

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

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES NO FÊMUR CANINO APÓS INSERÇÃO DE
HASTE FEMORAL NÃO CIMENTADA: EFEITOS DA
ORIENTAÇÃO DO IMPLANTE**

Caroline Ribeiro de Andrade
Médica Veterinária; Mestre em Cirurgia Veterinária

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

CÂMPUS DE JABOTICABAL

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES NO FÊMUR CANINO APÓS INSERÇÃO DE
HASTE FEMORAL NÃO CIMENTADA: EFEITOS DA
ORIENTAÇÃO DO IMPLANTE**

Caroline Ribeiro de Andrade

Orientação: Prof. Adj. Bruno Watanabe Minto

Coorientação: Dra. Ana Paula Macedo

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

2022

A553a

Andrade, Caroline Ribeiro de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões no fêmur canino após
inserção de haste femoral não cimentada : efeitos da orientação do implante /

Caroline Ribeiro de Andrade. -- Jaboticabal, 2022

55 p.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de
Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal

Orientador: Bruno Watanabe Minto

Coorientadora: Ana Paula Macedo

1. Cão. 2. Fotoelasticidade. 3. Artroplastia total de quadril. 4. Colo femural.
5. Carga axial. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Ciências
Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

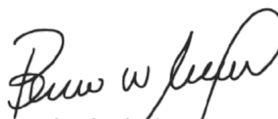
TÍTULO DA TESE: ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO FÊMUR CANINO APÓS INSERÇÃO DE HASTE FEMORAL NÃO CIMENTADA: EFEITOS DA ORIENTAÇÃO DO IMPLANTE

AUTORA: CAROLINE RIBEIRO DE ANDRADE

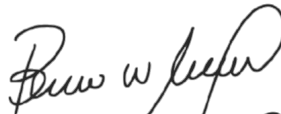
ORIENTADOR: BRUNO WATANABE MINTO

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

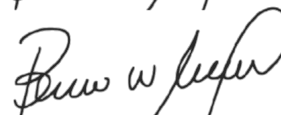
Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO (Participação Virtual)
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV UNESP - Jaboticabal



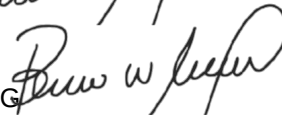
Prof. Dr. LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS (Participação Virtual)
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal



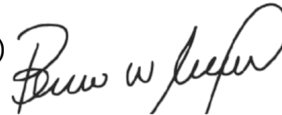
Prof. Dr. FABRICIO SINGARETTI DE OLIVEIRA (Participação Virtual)
Departamento de Morfologia e Fisiologia Animal / FCAV - UNESP - Jaboticabal



Prof. Dr. FERNANDO YOITI KITAMURA KAWAMOTO (Participação Virtual)
Departamento de Medicina Veterinária do Centro Universitário de Lavras / Lavras/MG



Dra. MARIA EDUARDA BASTOS ANDRADE MOUTINHO DA CONCEIÇÃO (Participação Virtual)
Médica Veterinária Autônoma / Belém/PA



Jaboticabal, 18 de janeiro de 2022

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

CAROLINE RIBEIRO DE ANDRADE nasceu na cidade de São José do Rio Preto, no dia 07 de agosto do ano de 1991, filha de Antônio César de Andrade e Silvia Perpetua Ribeiro de Andrade. Em dezembro de 2013, graduou-se em Medicina Veterinária no Centro Universitário de Rio Preto (UNIRP). Kursou o Programa de Residência em Clínica Cirúrgica e Anestesiologia de Animais de Companhia, no período de 01 de março de 2014 a 01 de março de 2016, junto ao Hospital Veterinário da Universidade Federal de Lavras (UFLA). Em 2018, tornou-se Mestre em Cirurgia Veterinária pela Universidade Estadual Paulista FCAV – UNESP – Câmpus de Jaboticabal, sob orientação do Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto. Após obter o título de Mestre, em 2018, 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 coorientação 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). Ao longo do curso de Doutorado foi bolsista da Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

“Acerte em tudo que puder acertar. Mas não se torture com seus erros.”

Paulo Coelho

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Silvia Perpetua Ribeiro de Andrade e Antônio César de Andrade, que não mediram esforços para que eu chegasse até aqui.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, pela oportunidade da vida, com todas as dificuldades e aprendizados, que possibilitam a minha evolução como ser humano a cada dia. Aos meus familiares, que me auxiliaram de infinitas formas até aqui, em especial à minha mãe Silvia Perpetua Ribeiro de Andrade, ao meu pai Antônio Cesar de Andrade e ao meu irmão Vinicius Ribeiro de Andrade que me apoiaram e estiveram ao meu lado nos bons e nos maus momentos. Ao meu namorado, Rafael Manzini Dreibi, companheiro de doutorado, de profissão e de vida, por estar ao meu lado sempre, e acreditar mais em mim do que eu mesma pude em alguns momentos!

Ao meu orientador, Bruno Watanabe Minto, por ter estado ao meu lado durante todos esses anos, por sempre estar disponível, por todos os ensinamentos compartilhados, por todo apoio e todas as oportunidades que me fizeram crescer infinitamente nos últimos anos!

A minha coorientadora, Ana Paula Macedo, que não mediu esforços para a realização deste projeto. Minha eterna gratidão por todo o conhecimento compartilhado, por toda paciência e capricho na realização deste estudo, e por ter sido um exemplo de profissional em minha vida, sem sua ajuda eu não teria conseguido!

Aos meus amigos, membros do laboratório de Ortopedia e Neurocirurgia, àqueles que já não estão mais em Jaboticabal, por compartilhar conhecimento e risadas à distância; e àqueles que chegaram mais recentemente, pela parceria nos atendimentos e nos momentos fora da universidade.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

SUMÁRIO

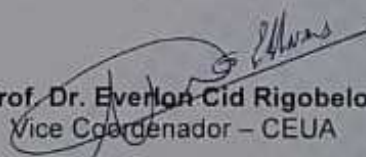
	Página
RESUMO.....	ix
ABSTRACT.....	x
LISTA DE FIGURAS.....	xi
LISTA DE TABELAS.....	xv
1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2. OBJETIVOS.....	18
2.1 Objetivos Gerais.....	18
2.2 Objetivos Específicos.....	19
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	19
3.1 Princípios éticos.....	19
3.2 Espécime.....	19
3.3 Avaliação radiográfica.....	19
3.4 Avaliação tomográfica.....	22
3.5 Implantes: <i>design</i> e material.....	23
3.6 Implantação da haste femoral.....	24
3.7 Molde Femoral.....	25
3.7.1 Desenho femoral.....	25
3.7.2 Confeção dos moldes.....	26
3.8 Confeção dos corpos de prova em resina fotoelástica.....	32
3.9 Amostragem e grupos experimentais.....	34
3.10 Pontos analisados.....	35
3.11 Mensuração da tensão interna (kPa).....	36
3.11.1 Eliminação de tensões residuais.....	36
3.11.2 Acessórios para teste de compressão axial.....	36
3.11.3 Análise fotoelástica.....	37
3.12 Métodos Estatísticos.....	39
4. RESULTADOS.....	40
5. DISCUSSÃO.....	46
CONCLUSÃO.....	51
REFERÊNCIAS.....	52

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "**Análise fotoelástica da distribuição de tensões no fêmur canino após inserção de haste femoral não cimentada: efeitos da orientação do implante**", protocolo nº 019200/17, 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 julho 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 07 de dezembro de 2017.

Vigência do Projeto	01/03/2018 a 01/03/2020
Espécie / Linhagem	<i>Canis lupus familiaris</i>
Nº de animais	05
Peso / Idade	Aprox. 25 Kg / Adulto
Sexo	Ambos os sexos
Origem	Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária da FCAV/UNESP

Jaboticabal, 07 de dezembro de 2017.


Prof. Dr. Everlon Cid Rigobelo
Vice Coordenador – CEUA

RESUMO: Objetivou-se analisar e comparar as tensões internas geradas em diferentes pontos em modelo fotoelástico de fêmur canino, após inserção de haste femoral não cimentada, em três alinhamentos diferentes (neutro, varo e *valgo*). Para isso, foram confeccionados 15 modelos de fêmures em material fotoelástico com as hastes inseridas em alinhamento neutro (n= 5), varo (n= 5) e valgo (n= 5). O contorno do fêmur para confecção do modelo fotoelástico foi obtido por meio de imagem tomográfica em reconstrução 3D de um fêmur de cão adulto com aproximadamente 25 kg. Os 15 modelos fotoelásticos contendo a haste foram submetidos ao teste de compressão axial estática, no eixo axial de cada amostra, em máquina universal de ensaios. Foi aplicada força de 100 N, respeitando a resistência do material fotoelástico utilizado. As tensões internas (kPa) ao redor da haste femoral foram avaliadas em 19 pontos pré-determinados utilizando polariscópio de transmissão plana, determinando-se pontos nos quais as hastes exerceram tensão sobre o modelo. Adicionalmente, a análise quantitativa da tensão suportada por cada um destes pontos foi comparada entre os diferentes alinhamentos. De forma geral houve maior concentração de tensões nas zonas 5, 3, e no ponto 8 da zona 4. Na região do calcar (zona 5), as hastes em alinhamento neutro apresentaram a maior tensão interna (kPa), apresentando valores de tensão diferentes das hastes em alinhamento varo e valgo no ponto 2, e diferente apenas do alinhamento varo nos pontos 3 e 4. Na extremidade distal da haste (zona 3), houve diferença entre os três alinhamentos nos pontos 9 e 10, sendo observada uma kPa decrescente para os alinhamentos valgo, neutro e varo no ponto 9, e crescente no ponto 10. Houve melhor distribuição das tensões internas nas hastes implantadas em alinhamento neutro. Na região do calcar, o alinhamento varo apresentou a menor tensão interna, o que pode estar relacionado à reabsorção óssea nessa região.

Palavras-chave: cão, fotoelasticidade, prótese total de quadril, valgo, varo

ABSTRACT: The purpose of the study was to analyze and compare the internal tensions generated at different points in a photoelastic model of the canine femur, after insertion of a cementless femoral stem, in three different alignments (neutral, varus and valgus). For this, 15 models of femurs were made in photoelastic material with the stem inserted in neutral alignment (n=5), varus (n=5) and valgus (n=5). The contour of the femur for making the photoelastic model was obtained through a tomographic image in 3D reconstruction of an adult dog femur weighing approximately 25 kg. The 15 photoelastic models containing the stem were submitted to a static axial compression test, on the axial axis of each sample, in a universal testing machine. A force of 100 N was applied, respecting the strength of the photoelastic material used. The internal tensions (kPa) around the femoral stem were evaluated at 19 predetermined points using a plane transmission polariscope, determining points at which the stem apply tension on the model. Additionally, the quantitative analysis of the stress supported by each of these points was compared between the different alignments. In general, there was a greater concentration of tensions in zones 5, 3, and point 8 of zone 4. In the calcar region (zone 5), the stem in neutral alignment presented the highest internal tension (kPa), with different tension values of the stem in varus and valgus alignment at point 2, and different only from the varus alignment at points 3 and 4. At the distal end of the stem (zone 3), there was a difference between the three alignments at points 9 and 10, with a decreasing kPa for the valgus, neutral and varus alignments at point 9, and increasing at point 10. There was a better distribution of internal stresses in the stems implanted in neutral alignment. In the calcar region, varus alignment presented the lowest internal tension, which may be related to bone resorption in this region.

Keywords: dog, photoelasticity, total hip prosthesis, valgus, varus

LISTA DE FIGURAS

página

- Figura 1:** (A) Imagem fotográfica do fêmur direito, devidamente posicionado sobre o cassete radiográfico com auxílio de aparato radiotransparente. (B) Imagem radiográfica craniocaudal do fêmur direito obtida por meio do posicionamento descrito em A. Observa-se em A e B a presença de marcador de magnificação na face lateral do fêmur..... 20
- Figura 2:** Imagens fotográficas ilustrando a realização manual do templating da haste femoral. Para seleção da haste foram realizadas sobreposição do template em acetato com nas projeções craniocaudal (A) e mediolateral (B) do espécime (fêmur direito) selecionado..... 21
- Figura 3:** Imagens radiográficas em projeção craniocaudal (A) e mediolateral (B) do espécime após implantação de haste femoral nº8..... 22
- Figura 4:** Imagens tomográficas em reconstrução 3D do espécime (fêmur direito) selecionado para implantação da haste, em diferentes momentos. (A) Vista frontal do espécime antes da implantação, após implantação da haste femoral (B), e após a explantação da haste femoral. Em D, observa-se a face caudal do espécime após explantação da haste, evidenciando a região da fossa intertrocântérica..... 23
- Figura 5:** Imagens fotográficas da técnica de implantação da haste femoral. Após excisão da cabeça e colo femorais, o canal femoral é preparado com auxílio de raspas, A e B, para inserção da haste femoral em tamanho ideal por meio de *pressfit*. (C) Vista cranial do fêmur com haste femoral inserida; em D nota-se a ligeira anteversão desejada da haste femoral..... 24
- ..
- Figura 6:** (A) Molde femoral obtido utilizando o software InVesalius 3.1.1. As imagens tomográficas em reconstrução 3D do espécime antes da implantação, com a haste implantada e após a explantação foram trabalhadas para obtenção do contorno do molde femoral a ser

	desenvolvido. (B) Imagem fotográfica do fêmur reproduzido em acrílico, com 14 mm de espessura, a partir do desenho desenvolvido.....	25
Figura 7	Imagem fotográfica evidenciando o desgaste realizado com auxílio de micromotor odontológico da região equivalente ao canal femoral proximal.....	26
Figura 8	Imagem fotográfica demonstrando a localização do eixo anatômico dos modelos em acrílico. (A) Utilizando paquímetro digital, o modelo foi dividido em quatro partes iguais em seu eixo longo, nos pontos de intersecção a largura do modelo e seu ponto médio foram determinadas e uma marcação foi realizada (B), os pontos foram interligados determinando o eixo anatômico do modelo (C).....	27
Figura 9	Imagem fotográfica ilustrando a determinação do eixo da haste femoral. O mesmo procedimento descrito na figura 9 foi realizado, dividindo a haste femoral em partes iguais (A), em seguida o ponto médio das intersecções foi determinado (B), e finalmente os pontos interligados determinaram o eixo da haste (C).....	28
Figura 10	Posicionamento da haste femoral no modelo em acrílico, utilizando o projetor de perfil para mensuração dos ângulos. (A) Imagem fotográfica do modelo em acrílico posicionado no projetor de perfil. (B) Tela de aumento do projetor de perfil mostrando o ângulo formado entre os eixos do modelo femoral (linha tracejada amarela) e da haste (linha tracejada vermelha)	29
Figura 11	Imagem fotográfica da face caudal dos modelos femorais em acrílico com o posicionamento final das hastes nos três diferentes alinhamentos: (A) valgo, (B) neutro e (C) varo.....	29
Figura 12	Imagens fotográficas mostrando a finalização dos modelos femorais em acrílico para obtenção dos moldes em silicone. (A) Uso de cera odontológica para proteção do canal medular do modelo e preenchimento com resina acrílica. (B) Visão da face medial de um dos modelos em acrílico, mostrando o alinhamento da haste também no	

