

**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

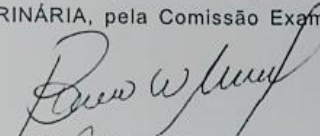
TÍTULO DA TESE: ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE DOIS NOVOS MODELOS DE IMPLANTE NÃO CIMENTADO PARA A ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL EM MODELO CANINO

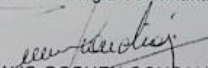
AUTOR: FERNANDO YOITI KITAMURA KAWAMOTO

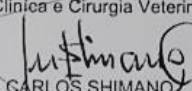
ORIENTADOR: BRUNO WATANABE MINTO

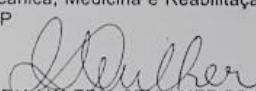
COORIENTADORA: ANA PAULA MACEDO

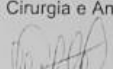
Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em CIRURGIA VETERINÁRIA, pela Comissão Examinadora:


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



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



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.

OBJETIVOS

2 OBJETIVOS GERAIS

Objetivou-se por meio de análise fotoelástica visibilizar e mensurar a distribuição e intensidade de tensões internas (kPa), ao redor das hastes femorais de design diferentes, mediante a flexo-compressão estática do sistema.

2.1 Objetivos específicos

- Determinar a intensidade das tensões em pontos pré-determinados ao redor de dois designs de hastes femorais inseridos em fêmures confeccionados com material fotoelástico.

MATERIAL E MÉTODOS

3 MATERIAL E MÉTODOS

O estudo foi conduzido nas instalações da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista (UNESP) – Jaboticabal (SP) e no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – FMRP/USP.

A metodologia adotada no presente trabalho foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais em Experimentação Animal da FCAV Jaboticabal, sob o protocolo nº16938/16.

3.1 Implantes ortopédicos

Neste estudo, foram utilizados implantes metálicos¹ confeccionados em aço inoxidável cirúrgico e recobertos por uma liga de Cr – Co – Mo (ASTM F75). Ambos implantes foram submetidos ao tratamento da superfície com jateamento de microesferas de vidro (acabamento acetinado) e revestidos de plasma de titânio. A haste femoral “1”¹ apresenta este recobrimento de titânio apenas na sua porção proximal, em contrapartida, a haste femoral “2”¹ possui o revestimento ao longo de toda sua extensão. Uma das principais diferenças entre os dois implantes em questão era a presença de colar, próximo ao colo femoral da haste “1”, e a existência de abaulamento (proeminência) e chanfros oblíquos na região proximal da haste “2” (Figura 1).

¹ Cão Medica Comércio de Material Cirúrgico Veterinário, Campinas (SP) – Brasil.

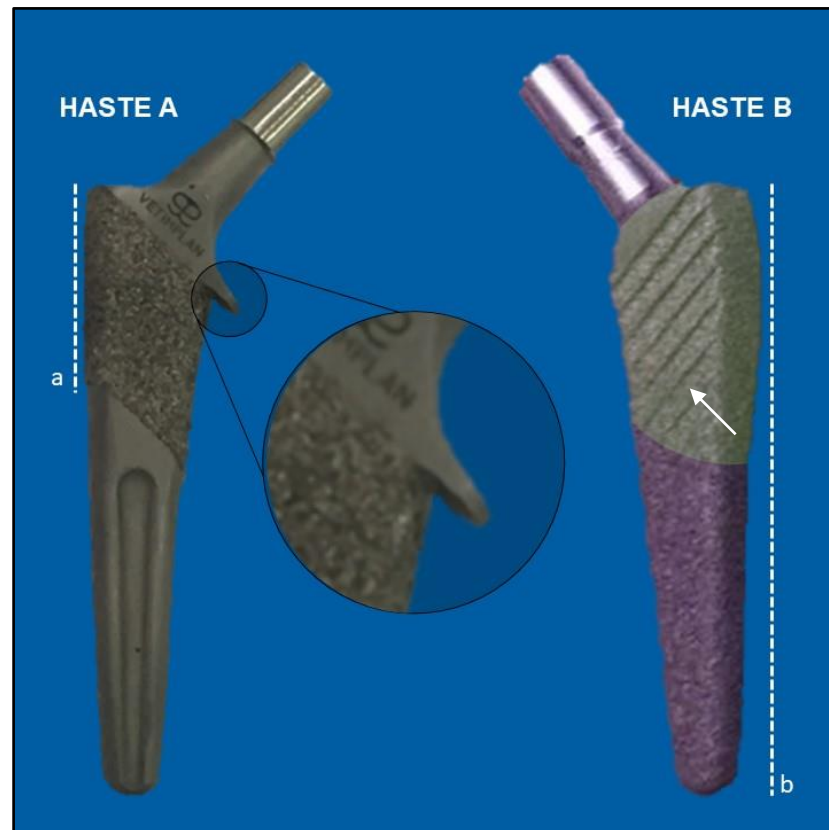


Figura 1. Imagem fotográfica demonstrando as hastes femorais “1” e “2”. Observar as diferenças estruturais entre os desenhos industriais (design). Notar pela linha tracejada (a) que a haste femoral “1” possui um recobrimento de titânio apenas na sua porção proximal, contudo de acordo linha tracejada (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).

Em relação ao dimensionamento, utilizou-se diferentes tamanhos de implantes, sendo cinco hastes femorais “1” tamanho 8 e cinco hastes femorais “2” tamanho 7. Estas hastes foram selecionadas a partir do planejamento prévio, com o auxílio de *template* (Anexo 1), na imagem radiográfica em tamanho real do fêmur selecionado para confecção do modelo (Figura 2). Devido a diferença estrutural das hastes, para o mesmo modelo ósseo foi necessário a utilização de tamanhos diferentes.

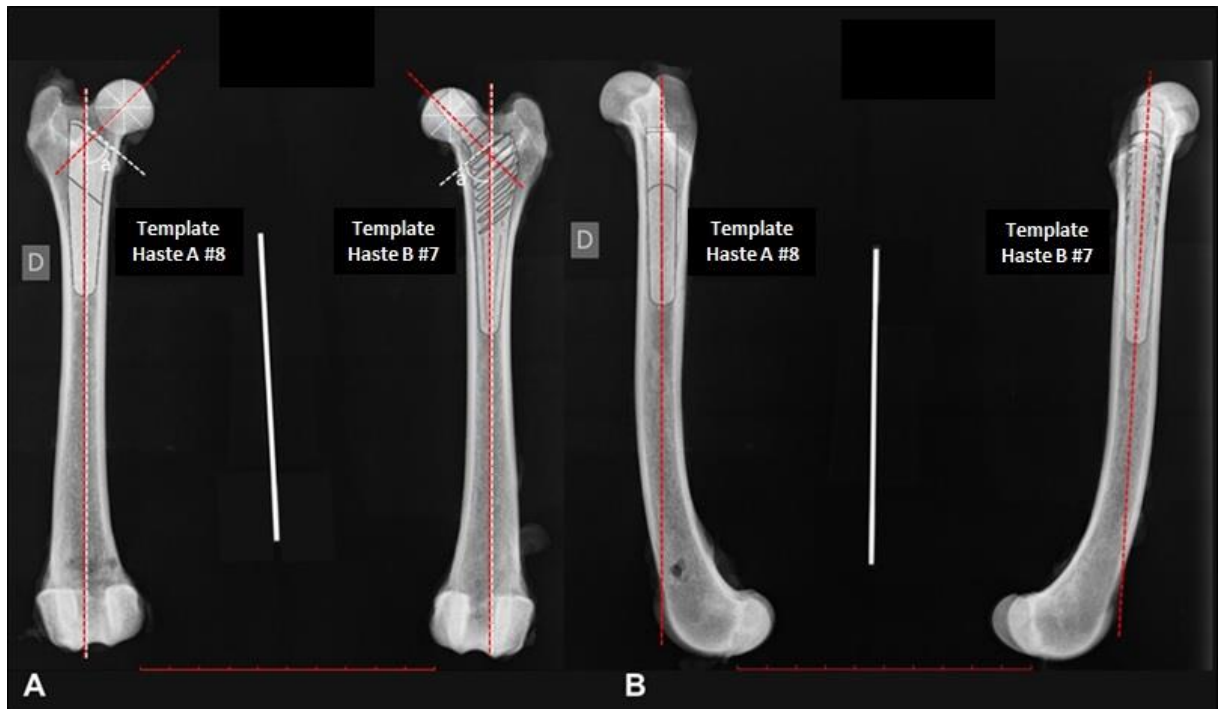


Figura 2. Imagem radiográfica evidenciando, na projeção craniocaudal, o alinhamento do template de ambos implantes (A) com o nível da osteotomia a ser realizada, faceando-o com a borda proximal do trocânter maior. O ângulo formado entre as linhas vermelhas representa o ângulo de inclinação da cabeça 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.

O dimensionamento para verificação da padronização dos implantes foi realizado por paquímetro² de seis polegadas e balança³, ambos digitais e devidamente calibrados. As variáveis abalizadas foram: peso (g); comprimento (mm); largura proximal, média e distal (mm) e espessura proximal, média e distal (mm) (Figura 3). A Tabela 1 evidencia os valores obtidos em cada uma das variáveis.

² ZAAS Precision – Martinelli Ferramentas de Precisão, Sertãozinho (SP) – Brasil.

³ Marte Balanças e Equipamentos, São Paulo (SP) – Brasil.

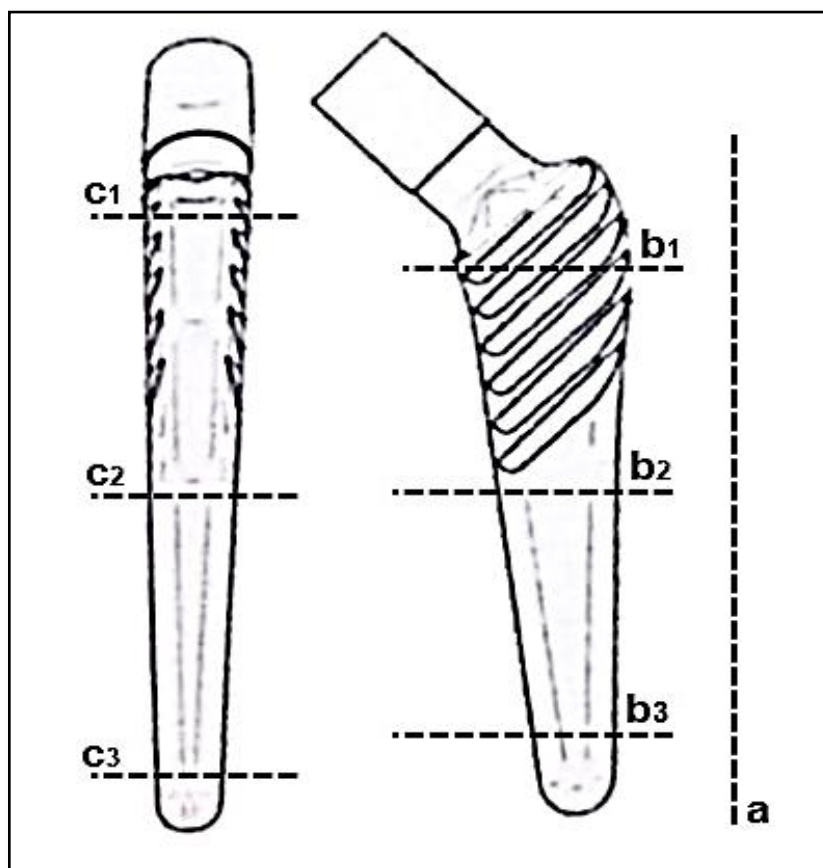


Figura 3. Desenho esquemático demonstrativo dos locais mensurados para determinar o dimensionamento das hastes. Comprimento (a), Largura (b) e Espessura (c).

Tabela 1. Valores obtidos através do dimensionamento dos designs das Hastes “1” e “2”, que foram utilizadas para compor os modelos fotoelásticos.

	HASTE MODELO “1”	HASTE MODELO “2”
	#8	#7
Peso (g)	56,39	50,64
Comprimento a (mm)	72,64	67,34
Largura b1 (mm)	15,73	16,17
Largura b2 (mm)	8,73	12,24
Largura b3 (mm)	7,14	6,66
Espessura c1 (mm)	10,07	9,64
Espessura c2 (mm)	9,90	8,57
Espessura c3 (mm)	9,76	6,00

As cabeças femorais¹ empregadas foram confeccionadas em aço inoxidável cirúrgico recobertas por liga de Cr – Ni – Mo (ASTM F138). Estes implantes também se diferenciam entre si quanto ao seu dimensionamento, assim, utilizou-se cabeça femoral de 17 mm Ø, +0 (neutra, quanto a espessura do colo femoral).

A mesma cúpula acetabular¹ (28 mm) foi usada durante a aplicação de força de flexo-compressão no eixo axial das amostras, uma vez que, este componente não foi objeto de estudo da investigação. Era constituída por um par tribológico de UHMWPE (*Ultra-high molecular-weight polyethylene* – polietileno de alto peso molecular) (ASTM F648) e aço inoxidável cirúrgico recoberto por Cr – Co – Mo (ASTM F75), além de jateamento de titânio que recobre toda a extensão da cúpula acetabular.

