



DANIEL MUNHOZ GARCIA PEREZ NETO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE
RECAPEAMENTO DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL
EM CÃES – ESTUDO *EX VIVO***

LAVRAS – MG

2021

DANIEL MUNHOZ GARCIA PEREZ NETO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE
RECAPEAMENTO DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL EM
CÃES – ESTUDO *EX VIVO***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, área de concentração em Clínica, Cirurgia e Patologia Veterinária, para a obtenção do título de Mestre.

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi
Orientador

Profa. Dra. Ruthnea Aparecida Lazaro Muzzi
Coorientador

LAVRAS – MG

2021

**Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da Biblioteca
Universitária da UFLA, com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).**

Perez Neto, Daniel Munhoz Garcia.

Avaliação biomecânica de prótese de recapeamento da
articulação coxofemoral em cães - estudo *ex vivo* / Daniel Munhoz
Garcia Perez Neto. - 2021.

63 p. : il.

Orientador(a): Leonardo Augusto Lopes Muzzi.

Coorientador(a): Ruthnéa Aparecida Lazaro Muzzi.

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de
Lavras, 2021.

Bibliografia.

1. Displasia coxofemoral. 2. Prótese de quadril. 3. Ensaio
biomecânico. I. Muzzi, Leonardo Augusto Lopes. II. Muzzi,
Ruthnea Aparecida Lazaro. III. Título.

DANIEL MUNHOZ GARCIA PEREZ NETO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE
RECAPEAMENTO DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL EM
CÃES – ESTUDO *EX VIVO***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, área de concentração em Clínica, Cirurgia e Patologia Veterinária, para a obtenção do título de Mestre.

APROVADO em 09 de abril de 2021.

Prof. Dra. Ruthnéa Aparecida Lázaro Muzzi – DMV/UFLA

Prof. Dr. Fábio Lúcio Santos – DEG/UFLA

Prof. Dr. Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto – UNILAVRAS

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi
Orientador

LAVRAS

2021

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me iluminado e pela oportunidade de realizar esse trabalho.

Agradeço à minha família, por me apoiar em todos os momentos da minha vida, muito obrigado pelo amor, exemplo e suporte! Amo vocês!

À Mayumi, minha companheira por estar comigo sempre! Amo você!

À Universidade Federal de Lavras por todas as oportunidades de conhecimento e experiências para a minha formação profissional.

Aos meus amigos pelos momentos de descontração e risadas.

Ao meu orientador Prof. Dr. Leonardo Muzzi, por me mostrar o melhor caminho, pelos ensinamentos, oportunidades e confiança.

Ao Prof. Dr. Fábio Lúcio Santos, pela disponibilidade, ensinamentos, paciência e ajuda nos testes.

À empresa Reabilitech, por apresentarem interesse no desenvolvimento e melhoria do implante, realização de mudanças necessárias, por todo suporte e fornecimento de insumos para realização do projeto.

Ao setor de Diagnóstico por Imagem da UFLA e aos residentes Lucas e Renata pelo auxílio nas radiografias.

Aos setores de Patologia Veterinária e de Cirurgia Veterinária da UFLA pelo auxílio com os ossos e disponibilidade do espaço para preparo e armazenamento das amostras.

Aos funcionários do HV-UFLA, por proporcionar um ambiente ideal para que esse trabalho experimental e toda a rotina hospitalar ocorressem.

Aos membros da banca de exame de qualificação, Prof^ª. Ruthnéa Muzzi e Prof^ª. Luciane dos Reis Mesquita, por toda colaboração e melhoria no desenvolvimento do projeto.

Aos membros da banca examinadora Prof. Fábio Santos, Prof. Fernando Kawamoto e Prof^ª. Ruthnéa Muzzi, pelo aceite e colaboração neste trabalho.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias e demais pós-graduandos que contribuíram com esse trabalho.

Aos residentes do HV-UFLA pela amizade e suporte.

A Malu, por toda a alegria e carinho nos momentos de intenso trabalho.

A todos que contribuíram de alguma forma com este trabalho. Muito obrigado!