	sentido craniocaudal. (C) Imagem da face superior do modelo em acrílico evidenciando a presença de anteversão da haste femoral.....	30
Figura 13	Imagens fotográficas da preparação dos moldes em silicone azul. (A) Posicionamento do modelo femoral com a haste implantada e do dispositivo (seta) para posicionamento da parte proximal da haste no centro da caixa acrílica. (B) Preenchimento da caixa com a preparação de silicone azul e catalisador. (C) Caixa em acrílico após o preenchimento total, em processo de secagem.....	31
Figura 14	Imagens fotográficas das etapas de confecção dos corpos de prova em resina fotoelástica. (A) Molde em silicone dos corpos de prova em alinhamento neutro. (B) Haste femoral posicionada em alinhamento neutro no interior do molde, iniciando o preenchimento com a resina fotoelástica. (C) Molde contendo a haste femoral e aparato de posicionamento da porção proximal da haste, totalmente preenchido pela resina fotoelástica.....	33
Figura 15	Imagem fotográfica da face caudal de exemplares dos corpos de prova em resina fotoelástica nos três diferentes alinhamentos: (A) neutro, (B) valgo e (C) varo. Note os pontos (setas) demarcados ao redor da haste, pontos pré-estabelecidos para mensuração da tensão interna (kPa).....	34
Figura 16	(A) Ilustração esquemática da distribuição dos pontos ao redor da haste femoral - Adaptado de DeYoung & Schiller, 1992. (B) Imagem fotográfica de um corpo de prova com os pontos utilizados para mensuração da tensão interna (kPa), marcados com caneta permanente.....	35
Figura 17	Imagem fotográfica mostrando o posicionamento do corpo de prova no quadro de carga da máquina de teste de material servohidráulico. Note o aparato semelhante a morsa na parte distal do corpo de prova, mantendo o <i>varus</i> distal e a cúpula acetabular adaptada para coaptação na cabeça femoral protética.....	37
Figura 18	Imagens fotográficas obtidas através do polariscópio de transmissão plana durante a leitura da ordem de franja (N) e da tensão cisalhante nos	

	pontos pré-estabelecidos, nos modelos em orientação neutra (A), valgo (B) e varo (C).....	39
Figura 19	Boxplot da tensão (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 5. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.....	43
Figura 20	Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 4. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.....	43
Figura 21	Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 3. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.....	44
Figura 22	Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 2. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.....	45
Figura 23	Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 1. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.....	45

LISTA DE TABELAS

página

Tabela 1: Análise descritiva da tensão em diferentes pontos e hastes. As diferenças estatísticas se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.....	41
Tabela 1: Análise descritiva da tensão em diferentes pontos e hastes. As diferenças estatísticas se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto (continuação).....	42

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Nas últimas duas décadas houve aumento significativo no número de substituições totais de quadril realizadas em cães. Nesta espécie é a única técnica capaz de eliminar a dor e proporcionar retorno funcional do membro em pacientes com osteoartrose do quadril (Olmstead et al., 1981; Cristofolini et al., 1994; Kim et al., 2005; Korani et al., 2015).

Os sistemas não-cimentados são atualmente mais utilizados, por proporcionarem fixação biológica e mais duradoura em longo prazo (Chen et al., 1983; Deyoung et al., 1992; Deyoung & Schiller, 1992; Marcellin-little et al., 1999; Hanson et al, 2006; Serrato et al., 2008; Guerrero & Montavon, 2009).

Apesar dos esforços para o desenvolvimento de componentes femorais que se adaptem o mais fisiologicamente possível, sabe-se que as hastes femorais, cimentadas ou não, alteram os mecanismos de compartilhamento de cargas do fêmur proximal (Cristofolini et al., 1994; Gill et al.,1999).

Alguns estudos investigaram a distribuição das tensões (*stress*) e deformação (*strain*) do fêmur proximal após a implantação de próteses (Pernell et al., 1994; Brinkmann et al., 2017; Schmidutz et al., 2017), buscando prevenir o “*stress shielding*” do osso ao redor da haste, o qual pode provocar reabsorção óssea adaptativa em longo prazo, ameaçando a integridade da fixação (Huiskes, 1993; Cristofolini et al., 1994; Brinkmann et al., 2017).

Estes estudos permitiram melhor compreensão da distribuição de cargas ao córtex femoral proximal após a substituição total do quadril (Pernell et al., 1994; Glisson et al., 2000).

Após inserção de uma haste no canal femoral, a carga da articulação do quadril, normalmente transferida distalmente através das estruturas trabeculares metafisárias e do córtex femoral, passa a envolver a interface implante-osso. Adicionalmente, a carga, anteriormente suportada apenas pelo fêmur, passa a ser compartilhada com a haste. Esse fenômeno, denominado “compartilhamento de carga” pode levar ao “*stress shielding*” (Harris, 1992; Huiskes,1993).

A redução na tensão de compressão no fêmur proximal pode ser reduzida em 46-56% do normal, após inserção de haste femoral (Zhou et al., 1990). Ocorrendo principalmente na porção medial proximal do córtex femoral (Harris, 1992).

As variações no posicionamento da haste (varo/valgo) induzem mudanças nos padrões de deformação do fêmur proximal (Brinkmann et al., 2017) e estão associadas a maiores taxas de falha do implante e resultados insatisfatórios (Egund et al., 1990; Khalily & Lester, 2002).

A haste femoral em posição varo pode aumentar em 100% o stress biomecânico quando comparada a haste em eixo neutro (Mollan et al., 1984), predispondo à fraturas periprotéticas, soltura asséptica e afundamento da haste (Egund et al., 1990; Gill et al., 1999; Khalily & Lester, 2002). O posicionamento valgo, por sua vez, pode levar ao contato endosteal direto medialmente com a extremidade distal da haste femoral (Egund et al., 1990).

Em estudo retrospectivo analisando 215 hastes femorais cimentadas em pacientes humanos, do total de hastes em alinhamento varo, 37,5% falharam e necessitaram de revisão (Jaffe & Hawkins, 1999). As consequências do alinhamento varo em hastes não cimentadas parecem ser menos importantes, porém, poucos estudos comparam tal alinhamento às normalmente alinhadas (Beer et al., 2006).

As investigações *in vitro* representam parte decisiva em testes pré-clínicos de implantes cimentados ou não (Schmidutz et al., 2017). Maquet e colaboradores (1994) realizaram estudo da distribuição das tensões em modelos fotoelásticos bidimensionais que simulavam a porção proximal do fêmur humano intacto e com inserção de haste femoral não cimentada elucidando diversas alterações radiográficas encontradas após artroplastia total de quadril.

A análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões internas em padrões de luz visível (Brodsky et al., 1975). 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).

A fotoelasticidade é um método experimental capaz de avaliar as tensões responsáveis por falha de uma estrutura. Para isso um modelo da estrutura a ser investigada é construído em material fotoelástico e submetido à aplicação de forças semelhantes as condições reais (Mahler; Peyton, 1955).

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).

Diante do exposto, a fotoelasticidade constitui recurso para estudo das tensões geradas no fêmur canino após inserção de haste femoral não cimentada, sob a influência de esforços mecânicos, que mimetizam a aplicação da carga fisiológica sobre elas. Possibilitando visibilizar as principais diferenças de tensão interna à que estão submetidas as áreas do fêmur em contato ou não com a haste, quando esta, é posicionada em alinhamento varo, valgo e neutro.

O presente trabalho, realizou estudo fotoelástico de prótese coxofemoral nacional; não cimentada e modular, implantada em três alinhamentos diferentes. Acredita-se hipoteticamente que, o posicionamento neutro da haste apresenta melhor distribuição das forças de tensão no modelo de fêmur, reduzindo o risco de fraturas no córtex distal lateral e distal medial, assim como o “*stress shielding*” com consequente reabsorção óssea na porção proximal medial (calcar) ou ao redor do implante levando a soltura asséptica.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos Gerais

Determinar a intensidade das tensões em 19 pontos pré-estabelecidos ao redor de hastes femorais não cimentadas, inseridas em três diferentes alinhamentos (neutro, varo e valgo) em fêmures confeccionados com material fotoelástico, comparando-os a fim de correlacionar com as complicações clínicas observadas na literatura.

2.2 Objetivos Específicos

- a) - Correlacionar as áreas sujeitas a maior/menor tensão no modelo femoral fotoelástico com os pontos sujeitos a “*stress shielding*” na literatura;
- b) – Avaliar a influência do posicionamento na magnitude das tensões em diferentes regiões ao redor da haste, e as potenciais consequências relacionadas ao afundamento da haste e às fraturas peri-protéticas.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Princípios éticos

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 – USP. A metodologia do projeto foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, UNESP/Jaboticabal sob o protocolo 019200/17.

3.2 Espécime

Foi utilizado um cadáver canino, esqueleticamente maduro, sem padrão racial definido, pesando aproximadamente 25 quilogramas (kg), submetido à eutanásia por razões não relacionadas ao estudo, proveniente do Serviço de Clínica Médica e Cirúrgica do Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel” – Unidade Auxiliar da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV) – Unesp Câmpus de Jaboticabal – SP.

3.3 Avaliação radiográfica

O cadáver selecionado, foi previamente submetido a exame radiográfico em projeção ventrodorsal. Os fêmures direito e esquerdo do cadáver selecionado foram anatomicamente dissecados e submetidos a avaliação radiográfica completa, nas projeções craniocaudal e mediolateral para *templating* do componente femoral e seleção do tamanho da haste femoral a ser implantada.

As imagens radiográficas foram obtidas utilizando equipamento radiográfico digital¹. A técnica radiográfica utilizada para o fêmur foi de 200 mA, 5 mAs e 66 Kv, sendo o fêmur a ser radiografado disposto sobre o cassete radiográfico com auxílio de material radiotransparente (Figura1-A), nos posicionamentos craniocaudal e mediolateral. As imagens radiográficas foram armazenadas em *software* para a visualização e manipulação de imagens médicas digitais² (Figura 1-B).

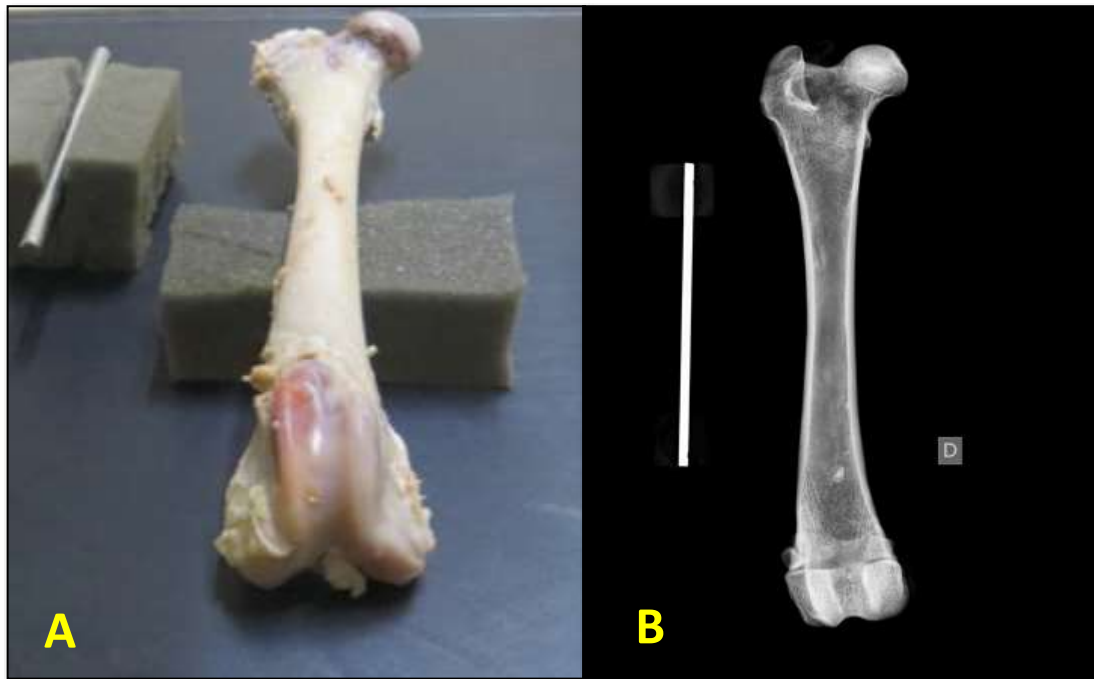


Figura 1. (A) Imagem fotográfica do fêmur direito, devidamente posicionado sobre o cassete radiográfico com auxílio de aparato radiotransparente. (B) Imagem radiográfica craniocaudal do fêmur direito obtida por meio do posicionamento descrito em A. Observa-se em A e B a presença de marcador de magnificação na face lateral do fêmur.

O *templating* da haste femoral foi realizado manualmente, por meio da sobreposição do template em acetato com a imagem radiográfica digital, com ajuste de magnificação. Para seleção da haste femoral, a extremidade lateral proximal do modelo da haste foi posicionada entre a cabeça femoral e o trocânter maior, com a linha média do modelo sobrepondo o eixo longitudinal diafisário do fêmur, sendo selecionado o maior componente que preencheu os contornos endosteais da metáfise e diáfise (Figura 2-A). O modelo escolhido também é sobreposto à projeção lateral

¹ Equipamento radiográfico digital Siemens® RG150/100gI

² Visualizador digital EPACSWORKSTATION 5.0®

para confirmar o preenchimento craniocaudal do canal femoral (Figura 2-B) (Deyoung et al., 1992; Diogo; Minto; Brandão, 2014).



Figura 2. Imagens fotográficas ilustrando a realização manual do templating da haste femoral. Para seleção da haste foram realizadas sobreposição do template em acetato com nas projeções craniocaudal (A) e mediolateral (B) do espécime (fêmur direito) selecionado.

Após a implantação da haste femoral, o espécime foi novamente submetido a radiografia nas projeções craniocaudal e mediolateral, para assegurar a correta implantação do componente femoral (Figura 3).



Figura 3. Imagens radiográficas em projeção craniocaudal (A) e mediolateral (B) do espécime após implantação de haste femoral nº8.

3.4 Avaliação Tomográfica

Os fêmures direito e esquerdo anatomicamente dissecados, foram submetidos à avaliação tomográfica para posterior criação de um molde femoral. Usando tomografia computadorizada (TC) helicoidal, o espécime foi examinado em intervalos de 0,5 mm de espessura e cortes de 1,0 mm usando equipamento tomográfico³ e os dados de TC foram transferidos digitalmente do console do scanner para o planejamento na estação de trabalho usando uma interface DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Os fêmures foram avaliados em três momentos

³ GE Hispeed FXI helicoidal single slice, General Electric®, EUA

distintos: previamente a implantação da haste femoral (Figura 4-A); após a implantação da haste (Figura 4-B); e após a explantação da haste (Figura 4-C e D).