3.2 Modelo do fêmur

Para a obtenção do contorno do fêmur, foi utilizada a imagem tomográfica e radiográfica do fêmur direito de cadáver de cão adulto com aproximadamente 25 kg, após a realização de excisão artroplástica de cabeça e colo femorais (Figura 4). Os contornos foram digitalizados e a imagem enviada para a Oficina de Precisão do Campus da USP de Ribeirão Preto, onde foi reproduzido um fêmur plano em acrílico, semelhante ao desenho, de 14 mm de espessura (Figura 5). De maneira semelhante, confeccionou-se um acessório em acrílico para o posicionamento correto e sustentação da haste femoral (Figura 6), e uma caixa em acrílico com 65 mm de largura, 251 mm de comprimento e 29 mm de profundidade (Figura 7).

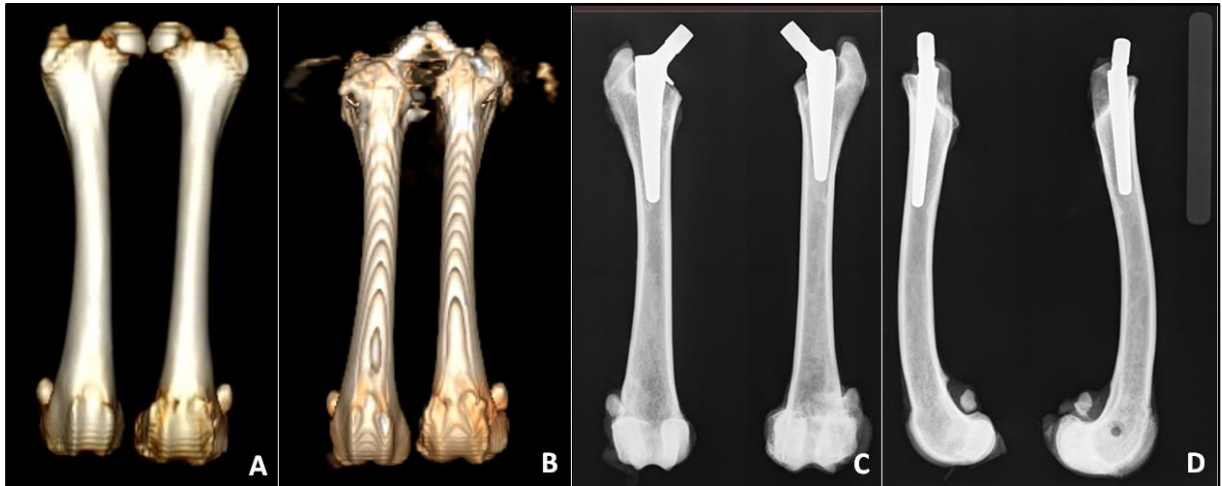


Figura 4. (A) Imagem da reconstrução 3D dos fêmures antes da inserção das hastes femorais. (B) Imagem da reconstrução 3D dos fêmures após a inserção das hastes femorais. (C) e (D) Imagens radiográficas dos fêmures após a inserção das hastes femorais, nas posições craniocaudal e mediolateral, respectivamente. Ressaltando que, utilizou-se, haste femoral “1” número 8 no lado direito e haste femoral “2” número 7 no lado esquerdo.

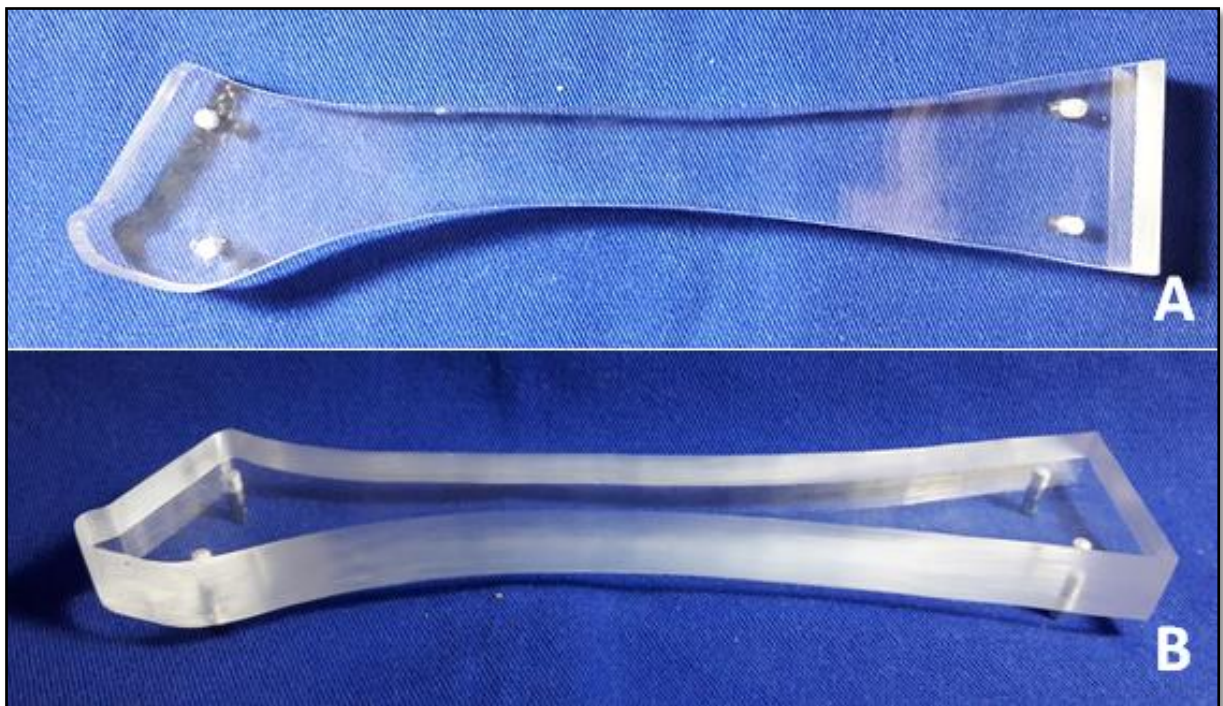


Figura 5. Imagem fotográfica do modelo de fêmur em acrílico utilizado para a confecção dos moldes de silicone. Notar a ausência da cabeça e colo femoral. Vista (A) cranial e (B) oblíqua.

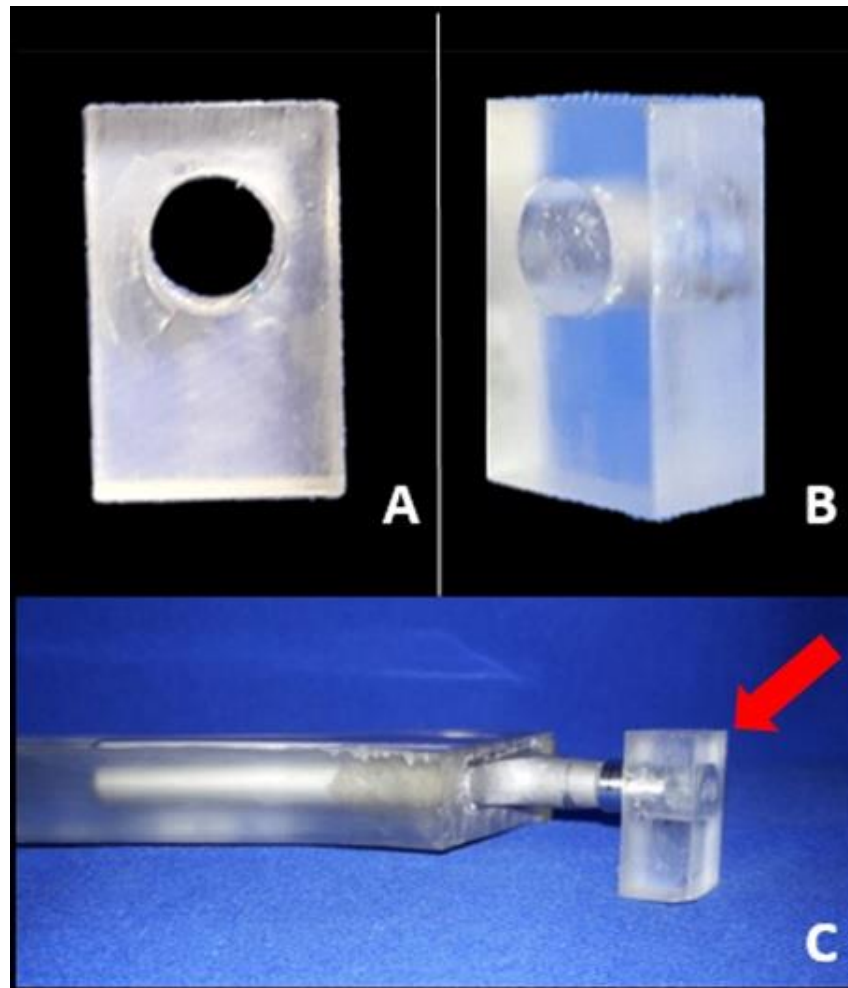


Figura 6. Imagem fotográfica do acessório em acrílico confeccionado para auxiliar na sustentação e correto posicionamento da haste femoral. Vista (A) dorsal e (B) oblíqua. (C) Observar a presença de um orifício que permite o encaixe da extremidade proximal da haste (seta).

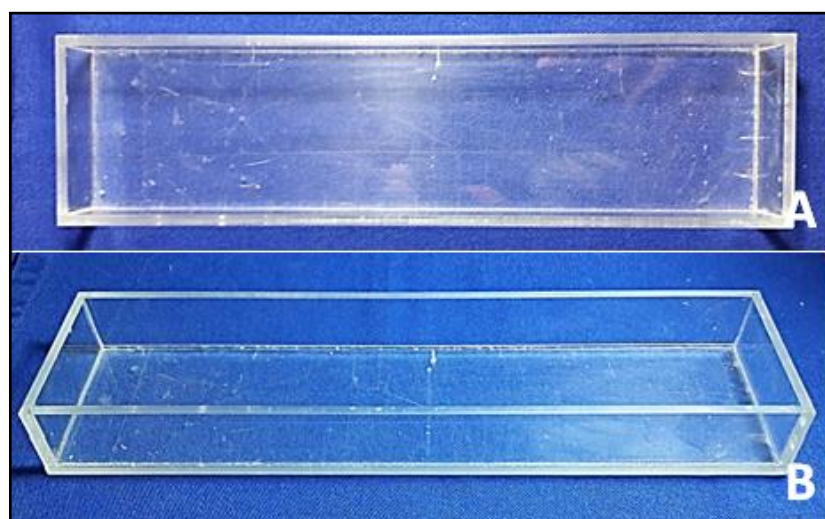


Figura 7. Imagem fotográfica da caixa em acrílico utilizada para a confecção dos moldes de silicone. Vista (A) dorsal e (B) oblíqua.

A partir deste modelo de fêmur foram produzidos moldes (negativos) em borracha de silicone azul⁴ para a confecção dos fêmures em resina fotoelástica com as hastes femorais posicionadas no seu canal medular.

Na produção dos moldes foi utilizada quantidade pré-determinada de borracha de silicone azul com proporção de 5% de catalisador. Esse procedimento foi subdividido em três etapas. Primeiramente o fêmur acrílico foi posicionado no centro da caixa acrílica, a qual foi totalmente preenchida com 275 ml de silicone previamente preparado com o catalisador (Figura 8). Após a solidificação do silicone, aproximadamente depois de duas horas, o fêmur acrílico era retirado. Com o auxílio de lâmina de bisturi uma porção da região proximal do fêmur (área correspondente ao colo e cabeça femoral) foi removida para o posicionamento da peça acrílica e haste femoral, mantidos na disposição mais adequada de acordo com o tamanho e design da haste. Na região proximal da haste foram fixados filetes de cera rosa nº 7⁵ para evitar o extravasamento de borracha de silicone azul, posteriormente utilizada para preencher os defeitos adicionais, em direção ao canal medular (Figura 9).



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.

