 21.** Imagens fotográficas mostrando em (A) e (B): modelos fotoelásticos dos grupos 1 e 2, respectivamente, após a aplicação de 100 N de carga na cabeça da haste femoral e surgimento das tensões internas.30
- Figura 22.** Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 1, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .32
- Figura 23.** Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 2, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .33
- Figura 24.** Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 3, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .33
- Figura 25.** Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 4, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .34
- Figura 26.** Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 5, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .34

Figura 27. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 6, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .35

Figura 28. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 7, pelo teste de *Kruskal-Wallis*. .35

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

A artroplastia total do quadril é o único procedimento terapêutico capaz de eliminar a dor e proporcionar retorno funcional do membro com movimentos articulares próximos a normalidade em pacientes com displasia coxofemoral (OLMSTEAD; HOHN; TURNER, 1983; KIM et al., 2005; MINTO et al., 2011; HARIRI et al., 2013). Com este intuito, existem diversos designs descritos de próteses totais da articulação coxofemoral, cada um com suas particularidades (OLMSTEAD; HOHN; TURNER, 1983; MINTO et al., 2011).

As distribuições de tensões (*stress*) e deformação (*strain*) no fêmur canino intacto têm sido estudadas em modelos experimentais *in vitro* e *in vivo*. A literatura cita que a prótese femoral altera a distribuição dessas tensões no fêmur canino (ZHOU; WALKER; ROBERTSON, 1990; WALLACE; OLMSTEAD, 1995; ARIAS et al., 2004; KIM et al., 2012; AGNELLO et al., 2015; SCHMIDUTZ et al., 2017). Após a inserção da haste femoral não cimentada, observa-se a redução da força de compressão medial longitudinal (MANLEY et al., 1995), assim como nas superfícies corticais craniais, mediais e laterais do aspecto proximal da diáfise (KIM et al., 2012), deste modo a força máxima se concentra principalmente na ponta do implante (DECKING et al., 2006).

Uma das preocupações com o design do implante femoral é reduzir a ocorrência das principais complicações que envolvem a inserção deste componente, incluindo as fraturas, afundamento (*subsidence*) e remodelamento adaptativo (*stress shielding*) (ZHOU; WALKER; ROBERTSON, 1990; KIM et al., 2012; GRONEWOLD et al., 2014; AGNELLO et al., 2015; HENDERSON et al., 2017; SCHMIDUTZ et al., 2017).

As fraturas constituem a complicação mais frequente em sistemas não cimentados e variam de pequenas fissuras até fraturas femorais complexas. Geralmente se propagam principalmente a partir do nível da ressecção da cabeça e colo femoral, supostamente devido à expansão abrupta do córtex femoral no momento da fresagem ou inserção por pressão (*press fit*) (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010; ROUSH, 2012; SCHULZ, 2013). Contudo, as fraturas também podem ocorrer

na porção distal da haste, provavelmente por incompatibilidade entre o implante e o osso, sobretudo pelo dimensionamento incorreto (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

O *subsidence* representa uma preocupação principalmente na prótese não cimentada e refere-se ao deslocamento distal da haste femoral para dentro do canal medular, o qual ocorre especialmente no período de consolidação. É uma complicação potencial que pode estar relacionada a falha na incorporação da haste pelo osso, o que ocasiona a movimentação de acordo com o apoio da massa corpórea do paciente (ROUSH, 2012).

O *stress shielding* é um fenômeno que se manifesta por meio do remodelamento ósseo nas regiões que passam a receber carga menor devido à sua redistribuição secundária das mesmas, do córtex femoral para o implante femoral rígido (ZHOU; WALKER; ROBERTSON, 1990; MAQUET; ZHANG; De LAMOTTE, 1994; GROSS; ABEL, 2001; BRADGON et al., 2004; PIPINO; KELLER, 2006; KIM et al., 2012; AGNELLO et al., 2015). Ocorre por causa da fixação diafisária da haste, que consequentemente reduz a densidade óssea na região metafisária do osso femoral (DECKING et al., 2006; SCHMIDUTZ et al., 2017). Estes eventos podem resultar em complicações a longo prazo, tais como *subsidence*, diminuição do suporte do implante e/ou fraturas ósseas (ZHOU; WALKER; ROBERTSON, 1990; WALLACE; OLMSTEAD, 1995; ARIAS et al., 2004; KIM et al., 2012; AGNELLO et al., 2015).