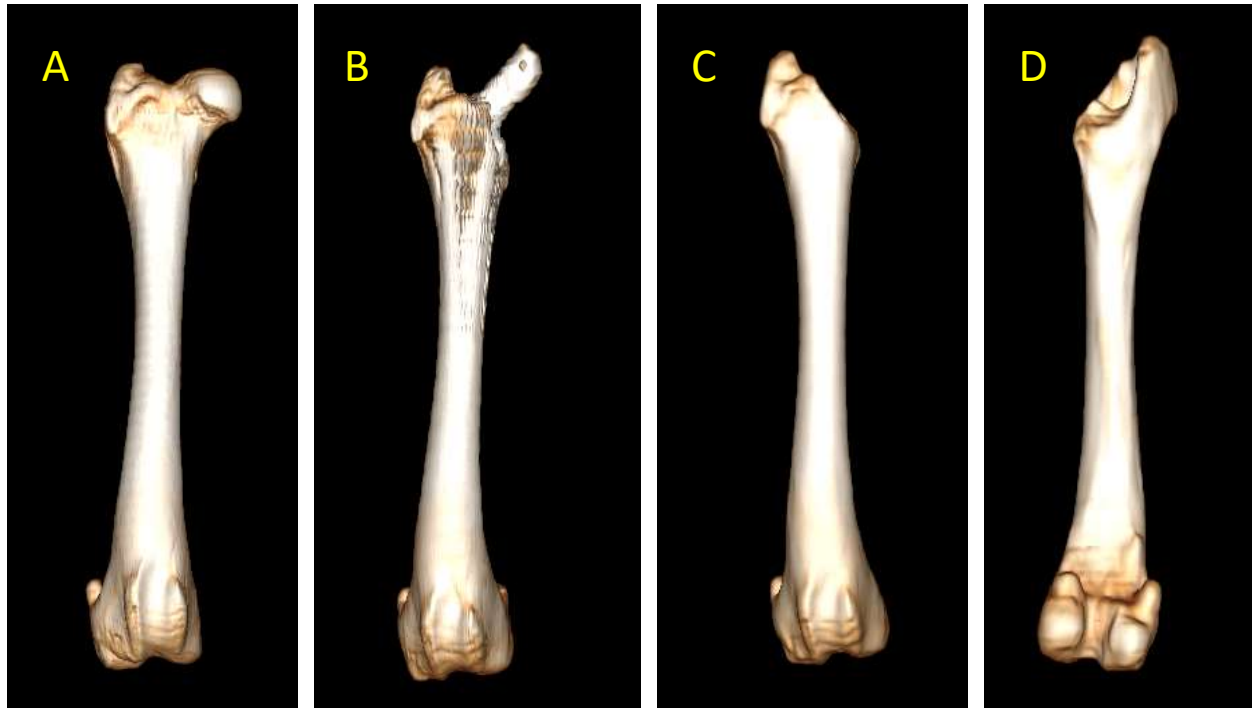


Figura 4. Imagens tomográficas em reconstrução 3D do espécime (fêmur direito) selecionado para implantação da haste, em diferentes momentos. (A) Vista frontal do espécime antes da implantação, após implantação da haste femoral (B), e após a explantação da haste femoral. Em D, observa-se a face caudal do espécime após explantação da haste, evidenciando a região da fossa intertrocântérica.

3.5 Implantes: *design* e material

Para o estudo foi utilizado o sistema de prótese de quadril não cimentada⁴ composto por: haste femoral confeccionada em aço inoxidável cirúrgico e recoberto por uma liga de Cr – Co – Mo (ASTM F75), com superfície tratada com jateamento de microesferas de vidro (acabamento acetinado) e revestido de plasma de titânio na sua porção proximal, número 8, sendo o tamanho da haste selecionado a partir de planejamento prévio, com sobreposição de *template* específico com a imagem radiográfica em tamanho real do fêmur selecionado para confecção do modelo fotoelástico. Cabeça femoral de 17 mm $\varnothing$, +0, confeccionada em aço inoxidável cirúrgico recobertas por liga de Cr – Ni – Mo (ASTM F138) e cúpula acetabular

⁴ Sistema de Prótese Total Não Cimentada do Quadril VetPlan Collar

composta por 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 recobrindo toda sua extensão. Ambos os componentes, cabeça femoral e cúpula acetabular, não foram objeto de estudo da investigação.

3.6 Implantação da haste femoral

Os fêmures direito e esquerdo anatomicamente dissecados, foram implantados com haste femoral número 8 (Figura 5), seguindo diretrizes previamente estabelecidas (Deyoung et al. 1992). Nos períodos pré e pós implantação, os fêmures foram armazenados envolvidos em compressa umedecida e refrigerados em freezer a temperatura de – 20 °C.

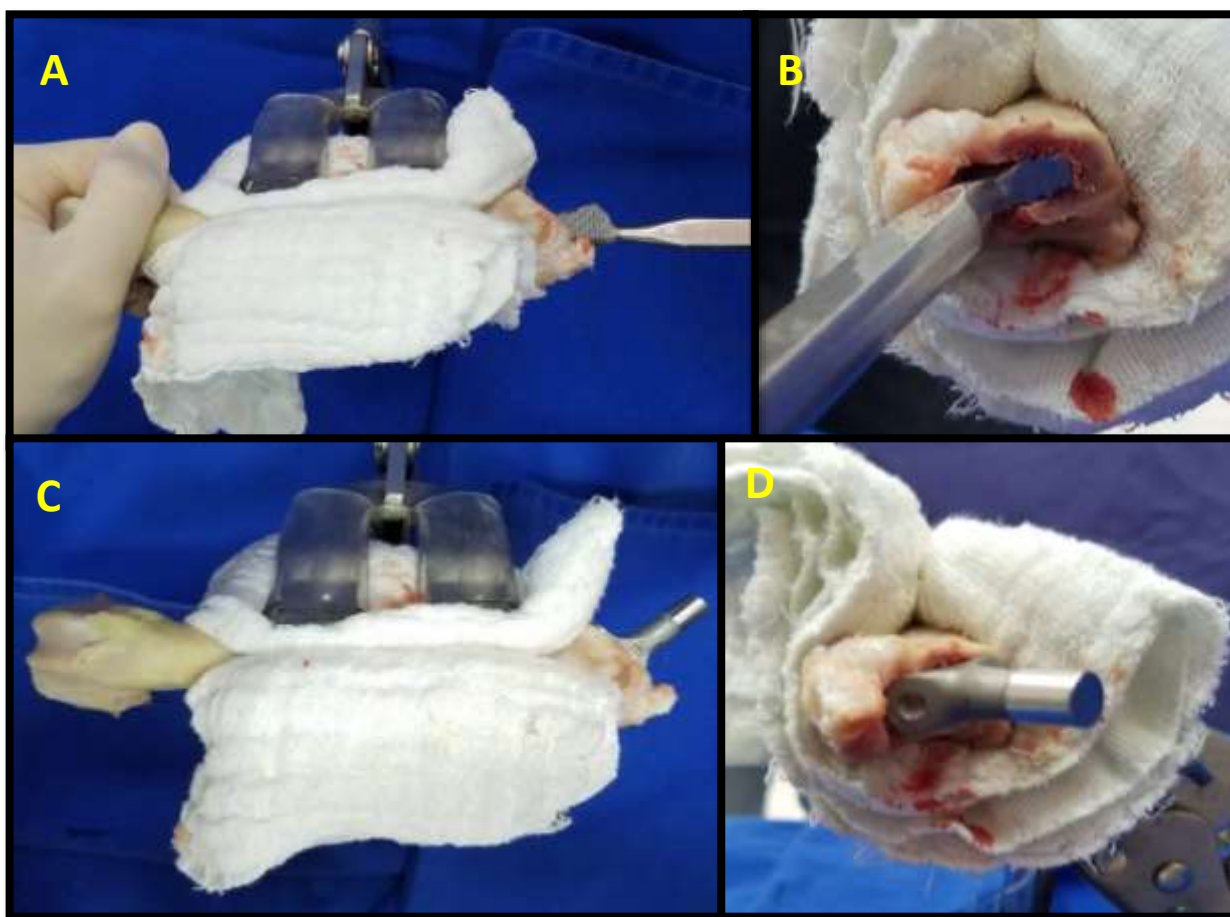


Figura 5. Imagens fotográficas da técnica de implantação da haste femoral. Após excisão da cabeça e colo femorais, o canal femoral é preparado com auxílio de raspas, A e B, para inserção da haste femoral em tamanho ideal por meio de pressfit. (C) Vista cranial do fêmur com haste femoral inserida; em D nota-se a ligeira anteversão desejada da haste femoral.

3.7 Molde femoral

3.7.1 Desenho femoral

O fêmur direito foi o selecionado para confecção do molde femoral. Para obtenção do contorno do femoral, as imagens obtidas por meio da avaliação tomográfica pré-implantação, pós-implantação e pós-explantação, foram utilizadas. Com auxílio do software InVesalius 3.1.1⁵ as imagens tomográficas em reconstrução 3D do espécime foram trabalhadas para obtenção do contorno do molde femoral a ser desenvolvido (Figura 6-A). O contorno femoral foi enviado para a Oficina de Precisão do Campus da USP de Ribeirão Preto, onde foram reproduzidos três fêmures planos (bidimensional) em acrílico, com 14 mm de espessura, semelhante ao desenho (Figura 6-B). Foram confeccionados também acessórios em acrílico para o posicionamento correto e sustentação da haste femoral nos três diferentes alinhamentos (neutro, varo e valgo), e três caixas em acrílico com dimensões proporcionais ao fêmur.

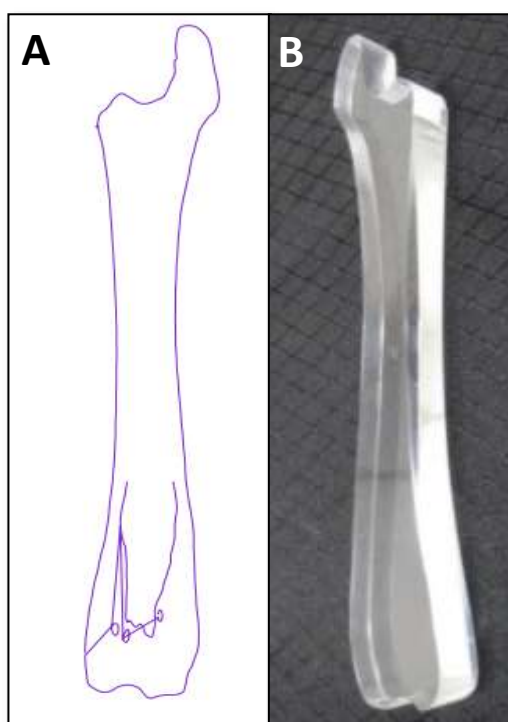


Figura 6. (A) Molde femoral obtido utilizando o software InVesalius 3.1.1. As imagens tomográficas em reconstrução 3D do espécime antes da implantação, com a haste implantada e após a explantação foram trabalhadas para obtenção do contorno do molde femoral a ser desenvolvido. (B) Imagem fotográfica do fêmur reproduzido em acrílico, com 14mm de espessura, a partir do desenho desenvolvido.

⁵ InVesalius 3.1.1 - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer. Campinas/SP

3.7.2 Confecção dos moldes

Os três modelos de fêmur em acrílico foram utilizados para confecção de moldes (negativos) dos corpos de prova. Para isso, inicialmente foi feita demarcação na porção proximal, delimitando o contorno da haste nº 8 sobre o modelo em acrílico, seguido desgaste da porção central proximal dos três modelos (demarcação prévia) com auxílio de micromotor odontológico⁶ (Figura 7), região equivalente ao canal medular proximal, para posicionamento das hastes femorais na angulação desejada. Em seguida, utilizando paquímetro digital⁷, os modelos foram divididos em quatro partes iguais em seu eixo longo (Figura 8-A), nos pontos de intersecção a largura do modelo e seu ponto médio foram determinadas e uma marcação foi realizada (Figura 8-B), os pontos foram interligados determinando o eixo anatômico dos modelos femorais (Figura 8-C), tanto no plano transversal quanto sagital. O mesmo procedimento foi realizado na haste femoral, para determinação do eixo anatômico da haste (Figura 9), possibilitando o posicionamento adequado entre molde e haste femoral de acordo com a angulação desejada (neutro, varo ou valgo).



Figura 7. Imagem fotográfica evidenciando o desgaste realizado com auxílio de micromotor odontológico da região equivalente ao canal femoral proximal.

⁶ Strong – Micromotor odontológico

⁷ Stanley - Paquímetro digital

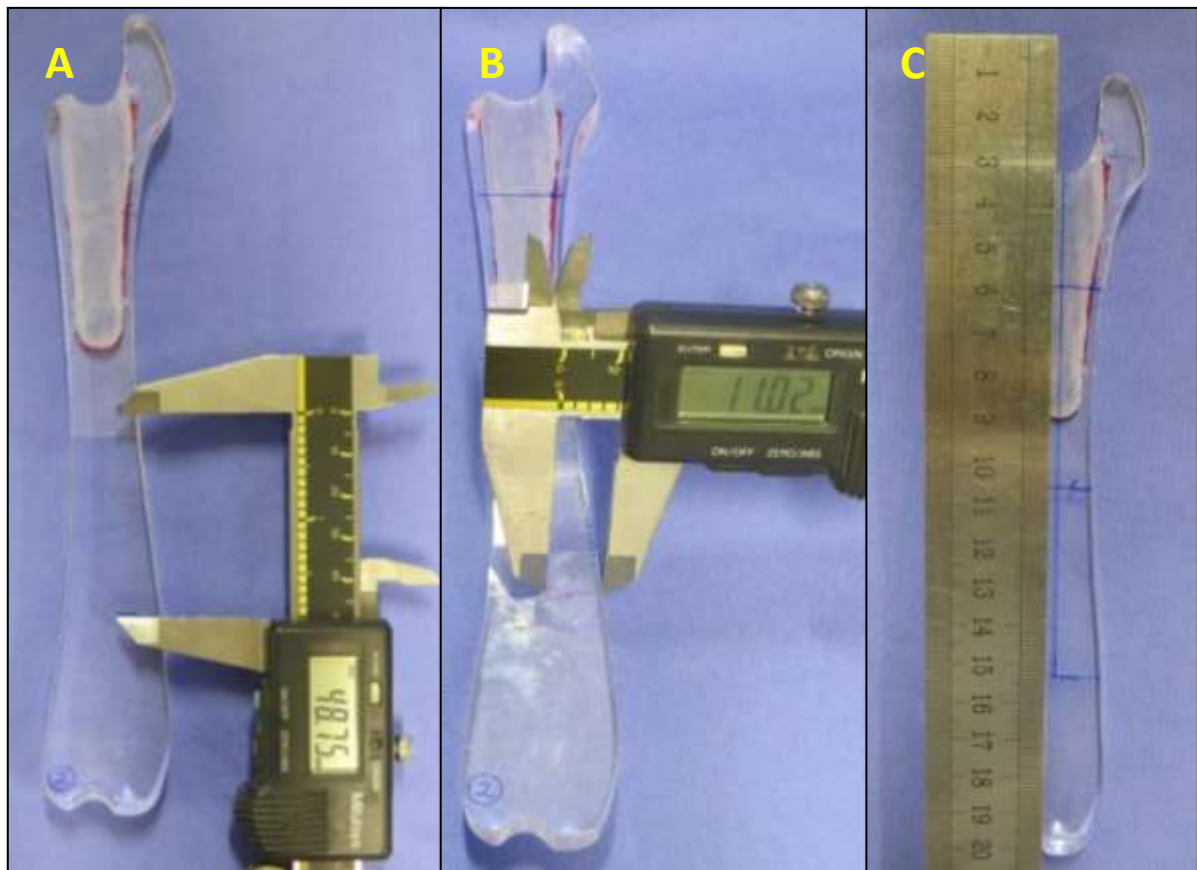


Figura 8. Imagem fotográfica demonstrando a localização do eixo anatômico dos modelos em acrílico. (A) Utilizando paquímetro digital, o modelo foi dividido em quatro partes iguais em seu eixo longo, nos pontos de intersecção a largura do modelo e seu ponto médio foram determinadas e uma marcação foi realizada (B), os pontos foram interligados determinando o eixo anatômico do modelo (C).