⁴ Polglass - Comércio de produtos para FIBERGLASS. Ribeirão Preto/SP

⁵ Lysanda. São Paulo/SP

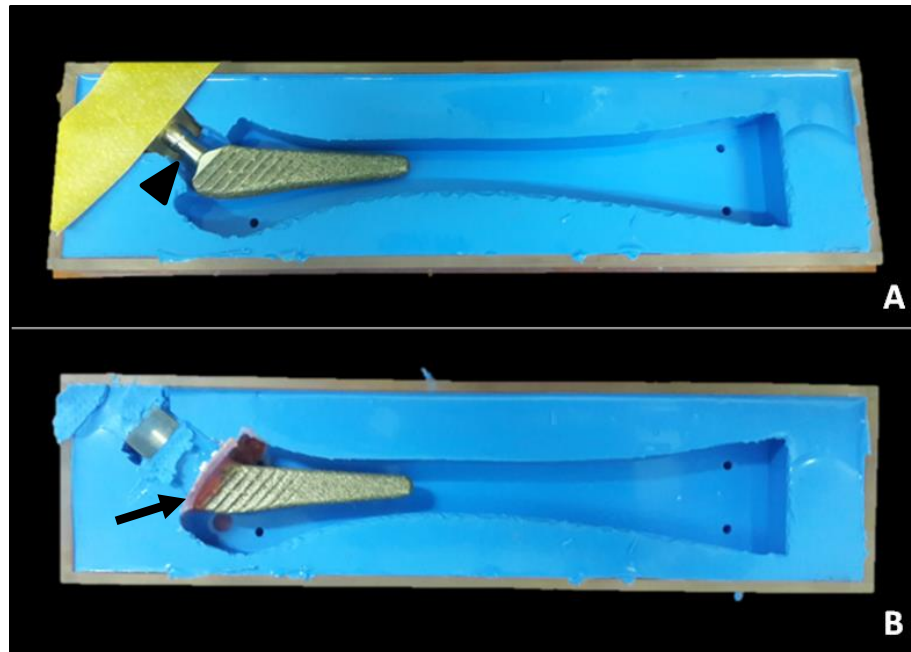


Figura 9. Imagem fotográfica mostrando que a (A) porção da região proximal do fêmur (área correspondente ao colo e cabeça femoral) foi removida para o posicionamento da peça acrílica e haste femoral (ponta de seta). (B) na região proximal da haste foram fixados filetes de cera rosa nº 7 (seta) para evitar o extravasamento de borracha de silicone azul em direção ao canal medular, posteriormente utilizada para preencher os defeitos adicionais.

3.3 Confeção dos modelos em resina fotoelástica

Na confecção dos modelos fotoelásticos, a haste foi posicionada adequadamente em posição neutra no interior do molde de silicone, estabilizada com o auxílio de peça acrílica. Com o conjunto devidamente disposto realizava-se a manipulação da resina fotoelástica do tipo Araldite GY279⁶ e endurecedor Aradur 2963¹¹, na proporção de 2 partes do componente Araldite para 1 parte do componente Aradur. A mistura foi cuidadosamente manipulada evitando-se a incorporação de bolhas, em seguida a mesma foi colocada no interior de uma câmara de vácuo durante 20 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da resina (Figura 10). Logo depois, a resina foi vertida dentro do molde (Figura 11). O período de polimerização da resina era de 72 horas, mantida em local fechado e temperatura ambiente. Depois disso, obtinha-se o modelo em resina

⁶ MAXEPOXI INDL e COML LTDA, São Paulo/SP

fotoelástica com a haste posicionada em seu interior (Figura 12) e realizaram-se as análises.



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.

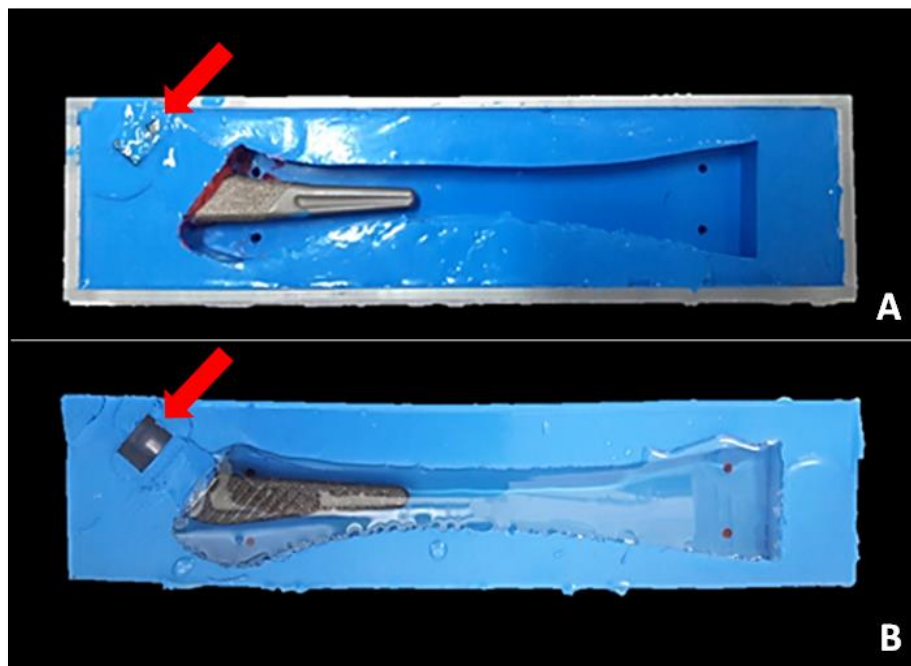


Figura 11. Imagem fotográfica mostrando (A) haste femoral “1” posicionada adequadamente no molde de silicone, com o auxílio de uma peça acrílica (seta vermelha). (B) haste femoral “2” posicionada com o auxílio de uma peça acrílica (seta vermelha), após o preenchimento com resina fotoelástica do molde de silicone.

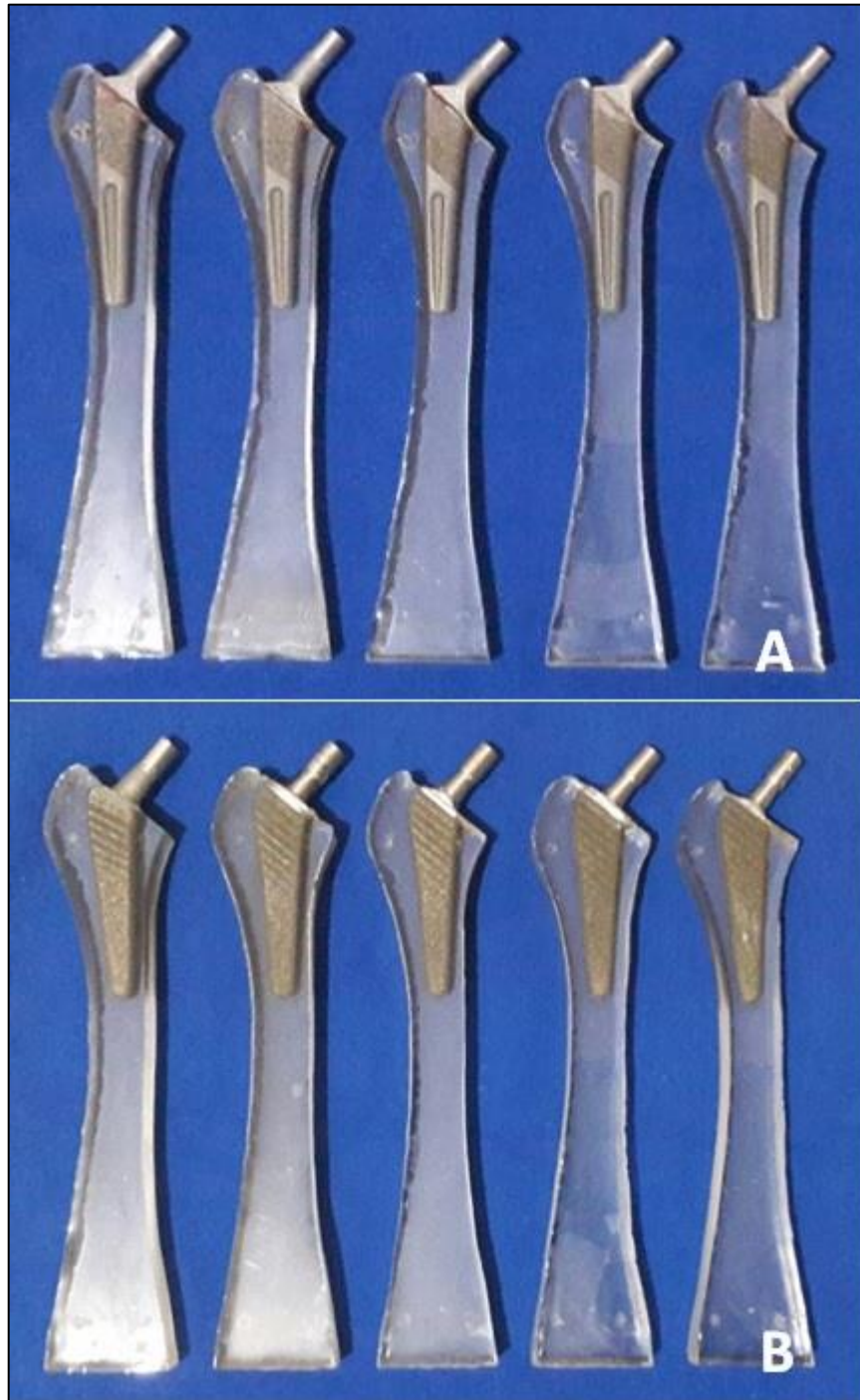


Figura 12. Imagem fotográfica dos modelos em resina fotoelástica com a hastes posicionadas. (A) cinco hastes femorais “1” número 8 e (B) cinco hastes femorais “2” número 7.

3.4 Grupos experimentais

Para a análise deste estudo foram confeccionados dois moldes em silicone para a confecção de 10 modelos em resina fotoelástica, sendo estes modelos divididos em dois grupos experimentais.

Grupo 1 – modelo de fêmur em resina fotoelástica com haste femoral com colar (“1”) número 8;

Grupo 2 - modelo de fêmur em resina fotoelástica com haste femoral (“2”) número 7.

3.5 Métodos para análise fotoelástica

3.5.1 Polariscópio

Foi utilizado o Polariscópio de transmissão plana modelo FL200 do Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, onde as análises fotoelásticas foram realizadas (Figura 13).



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.

3.5.2 Acessórios

O fêmur em resina foi posicionado e fixado no polariscópio com o auxílio de um aparato na sua base, semelhante a uma morsa, de forma que a diáfise femoral permanecesse paralela a direção da carga (DOSCH et al., 2013).

Adicionalmente, a cúpula acetabular (tamanho 28 mm) foi adaptada, a fim de manter o modelo fotoelástico em posição vertical enquanto aplicava-se a força de flexo-compressão no eixo axial dos modelos. Para tal, empregou-se o polimetilmetacrilato⁷ na superfície convexa do implante acetabular, com um parafuso sextavado de roscas finas inserido sobre o seu vértice. Em seguida, desgastou-se as arestas para que a parte côncava ficasse em contato adequado com a cabeça femoral da haste (Figura 14).



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.

⁷ Laboratório Jet. Acrílico auto polimerizante. São Paulo/SP

Foram realizados ensaios de flexo-compressão estático do conjunto fêmur em resina fotoelástica/haste femoral, com aplicação de força na direção vertical comprimindo a cabeça da prótese. Para a padronização da força a ser aplicada foi realizado um teste piloto, com a finalidade de determinar o limite de resistência do material fotoelástico. Estes ensaios foram realizados no laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, USP, para tal, empregou-se uma máquina de ensaio universal EMIC⁸ (capacidade máxima de 10000 kgf). A célula de carga utilizada foi de 490,5 N (50 kgf) (Figura 15). Todos os testes foram efetuados com as amostras em temperatura controlada, média de 23°C.

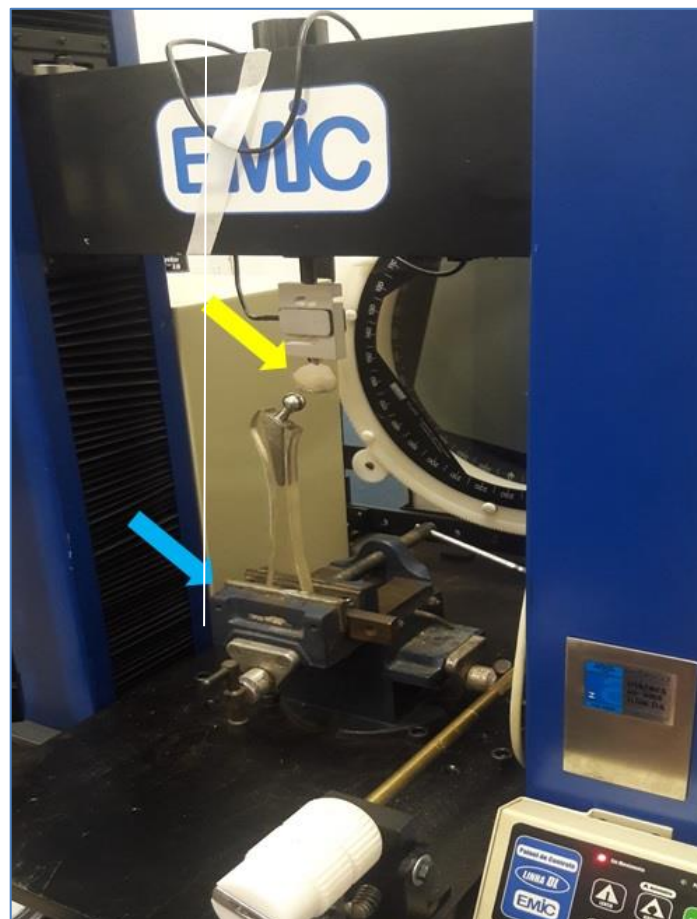


Figura 15. Imagem fotográfica demonstrando modelo fotoelástico devidamente posicionado e estabilizado por aparato em sua base, semelhante a morsa (seta azul), e cúpula acetabular (28 mm) adaptada e acoplada na célula de carga (seta amarela).