Devido à imensa gama de afecções ortopédicas existentes, há grande interesse por parte da medicina e da engenharia na análise das propriedades mecânicas dos ossos e dos implantes utilizados nas cirurgias ortopédicas. Tais anseios são materializados, principalmente, por meio de métodos experimentais e computacionais de análise (ZDERO; BOUGHERARA, 2010).

As magnitudes do *stress* e *strain* são influenciáveis por diversos fatores, incluindo o material, direção da carga, tamanho e design da haste (ZHOU; WALKER; ROBERTSON, 1990). Usualmente, os métodos experimentais buscam reproduzir as diferentes orientações de carregamentos impostos no osso durante a execução de atividades diárias comuns, como sentar/levantar, saltar, correr, caminhar e subir/descer escadas (TAYLOR et al., 1996; DUDA et al., 1998).

De maneira geral, os resultados obtidos nos testes biomecânicos *in vitro* fornecem informações pré-clínicas importantes (SCHEERLINCK; CASTELEYN, 2006; GHEDUZZI; MILES, 2007; SCHMIDUTZ et al., 2017). Uma vez que avaliam o desempenho de sistemas de fixação de fraturas e próteses articulares, permitindo aos cirurgiões e engenheiros a realização de melhorias, sob condições controladas de laboratório, de determinadas técnicas cirúrgicas e no design de novos implantes em potencial (FOTTNER et al., 2009; WIK et al., 2011; BIEGER et al., 2013; ENOKSEN et al., 2014; ENOKSEN et al., 2016; SCHMIDUTZ et al., 2017). Sendo assim, auxilia os pesquisadores a decidirem se devem prosseguir em estudos clínicos subsequentes em animal vivo ou seres humanos, impedindo a introdução precoce ou a permanência de novos aparatos ortopédicos no mercado e sua implantação na população doente. Diante do exposto, atualmente há um reconhecimento crescente da necessidade de uma abordagem baseada em provas fidedignas para a apresentação de novos dispositivos ortopédicos no mercado, seguindo uma hierarquia sequencial de avaliações, iniciando-se com testes biomecânicos básicos (ZDERO; BOUGHERARA, 2010).

A fotoelasticidade analisa, de forma experimental, tensões e deformações. Consiste numa técnica especialmente eficaz para estruturas que apresentam geometrias complexas (MAHLER; PEYTON, 1955; CAMPOS Jr. et al., 1986).

Esta técnica transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, conhecido como “franjas”. O número de franjas visibilizadas é proporcional a concentração de tensão (BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1975; ZHOU; WALKER; ROBERTSON, 1990). Desta maneira, a observação conjunta das tensões internas nos corpos pode ser quantificada e registrada por imagem, o que constitui grande vantagem em relação aos métodos analíticos (CAMPOS Jr., 1983).

A aplicação de determinada carga a uma resina com propriedade fotoelástica resulta na alteração do seu padrão refrativo e consequentemente da sua coloração, a qual é visibilizada com o auxílio de polariscópio. Assim, diferentes situações podem ser simuladas e comparadas pela maneira como as cores se distribuem na resina fotoelástica (MENANI et al. 2011).

Em relação a confiabilidade dos dados adquiridos pela análise de tensões em modelos fotoelásticos, esta foi confirmada em pesquisas de correspondência

histológica (BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1975) e por meio da comparação com outros métodos para avaliação de tensões (CLELLAND et al., 1993). Segundo Sadowsky e Caputo (2000), a análise fotoelástica tem sido utilizada com sucesso no estudo das interações entre as características dos implantes e repostas teciduais. Apesar de não ser possível diferenciar osso cortical e medular, esse método é válido para verificar tensões geradas por diferentes modelos de próteses, pois mesmo que a magnitude das tensões seja provavelmente diferente da situação real, as localizações das concentrações de tensão podem ser indicadas com precisão (MAHLER; PEYTON, 1955; SADOWSKY; CAPUTO, 2000).