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

“A criatividade é pensar coisas novas. A inovação é fazer coisas novas.” (Theodore Levitt)

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE RECAPEAMENTO DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL EM CÃES – ESTUDO *EX VIVO*

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar por meio de teste biomecânico o implante femoral da prótese de artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral (HRA) em ossos de cães. Foram selecionados 20 cadáveres de cães adultos com peso entre 30kg e 50 kg, que vieram a óbito por causas não relacionadas a doenças ortopédicas. Ambos os ossos femorais foram removidos e conservados congelados para realização dos testes. Em cada par de fêmures obtidos do mesmo animal, em um fêmur foi realizada a implantação da prótese HRA, sendo esta amostra integrante do grupo 1 – prótese (n=20); enquanto o fêmur contralateral permaneceu intacto, sendo esta amostra integrante do grupo 2 – controle (n=20). Todas as amostras femorais foram submetidas ao ensaio biomecânico de compressão axial, onde foram analisadas as variáveis força máxima (FM), força na ruptura (FR), deformação na força máxima (DFM), deformação na ruptura (DR) e rigidez (k). Após o ensaio biomecânico, as amostras femorais foram radiografadas para avaliação do comportamento de falha dos corpos de prova. Os valores obtidos apresentaram distribuição normal e foram submetidos ao teste t Student independente para avaliação comparativa entre os dois grupos. O grupo controle exibiu valores significativamente maiores para as variáveis FM e FR em comparação ao grupo com prótese. No entanto, as forças suportadas pelas amostras com prótese foram superiores às forças fisiológicas impostas à articulação coxofemoral do cão *in vivo*. Nas demais variáveis analisadas, DFM, DR e k, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos. Os corpos de prova apresentaram comportamento de falha semelhante entre os grupos, com ocorrência de fratura na região do colo femoral. Conclui-se que a prótese HRA demonstrou desempenho biomecânico satisfatório em ossos femorais de cães.

Palavras-chave: Displasia coxofemoral. Prótese de quadril. Ensaio biomecânico

BIOMECHANICAL EVALUATION OF HIP RESURFACING PROSTHESIS IN DOGS – *EX VIVO* STUDY

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate a prosthesis for hip resurfacing arthroplasty (HRA) in femoral bones of dogs by biomechanical test. Twenty cadavers of adult dogs weighing between 30kg and 50kg who died from causes unrelated to orthopedic diseases were selected. In the dogs both femoral bones were removed and kept frozen for testing. In each pair of femurs obtained from the same animal, the implantation of HRA prosthesis was performed in a femur and this sample was included in group 1 - prosthesis (n=20), while the contralateral femur remained intact and this sample was included in group 2 - control (n=20). All femoral samples were submitted to the axial compression biomechanical test and the ultimate strength (US), fracture strength (FS), maximum strength deformation (MSD), fracture deformation (FD) and strain (k) variables were evaluated. After the biomechanical test, the femoral bones were radiographed to assess the failure features of the samples. The data showed normal distribution and were submitted to the independent Student t test for comparative analysis between the groups. The control group showed significantly higher values for the variables US and FS compared to the prosthesis group. However, the forces supported by the prosthetic samples were superior to the physiological forces imposed on the hip joint of a dog *in vivo*. Regarding to other variables analyzed, such as MSD, FD and k, no significant differences were found between the two groups. Bone samples showed similar failure features in both groups, with the occurrence of fractures in the femoral neck area. In conclusion, the HRA prosthesis showed appropriate biomechanical performance in femoral bones of dogs.

Key words: Hip dysplasia. Hip prosthesis. Biomechanical test

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

- Figura 1 Imagens esquemáticas de modelos de próteses da articulação coxofemoral de cães.
 A: Prótese de haste curta rosqueada de implantação no fêmur proximal, modelo Helica; B: Prótese femoral de THA (*Total Hip Arthroplasty*) convencional, com implantação da haste não cimentada no canal medular femoral; C: Prótese femoral de THA convencional, com implantação da haste cimentada no canal medular femoral (Harper, 2017)..... 26
- Figura 2 Imagem de prótese comercial para artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral (HRA) de utilização na medicina, modelo Conserve® Plus - MicroPort Orthopedics Inc. O implante acetabular é composto por duas 2 peças: o componente metálico que fica em contato com a superfície óssea possui tratamento externo de titânio poroso e o componente interno que forma a superfície articular é de polietileno reticulado. O componente femoral é feito de cobalto-cromo, apresenta formato hiperesférico oco e possui uma haste central (Pritchett, 2016)..... 26