⁸ EMIC, modelo DL 10.000, São José dos Pinhais (PR) – Brasil.

3.5.3 Procedimento de análise

Primeiramente, as amostras passavam por processo de eliminação de tensões residuais, ou seja, qualquer tipo de tensão pré-existente a aplicação de carga e análise foram removidas. Para isso, foram acomodadas numa estufa a 50° C durante 10 minutos (Figura 16), em seguida permaneciam numa sala a 23° C por 20 minutos para o resfriamento do modelo. Depois disso, foram novamente colocadas na estufa a 50° C por 5 minutos e esfriadas da mesma forma durante 10 minutos.



Figura 16. Imagem fotográfica mostrando o modelo fotoelástico no interior da estufa durante o processo de eliminação de tensão residual.

Após esses procedimentos, os modelos fotoelásticos obtidos foram levados ao polariscópio para certificação da ausência de franjas prévias a aplicação de cargas, evidenciado pela coloração branca do fêmur acrílico (Figura 17). Ato contínuo, foram devidamente posicionados e aplicava-se força de compressão axial na cabeça femoral da haste de aproximadamente 100 N, gerando tensões suficientes para a análise no fêmur fotoelástico. Utilizou-se a cabeça femoral +0 em todos os grupos e foram analisados sete pontos ao redor de cada tipo de haste femoral. Os pontos analisados foram os mesmos nos grupos 1 e 2 (Figura 18), guardadas as devidas proporções do design protético. Os pontos 1 e 2 localizavam-se na região proximal lateral na altura do abaulamento da haste “2”, com o objetivo de averiguar e comparar as tensões exercidas por esta diferença no design. Os pontos 3, 4 e 5 dispunham-se ao redor da

extremidade distal da haste femoral, área de maior predisposição a fraturas e *subsidence*. Por fim, os pontos 6 e 7 encontravam-se na região do calcar femoral, local de apoio do colar presente na haste “1”, onde pode ser observado a ocorrência de *stress shielding*. A figura 19 mostra a imagem da distribuição das tensões internas ao longo da haste analisada no polariscópio.

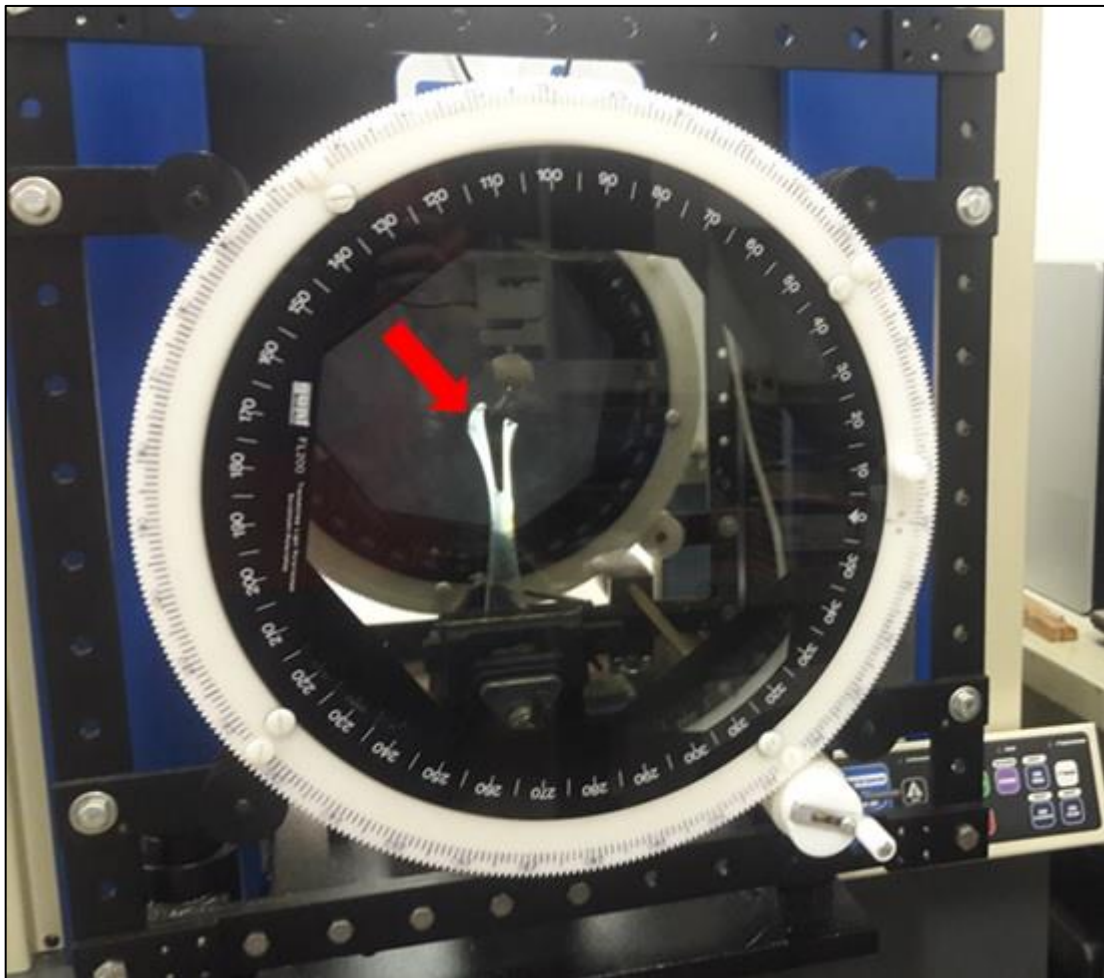


Figura 17. Imagem fotográfica demonstrando modelo fotoelástico preparado para avaliação fotoelástica no polariscópio. Observar a coloração branca do fêmur de material fotoelástico (seta), representando a ausência de tensão residual.

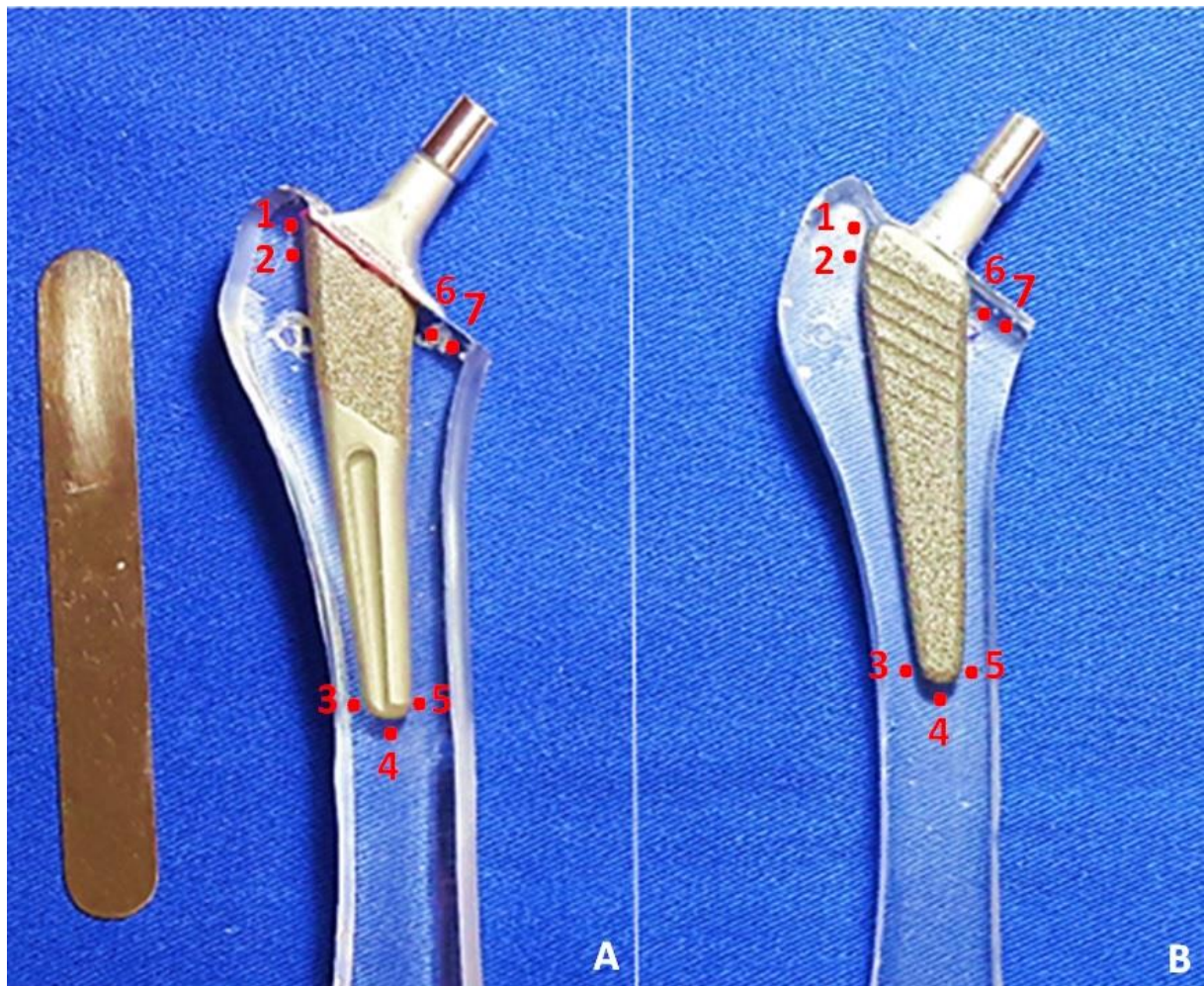


Figura 18. Imagem fotográfica demonstrando os sete pontos pré-determinados ao redor da haste femoral “1” (A) e haste femoral “2” (B), utilizados para a análise fotoelástica. Observar a presença do magnificador de 10 cm de comprimento.

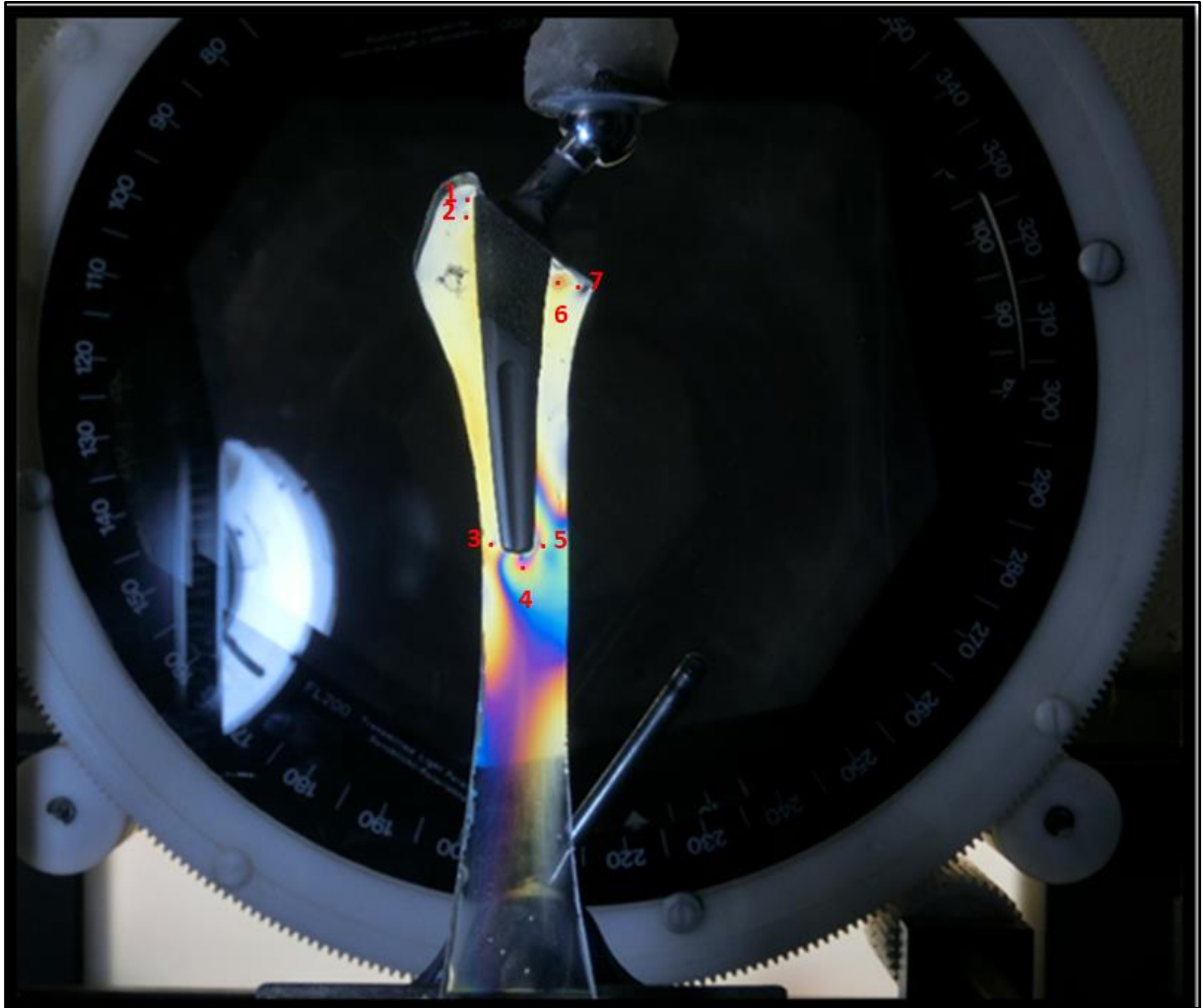


Figura 19. Imagem fotográfica representando a distribuição das tensões internas ao redor da haste femoral “1” em um modelo de fêmur fotoelástico. Observar os sete pontos pré-determinados para análise.