A utilização de material homogêneo e isotrópico no modelo fotoelástico, resulta em tensões similares a existente na estrutura real, desde que as solicitações no modelo sejam semelhantes as observadas na prática (MAHLER; PEYTON, 1955). Neste método, a polimerização direta do material fotoelástico sobre os implantes simula a osteointegração completa dos mesmos (CLELLAND et al., 1993).

Apesar de ser amplamente utilizada, apresenta algumas limitações. Por se tratar de um método indireto de análise, exige a produção de modelos que reproduzam a configuração real, principalmente para a determinação quantitativa de tensões. Além disso, a quantidade de força externa aplicada não pode ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico (CAMPOS Jr., 1983; CAMPOS Jr. et al., 1986).

No Brasil, os estudos envolvendo a artroplastia total do quadril em cães são escassos, especialmente aqueles que descreveram a utilização de implantes nacionais (MINTO et al., 2008; MINTO et al., 2011).

Neste contexto, a técnica da fotoelasticidade constitui recurso importante para o estudo do comportamento das tensões geradas em torno de hastes femorais sob a influência de esforços mecânicos, que mimetizam a aplicação da carga fisiológica sobre elas. Fornecendo assim, subsídios para a obtenção do rendimento máximo destes implantes por meio do conhecimento das propriedades e características biomecânicas, altamente influenciadas pelo seu design. Pode-se extrapolar os resultados obtidos para servirem de parâmetro sobre o padrão de distribuição de tensão gerado na interface osso-implante de acordo com o modelo protético escolhido.

O presente projeto de pesquisa propõe o estudo fotoelástico de dois designs de prótese coxofemoral nacional; não cimentada e modular. Acredita-se, hipoteticamente que, o design com colar seja superior ao design com abaulamento lateral e chanfros profundos, e espera-se que a forma que este implante foi arquitetado corrobore para evitar o *subsidence*, fraturas e *stress shielding*. Para isso serão realizados testes fotoelásticos que poderão demonstrar maior efetividade a respeito desses tipos frequentes de complicação. Caso bem-sucedido, o produto desta pesquisa contribuirá diretamente para a ortopedia veterinária, haja visto ser material superior, com mínima possibilidade de complicação e custo acessível aos cirurgiões brasileiros, já que toda confecção do sistema protético é totalmente nacional.

A justificativa para este estudo é que distribuição e intensidade inadequadas de tensão no tecido ósseo adjacente a haste femoral da prótese de quadril pode predispor a fraturas, *subsidence* e *stress shielding*. A estrutura do implante pode influenciar diretamente no índice de complicações. Neste sentido, diversos design de haste femoral tem sido desenvolvido e estudado com o intuito de prevenir e reduzir essas taxas. O método de análise fotoelástica é capaz de demonstrar visualmente e quantitativamente a distribuição de forças, mimetizando *in vitro* a aplicação de carga na cabeça femoral para obtenção das tensões internas resultantes, similar ao que acontece durante o apoio do membro do cão. Os trabalhos com a utilização da fotoelasticidade como teste da prótese coxofemoral em cães são exíguos.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia aplicada e descrita, assim como pelos resultados obtidos, considera-se que o modelo protético utilizado é exequível, do ponto de vista biomecânico. Demonstrou-se que a presença do colar no design de haste estudado permite a transferência de carga na região do calcar femoral. Entretanto, outros testes biomecânicos e avaliações clínicas devem ser executados, a fim de se determinar e compreender os demais aspectos importantes na implantação destas próteses na artroplastia total do quadril durante a rotina cirúrgica.

Apesar de existirem limitações no estudo desenvolvido, a expectativa é que os resultados até aqui adquiridos, a respeito das tensões internas geradas pelos sistemas propostos, contribuam para a validação dos ensaios futuros.

REFERÊNCIAS

7 REFERÊNCIAS¹⁰

AGNELLO, K. A.; BROWN, D. C.; AOKI, K.; FRANKLIN, S.; HAYASHI, K. Risk factors for loosening of cementless threaded femoral implants in canine total hip arthroplasty. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.28, n.1, p.48-53, 2015.