CAPÍTULO 2

- Figura 1 A: Imagem fotográfica de fêmur canino após remoção dos tecidos moles adjacentes, sendo preservada a superfície articular da cabeça femoral; e B: Imagem radiográfica de fêmur canino na projeção craniocaudal, com magnificador, realizada após a coleta dos ossos para seleção de amostras sem alterações ósseas..... 35
- Figura 2 Implante femoral da prótese HRA canina. Imagem da superfície interna com haste central (A) e superfície externa articular (B)..... 36

Figura 3	Implante acetabular da prótese HRA canina. Componente externo com superfície microporosa e abas para fixação com parafusos (A), e componente interno de polietileno de alta densidade (B).....	36
Figura 4	Instrumental cirúrgico para implantação do componente femoral da prótese HRA: guia de perfuração (1), broca com limitador de profundidade (2), fresa plana (3), fresa chanfrada (4), broca copo (5) e pinça goiva (6).....	37
Figura 5	Imagens da sequência do procedimento de implantação do componente femoral da prótese HRA (<i>Hip resurfacing arthroplasty</i>): A: Após fixação da base do fêmur, um orifício guia foi perfurado na cabeça e colo femoral com a utilização de broca e guia de perfuração; B: A cabeça femoral foi fresada inicialmente com fresa plana; C: A cabeça femoral foi fresada em seguida com fresa chanfrada; D: Depois da fresagem, cabeça e colo femoral foram brocados com broca copo; E: Os remanescentes ósseos foram removidos com pinça goiva; F: Aspecto final após preparo da cabeça e colo femoral para implantação da prótese.....	38
Figura 6	Imagem fotográfica de fêmur canino após o procedimento de implantação do componente femoral da prótese HRA.....	39
Figura 7	Imagem radiográfica de fêmur canino na projeção craniocaudal realizada após o procedimento de implantação do componente femoral da prótese HRA.....	39
Figura 8	Imagem fotográfica do mecanismo constituído por caixa metálica e parafusos utilizado para estabilização óssea durante o ensaio biomecânico de compressão.....	40
Figura 9	Imagem fotográfica da máquina de ensaio universal, prensa INSTRON EMIC 23-20 [®] , com célula de carga de 20000N, utilizada para teste biomecânico de compressão de fêmur implantado com prótese HRA.....	41

- Figura 10 Imagens radiográficas de duas amostras de fêmures caninos após implantação da prótese HRA, demonstrando o posicionamento da haste central da prótese (linha verde) em relação ao eixo do colo femoral (linha vermelha). A: Prótese implantada em posicionamento neutro; B: Prótese implantada em posicionamento valgo..... 43
- Figura 11 Imagens radiográficas de par de fêmures caninos após teste de compressão axial da amostra com prótese HRA (A) e da amostra controle do respectivo antímero femoral (B). Evidencia-se falha biomecânica com linha de fratura no colo femoral em ambas as amostras (setas)..... 49

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 2

Tabela 1	Antímero femoral na qual a prótese HRA foi implantada e posicionamento do eixo da prótese em relação ao eixo do colo femoral.....	42
Tabela 2	Valores das variáveis avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA e grupo controle. Valores correspondentes das variáveis resultantes estão expressos em média \pm desvio padrão. Valor p definido pelo teste t de Student para amostras independentes.....	44

LISTA DE GRÁFICOS

CAPÍTULO 2

- Gráfico 1 Representação gráfica dos valores das variáveis força máxima, deformação na força máxima, força na ruptura, deformação na ruptura e rigidez, avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons, mm = milímetros, N/mm = Newtons por milímetros..... 45
- Gráfico 2 Representação gráfica dos valores da variável força máxima avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons..... 46
- Gráfico 3 Representação gráfica dos valores da variável deformação na força máxima avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). mm = milímetros..... 46
- Gráfico 4 Representação gráfica dos valores da variável força na ruptura avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons.. 47
- Gráfico 4 Representação gráfica dos valores da variável força na ruptura avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons.. 47
- Gráfico 5 Representação gráfica dos valores da variável deformação na ruptura avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). mm = milímetros..... 47