As imagens foram capturadas com câmera fotográfica e armazenadas. Todas as imagens obtidas foram submetidas a uma análise qualitativa. De acordo com Çehreli et al. (2004) e Da Silva et al. (2010) este tipo de análise pode ser realizada observando a distribuição e intensidade de concentrações de tensão através do número e ordem de franjas apresentadas no modelo fotoelástico. A figura 20 representa as colorações observadas na análise fotoelástica com luz branca, onde as franjas coloridas em um ponto do modelo podem ser determinadas por fotografias correspondentes a fases múltiplas do comprimento de onda de luz. Neste caso, o espectro visibilizado apresenta colorações características para as ordens de franja (BERNARDES; ARAÚJO; NEVES, 2004):

- Franja de ordem $N=0$ (Preta);
- Franja de ordem $N=1$ (Transição violeta/azul);
- Franja de ordem $N=2$ (Transição vermelho/verde);
- Franja de ordem $N=3$ (Transição vermelho/verde).

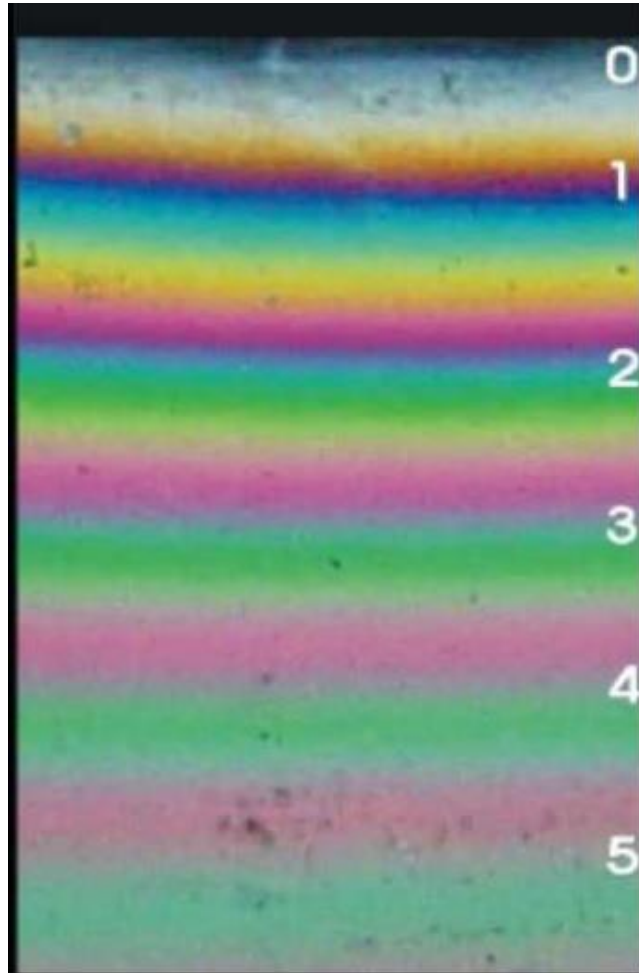


Figura 20. Imagem representativa das ordens de franjas.

Segundo parâmetros pré-estabelecidos e utilizados, quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão e quanto maior o número de ordem de franjas (N), ou o número de franjas, maior a magnitude de tensão (BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1975; MARKARIAN et al., 2007).

Para a obtenção dos dados quantitativos, realizou-se uma leitura, onde a ordem de franja (N) e a tensão cisalhante foram calculadas em cada ponto. Mensurou-se a ordem de franja (N) ponto a ponto através do método de compensação de Tardy

(OLIVEIRA; GOMIDE, 1990). A partir da espessura do modelo (b), mensurada na região proximal com o auxílio de um paquímetro³, e conhecendo a constante óptica da resina fotoelástica ($k_{\sigma}=3,57$) (AGUIAR Jr. et al., 2012) em Brewsters e os valores de ordens de franja (N), calculou-se a tensão cisalhante máxima (τ) em cada ponto a partir da aplicação da lei óptica das tensões (VALENTE et al., 2017). A variável obtida pela análise fotoelástica durante a flexo-compressão axial estática, nos grupos 1 e 2, é a tensão interna (kPa) exercida pelo implante no modelo fotoelástico, calculada através da fórmula abaixo.

$$\tau = \frac{k_{\sigma} \times N}{2 \times b}$$

Diagram illustrating the formula for maximum shear stress (τ):

- Constante óptica da resina fotoelástica ($k_{\sigma}=3,57$)** points to k_{σ} .
- Ordem de franja** points to N .
- TENSÃO CISALHANTE MÁXIMA** points to τ .
- Espessura do modelo** points to b .

3.6 Análise estatística

Realizou-se o teste de normalidade. Os Pontos 1 a 5 apresentaram distribuição normal e foi realizado teste t de *Student* em que não foram observadas diferenças significantes entre os grupos. Os pontos 6 e 7 apresentaram distribuição não normal e foi realizado teste *U de Mann-Whitney*. Considerando nível de significância de 5% ($p = 0,05$) para todos os testes. A estatística do presente estudo foi realizada com o auxílio do software SPSS versão 23⁹.

⁹ IBM company, NY, USA.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

Para melhor visualização dos resultados da análise fotoelástica, realizou-se montagem das imagens dos modelos fotoelásticos de cada grupo após a aplicação de carga (100N) na cabeça femoral da haste e surgimento das tensões internas (Figura 20). Ressaltando que, o padrão das franjas geradas pode variar de acordo com a espessura do modelo fotoelástico.

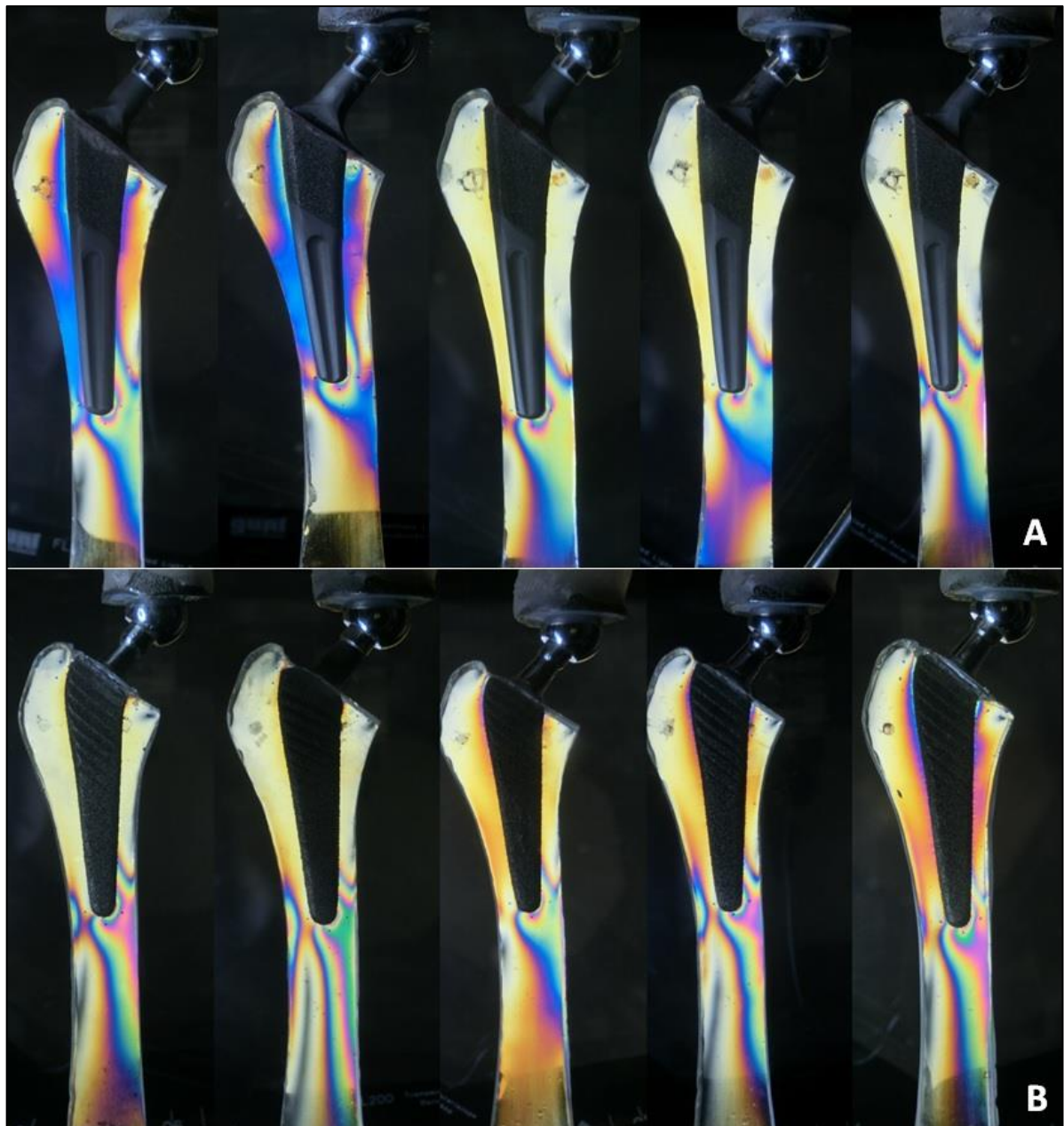


Figura 21. Imagens fotográficas mostrando em (A) e (B): modelos fotoelásticos dos grupos 1 e 2, respectivamente, após a aplicação de 100 N de carga na cabeça da haste femoral e surgimento das tensões internas.

A tabela 2 mostra os valores quantificados (em kPa) das tensões transmitidas às regiões adjacentes aos implantes, para cada um dos pontos previamente determinados.

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.

Ponto analisado	Grupo 1	Grupo 2
1	47.46 $\pm$ 65.52	45.28 $\pm$ 45.80
2	66.41 $\pm$ 67.70	78.01 $\pm$ 28.17
3	90.29 $\pm$ 60.62	55.53 $\pm$ 13.09
4	224.88 $\pm$ 29.58	257.50 $\pm$ 65.63
5	189.55 $\pm$ 82.66	197.69 $\pm$ 48.88
6	94.26 $\pm$ 61.74	64.35 $\pm$ 28.53
7	34.46 $\pm$ 24.60	21.50 $\pm$ 13.50

Deste modo, observou-se que após o teste comparativo que, o Grupo 1 exibiu valores significativamente maiores ($p < 0,05$) para a variável resultante deste estudo, nos pontos 6 e 7. Nos demais pontos, estatisticamente, considerou-se similar entre os dois grupos ($p > 0,05$) (Tabela 3) (Figuras 21 a 27).

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).

Ponto analisado (*)	Grupo 1	Grupo 2
1 (p=0.794)	-	-
2 (p=0.626)	-	-
3 (p=0.107)	-	-
4 (p=0.122)	-	-
5 (p=0.740)	-	-
6 (p=0.0079)**	a	b
7 (p=0.0079)*	a	b

(*) p valor para o teste de *U* de Mann-Whitney; ^{ab} letras iguais indicam semelhanças estatísticas na linha.