AGUIAR JR, F.A.; TIOSSI, R.; MACEDO, A.P.; MATTOS, M. G. C., RIBEIRO, R. F.; RODRIGUES R. C. S. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. **The Journal of Craniofacial Surgery**, v.23, n.1, p.2019-23, 2012.

ARIAS, S. A.; REZENDE, C. M. F.; ALVAREZI, A.; SOUZA, M. V. Prótese coxofemoral em cães: Relato de dois casos. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, Belo Horizonte. v.56, n.5, p.618-622, 2004.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **Journal of Biomechanics**, v.26, n.8, p.969-990, 1993.

BERNARDES, S. R.; ARAÚJO, C. A.; NEVES, F. D. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica da fotoelasticidade. In: CONEM – CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, 2004, Belém (PA). **Anais...**Belém: Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004. 1 CD-ROM.

BIEGER, R.; IGNATIUS, A.; REICHEL, H.; DÜRSELEN, L. Biomechanics of a short stem: in vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. **Journal of Orthopaedic Research**, v.31, n.8, p.1180–1186, 2013.

¹⁰ ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 23 p.

BRADGON, C. R.; JASTY, M.; GREENE, M.; RUBASH, H. E.; HARRIS, W. H. Biologic fixation of total hip implants. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Rosemont, v.86, n.2, p.105-117, 2004.

BRODSKY, J. E.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L. L. Root typping: a photoelastic-histopatologic correlation. **American Journal of Orthodontics**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, 1975.

CAMPOS Jr., A. Distribuição fotoelástica de forças axiais: influência de base apical de sustentação e das características morfológicas das raízes. 1983. 149f. **Dissertação (Mestre em Periodontia)** – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1983.

CAMPOS Jr., A.; PASSANEZI, E.; NAHÁS, D.; JANSON, W. A. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 – campo de aplicação. **Estomatologia e Cultura**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 20-5, 1986.

CARLSSON, A. S.; RYDBERG, J.; ONNERFALT, R. A large collar increases neck resorption in total hip replacement. 204 hips evaluated during 5 years. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v.66, n.4, p.339–342, 1995.

CLELLAND, N.L.; GILAT, A.; McGLUMPHY, A.; BRANTLEY, W.A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. The **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Lombard, v.8, n.5, p.541-8, 1993.

ÇEHRELI, M.; DUYCK, J.; De COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 15, n. 2, p. 249-257, 2004.

Da SILVA, E. F.; PELLIZZER, E. P.; QUINELLI MAZARO, J. V.; GARCIA JUNIOR, I. R. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 12, n. 3, p. 254-262, 2010.

DEMEY, G.; FARY, C.; LUSTIG, S.; NEYRET, P.; SELMI, T. Does a collar improve the immediate stability of uncemented femoral hip stems in total hip arthroplasty? A bilateral comparative cadaver study. **The Journal of Arthroplasty**, v.26, n.8, p.1549-1555, 2011.

DECKING, R.; PUHL, W.; SIMON, U.; CLAES, L. E. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 5, p. 495-501, 2006.

DEYOUNG, D. J.; SCHILLER, R. A. Radiographic criteria for evaluation of uncemented total hip replacement in dogs. **Veterinary Surgery**, v.21, n.2, p.88-98, 1992.

DOSCH, M.; HAYASHI, K.; GARCIA, T.C.; WEEREN, R.; STOVER, S. M. Biomechanical evaluation of the Helica femoral implant system using traditional and modified techniques. **Veterinary Surgery**, v.42, n.7, p.867-876, 2013.

DUDA, G. N.; HELLER, M.; ALBINGER, J.; SCHULZ, O.; SCHNEIDER, E.; CLAES, L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. **Journal of Biomechanics**, v.31, n.9, p.841-846, 1998.

ELDRIDGE, J. D. J.; SMITH, E. J.; HUBBLE, M. J.; WHITEHOUSE, S. L.; LEARMONTH, I. D. Massive early subsidence following femoral impaction grafting. **The Journal of Arthroplasty**, v.12, n.5, p.535–540, 1997.