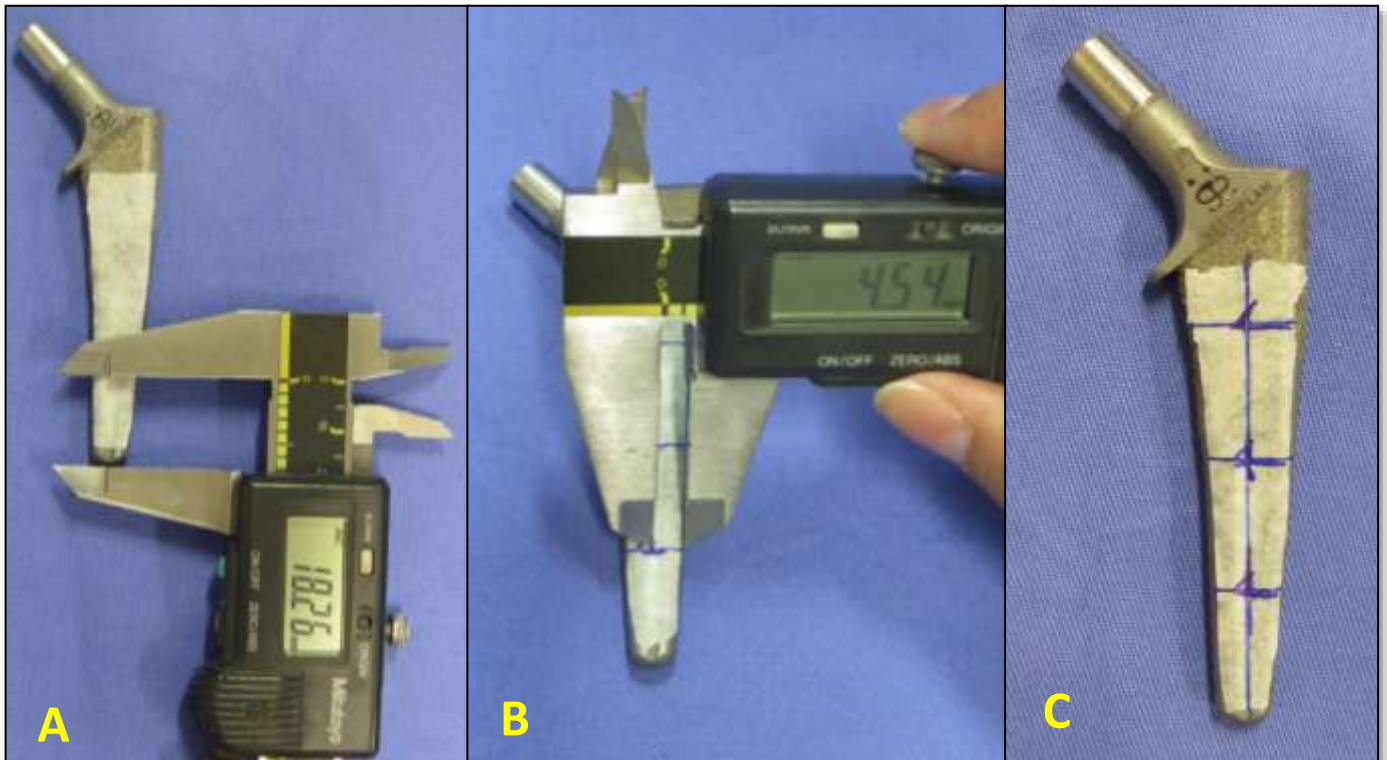


Figura 9. Imagem fotográfica ilustrando a determinação do eixo da haste femoral. O mesmo procedimento descrito na figura 9 foi realizado, dividindo a haste femoral em partes iguais (A), em seguida o ponto médio das intersecções foi determinado (B), e finalmente os pontos interligados determinaram o eixo da haste (C).

As hastes femorais, todas de número 8, foram posicionadas em seus respectivos modelos femorais em resina acrílica nos três alinhamentos propostos, baseados na classificação proposta por Korani e colaboradores (2015). Para isso, foi utilizado projetor de perfil⁸ para alinhamento entre os eixos anatômicos do modelo femoral e da haste, de acordo com o desejado (Figura 10). No modelo neutro, o alinhamento entre o eixo do modelo femoral e da haste deveria ser de 0°; no modelo varo entre 3 - 5° positivo e no valgo entre 3 – 5° negativos, tomando-se como 0° o eixo anatômico do molde femoral (Figura 11).

⁸ Nikon Profile Projector Model 6C. Japão

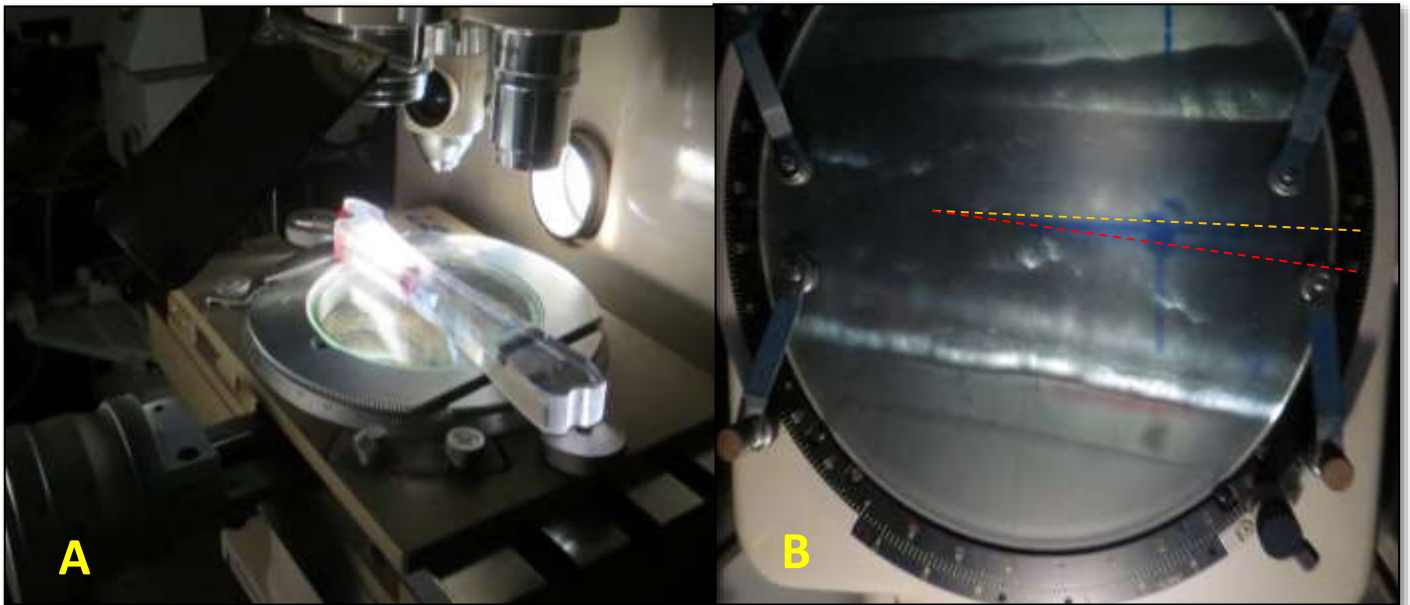


Figura 10. Posicionamento da haste femoral no modelo em acrílico, utilizando o projetor de perfil para mensuração dos ângulos. (A) Imagem fotográfica do modelo em acrílico posicionado no projetor de perfil. (B) Tela de aumento do projetor de perfil mostrando o ângulo formado entre os eixos do modelo femoral (linha tracejada amarela) e da haste (linha tracejada vermelha).

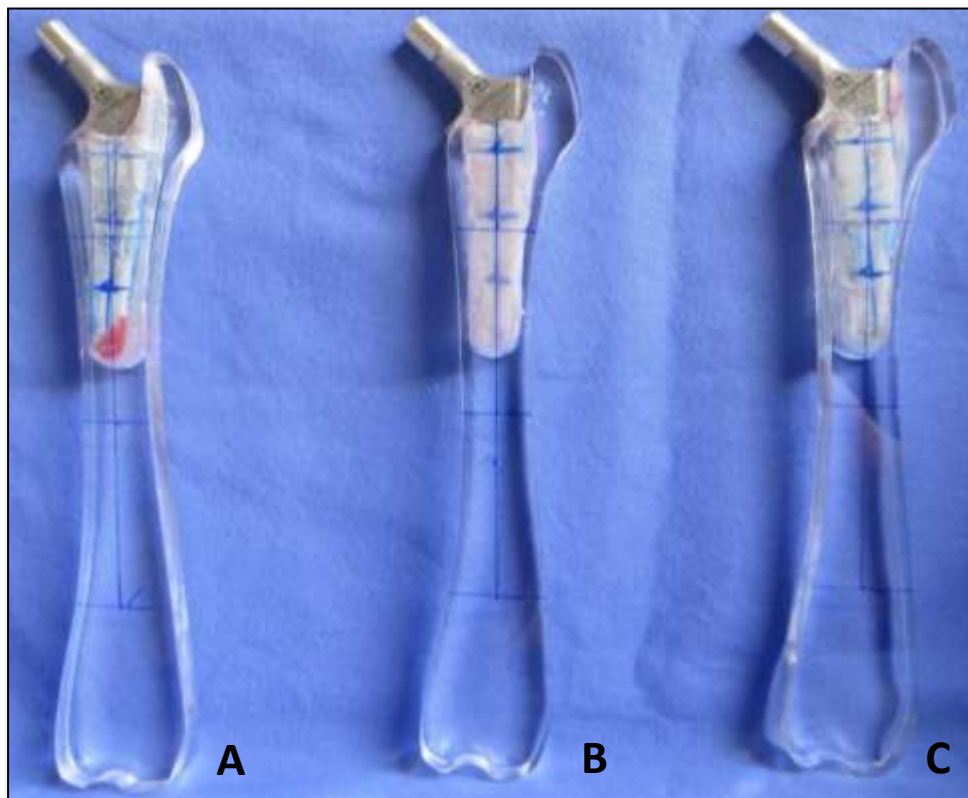


Figura 11. Imagem fotográfica da face caudal dos modelos femorais em acrílico com o posicionamento final das hastes nos três diferentes alinhamentos: (A) valgo, (B) neutro e (C) varo.

Após a obtenção do alinhamento desejado entre os eixos anatômicos do modelo femoral em acrílico e da haste, a haste foi fixada ao modelo femoral utilizando cera odontológica rosa nº 7⁹ em alguns pontos ao redor do implante, a fim de manter o alinhamento obtido até a fixação definitiva com resina acrílica. A cera odontológica também foi aplicada nas áreas que não são cobertas por tecido ósseo quando a inserção da haste *in vivo* é realizada (Figura 12-A), mimetizando dessa forma o contato da resina com a haste apenas onde há a presença do contato superfície óssea-haste. Além disso, as hastes também foram posicionadas centralizadas ao eixo sagital para que não houvesse desvios craniocaudais importantes (Figura 12-B). Nos três modelos de alinhamento a haste foi posicionada com discreta anteversão (Figura 12-C), porém, o grau de anteversão não foi controlado.

A partir dos três modelos em acrílico confeccionados, foram obtidos moldes (negativos) em borracha de silicone azul¹⁰, que posteriormente foram usados para a confecção dos fêmures em resina fotoelástica (corpos de prova) com as hastes femorais implantadas nos três diferentes alinhamentos.

Para confecção dos moldes foi utilizada quantidade pré-determinada de borracha de silicone azul com proporção de 5% de catalizador. Este procedimento foi subdividido em três etapas.

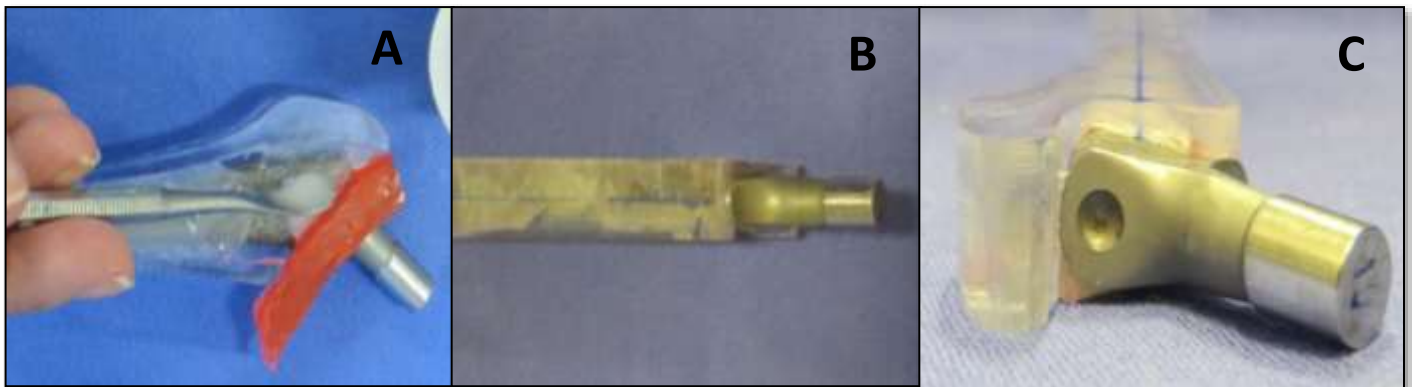


Figura 12. Imagens fotográficas mostrando a finalização dos modelos femorais em acrílico para obtenção dos moldes em silicone. (A) Uso de cera odontológica para proteção do canal medular do modelo e preenchimento com resina acrílica. (B) Visão da face medial de um dos modelos em acrílico, mostrando o alinhamento da haste também no sentido craniocaudal. (C) Imagem da face superior do modelo em acrílico evidenciando a presença de anteversão da haste femoral.