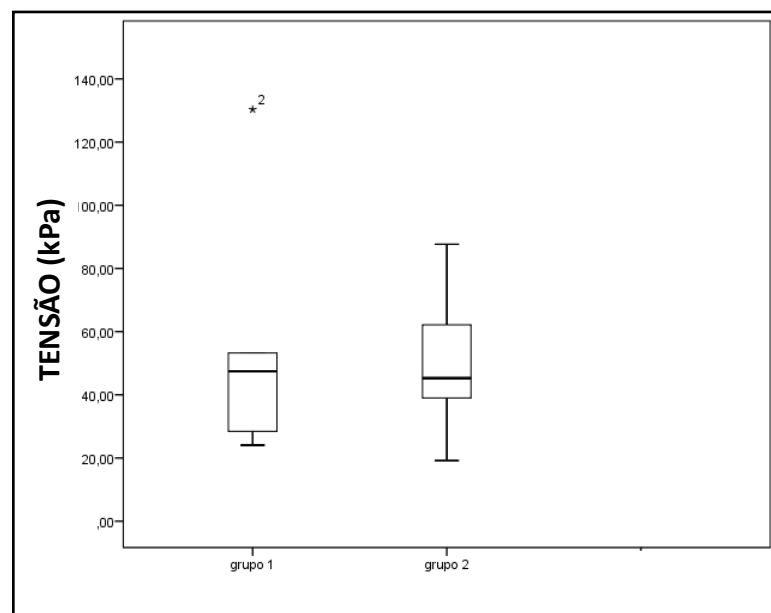


Figura 22. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 1, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
* = outliers extremo

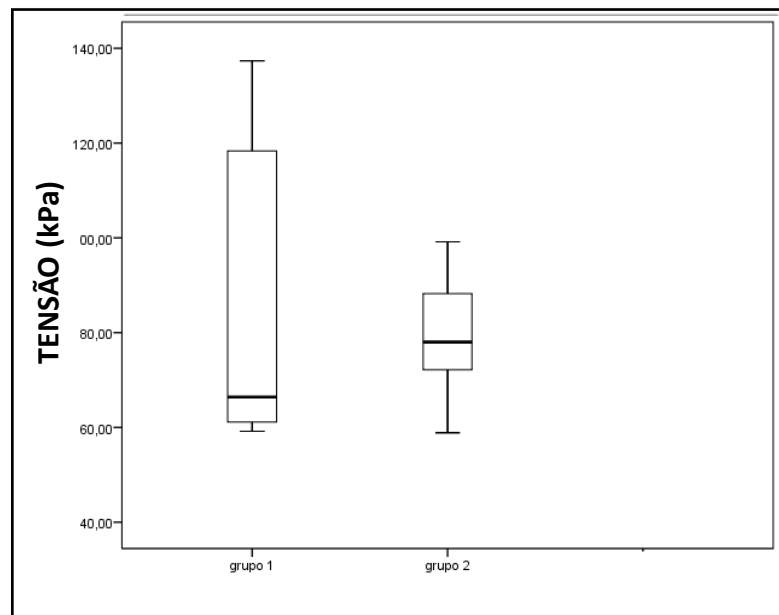


Figura 23. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 2, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
° = outliers

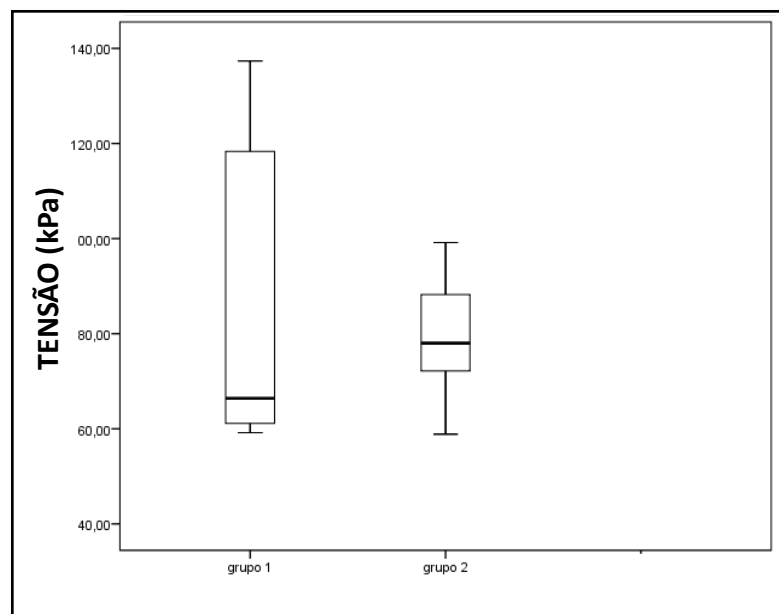


Figura 24. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 3, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
° = outliers

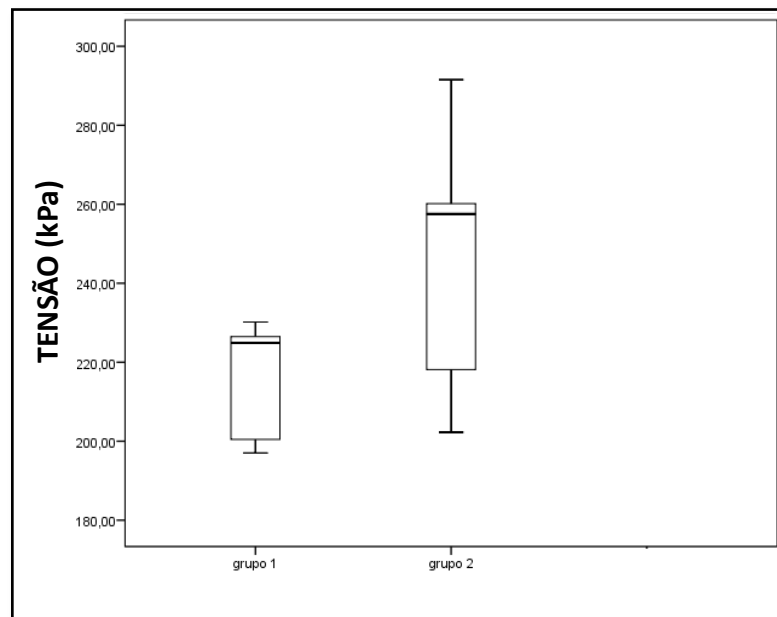


Figura 25. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 4, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
° = outliers

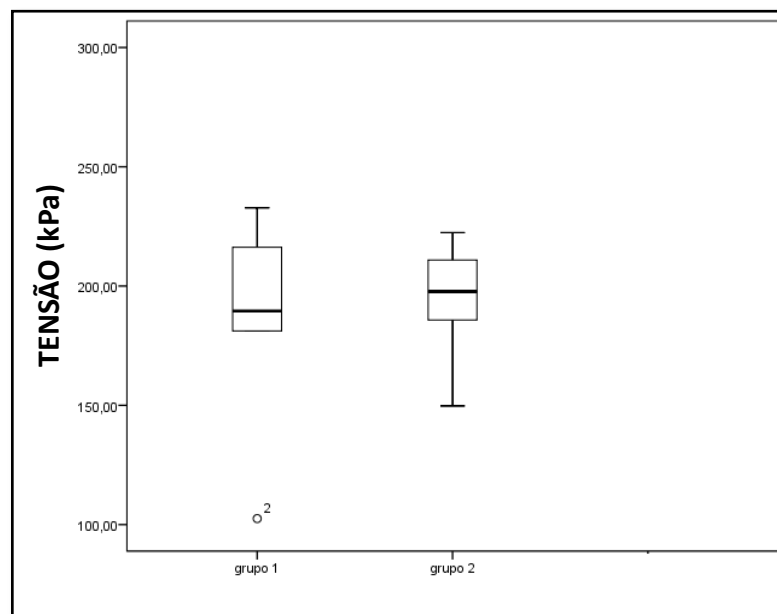


Figura 26. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 5, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
° = outliers

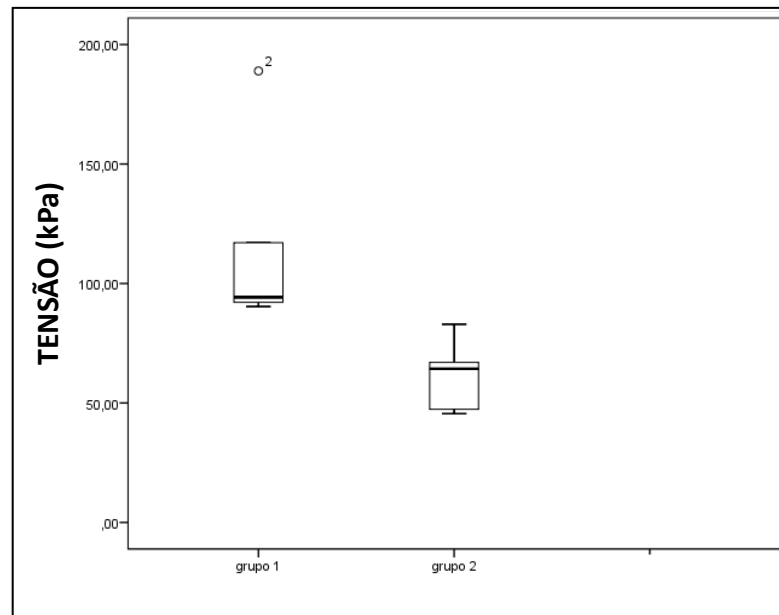


Figura 27. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 6, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
° = outliers

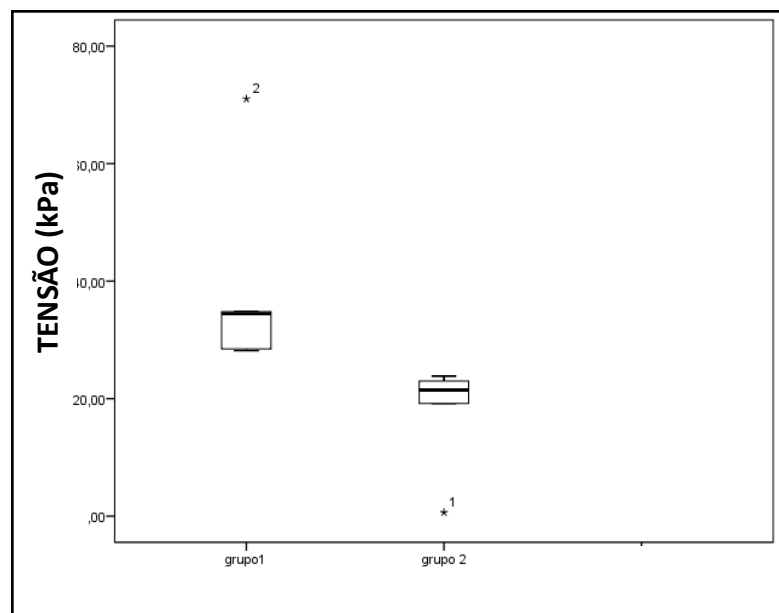


Figura 28. Representação gráfica da relação entre os grupos (1 e 2) e a tensão (kPa) obtida pela avaliação fotoelástica no ponto 7, pelo teste de *Kruskal-Wallis*.
* = outliers extremo

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A avaliação biomecânica da distribuição das tensões entre osso e implante é importante para a compreensão da interação estabelecida, especialmente quando existem diferentes designs desenvolvidos (GOIATO et al., 2016). Os estudos *in vitro* a respeito dos diferentes designs de próteses para artroplastia total do quadril, tem utilizado principalmente o método tridimensional de elementos finitos para determinar o comportamento biomecânico da interação osso/implante (PIAO et al., 2014). Na medicina veterinária, as pesquisas utilizando fotoelasticidade para avaliação da haste femoral são escassas.

Nossa hipótese era que a presença do colar na haste femoral melhoraria a estabilidade, reduzindo a incidência do *subsidence* e fraturas, além de promover a transferência das tensões principalmente na região do calcar femoral, diminuindo assim a ocorrência do *stress shielding*. Desta forma, avaliou-se a distribuição das tensões em modelo fotoelástico de fêmur após a aplicação de carga em dois diferentes designs de haste femoral canina não cimentada. Poucos estudos *in vitro* demonstraram os efeitos e contribuições do colar na haste femoral não cimentada (MANLEY et al., 1995; MANDELL et al., 2004; DEMEY et al., 2011).

O colar é uma projeção presente em alguns designs de haste femoral, o qual promove contato com a porção medial e proximal do fêmur, denominada calcar, após a realização da artroplastia total do quadril (JEON et al., 2011). Esta alteração no design das hastes cimentadas e não cimentadas foi desenvolvida para resolver alguns problemas observados nas hastes sem colar, envolvendo principalmente o *subsidence*, fratura e o *stress shielding* (LOUDON; CHARNELY, 1980; ELDRIDGE et al., 1997; FORSTER et al., 2012; JEON et al., 2011). Entretanto, ainda existe controvérsia em relação as vantagens e desvantagens da haste com colar (KWONG 1990; MEDING et al., 1999; JEON et al., 2011).

As diferenças de concentrações de tensões observadas comparando-se os dois designs de haste femoral (“1” e “2”), foram localizadas nos pontos 6 e 7, na região correspondente ao calcar femoral. É possível afirmar que em condições reais, com a utilização da haste “1”, esta área receberia tensão durante a aplicação de carga

resultante do apoio no membro. A expectativa a partir deste resultado é que haja contribuição biomecânica e clínica do colar *in vivo*, na redução da incidência de *subsidence*, fraturas e *stress shielding*.