ELLENRIEDER, M.; STEINHAUSER, E.; BADER, R.; MITTELMEIER, W. How stiffness and distal interlocking of revision hip stems influence the femoral cortical strain pattern. **Journal of Orthopaedic Science**, v.17, n.3, p.205-212, 2012.

ENOKSEN, C.H.; GJERDET, N.R.; KLAKSVIK, J.; ARTHURSSON, A.J.; SCHNELL-HUSBY, O.; WIK, T.S. Initial stability of an uncemented femoral stem with modular necks. An experimental study in human cadaver femurs. **Clinical Biomechanics**, v.29, n.3, p.330–335, 2014.

ENOKSEN, C.H.; GJERDET, N.R.; KLAKSVIK, J.; ARTHURSSON, A.J.; SCHNELL-HUSBY, O.; WIK, T.S. Deformation pattern and load transfer of an uncemented femoral stem with modular necks. An experimental study in human cadaver femurs. **Clinical Biomechanics**, v.32, p.28–33, 2016.

FAGAN, M. J.; LEE, A. J. C. Role of the collar on the femoral stem of cemented total hip replacements. **Journal Biomedical Engineering**, v.8, n.4, p.295–304, 1986.

FITZPATRICK, N.; NIKOLAOU, C.; YEADON, R.; HAMILTON, M. String-of-pearls locking plate and cerclage wire stabilization of periprosthetic femoral fractures after total hip replacement in six dogs. **Veterinary Surgery**, v.41, n.1, p.180-188, 2012.

FITZPATRICK, N.; LAW, A. Y.; BIELECKI, M.; GIRLING, S. Cementless total hip replacement in 20 juveniles using BFX™ arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v.43, n.6, p.715-725, 2014.

FORSTER, K. E.; WILLS, A.; TORRINGTON, A. M.; MOORES, A. P.; THOMSON, D.; ARTHURS, G.; BROWN, G.; DENNY, H. R.; SCOTT, H. W.; MACQUEEN, I.; DUNNE, J.; ONYETT, J.; WALKER, J. D.; PRIOR, J.; OWEN, M. R.; BURTON, N.; WHITELOCK, R.; GIRLING, S.; MORRISON, S.; GILBERT, S.; LANGLEY-HOBBS, S. J.; GEMMILL, T. J.; INNES, J. F. Complications and owner assessment of canine total hip replacement: a multicenter internet based survey. **Veterinary Surgery**, v.41, n.5, p.545-550, 2012.

- FOTTNER, A.; SCHMID, M.; BIRKENMAIER, C.; MAZOOCHIAN, F.; PLITZ, W.; JANSSON, V. Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the trust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions. **Clinical Biomechanics**, v.24, n.5, p.429–434, 2009.
- GANZ, S. M.; JACKSON, J.; VANENKEVORT, B. Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless total hip arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v.39, n.6, p.688-95, 2010.
- GEMMILL, T. J.; PINK, J.; RENWICK, A.; OXLEY, B.; DOWNES, C.; ROCH, S.; MCKEE, W. M. Hybrid cemented/cementless total hip replacement in dogs: seventy-eight consecutive joint replacements. **Veterinary Surgery**, v.40, n.5, p.621-630, 2011.
- GHEDUZZI, S.; MILES, A.W. A review of pre-clinical testing of femoral stem subsidence and comparison with clinical data. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H**, v.221, n.1, p.39–46, 2007.
- GLICKMAN, I.; ROEBER, F. W.; BRION, M.; PAMEIJER, J. H. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **Journal of Periodontology**, v.41, n.1, p.30-35, 1970.
- GOIATO, M. C.; MEDEIROS, R. A.; SÔNEGO, M. V.; LIMA, T. M.; PESQUEIRA, A. A.; SANTOS, D. M. Stress distribution on short implants with different designs: a photoelastic analysis. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v.41, n.2, p.115-121, 2017.
- GRONEWOLD, J.; BERNER, S.; OLENDER, G.; HURSCHLER, C.; WINDHAGEN, H.; VON LEWINSKI, G.; FLOERKEMEIER, T. Changes in strain patterns after implantation of a short stem with metaphyseal anchorage compared to a standard stem: an experimental study in synthetic bone. **Orthopedic Reviews (Pavia)**, v.6, n.1, p. 5211, 2014.