⁹ Lysanda. São Paulo/SP

¹⁰ Polglass - Comércio de produtos para FIBERGLASS. Ribeirão Preto/SP

Primeiramente o fêmur acrílico com a haste implantada e o dispositivo confeccionado em acrílico para posicionamento da parte proximal da haste, foi posicionado no centro da caixa acrílica (Figura 13-A), que foi preenchida com silicone previamente preparado com o catalisador (Figura 13-B e C).

Após a solidificação do silicone, o fêmur acrílico foi removido. Esse procedimento foi realizado para os três modelos de fêmur em acrílico com as hastes em posicionamento neutro, varo e valgo, resultando em 3 moldes de silicone azul, utilizados para a confecção dos corpos de prova em resina fotoelástica de cada grupo experimental.



Figura 13. Imagens fotográficas da preparação dos moldes em silicone azul. (A) Posicionamento do modelo femoral com a haste implantada e do dispositivo (seta) para posicionamento da parte proximal da haste no centro da caixa acrílica. (B) Preenchimento da caixa com a preparação de silicone azul e catalisador. (C) Caixa em acrílico após o preenchimento total, em processo de secagem.

3.8 Confeção dos corpos de prova em resina fotoelástica

Para confecção dos corpos de prova, a haste foi posicionada de acordo com o grupo experimental (neutro, varo e valgo) no interior do respectivo molde de silicone, com o auxílio de peça acrílica projetada para manter a angulação desejada da haste (0° , $3 - 5^\circ$ positivo, $3 - 5^\circ$ negativo). Com o conjunto (haste + peça acrílica) devidamente disposto no interior do molde (Figura 14-A), foi realizada manipulação da resina fotoelástica do tipo Araldite GY27911 e endurecedor Aradur 29639, na proporção de 2 partes do componente A (Araldite) para 1 parte do componente B (Aradur). A mistura foi manipulada evitando-se a incorporação de bolhas, e em seguida 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. Logo depois, a resina foi vertida dentro do molde (Figura 14-B). O período de polimerização foi de 72 horas, mantida em local fechado e temperatura entre 23° e 25° graus Celsius (Figura 14-C). Ao final do período, foi obtido o corpo de prova em resina fotoelástica com a haste inserida para realização das análises fotoelásticas (Figura 15).



Figura 14. Imagens fotográficas das etapas de confecção dos corpos de prova em resina fotoelástica. (A) Molde em silicone dos corpos de prova em alinhamento neutro. (B) Haste femoral posicionada em alinhamento neutro no interior do molde, iniciando o preenchimento com a resina fotoelástica. (C) Molde contendo a haste femoral e aparato de posicionamento da porção proximal da haste, totalmente preenchido pela resina fotoelástica.



Figura 15. Imagem fotográfica da face caudal de exemplares dos corpos de prova em resina fotoelástica nos três diferentes alinhamentos: (A) neutro, (B) valgo e (C) varo. Note os pontos (setas) demarcados ao redor da haste, pontos pré-estabelecidos para mensuração da tensão interna (kPa).

3.9 Amostragem e grupos experimentais

No total, 15 corpos de prova em resina fotoelástica foram confeccionados a partir dos três moldes em silicone azul, sendo estes distribuídos em três grupos (n= 5):

Grupo Neutro – fêmur em resina fotoelástica com haste femoral em posição neutra (0°);

Grupo Varo - fêmur em resina fotoelástica com haste femoral em posição varo (3 - 5° positivo);

Grupo Valgo - fêmur em resina fotoelástica com haste femoral em posição valgo (3 - 5° negativo).

3.10 Pontos analisados

Foram utilizados 19 pontos distribuídos ao redor da haste femoral para mensuração da tensão interna (kPa) exercida pelo implante no modelo fotoelástico (Figura 16). Esses pontos foram determinados no modelo de fêmur confeccionados em acrílico neutro, ao redor da haste femoral (Figura 16-B). Posteriormente, esse modelo contendo os pontos demarcados era utilizado para a demarcação dos corpos de prova, levando-se em consideração a posição da haste femoral, dessa forma, todos os corpos de prova tiveram as leituras realizadas nos mesmos pontos. Para fins de comparação e análise estatística, os 19 pontos utilizados para mensuração, foram agrupados em 5 regiões de acordo com DeYoung & Schiller (1992) (Figura 16-A).

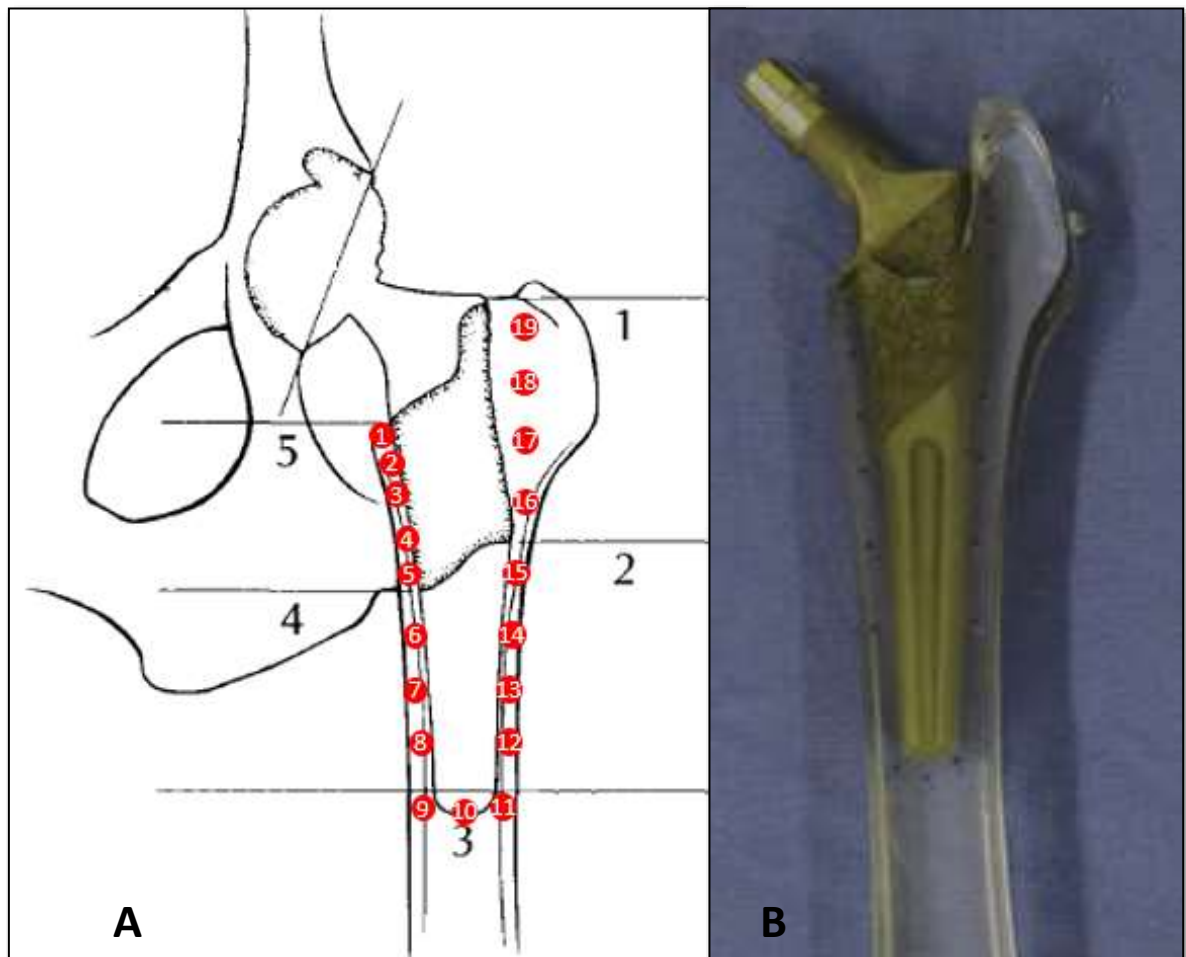


Figura 16. (A) Ilustração esquemática da distribuição dos pontos ao redor da haste femoral - Adaptado de DeYoung & Schiller, 1992. (B) Imagem fotográfica de um corpo de prova com os pontos utilizados para mensuração da tensão interna (kPa), marcados com caneta permanente.

3.11 Mensuração da tensão interna (kPa)

3.11.1 Eliminação de tensões residuais

Previamente a mensuração da tensão (kPa) durante compressão axial estática, os corpos de prova fotoelásticos foram submetidos a um processo para eliminação de tensões residuais, ou seja, qualquer tipo de tensão pré-existente a aplicação de carga foi removida. Para isso, eles foram acomodados em estufa a 50° C durante 10 minutos, seguido de resfriamento em uma sala a 23° C por 20 minutos. Depois disso, foram novamente colocados na estufa a 50° C por 5 minutos e resfriados da mesma forma durante 10 minutos. Finalizado o processo, os corpos de prova obtidos foram levados ao polariscópio para certificação da ausência de franjas prévias a aplicação de cargas.

3.11.2 Acessórios para teste de compressão axial

Os corpos de prova foram posicionados e fixados com auxílio de aparato em sua base, semelhante a uma morsa, de forma que o ângulo femoral distal lateral anatômico (AFDa) fosse mantido, respeitando o *varus* distal femoral fisiológico do cadáver canino utilizado como modelo (Figura 17). Após fixado, o corpo de prova foi posicionado no quadro de carga de uma máquina de teste de material servohidráulico¹¹. A carga foi aplicada à cabeça femoral protética paralela ao eixo anatômico do fêmur. Adicionalmente, a cúpula acetabular foi adaptada, a fim de manter o modelo fotoelástico em posição vertical enquanto a força de compressão era aplicada.

Foram realizados ensaios de compressão axial estático dos corpos de prova (conjunto fêmur em resina fotoelástica/prótese), com aplicação de força na direção vertical comprimindo a cabeça da prótese. Durante o teste, foi aplicada força de 100 N, não ultrapassando o limite fotoelástico do material. A célula de carga utilizada foi de 490,5 N (50 kg). Todos os testes foram realizados com os corpos de prova em temperatura controlada (aproximadamente 23°C).

¹¹ Equipamento servohidráulico modelo 809, Cooperação do Sistema MTS, Eden Prairie, MN



Figura 17. Imagem fotográfica mostrando o posicionamento do corpo de prova no quadro de carga da máquina de teste de material servohidráulico. Note o aparato semelhante a morsa na parte distal do corpo de prova, mantendo o *varus* distal e a cúpula acetabular adaptada para coaptação na cabeça femoral protética.

3.11.3 Análise fotoelástica

A compressão axial estática dos corpos de prova foi realizada junto a um polariscópio de transmissão plana¹². Para a obtenção dos dados quantitativos, foi realizada leitura, onde a ordem de franja (N) e a tensão cisalhante foram calculadas em pontos pré-estabelecidos (Figura 18). Para mensuração de (N) foi utilizado método

¹² PS-100 Polarimeter Systems; Strainoptics, Inc., North Wales, PA

de compensação de Tardy (Oliveira & Gomide, 1990) que consiste das seguintes etapas descritas por Bernardes, Araújo e Neves (2003):

- Usando o polariscópio plano, gira-se o conjunto Polarizador–Analisador até que uma isoclínica passe sobre o ponto em questão. Fixa-se o conjunto nessa posição. Os eixos de polarização ficam assim alinhados com a direção das tensões principais.
- Coloca-se as duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização, transformando o polariscópio plano em circular. Com isto desaparecem as isoclínicas, ficando somente as isocromáticas.
- Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja inteira. Identifica-se assim as ordens de franja próximas ao ponto de interesse.
- Gira-se o analisador, observando cuidadosamente o movimento das franjas, até que uma franja passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio lê-se o ângulo de rotação (γ).

Se a franja que se moveu em direção ao ponto for a de ordem menor (N_1), tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por:

$$N_p = N_1 + \frac{\gamma}{180^\circ}$$

Em que:

N_p – ordem de franja no ponto de interesse

γ - ângulo mensurado após a movimentação do filtro analisador até que a franja atinja o ponto de interesse

N_1 – ordem da menor franja próxima ao ponto

Se a franja que se moveu for a de ordem mais alta (N_2), tem-se:

$$N_p = N_2 - \frac{\gamma}{180^\circ}$$

Em que:

N_p – ordem de franja no ponto de interesse

γ - ângulo mensurado após a movimentação do filtro analisador até que a franja atinja o ponto de interesse

N_2 – ordem da maior franja próxima ao ponto

A partir da espessura do modelo (b), constante óptica da resina fotoelástica ($k_\sigma=3,57$) (Aguilar Jr. et al., 2012) em Brewsters e os valores de ordens de franja (N), foi calculada a tensão cisalhante máxima (τ) em cada ponto a partir da aplicação da lei óptica das tensões (Valente et al., 2017).

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

A variável obtida pela análise fotoelástica durante a compressão axial estática, nos grupos neutro, varo e valgo, resultou da tensão (kPa) transferida pelo implante posicionado em angulações diferentes ao corpo de prova em resina fotoelástica.