O *subsidence* é definido como a migração distal da haste femoral dentro do canal medular, sendo mais prevalente em casos de subdimensionamento do implante. Um *subsidence* discreto de 1-3 mm pode ocorrer no pós-operatório imediato, entretanto deslocamentos maiores podem resultar em instabilidade, fratura femoral e luxação coxofemoral (NELSON; DYCE; SHOTT, 2007; LASCELLES et al., 2010; FITZPATRICK et al., 2014; LISKA; DOYLE, 2015; TOWNSEND; KIM; POZZI, 2017). Nesta situação a luxação ocorre devido a perda de tensão dos tecidos moles como consequência da migração distal da haste femoral (TOWNSEND; KIM; POZZI, 2017). No presente estudo, a força aplicada foi previamente testada para não exceder a resistência do material fotoelástico, portanto sugerindo não ser suficiente para induzir o *subsidence*. Apesar de não haver diferença estatística nos pontos 3, 4 e 5 correspondentes a porção distal das hastes, acredita-se que a presença do colar auxilie na redução deste tipo de complicação. Os valores absolutos nos pontos 4 e 5 na haste “1” foram menores em relação a haste “2”. Torna-se necessária a realização de outras análises para confirmação destes resultados.

Segundo Liska e Doyle (2015), a presença do colar na haste femoral não cimentada em cães impede o *subsidence* e proporciona maior estabilidade imediata para a osteointegração. Em humanos, as hastes com colar possuem menor índice de *subsidence* em comparação com as hastes sem colar, e consequentemente taxas de revisão mais baixas (PENTLOW; HEAL, 2012). Em contrapartida, de acordo com Whiteside, Amador e Russell (1988) e Mandell et al. (2004), após a osteointegração a utilidade do colar parece não ter relevância, mas estudos a longo prazo para averiguar os eventos decorrentes devem ser efetuados.

Conforme Demey et al. (2011), a existência do colar na haste femoral confere uma estabilidade adicional, não suficiente para a estabilização primária do sistema. Desta maneira, caso não ocorra a osteointegração secundária, há um risco alto de *subsidence* ou fratura (BERGMANN et al., 1993; DEMEY et al., 2011). A escolha de um implante com colar não deve substituir um planejamento prévio meticuloso, uma técnica cirúrgica bem executada ou uma boa interface osso-implante como um

estabilizador primário (LISKA; DOYLE, 2015). Na atual pesquisa, efetuou-se a mensuração metódica do tamanho da haste a ser utilizada de acordo com o exemplar de fêmur selecionado.

Outra complicação comum sugerida nesta pesquisa é a ocorrência de fraturas. As fraturas femorais possuem um alto risco de se desenvolver tanto no trans-operatório quanto no início do período pós-operatório, especialmente devido as excessivas cargas impostas durante a implantação de hastes não cimentadas para a obtenção do *press fit* (LISKA, 2004; DEMEY et al., 2011; FITZPATRICK et al., 2012; LISKA; DOYLE, 2015). Em cães é relatado em aproximadamente 2,92% dos casos (LISKA, 2004). Durante a confecção do modelo fotoelástico a haste foi devidamente posicionada no canal femoral do molde negativo e não inserida, este fato impossibilita a avaliação da tendência dos diferentes designs a induzirem fraturas no trans-operatório, sendo uma limitação no presente estudo.

Devido a concentração de tensões resultante dos diferentes módulos de elasticidade do osso e implantes, as fraturas podem ocorrer na porção distal dos implantes rígidos. No caso da haste femoral, as forças biomecânicas que normalmente se dissipam ao longo do osso passam a se concentrar na região distal do implante, e segundo as leis de Wolff, a carga repetitiva e elevada resulta no remodelamento da diáfise local. Em casos de trauma ou carga excessiva antes deste remodelamento, as fraturas podem ocorrer (LISKA, 2004). Apesar disso, não foi constatado nenhum ponto de concentração de tensão nesta área, que poderia predispor a fratura após a aplicação de carga nos modelos fotoelásticos utilizados.

Jeon et al. (2011), através da avaliação por elementos finitos, repararam que a utilização do colar diminui a tensão no osso esponjoso da área da ponta da haste, região com alta possibilidade de ocorrência de fratura. Esta constatação não foi observada na presente pesquisa, provavelmente devido a diferença de design entre as hastes femorais utilizadas, onde a presença de uma proeminência (abaulamento) e ranhuras proximais na haste “2” possa promover maior estabilidade e reduzir a tensão resultante na sua extremidade com a aplicação de carga. No entanto, verifica-se *in vivo* que esta característica no design da haste “2” dificulta sua inserção e aumenta o risco de fissuras no trans-operatório.

O *stress shielding* é o remodelamento adaptativo, resultante das alterações de tensão no osso após a implantação da haste femoral e diminuição da carga imposta devido a redistribuição secundária, com consequente perda óssea mecânica na cortical proximal e medial do fêmur (calcar) (MEDING et al., 1997; TAI et al., 2005; ELLENRIEDER et al., 2012; DOSCH et al., 2013; FITZPATRICK et al., 2014; PIAO et al., 2014; SUMNER, 2015; KOYANO et al., 2017). A perda óssea e afinamento cortical associados eventualmente ocasiona falha da prótese articular (PIAO et al., 2014). Constitui uma grande preocupação na medicina, mas as implicações clínicas na veterinária são controversas. Acredita-se, em alguns casos, que a longevidade funcional das próteses nos animais de companhia seja insuficiente para a manifestação de complicações associadas a este fenômeno.

Apesar de ainda não haver comprovação que o *stress shielding* constitui uma causa direta de complicação clínica específica, a diminuição do aporte ósseo pode predispor a fratura e dificultar uma revisão cirúrgica (DECKING et al., 2006; GEMMILL et al., 2011; ELLENRIEDER et al., 2012; KIM et al., 2012; ENOKSEN et al., 2016; KAWAJI et al., 2016; KOYANO et al., 2017), além de ser uma causa potencial de *subsidence* (DECKING et al., 2006; KIM et al., 2012) e soltura do implante (TAI et al., 2005; DOSCH et al., 2013). Sob outra perspectiva, Liska e Doyle (2015) relataram que o *stress shielding* não é progressivo, portanto não representa um fator de risco para cães quanto a fraturas, soltura asséptica e outras complicações.

Vale ressaltar que as hastes femorais utilizadas neste estudo foram acomodadas em posição neutra. De acordo com alguns autores, o *stress shielding* ocorre especialmente se a haste for inserida com desvio *varus* (DEYOUNG; SCHILLER, 1992; FITZPATRICK et al., 2014; KAWAJI et al., 2016). Kawaji et al. (2016) observaram em 89 pacientes humanos após acompanhamento superior a três anos, que a inserção da haste femoral não cimentada com desvio *varus* não possui influência clínica a curto e médio prazo, contudo altas taxas de *stress shielding* sugeriram uma possível influência em longo prazo.

Embora seja descrita a transmissão de carga axial no calcar com o contato adequado entre osso e colar (WHITESIDE; AMADOR; RUSSEL, 1988; KELLY et al., 1993; DEMEY et al., 2011; JEON et al., 2011). Relata-se que a transmissão de tensão axial adquirida ainda seja menor do que o requerido para evitar o desenvolvimento do

stress shielding (FAGAN; LEE, 1986; CARLSSON; RYDBERG, ONNERFALT, 1995; MEDING et al., 1999; JEON et al., 2011). Oh e Harris (1978) mensuraram a distribuição de tensão na porção proximal do fêmur de cadáveres humanos utilizando medidores posicionados no córtex, e constataram um decréscimo considerável de tensão no calcar femoral após a inserção da haste, que pode resultar em reabsorção desta área. A utilização do colar restaurou apenas 30 a 40% da tensão normal no local (OH; HARRIS, 1978). Na literatura estes dados são controversos.

No ensaio clínico prospectivo randomizado para determinação do efeito do colar na haste femoral não cimentada, Meding et al. (1997) compararam 103 pacientes humanos que receberam haste femoral com colar e 100 que receberam haste sem colar. Notaram que a presença do colar não possui influência na fixação, no desenvolvimento do *stress shielding* ou na avaliação clínica após cinco anos. Em estudo com cães, Kelley et al. (1993) observaram maior crescimento ósseo e menor *stress shielding* com a utilização da haste femoral com colar em comparação a haste sem colar, após 12 semanas da cirurgia.

Em sua pesquisa, Jeon et al. (2011) realizaram análise utilizando método de elementos finitos para verificação do efeito biomecânico do colar na haste femoral em humanos. Observaram concentração de tensão na região de colo no fêmur intacto e mesmo com a utilização de haste femoral com colar para artroplastia total do quadril, os níveis de tensão eram significativamente menores no osso cortical, particularmente na região do calcar. Demonstrando que apesar da presença do colar o *stress shielding* pode ocorrer. Além disso, notaram que a haste sem colar apresentou um índice de *subsidence* consideravelmente maior em relação a haste com colar. Apesar da constatação de maior tensão na região do calcar e menores índices de *subsidence*, após a inserção da haste com colar, é necessário o estudo clínico para verificação da real contribuição deste aparato.

Fitzpatrick et al. (2014) avaliaram clínica e radiograficamente 19 cães com esqueleto imaturo (seis a 10 meses de idade) após a realização da artroplastia total do quadril com implantes sem colar BioMedtrix BFX® e observaram o *stress shielding* evidente no aspecto proximomedial do fêmur, adjacente a área porosa da haste em oito cães, após aproximadamente 29,8 meses de cirurgia. No período avaliado não

foram observados complicações associadas a este fato, contudo sugeriu-se acompanhamento a longo prazo.

Baseado nos resultados obtidos, demonstrou-se por meio de análise fotoelástica que a presença do colar pode contribuir na redução de incidência do *stress shielding* por sua influência biomecânica. No entanto, é necessário quantificar a tensão presente no modelo fotoelástico de fêmur intacto e compará-la aos dados obtidos após a colocação da haste com colar.

Na medicina, diversos designs de hastes têm sido desenvolvidos para melhorar a fixação proximal e minimizar complicações (ENOKSEN et al., 2016; KOYANO et al., 2017). Outros fatores têm recebido grande atenção, especialmente relacionados a rigidez do implante (materiais com diferentes módulos de elasticidade), comprimento da haste e localização da parte porosa. Usualmente o design almeja proporcionar a transferência de carga da haste femoral ao osso de forma mais próxima ao fisiológico, minimizando a redução do estímulo mecânico (SUMNER, 2015).

Piao et al. (2014) realizaram teste biomecânico em dois designs de haste femoral e concluíram que o implante de titânio gerou menor *stress shielding* em relação a utilização de cromo cobalto molibdênio, devido ao módulo elástico inferior. Além disso, a maior preservação do trocânter e colo pela realização da ostectomia 1-1,5 cm acima do trocânter menor, também foram pontos favoráveis, pois o osso medular possui um papel fisiológico para manutenção óssea.

A utilização de um material elástico com um módulo de elasticidade semelhante ao osso cortical seria capaz de reduzir os efeitos do *stress shielding*, desta forma, verifica-se que os diferentes designs e materiais empregados resultarão em efeitos distintos em relação a este fenômeno (ELLENRIEDER et al., 2012; PIAO et al., 2014; KAWAJI et al., 2016). Diversos trabalhos com modelos animais mostraram que as hastes com menor rigidez estão associadas a menor perda óssea cortical, mas pode comprometer potencialmente a osteointegração pelo aumento da tensão na interface osso-implante (SUMNER, 2015). A haste femoral utilizada era composta por cromo cobalto molibdênio, todavia os efeitos relacionados ao material utilizado não foram observados nesta análise, por não serem avaliados outros materiais neste estudo.

As propriedades materiais intrínsecas no osso variam de acordo com a idade e espécie, tornando muito difícil alcançar resultados experimentais comparáveis e

confiáveis. Atualmente, uma série de pesquisas tem utilizado material sintético como forma de substituir os ossos de cadáveres em testes *in vitro*, visando prever características mecânicas em simulações específicas e desta maneira limitar o erro experimental nos testes envolvendo as próteses (TAI et al., 2005). Os materiais fotoelásticos apresentam propriedade diferentes dos ossos, mas são empregados em diversas pesquisas, principalmente na odontologia com o objetivo de analisar as respostas qualitativas da interação osso e implante após a aplicação de cargas (MAQUET; SIMONET; MARCHIN, 1966). O uso de modelos fotoelásticos com características homogêneas e isotrópicas padronizaram o corpo de prova, a desvantagem é a incapacidade de mimetizar as diferenças características entre o osso cortical e medular.

A transição modelo/protótipo ou dos resultados obtidos, na fotoelasticidade plana, pode ser compreendida através da “Teoria de Modelos” (MAQUET; SIMONET; MARCHIN, 1966; GLICKMAN, et al., 1970). Assim, o comportamento das tensões em modelo femoral de material fotoelástico é semelhante ao apresentado no fêmur canino, devido a influência da geometria estrutural na distribuição das tensões ao redor da haste femoral.

Um ponto importante de interesse por parte dos pesquisadores envolve a correlação dos dados obtidos na avaliação fotoelástica e o comportamento biológico real, nas mesmas situações para que as extrapolações resultantes destes ensaios possuam credibilidade científica. Neste contexto, Glickman et al. (1970) avaliaram a correlação entre a direção de transmissão das forças oclusais em situações reais e o espectro das distribuições de tensões no modelo fotoelástico. Desta maneira, a comparação qualitativa da distribuição de tensões aplicadas aos padrões fotoelásticos com os resultados histológicos obtidos de situações similares encontradas em cadáveres humanos, possuíam correlação positiva, uma vez que as áreas de pressões fotoelásticas coincidiram com as regiões de reabsorção óssea nas amostras histológicas.