GROSS, S.; ABEL, E. W. A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur. **Journal of Biomechanics**, v.34, n.8, p.995-1003, 2001.

HARIRI, S.; CHUN, S.; COWAN, J. B.; BRAGDON, C.; MALCHAU, H.; RUBASH, H. E. Range of motion in a modular femoral stem system with a variety of neck options. **The Journal of Arthroplasty**, v.28, n.9, p.1625-1633, 2013.

HENDERSON, E. R.; WILLS, A.; TORRINGTON, A. M.; MOORES, A. P.; THOMSON, D.; ARTHURS, G.; BROWN, G.; DENNY, H. R.; SCOTT, H. W.; MACQUEEN, I.; DUNNE, J.; ONYETT, J.; WALKER, J. D.; PRIOR, J.; OWEN, M. R.; BURTON, N.; WHITELOCK, R.; GIRLING, S.; MORRISON, S.; GILBERT, S.; LANGLEY-HOBBS, S. J.; GEMMILL, T. J.; STÖRK, C. K.; BRIGHT, S.; COMERFORD, E.; PETTITT, R.; MACDONALD, N.; INNES, J. F. Evaluation of variables influencing success and complication rates in canine total hip replacement: results from the British Veterinary Orthopaedic Association Canine Hip Registry (collation of data: 2010-2012). **The Veterinary Record**, v.181, n.1, p.1-7, 2017.

JEON, I.; BAE, J. Y.; PARK, J. H.; YOON, T. R.; TODO, M.; MAWATARI, M.; HOTOKEBUCHI, T. The biomechanical effect of the collar of a femoral stem on total hip arthroplasty. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v.14, n.1, p.103-112, 2011.

KAWAJI, H.; UEMATSU, T.; OBA, R.; HOSHIKAWA, N.; WATANABE, H.; TAKAI, S. Influence of Femoral Implant Alignment in Uncemented Total Hip Replacement Arthroplasty: Varus Insertion and Stress Shielding. **Journal of Nippon Medical School**, v.83, n.6, p.223-227, 2016.

KELLEY, S. S.; FITZGERALD, R. H.; RAND, J. A.; ILSTRUP, D. M. A prospective randomized study of a collar versus a collarless femoral prosthesis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.284, p.114-122, 1993.

- KELLY, S.S.; FITZGERALD, R. H.; RAND, J. A.; ILSTRUP, D. M. A prospective randomized study of a collar vs. a collarless femoral prosthesis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.294, p.114–122, 1993.
- KIM, J. Y.; HAYASHI, K.; GARCIA, T. C.; KIM, S. Y.; ENTWISTLE, R.; KAPATKIN, A. S.; STOVER, S. M. Biomechanical evaluation of screw-in femoral implant in cementless total hip system. **Veterinary Surgery**, v.41, n.1, p.94-102, 2012.
- KIM, N. S.; ALAM, M. R.; JEONQ, I. S.; LEE, J. I.; CHOI, I. H. Total hip replacement in a dog. **Journal of Veterinary Science**, v.6, n.2, p.169-171, 2005.
- KOYANO, G.; JINNO, T.; KOGA, D.; YAMAUCHI, Y.; MUNETA, T.; OKAWA, A. Comparison of bone remodeling between an anatomic short stem and a straight stem in 1-stage bilateral total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.32, n.2, p.594-600, 2017.
- KWONG, K. S. C. The biomechanical role of the collar of the femoral component of a hip replacement. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v.72, n.4, p.664–665, 1990.
- LASCELLES, B. D.; FREIRE, M.; ROE, S. C.; DEPUY, V.; SMITH, E.; MARCELLIN-LITTLE, D. J. Evaluation of functional outcome after BFX total hip replacement using a pressure sensitive walkway. **Veterinary Surgery**, v.39, n.1, p.71-77, 2010.
- LISKA, W. D. Femur fractures associated with canine total hip replacement. **Veterinary Surgery**, v.33, n.2, p.164-172, 2004.
- LISKA, W. D.; DOYLE, N. D. Use of an Electron Beam Melting Manufactured Titanium Collared Cementless Femoral Stem to Resist Subsidence After Canine Total Hip Replacement. **Veterinary Surgery**, v.44, n.7, p.883-894, 2015.