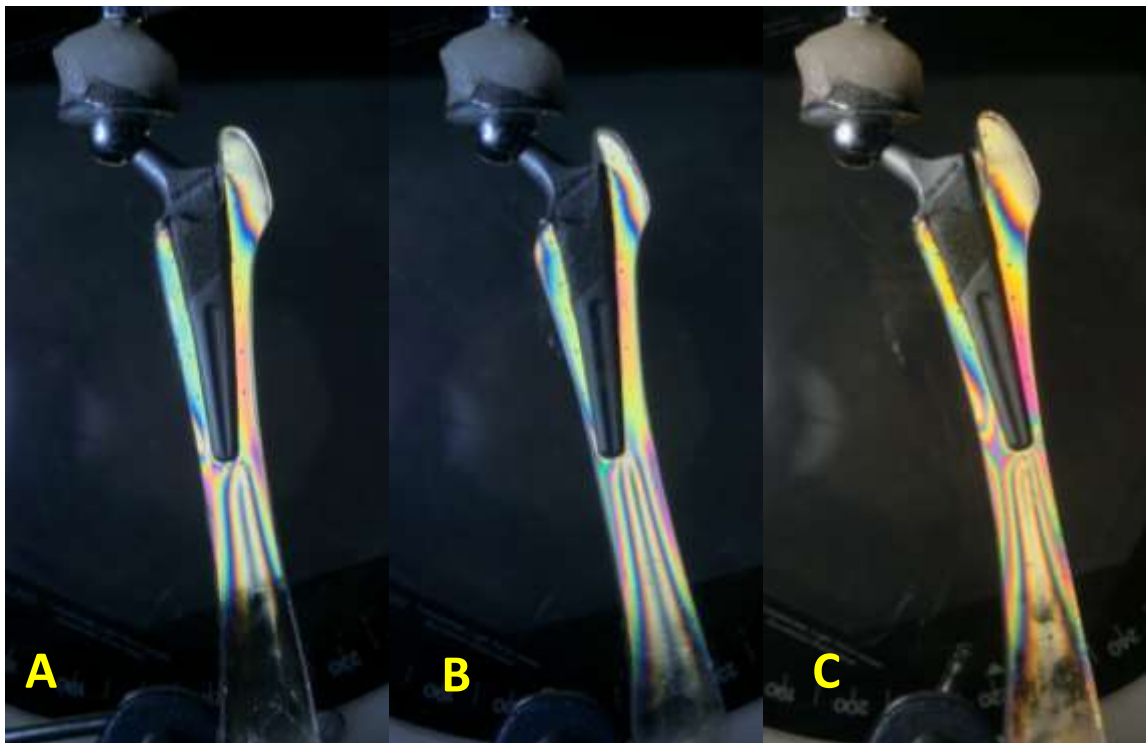


Figura 18. Imagens fotográficas obtidas através do polariscópio de transmissão plana durante a leitura da ordem de franja (N) e da tensão cisalhante nos pontos pré-estabelecidos, nos modelos em orientação neutra (A), valgo (B) e varo (C).

3.12 Métodos estatísticos

A análise descritiva da variável tensão interna (kPa) foi realizada considerando os valores de média e desvio-padrão dentro de cada ponto. Valores superiores a 3 vezes o desvio-padrão em relação à média foram considerados *outliers* e foram retirados da análise. O efeito da haste na tensão de cada ponto foi obtido por meio da

análise de variância de uma via (ANOVA One Way), seguido pelo teste post-hoc de Tukey para comparação das médias de cada haste. O modelo estatístico utilizado na análise de variância é representado pela equação:

$$y_{ij} = \mu + \tau_i + \varepsilon_{ij}$$

Em que: y_{ij} = valor da tensão j na haste i ; μ = média geral; τ_i = efeito fixo da haste i ; ε_{ij} = resíduo aleatório. O resíduo do modelo de regressão foi considerado normal segundo o teste de *Shapiro-Wilk* e sua variância homocedástica pelo teste de Levene. Todas as análises foram realizadas no Software R (R Core Team, 2020) e foi adotado um nível de significância igual a 5%.

4. RESULTADOS

A comparação entre os mesmos pontos em corpos de prova com 3 diferentes alinhamentos da haste femoral, mostrou de forma geral uma diferença na concentração das tensões internas nas zonas 5, 3, e no ponto 8 da zona 4 (Tabela 1).

Tabela 1. Análise descritiva da tensão em diferentes pontos e hastes. As diferenças estatísticas se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.

Zona	Ponto	Haste	n	Média	DP	Min	Max	Tukey
5	P1	Neutro	5	14,64	8,72	1,5	24,0	a
		Valgo	5	12,96	3,82	7,6	17,9	a
		Varo	5	10,44	5,74	3,8	15,6	a
	P2	Neutro	5	22,58	7,93	13,3	34,7	a
		Valgo	4	7,05	0,71	6,1	7,6	b
		Varo	5	8,54	8,45	0,8	21,7	b
	P3	Neutro	5	16,54	7,02	8	26,3	a
		Valgo	5	8,08	5,21	1,1	15,6	ab
		Varo	4	5,25	3,6	1,9	10,3	b
	P4	Neutro	4	20,05	5,22	14,5	27,1	a
		Valgo	5	9,38	3,96	5,3	15,6	ab
		Varo	5	8,54	8,39	1,5	19,1	b
	P5	Neutro	4	8,65	7,46	1,1	15,6	a
		Valgo	5	7,86	6,49	1,1	17,2	a
		Varo	5	8,84	6,17	1,9	18,3	a
4	P6	Neutro	4	6,95	4,96	1,9	13,7	a
		Valgo	5	13,36	8,6	1,9	22,9	a
		Varo	5	17,02	9,03	7,2	28,6	a
	P7	Neutro	4	9,45	2,53	6,5	12,6	a
		Valgo	4	21,45	8,61	9,2	29,4	a
		Varo	4	20,8	9,83	9,9	33,2	a
	P8	Neutro	4	221,5	13,87	203,3	236,1	a
		Valgo	4	176,2	29,66	133,1	200,2	a
		Varo	5	216,94	24,65	189,9	255,9	a
3	P9	Neutro	5	135,4	15,25	119,8	152,2	b
		Valgo	5	213,52	23,76	180	240,7	a
		Varo	4	110,88	49,99	50,3	166,3	b
	P10	Neutro	5	66,58	40,68	14,1	105,3	b
		Valgo	5	16,48	13,38	0,8	32,8	c
		Varo	5	198,04	71,62	127	280,3	a
	P11	Neutro	5	32,86	21,03	7,6	55,3	a
		Valgo	5	16,94	9,29	4,6	27,1	a
		Varo	4	42,52	15,84	27,5	64,8	a

Tabela 1. Análise descritiva da tensão em diferentes pontos e hastes. As diferenças estatísticas se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto (continuação).

Zona	Ponto	Haste	n	Média	DP	Min	Max	Tukey
2	P12	Neutro	5	21,96	17,64	1,5	38,1	a
		Valgo	5	12,52	8,96	0,8	24,4	a
		Varo	5	28,3	15,15	12,2	50,7	a
	P13	Neutro	5	20,14	12,73	6,5	32,4	a
		Valgo	5	10,38	9,12	0,4	21,4	a
		Varo	5	20,5	16,47	4,2	44,6	a
	P14	Neutro	5	17,86	10,66	5	29	a
		Valgo	5	6,42	4,96	1,9	13,7	a
		Varo	4	13,45	5,61	6,5	20,2	a
	P15	Neutro	5	12,02	2,52	9,5	15,6	a
		Valgo	4	2	0,6	1,5	2,7	b
		Varo	3	5,33	2	3,8	7,6	b
1	P16	Neutro	4	4,1	1,66	1,9	5,7	a
		Valgo	5	7,8	3	3,1	10,7	a
		Varo	5	17,08	18,72	1,1	38,9	a
	P17	Neutro	4	8,3	6,34	2,3	17,2	a
		Valgo	5	9,9	7,2	1,5	19,8	a
		Varo	5	5,72	1,66	4,2	8,4	a
	P18	Neutro	5	3,84	2,84	0,4	8	a
		Valgo	5	4,56	4,93	0,8	11,8	a
		Varo	5	5,64	2,8	1,9	8,8	a
	P19	Neutro	5	5,48	5	0	12,2	a
		Valgo	5	3,06	3,99	0	9,9	a
		Varo	5	2,82	2,23	1,1	6,5	a

n: número de observações; DP: Desvio-padrão; Max: valor máximo; Min: valor mínimo; Tukey: considerando diferença significativa ($p < 0,05$).

Na zona 5 (Figura 19), os pontos 1 e 5 foram estatisticamente iguais para os três alinhamentos da haste (neutro, varo e valgo). O ponto 2 nas hastes neutras foi estatisticamente diferente das hastes em alinhamento varo e valgo, sendo a maior tensão (kPa) observada na haste neutra. Já nos pontos 3 e 4, apenas as hastes em alinhamento neutro e varo diferiram entre si, sendo a maior tensão (kPa) observada no alinhamento neutro.

Não houve diferença estatística entre os 3 alinhamentos de haste em nenhum dos pontos localizados na zona 4 (Figura 20).

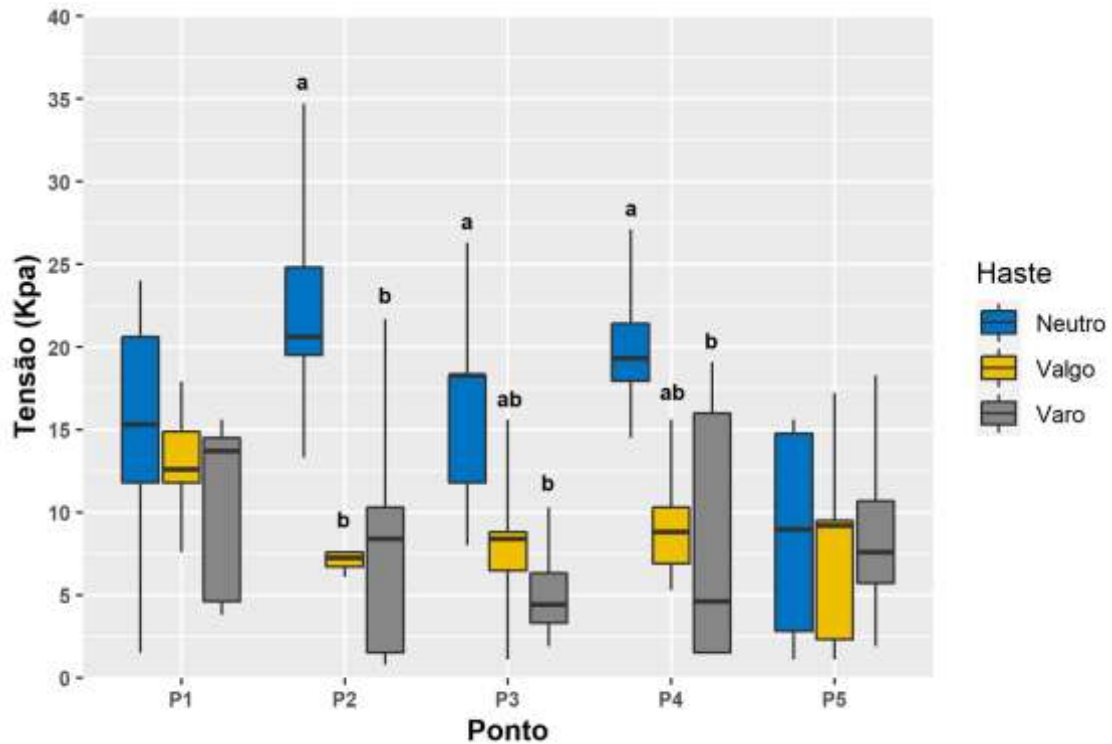


Figura 19. Boxplot da tensão (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 5. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.

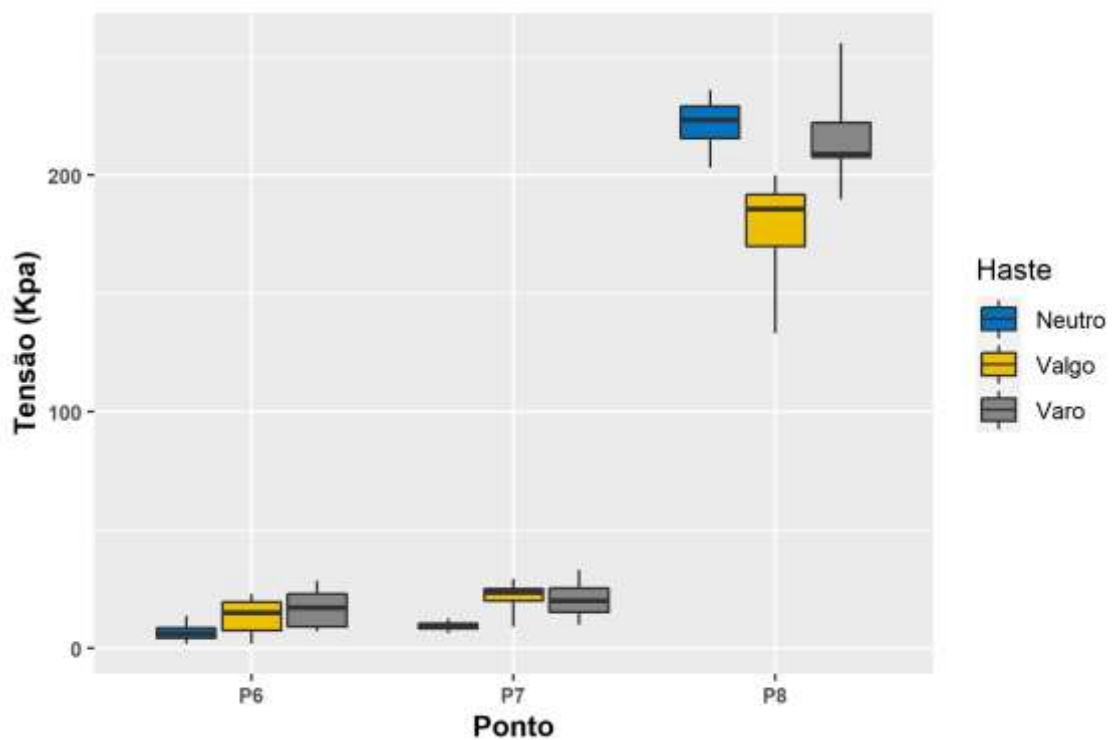


Figura 20. Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 4. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.

A região localizada na extremidade distal da haste (zona 3), conhecida como *tip*, mostrou diferenças significativas entre os alinhamentos (Figura 21). No ponto 9, a tensão interna (kPa) observada no alinhamento valgo diferiu dos alinhamentos neutro e varo. No ponto 10, os três alinhamentos foram estatisticamente diferentes entre si, apresentando maior concentração de tensões no alinhamento varo, seguido do neutro e finalmente valgo. Já no ponto 11, não houve diferença entre os três alinhamentos.

Os pontos 12, 13 e 14, localizados na zona 2 (Figura 22), foram estatisticamente iguais nos três alinhamentos. Nessa zona, apenas o ponto 15 apresentou diferença nas tensões internas (kPa), sendo o alinhamento neutro diferente dos alinhamentos varo e valgo, com valores superiores de tensão.