Muitos vieses podem influenciar os resultados da implantação de hastes com e sem colar, especialmente as características do design, a seleção correta do tamanho e preparação adequada do canal femoral. Em caso de design inapropriado, ocorre altos níveis de falhas. A variação na morfologia do canal femoral canino torna quase

impossível a confecção de uma haste não cimentada universal com *press fit* perfeito (LISKA; DOYLE, 2015).

A fotoelasticidade permitiu a observação da distribuição e mensuração da magnitude das tensões ao redor da haste femoral implantada no modelo fotoelástico do fêmur, demonstrando-se exequível para a avaliação da prótese coxofemoral. Os estudos *ex vivo* simulam de forma simplificada situações *in vivo*, portanto seus resultados devem ser interpretados com cautela. Os resultados obtidos não podem ser generalizados para todas as hastes femorais não cimentadas, uma vez que as características individuais de cada design influenciam o resultado.

Neste estudo, constatou-se pela análise fotoelástica que o colar da haste femoral em contato com o calcar permite que as tensões sejam transferidas para esta região óssea, após a aplicação de forças verticais. Isto infere diversas implicações clínicas que envolvem a redução na incidência de *subsidence* e fraturas a curto prazo, e a diminuição na taxa de *stress shielding* a longo prazo. A haste femoral “2” não demonstrou concentrações de tensão em pontos específicos e sua inserção é tecnicamente mais difícil. Outros estudos envolvendo estas diretrizes devem ser desenvolvidos, especialmente o acompanhamento clínico em longo prazo dos pacientes submetidos a artroplastia total do quadril com a utilização destas hastes.

Assim como observado com a utilização de medidores de tensão, uma limitação da fotoelasticidade envolve a mensuração da tensão apenas em pontos pré-definidos, enquanto que a tensão é distribuída ao longo do fêmur continuamente. Outra limitação do método fotoelástico é a impossibilidade de simular as diferentes morfologias observadas no fêmur proximal. Uma haste femoral inserida no fêmur “*stovepipe*”, com canal medular largo e corticais delgadas, por exemplo, apresenta maior predisposição a ocorrência de *subsidence* (RASHMIR et al., 1992; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

Nos últimos anos, diversos designs de próteses coxofemorais têm sido propostos e estudados. Neste contexto, o design estudado nesta pesquisa torna-se válido como instrumento útil na medicina veterinária no Brasil, pois trata-se de implante de origem nacional. Para isso, espera-se que o desenho adotado, evite o desenvolvimento de complicações, principalmente as fraturas, *stress shielding* e *subsidence*. Vale ressaltar que, o produto desta pesquisa contribuirá diretamente para

a ortopedia veterinária, por ser material de qualidade e custo acessível aos cirurgiões brasileiros, já que a confecção dos sistemas protéticos é totalmente nacional.

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.

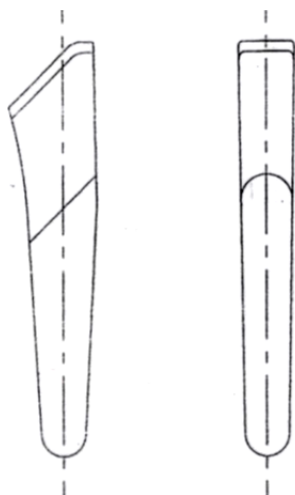
ZDERO, R; BOUGHERARA, H. Orthopaedic biomechanics: a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis. In: MORATAL, D. **Finite element analysis**. 1 ed. Shangai: Intech, 2010, p.307-332.

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.

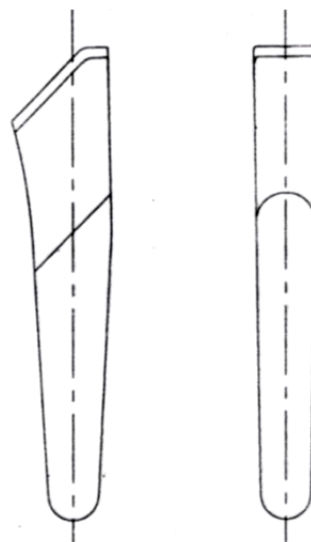
ANEXOS

TEMPLATE
HASTE FEMORAL "1"

PRÓTESE #5
12 mm



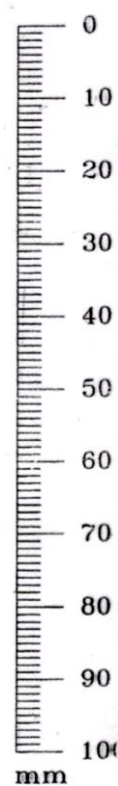
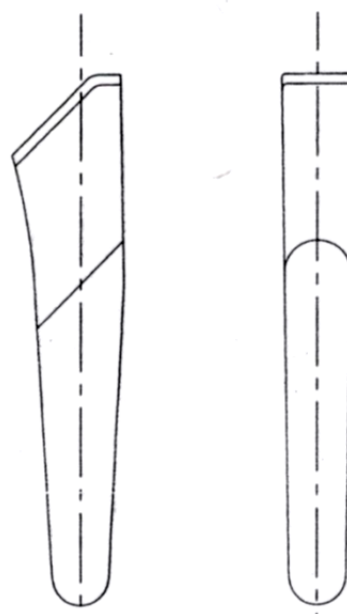
PRÓTESE #6
14 mm



PRÓTESE #8
20 mm

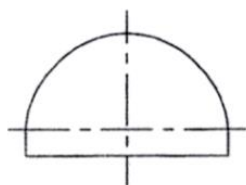


PRÓTESE #7
16 mm

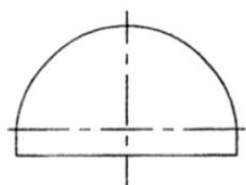


1,08:1 – FATOR DE ESCALA 8%

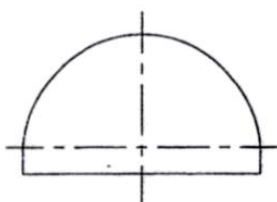
TEMPLATE
CUPÚLA ACETÁBULAR "A" PARA CABEÇAS FEMORAIS DE 14 mm



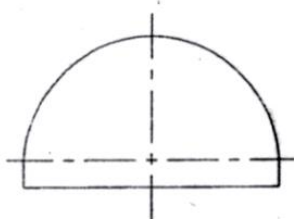
24mm



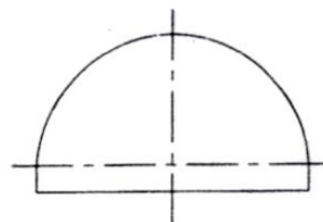
26mm



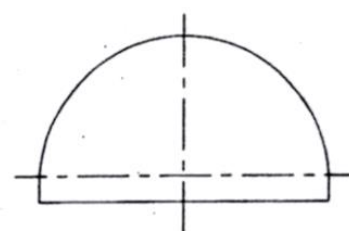
28mm



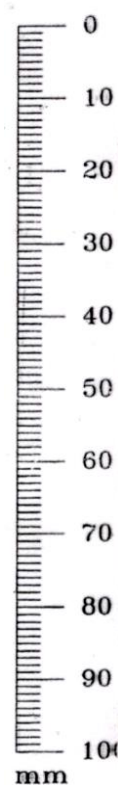
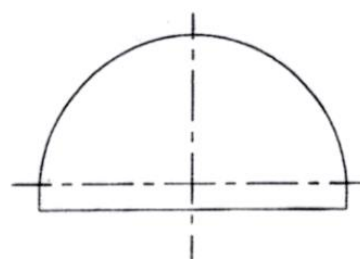
30mm



32mm

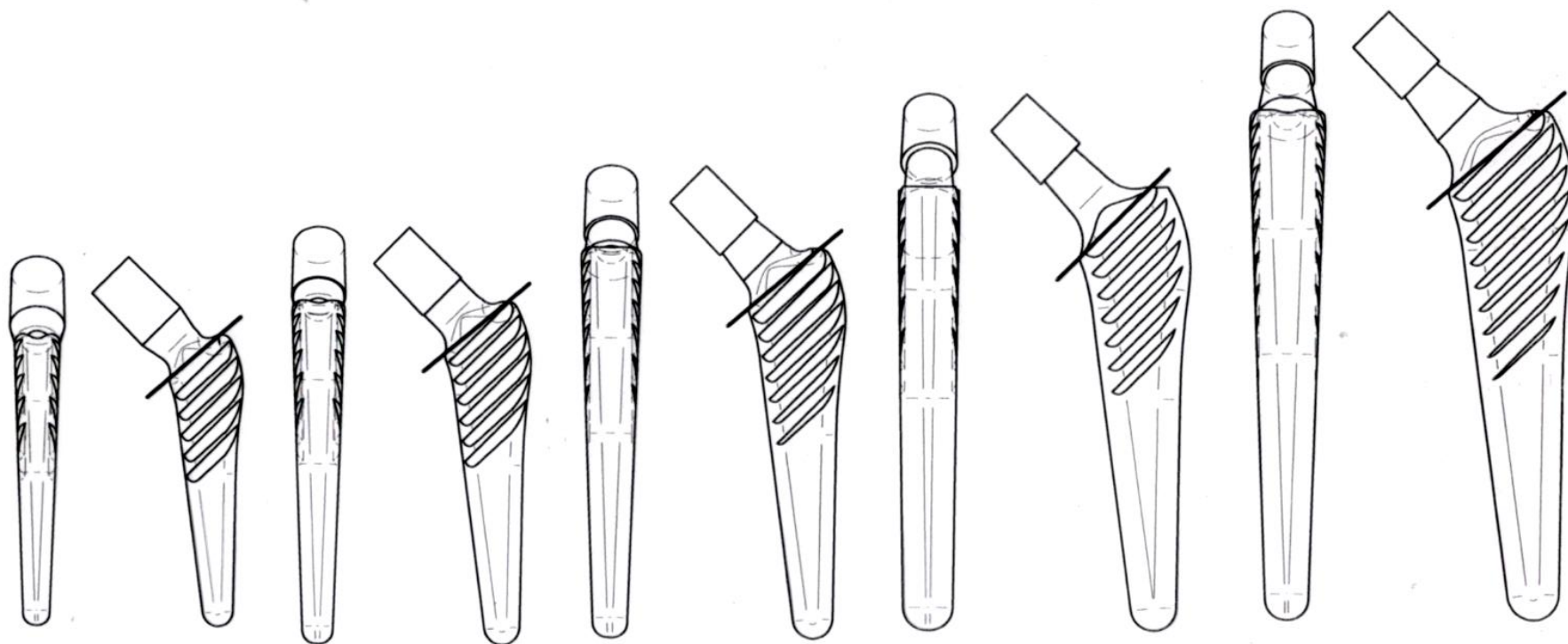
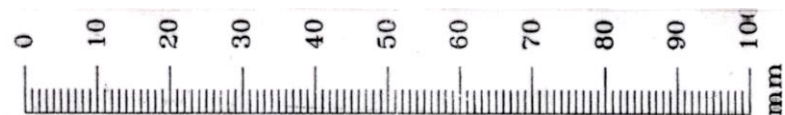


34mm



1,08:1 – FATOR DE ESCALA 8%

TEMPLATE - HASTE FEMORAL "2"



PROTESE #4

PROTESE #5

PROTESE #6

PROTESE #7

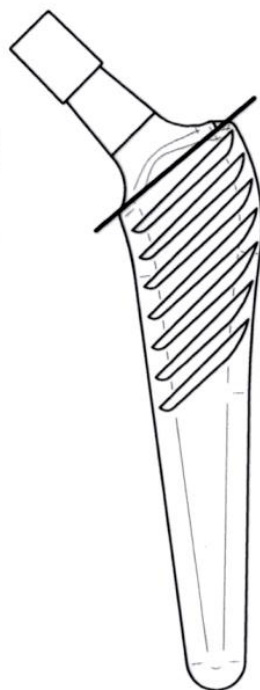
PROTESE #8

1,08:1 – FATOR DE ESCALA 8%

TEMPLATE - HASTE FEMORAL "2"



PROTESE #9



PROTESE #10



PROTESE #11



PROTESE #12



1,08:1 – FATOR DE ESCALA 8%

TEMPLATE – CUPÚLA ACETÁBULAR E CABEÇA FEMORAL “2”



CABEÇA #18



CABEÇA #26



CABEÇA #20



CABEÇA #28



CABEÇA #22



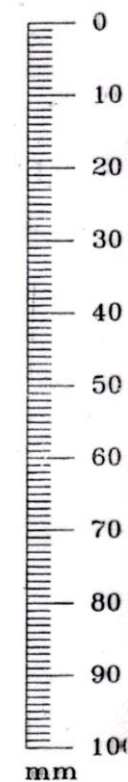
CABEÇA #30



CABEÇA #24



CABEÇA #32



1,08:1 – FATOR DE ESCALA