LOUDON, J. R.; CHARNLEY, J. Subsidence of the femoral prosthesis in total hip replacement in relation to the design of the stem. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v.62, n.4, p.450–453, 1980.

MAHLER, D. B.; PEYTON, F. A. Photoelastic as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **Journal of Dental Research**, v. 34, n. 6, p. 831-838, 1955.

MANDELL, J. A., CARTER, D. R.; GOODMAN, S. B.; SCHURMAN, D. J.; BEAUPRÉ, G, S. A conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotion. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.19, n.7, p.695-703, 2004.

MANLEY, P. A.; VANDERBY J. R. R., KOHLES, S.; MARKEL, M. D; HEINER, J. P. Alterations in femoral strain, micromotion, cortical geometry, cortical porosity, and bony ingrowth in uncemented collared and collarless prostheses in the dog. **The Journal of arthroplasty**, v.10, n.1, p.63-73, 1995.

MAQUET, N.; SIMONET, J.; MARCHIN, N. Etude photoelastique du genou. **Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de L'appareil Moteur**, v. 52, p. 3-11, 1966.

MAQUET, P.; ZHANG, I.; DE LAMOTTE, F. Photoelastic simulation of a cementless and of hydroxyapatite coated total hip prosthesis. **Acta Orthopaedica Belgica**, v. 60, n.2, p.155-62, 1994.

MARKARIAN, R. A.; UEDA, C.; SENDYK, L. C.; LAGANÁ, D. C.; SOUZA, R. M. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants a photoelastic analysis. **Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.

MEDING, J. B.; RITTER, M. A.; KEATING, E. M.; FARIS, P. M. Comparison of collared and collarless femoral components in primary uncemented total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.12, n.3, p.273-280, 1997.

- MEDING, J. B.; RITTER, M. A.; KEATING, E. M.; FARIS, P. M.; EDMONDSON, K. A. A comparison of collared and collarless femoral components in primary cemented total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.14, n.2, p.123-130, 1999.
- MENANI, L. R.; TIOSSI, R.; TORRES, E. M.; RIBEIRO, R. F.; ALMEIDA, R. P. Photoelastic stress analysis of diferente designs of cement-retained fixed partial dentures on morse taper oral implants. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 22, n. 2, p. 674-78, 2011.
- MINTO, B. W.; BRANDÃO, C. V; PEREIRA, G. J; CAMPAGNOL, D.; MAMPRIM, M. J.; PADOVANI, C. R.; RANZANI, J. J. Modular hybrid total hip arthroplasty. Experimental study in dogs. **Acta Veterinaria Scandinavica**, Dinamarca, v.53, n.6, p.2-6, 2011.
- MINTO, B. W.; BRANDÃO, C. V; PEREIRA, G. J; STEAGALL, P. V. M.; MAMPRIM, M. J.; RANZANI, J. J. Artroplastia total coxofemoral em cães: Estudo experimental com prótese nacional. **Ciência Rural**, Santa Maira, v.38, n.1, p.136-142, 2008.
- NELSON, L.L.; DYCE, J.; SHOTT, S. Risk factors for ventral luxation in canine total hip replacement. **Veterinary Surgery**, v.36, n.7, p.644-653, 2007.
- OH, I.; HARRIS, W. H. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v.60, n.1, p.75-85, 1978.
- OLIVEIRA, S. A. G.; GOMIDE, H. A. Fotoelasticidade plana – material e técnica. In: CBECIMAT, n.9, 1990, Águas de São Pedro – SP. **Anais**, 1990. p.608-614.
- OLMSTEAD, M. L.; HOHN, R. B.; TURNER, T. M. A five year study total hip replacements in the dog. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.183, n.2, p.191-194, 1983.

PENTLOW, A. K.; HEAL, J. S. Subsidence of collarless uncemented femoral stems in total hips replacements performed for trauma. **Injury**, v.43, n.6, p.882-885, 2012.