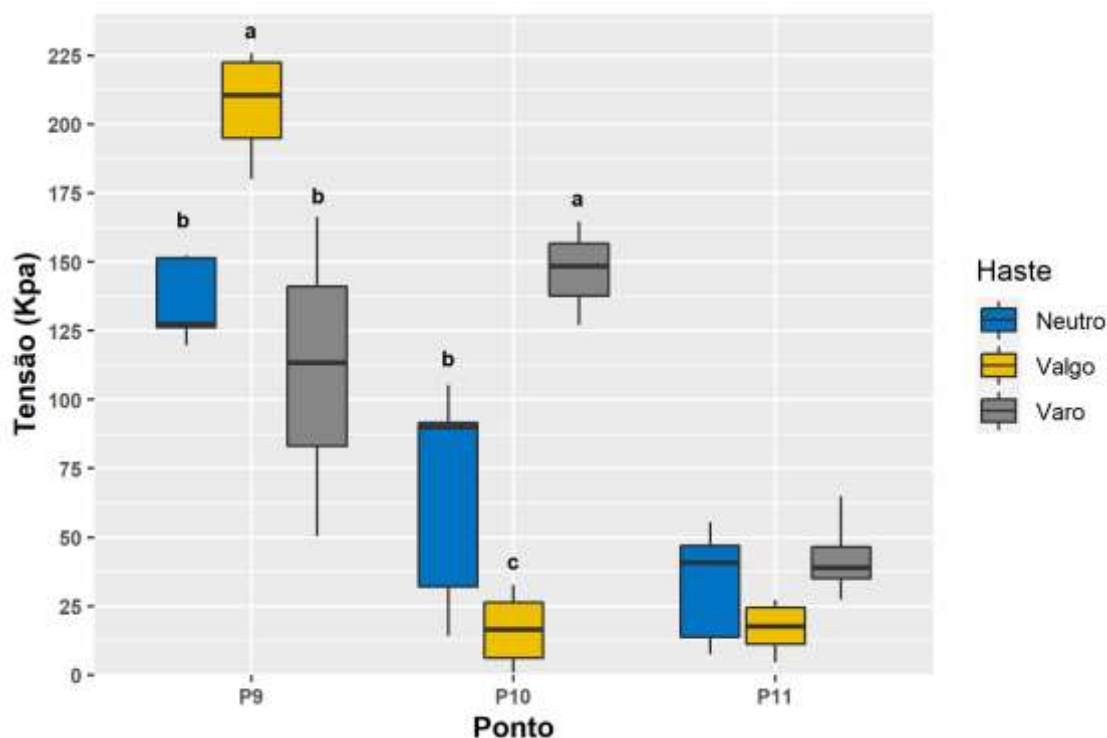


Figura 21. Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 3. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.

A figura 23, ilustra as tensões observadas na zona 1 nos três alinhamentos de haste, mostrando que em todos os pontos os valores foram estatisticamente iguais.

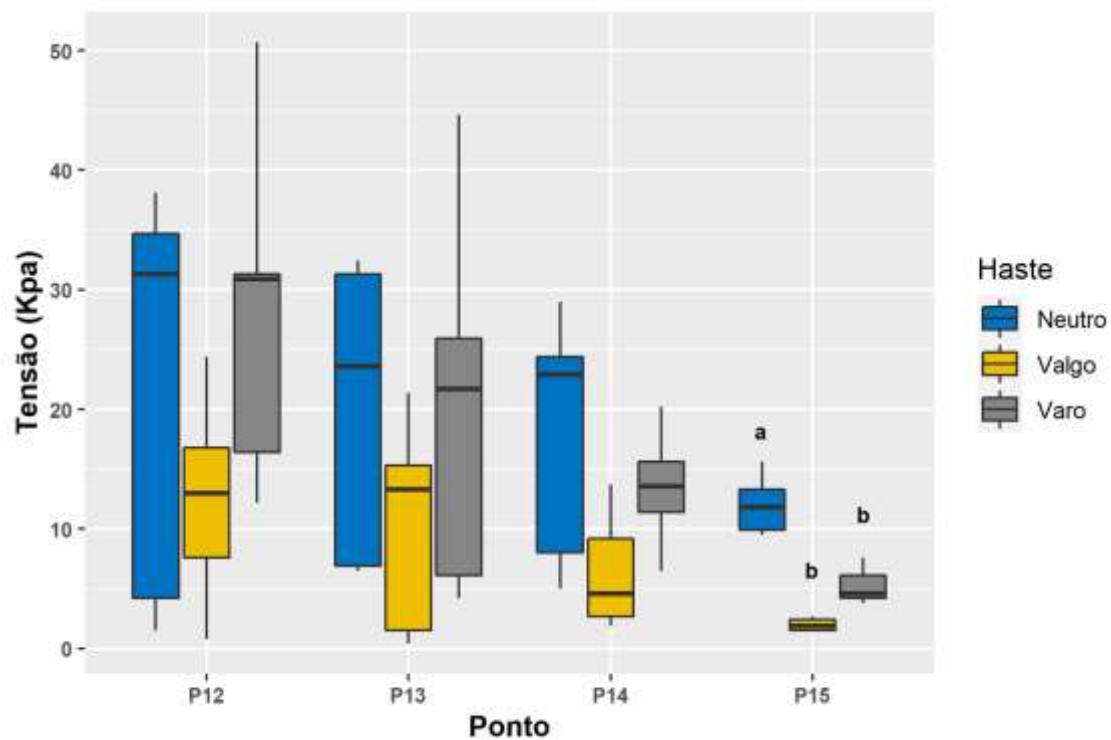


Figura 22. Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 2. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.

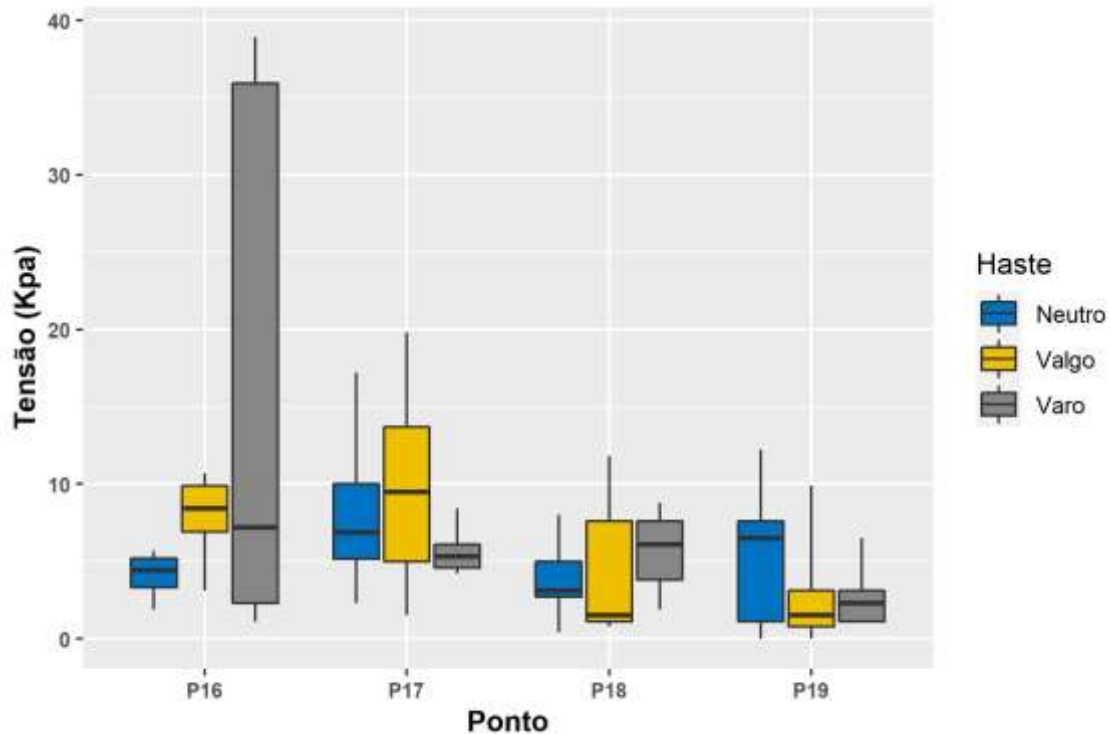


Figura 23. Boxplot da tensão interna (Kpa) nos diferentes pontos de fixação da zona 1. As letras do gráfico se referem a comparação entre as hastes dentro de cada ponto.

5. DISCUSSÃO

Este estudo analisou o efeito da implantação em alinhamento neutro, varo e valgo de haste femoral não cimentada com colar restritor medial, sobre as tensões internas exercidas pelo implante em moldes femorais de material fotoelástico. Embora existam estudos demonstrando influência direta do posicionamento da haste femoral nos resultados da ATQ cimentada e não cimentada (Mollan et al., 1984; Pernell et al., 1994; Gill et al., 1999), outros estudos sugerem que não há repercussões clínicas importantes, quando um alinhamento neutro não é obtido (Khalily & Lester, 2002; Beer et al., 2006; Kawaji et al., 2016; Brinkmann et al., 2017; Kutzner et al., 2017). Além disso, a influência de diferentes alinhamentos da haste femoral nas alterações ósseas, como *stress shielding* e hipertrofia cortical, como resultado da distribuição anormal de cargas no fêmur proximal, até o momento, não é totalmente compreendida (Kutzner et al., 2017). Dessa forma, não há diretrizes bem estabelecidas com relação às consequências do mau alinhamento da haste femoral, especialmente as não cimentadas.

Foi hipótese deste trabalho, que o posicionamento neutro da haste femoral apresenta melhor distribuição das forças de tensão no fêmur, reduzindo o risco de fraturas no cortex distal lateral e distal medial, assim como o “*stress shielding*” com consequente reabsorção óssea na porção proximal medial (calcar) ou ao redor do implante levando a soltura asséptica.

De forma geral, as diferenças na concentração de tensão interna (kPa) ocorreram nas zonas 5 e 3, e no ponto 8 da zona 4 nos três alinhamentos de haste femoral avaliados. Regiões correspondentes à porção próximo-medial do fêmur, incluindo região do calcar, e extremidade distal da haste (*tip*), respectivamente.

Atrofia óssea cortical da região próximo-medial do fêmur, atribuída à rigidez do implante e redução das tensões internas ao osso adjacente à haste, foi amplamente relatada (Boby et al., 1987; Huiskes et al., 1992; Huiskes, 1993). Estudos anteriores, indicaram diminuições significativas na magnitude da deformação longitudinal compressiva ao longo do córtex femoral próximo-medial após ATQ não cimentada (Huiskes et al., 1992; Pernell et al., 1994; Manley et al., 1995; Kim et al., 2012). Isso porque, as tensões e deformações no tecido ósseo dependem das cargas externas, da forma e da organização estrutural interna (Huiskes, 1993). Logo, quando a haste

femoral com propriedades mecânicas diferentes é implantada, as tensões e deformações dentro do osso remanescente mudam, mesmo que as cargas externas permaneçam as mesmas; surge então um processo de remodelação óssea adaptativa, mudando a forma e a organização estrutural interna para adaptar-se às novas exigências mecânicas (Huiskes, 1993). No presente estudo não houve análise do tipo de tensão interna (compressão ou tensão), entretanto, levando-se em consideração as características da distribuição de tensão no fêmur canino após a ATQ observada em estudo anterior (Cristofolini et al., 2003), podemos inferir que há melhor compartilhamento de carga na interface resina fotoelástica-haste quando há implantação da haste em alinhamento neutro comparativamente aos alinhamentos varo e valgo, já que a área correspondente à região próximo-medial do modelo mostrou menor concentração de tensão interna nos corpos de prova que receberam hastes em alinhamento varo e valgo. Em cães, reabsorção óssea de até 20% na região proximal do fêmur foi observada após seis meses da realização de ATQ (Boby et al., 1987).

Quando os pontos analisados na região próximo-medial do fêmur, zona 5, são comparados individualmente entre os alinhamentos neutro, varo e valgo, observa-se diferença no ponto 2, sendo a maior tensão observada no alinhamento neutro. Ainda na mesma zona, a haste em alinhamento neutro também diferiu estatisticamente do alinhamento varo nos pontos 3 e 4, apresentando maior tensão interna (kPa). Nessa região, também conhecida como calcar, há contato direto do colar restritor com o fêmur, evidenciando que o alinhamento neutro da haste permitiu melhor compartilhamento de cargas nesses pontos, diferentemente dos outros alinhamentos, especialmente o varo. Em estudo utilizando método de revestimento fotoelástico para avaliar os padrões de deformação na superfície femoral antes e depois da inserção de hastes femorais, foi demonstrado que a adição do colar, juntamente com uma haste reduzida, levou a uma tensão adicional da região medial proximal, com valor médio de tensão próximo ao observado no fêmur íntegro (Zhou et al., 1990). Ainda neste sentido, estudo realizado por Kawamoto e colaboradores (2019) utilizando a fotoelasticidade, mostrou diferença entre as tensões internas na região do calcar quando haste femoral para ATQ canina com adição de colar restritor, foi comparada a um modelo sem colar.

A associação entre maior incidência de reabsorção na região do calcar e a implantação da haste em alinhamento varo já foi relatada em humanos (McBeath et al., 1980) e cães (DeYoung & Schiller, 1992). De forma semelhante, o presente estudo mostrou menor tensão na região do calcar nas hastes em alinhamento varo, refletindo a menor tensão interna (kPa) transmitida ao osso adjacente à haste femoral nessa área. Dessa forma, o alinhamento varo pode produzir tensões alteradas ao redor do implante resultando em reabsorção óssea, que pode resultar em fraturas do trocânter menor (Pernell et al., 1994) afundamento da haste ou soltura asséptica (Huiskes, 1993). Na avaliação radiográfica da ATQ em cães, a osteopenia observada nessa região é chamada de arredondamento do colo medial, e caracteriza-se por perda de osso cortical, com mudança do ângulo agudo da osteotomia da cabeça e colo femorais para uma borda cônica em direção ao componente femoral (DeYoung & Schiller, 1992).

Diversos estudos têm investigado os padrões de deformação femoral sob carga em condições fisiológicas e após ATQ (Zhou et al., 1990; Pernell et al., 1994; Maquet et al., 1994). Em humanos, o fêmur intacto sob carga apresenta tensões axiais de compressão na face medial e de tração na face lateral (Maquet et al., 1994). Após a ATQ, a distribuição das tensões segue o mesmo padrão observado no fêmur intacto para hastes implantadas em alinhamento neutro e varo, já nas hastes em alinhamento valgo há uma inversão da distribuição, sendo observadas forças de tração na face medial e de compressão na face lateral (McBeath et al., 1980). Em cães, os padrões de deformação induzidos pela aplicação de carga externa após ATQ, estão alinhadas com o eixo do fêmur, medial e lateralmente, sendo observadas forças de tração lateralmente e de compressão medialmente (Cristofolini et al., 2003).

De acordo com Chamay e Tschantz (1972), o tecido ósseo sob tração leva a atrofia óssea por reabsorção no periósteo e osteólise intracortical, enquanto que o tecido ósseo sob compressão leva a hipertrofia óssea por aposição periosteal e endosteal. Dessa forma, a maior tensão interna observada nos pontos 2, 3 e 4 da haste em alinhamento neutro, pode estar relacionada à maior deposição óssea na região do calcar, o que reduz as complicações relacionadas à osteopenia nessa região, e aumenta a recomendação da implantação neste alinhamento.

As mudanças no compartilhamento de carga do fêmur após ATQ também resultam em concentração das tensões na extremidade distal da haste (Manley et al., 1995). Tais mudanças nas concentrações de estresse podem levar a osteopenia, hipertrofia cortical ou falha mecânica do fêmur nessa região, como resultado, podem ser observadas as fraturas por insuficiência femoral lateral (Gill et al., 1999).

É frequentemente assumido que a extremidade distal da haste iria exercer uma grande força lateral no osso, produzindo uma área de concentração de estresse (Zhou et al., 1990), isso ocorre, porque após a aplicação de carga axial na cabeça femoral, há uma força resultante, que promoveria uma rotação anti-horária da haste no sentido mediolateral. Isso explica, a maior tensão interna (kPa) observada na zona 3, e no ponto 8 da zona 4, em todos os alinhamentos estudados neste trabalho.

No presente estudo, as tensões internas observadas na zona 3 (extremidade distal da haste), foram diferentes nos pontos 9 e 10 para os três alinhamentos. No ponto 9 o alinhamento valgo apresentou a maior tensão interna, seguido pelos alinhamentos neutro e varo. McBeath e colaboradores (1980), observaram maior deformação do córtex femoral na região correspondente ao ponto 9 de nosso estudo, também em hastes femorais implantadas em alinhamento valgo, sendo a deformação observada, superior à do fêmur intacto. Considerando o fato de que há inversão da distribuição das tensões no fêmur com haste implantada em alinhamento valgo (McBeath et al., 1980), maior força de tração neste ponto poderia resultar em atrofia óssea nessa região (Chamay & Tschantz, 1972).

No ponto 10, houve maior concentração de tensão interna nos três alinhamentos, sendo os maiores valores observados no alinhamento varo seguido do neutro e finalmente valgo. Tal concentração de tensão no alinhamento varo, corrobora com os dados observados por Gill e colaboradores (1999) em um levantamento de casos de fratura femoral após ATQ em humanos. Neste estudo, hastes implantadas em alinhamento varo foram associadas a fraturas por insuficiência femoral lateral, como resultado da concentração de estresse na extremidade distal da haste, associado osteopenia, hipertrofia cortical ou insuficiência mecânica do fêmur. Outros autores também associaram o aumento das tensões na região distal da haste às fraturas que ocorreram nessa região, após quedas nos dias seguintes à implantação da haste (Maquet et al., 1994).

Na zona 2, apenas o ponto 15 apresentou diferença nas tensões internas (kPa), sendo o alinhamento neutro diferente dos alinhamentos varo e valgo, com valores superiores de tensão. Esse ponto está localizado justamente na transição entre a parte porosa e lisa da haste, fator que pode estar associada a maior concentração de estresse de tração, devido ao maior contato entre a resina fotoelástica (“osso”) e implante. Assim como observado por Bobyn e colaboradores (1987), em estudo histológico do remodelamento ósseo canino após ATQ, onde densificação do osso esponjoso, ocorreu próximo à junção das superfícies porosa e lisa de haste femoral canina, sugerindo que esta é uma região de concentração de estresse que resulta na formação óssea adaptativa.

A fotoelasticidade é um método experimental capaz de avaliar as tensões responsáveis por falha de uma estrutura (Mahler & Peyton, 1955), e tem sido utilizada com sucesso em investigações envolvendo a ATQ em humanos (Zhou et al., 1990; Maquet et al., 1994; Glisson et al., 2000; Cristofolini et al., 2003) e mais recentemente em cães (Kawamoto et al., 2019). Essa técnica apresenta correlação forte e quase linear com medidas obtidas por extensômetros, equipamentos utilizados rotineiramente em estudos de distribuição de tensões, na deformação do fêmur proximal após ATQ (Glisson et al., 2000).

Dentre as vantagens apresentadas pela técnica, podemos citar a capacidade de fornecer informações de deformação de cisalhamento em uma ampla área ao redor do implante, que não seriam detectáveis com o uso de extensômetros; menor custo e menor exigência de extenso tempo e conhecimento de computação (Glisson et al., 2000); além de menor variação intrínseca do material utilizado no estudo, reduzindo a influência da idade, espécie e do indivíduo, quando ossos provenientes de cadáveres são utilizados (Kawamoto et al., 2019).

Por outro lado, a técnica apresenta limitações que podem influenciar diretamente nos resultados. A incapacidade de mimetizar as diferenças entre osso cortical e esponjoso é uma delas, contudo, a localização das concentrações de tensões internas pode ser demonstrada com precisão (Aguilar Jr. et al., 2012). Outras limitações incluem, a mensuração da tensão apenas nos pontos predefinidos, enquanto a tensão é distribuída por todo o fêmur (Kawamoto et al., 2019), e não

determinação da influência do press-fit sobre as tensões observadas no modelo implantado (Cristofolini et al., 2003).

Algumas limitações decorrentes do delineamento experimental deste estudo também foram observadas. Diversas medidas foram tomadas para controlar o alinhamento mediolateral de acordo com o alinhamento dos diferentes grupos experimentais, contudo, não foram controlados o alinhamento da haste no sentido craniocaudal, tampouco a anteversão do colo femoral da haste, fatores que podem influenciar diretamente na distribuição das tensões internas no modelo fotoelástico. A determinação dos pontos para a mensuração da tensão interna nos modelos fotoelásticos foi outro fator limitante; os pontos foram determinados seguindo distância fixa da haste independente do alinhamento, porém, resultados diferentes poderiam ter sido observados caso os pontos fossem fixos as regiões do corpo de prova em resina fotoelástica. Adicionalmente, não realizamos a mensuração das tensões internas em um modelo de fêmur em material fotoelástico sem a inserção da haste, o que forneceria um padrão de distribuição normal a ser comparado com os modelos implantados. E por último, o uso da técnica de fotoelasticidade, não permitiu a reprodução da morfologia do canal femoral de cães, limitando as informações a respeito da influência dos alinhamentos da haste femoral, nos diferentes tipos de canal femoral.

Em estudos futuros sobre a influência dos diferentes alinhamentos da haste femoral na ATQ em cães, a investigação da influência das categorias femorais em cães (normal, chaminé e taça de champagne), da altura de corte da osteotomia de cabeça e colo femorais, assim como o *overhang* medial do trocânter maior em cães, na obtenção do alinhamento transoperatório e consequentes alterações nos padrões de deformação femoral, devem ser o ponto central das investigações .

CONCLUSÃO

Houve melhor distribuição das tensões internas no material fotoelástico, quando a haste foi aplicada em alinhamento neutro. O alinhamento varo, comparativamente aos outros alinhamentos, levou a menor tensão interna na região do calcar, que pode resultar em reabsorção óssea mais importante, devido ao remodelamento ósseo adaptativo resultante da menor compressão na face próximo-medial do fêmur. No

presente estudo, a região distal e distal medial da haste, apresentou as maiores tensões internas (kPa) nos diferentes alinhamentos, corroborando com os principais locais de fraturas após a ATQ.

REFERÊNCIAS

- 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.
- BEER, J.; MCKENZIE, S.; HUBMANN, M.; PETRUCCELLI, D.; WINEMAKER, M. Influence of cementless femoral stems inserted in varus on functional outcome in primary total hip arthroplasty. **Canadian Journal of Surgery**, v. 49, n. 6, p. 407-411, 2006.
- BERNADES, S. R.; ARAÚJO, C. A.; NEVES, F. D. Análise do campo de tensões em implantes dentários do tipo hexágono interno, hexágono externo e cone Morse usando a técnica fotoelástica. **Anais do 13º POSMEC – Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**, 2003. Uberlândia. p. 01-10.
- BOBYN, J.D.; BINNINGTON, A.G.; SZIVEK, S.J.A. The Effect of Proximally and Fully Porous-Coated Canine Hip Stem Design on Bone Modeling. **Journal of Orthopaedic Research**, v.5, p. 393-408, 1987.
- BRINKMANN, V.; RADETZKI, F.; GUTTECK, N.; DELANK, S.; ZEH, A. Influence of varus/valgus positioning of the Nanos® and Metha® short-stemmed prostheses on stress shielding of metaphyseal bone, **Acta Orthopaedica Belgica**, v. 83, n. 1, p. 57-66, 2017.
- BRODSKY, J. E.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L. L. Root typing: 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.
- CHAMAY, A.; TSCHANTZ, P. Mechanical Influences in Bone Remodeling Experimental Research on Wolff's Law. **J. Biomechanics**, v. 5, p. 173-180, 1972.
- CHEN, P. Q.; TURNER, T. M.; RONNIGEN, H.; GALANTE, J.; URBAN, R.; ROSTOKER, W. A Canine Cementless Total Hip Prosthesis Model. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 176, p.24 – 33, 1983.
- CRISTOFOLINI, L.; CAPPELO, A.; TONI, A. Experimental errors in the application of photoelastic coatings on human femurs with uncemented hip stems. *"Strain"*, 1994.

CRISTOFOLINI, L.; METTI, C.; VICECONTI, M. Strain patterns induced by press-fitting and by an external load in hip arthroplasty: a photoelastic coating study on bone models. **J. Strain Analysis**, v. 38, n.4, p. 289-301, 2003.

DEYOUNG, D. J; DEYOUNG, B. A.; ABERMAN, H. A.; KENNA, R. V.; HUNGERFORD, D. S. Implantation of Uncemented Total Hip Prosthesis: Technique and Initial Results of 100 Arthroplasties. **Veterinary Surgery**, v. 21, n. 3, p. 168 – 177, 1992.

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.

EGUND, N.; LIDGREN, L.; ÖNNERFÄLT, R. Improved positioning of the femoral stem with a centralizing device. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 61, n. 3, p. 236-239, 1990.

GILL, T. J.; SLEDGE, J.; ORLER, R.; GANZ, R. Lateral Insufficiency Fractures of the Femur Caused by Osteopenia and Varus Angulation: A Complication of Total Hip Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, vol. 14, no. 8, 1999.

GLISSON, R. R.; MUSGRAVE, D. S.; GRAHAM, R. D.; VAIL, T. P. Validity of Photoelastic Strain Measurement on Cadaveric Proximal Femora. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 122, p. 423-429, 2000.

GUERRERO, T. S. G.; MONTAVON, P. M. Zurich Cementless Total Hip Replacement: Retrospective Evaluation of 2nd Generation Implants in 60 Dogs. **Veterinary Surgery**, v. 38, p. 70 - 80, 2009.

HANSON, S.P.; PECK, J.N.; BERRY, C.R.; GRAHAM, J.; STEVENS, G. Radiographic evaluation of the Zurich cementless total hip acetabular component. **Veterinary Surgery**, v. 35, n. 6, p. 550-558, 2006.

HARRIS, W. H. Will Stress Shielding Limit the Longevity of Cemented Femoral Components of Total Hip Replacement. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 274, p. 120-123, 1992.

HUISKES, R.; WEINANS, H.; RIETBERGEN, B.V. The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 274, p.124-134, 1992.

HUISKES, R. STRESS SHIELDING AND BONE RESORPTION IN THA: CLINICAL VERSUS COMPUTER-SIMULATION STUDIES. **Acta Orthopaedica Belgica**, v. 59, s. 1, p. 118-129, 1993.

JAFFE, W. L.; HAWKINS, C. A. Normalized and Proportionalized Cemented Femoral Stem Survivorship at 15 Years. **The Journal of Arthroplasty**, v. 14, n. 6, p. 708-713, 1999.

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. **J Nippon Med Sch**, v.83, p. 223-227, 2016.

KAWAMOTO, F.Y.K.; MINTO, B.W.; DIOGO, L.M.I.; FARIA, L.G.; SHIMANO, A.C.; MACEDO, A.P.; CAMASSA, J.A.A.; DIAS, L.G.G. Photoelastic Analysis of Two Different Cementless Femoral Stems for Total Hip Arthroplasty in a Canine Model. **VCOT Open**, v.2, p. e36-342, 2019.

KHALILY, C.; LESTER, K. Results of a Tapered Cementless Femoral Stem Implanted in Varus. **The Journal of Arthroplasty**, v. 17 n. 4, p. 463-466, 2002.

KIM, N.S.; ALAM, M.R.; JEONG, I.S.; LEE, J.I.; CHOI, I.H. J. Total hip replacement in a dog. **Journal of Veterinary Sciences**, v. 6, n. 2, p. 169-171, 2005.

KORANI, H.M.; MARCELLIN-LITTLE, D.J.; ROE, S.C. Variability associated with assessing changes in position of a canine uncemented femoral stem prosthesis. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 28, n. 6, p. 409-416, 2015.

KUTZNER, K.P.; FREITAG, T.; DONNER, S.; KOVACEVIC, M.P.; BIEGER, R. Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in shortstem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA. **Arch Orthop Trauma Surg**, v.137, p. 431-439, 2017.

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.

MANLEY, P.A.; VANDERBY, 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, 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.

MARCELLIN-LITTLE, D. J.; DEYOUNG, B. A.; DOYENS, D. H.; DEYOUNG, D. J. Canine Uncemented Porous-Coated Anatomic Total Hip Arthroplasty: Results of a Long-Term Prospective Evaluation of 50 Consecutive Cases. **Veterinary Surgery**, v. 28, p. 10 - 20, 1999.

MCBEATH, A.A.; SCHOPLER, S.A.; NARECHANIA, R.G. Circumferential and Axial Strain in the Proximal Femur: Effect of Prosthesis Type e and Position. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.50, p. 301-305, 1980.

MENANI, L. R.; TIOSSI, R.; TORRES, E. M.; RIBEIRO, R. F.; ALMEIDA, R. P. Photoelastic stress analysis of diferent designs of cement-retained fixed partial dentures on morse taper oral implants. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 22, n. 2, p. 674-78, 2011.

MOLLAN, R. A. B.; WATTERS, P. H.; STEELE, R.; McCLELLAND, F. R. C. S. Failure of the Femoral Component in the Howse Total Hipi Artroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 190, p. 142-147, 1984.

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. Technique for Canine Total Hip Replacement. **Veterinary Surgery**, v. 10, p. 44 – 50, 1981.

PERNELL, R.T.; GROSS, R.S.; MILTON, J.L.; MONTGOMERY, R.D.; WENZEL, J.G.W.; SAVORY, C.G.; ABERMAN, H.M. Femoral Strain Distribution and Subsidence After Physiological Loading of a Cementless Canine Femoral Prosthesis: The Effects of Implant Orientation, Canal Fill, and Implant Fit. **Veterinary Surgery**, v.23, p. 503-518, 1994.

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.

SERRATO, S.A.A.; REZENDE, C.M.F.; VIEIRA, G.L.T.; CARDONA, L.A. Prótesis coxofemoral en caninos: reacción tisular y métodos de evaluación radiográfica. *Revista de Medicina Veterinária*, v. 15, p. 9-19, 2008.

TOMLINSON, j.; FOX, D.; COOK, J. L.; KELLER, G. G. Measurement of Femoral Angles in Four Dog Breeds. **Veterinary Surgery**, v. 36, p. 593–598, 2007.

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.

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.