PIAO, C.; WU, D.; LUO, M.; MA, H. Stress shielding effects of two prosthetic groups after total hip joint simulation replacement. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v.9, n.71, p.1-8, 2014.

PIPINO, F.; KELLER, A. Tissue-sparing surgery: 25 years' experience with femoral neck preserving hip arthroplasty. **Journal of Orthopaedics Traumatology**, v.7, n.1, p.36-41, 2006.

RASHMIR-RAVEN, A. M.; DEYOUNG, D. J.; ABRAMS, C, F.; ABERMAN, H. A.; RICHARDSON, D. C. Subsidence of an uncemented canine femoral stem. **Veterinary Surgery**, v.21, n.5, p.327-331, 1992.

ROUSH, J. K. Surgical Therapy of Canine Hip Dysplasia. In: TOBIAS, K. M; JOHNSTON, A. **Veterinary Surgery Small Animal**, Volume I, 1ed. Missouri: Elsevier Saunders, 2012, p.849-864.

SADOWSKY, S. J.; CAPUTO, A. A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 327-34, 2000.

SCHEERLINCK, T.; CASTELEYN, P.P. The design features of cemented femoral hip implants. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.88, n.11, p.1409–1418, 2006.

SCHMIDUTZ, F.; WOICZINSKI, M.; KISTLER, M.; SCHRÖDER, C.; JANSSON, V.; FOTTNER, A. Influence of different sizes of composite femora on the biomechanical behavior of cementless hip prosthesis. **Clinical Biomechanics**, v.41, p.60–65, 2017.

SCHULZ, K. S. Hip Dysplasia. In: FOSSUM, T. W. **Small Animal Surgery**, Volume I, 4ed. Missouri: Elsevier Saunders, 2013, p.1305-1315.

- SUMNER, D. R. Long-term implant fixation and stress-shielding in total hip replacement. **Journal of Biomechanics**, v.48, n.5, p.797–800, 2015.
- TAI, C. L.; LEE, M. S.; CHEN, W. P.; HSIEH, P. H.; LEE, P. C.; SHIH, C. H. Biomechanical comparison of newly designed stemless prosthesis and conventional hip prosthesis--an experimental study. **Bio-Medical Materials and Engineering**, v.18, n.2, p.122-131, 2005.
- TAYLOR, M. E.; TANNER, K. E.; FREEMAN, M. A.; YETTRAM, A. L. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? **Medical Engineering & Physics**, v.18, n.2, p.122-131, 1996.
- TOWNSEND, S.; KIM, S. E.; POZZI, A. Effect of stem sizing and position on short-term complications with canine press fit cementless total hip arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v.46, n.6, p.803-811, 2017.
- VALENTE, M.L.C.; CASTRO, D.T.; MACEDO, A. P.; SHIMANO, A. C.; REIS, A. C. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. **Materials Science and Engineering: C**, v. 77, p. 360-365, 2017.
- WALLACE, L. J.; OLMSTEAD, M. L. Disabling conditions of canine coxofemoral joint. In: OLMSTEAD, M. L. **Small animal orthopedics**. 1.ed. St. Louis: Mosby, 1995. p.361-394.
- WHITESIDE, L. A.; AMADOR, D.; RUSSELL, K. The effects of the collar on total hip femoral component subsidence. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.231, p.120-126, 1988.

WIK, T.S.; ENOKSEN, C.; KLAKSVIK, J.; OSTBYHAUG, P.O.; FOSS, O.A.; LUDVIGSEN, J.; AAMODT, A. In vitro testing of the deformation pattern and initial stability of a cementless stem coupled to an experimental femoral head, with increased offset and altered femoral neck angles. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H**, v.225, n.8, p.797–808, 2011.

ZDERO, R; BOUGHERARA, H. Orthopaedic biomechanics: a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis. In: MORATAL, D. **Finite element analysis**. 1 ed. Shangai: Intech, 2010, p.307-332.

ZHOU, X. M.; WALKER, P. S.; ROBERTSON, D. D. Effect of press-fit femoral stems on strains in the femur: a photoelastic coating study. **The Journal of Arthroplasty**, v.5, n.1, p.71-82, 1990.