- Gráfico 6 Representação gráfica dos valores da variável rigidez avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N/mm = Newtons/milímetros..... 48
- Gráfico 7 Representação gráfica dos valores de força x deformação avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmures com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho) de um mesmo animal (par de fêmures da amostra nº 20). Nesta amostra, ocorreu redução de 26,55% da deformação da força máxima e redução de 13,79% da deformação na ruptura na amostra com prótese. N = Newtons, mm = milímetros..... 48

LISTA DE ABREVIATURAS

kg	Quilograma
Kv	Quilovolt
mA	Miliampère
mA/s	Miliampère por segundo
mm	Milímetro
N	Newton

LISTA DE SIGLAS

AA	Ângulo acetabular
AN	Ângulo de Norberg
AS	Ângulo de subluxação
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i> (sociedade americana para testes e materiais)
AR	Ângulo de redução
BHR	<i>Birmingham hip resurfacing</i> (recapeamento da articulação coxofemoral Birmingham)
CEUA	Comitê de Ética no Uso de Animais
Cr-Co-Mo	Aço cromo cobalto molibdênio
DAD	Doença articular degenerativa
DARA	Ângulo da rima acetabular dorsal
DCF	Displasia coxofemoral
DFM	Deformação na força máxima
DR	Deformação na ruptura
FM	Força máxima
FR	Força de ruptura
HRA	<i>Hip resurfacing arthroplasty</i> (artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral)
HV	Hospital Veterinário
k	Rigidez
Ltda	Limitada
OA	Ostaoartrite
ODP	Osteotomia pélvica dupla
OTP	Osteotomia pélvica tripla
SPJ	Sinfisiodese púbica juvenil
TC	Tomografia computadorizada
THA	<i>Total hip arthroplasty</i> (artroplastia total da articulação coxofemoral)
UFLA	Universidade Federal de Lavras
UHMWPE	<i>Ultra-high molecular weight polyethylene</i> (polietileno de super alto peso molecular)

LISTA DE SÍMBOLOS

$\%$	Porcentagem
$^\circ$	Graus
\leq	Menor ou igual a
\geq	Maior ou igual a
$>$	Maior que
$<$	Menor que
$=$	Igual

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO GERAL.....	19
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	20
2.1 Anatomia.....	20
2.2 Etiopatogenia.....	21
2.3 Diagnóstico	21
2.4 Tratamento	23
2.5 Prognóstico	27
Referências bibliográficas	29
CAPÍTULO 2 – AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE RECAPEAMENTO DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL EM CÃES – ESTUDO <i>EX VIVO</i>	
1 INTRODUÇÃO.....	32
2 METODOLOGIA.....	34
3 RESULTADOS.....	41
4 DISCUSSÃO	49
5 CONCLUSÃO.....	54
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56
ANEXOS.....	61

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO GERAL

1 INTRODUÇÃO

A displasia coxofemoral (DCF) canina é considerada uma doença do desenvolvimento articular, caracterizada pela subluxação ou luxação completa da cabeça femoral em relação ao acetábulo em pacientes jovens, e osteoartrite (OA) de grau variado em pacientes senis. Fatores hereditários e ambientais possuem importância no desenvolvimento das anormalidades ósseas e dos tecidos moles adjacentes. A afecção é geralmente bilateral, possui causas multifatoriais e a sintomatologia é variável, o que dificulta o diagnóstico precoce para utilização de técnicas terapêuticas específicas.

A principal sintomatologia clínica da DCF é a dor, que com a evolução do quadro leva à OA e incapacidade físico-funcional da articulação, porém, nem sempre a sintomatologia clínica condiz com as alterações observadas em exames complementares de imagem. Cães de porte grande e gigante em diversas idades são os principais acometidos, e os tratamentos clínicos e/ou cirúrgicos são utilizados com o objetivo de reduzir a evolução da OA e a sintomatologia clínica, para alívio dos sinais dolorosos e melhoria na qualidade de vida do paciente.

São descritos diversos métodos cirúrgicos para tratamento da DCF canina. A artroplastia total da articulação coxofemoral (*Total hip arthroplasty* - THA) é um procedimento ortopédico que oferece resultados satisfatórios na recuperação de pacientes caninos afetados pela doença. Nesta técnica cirúrgica realiza-se a substituição total da cabeça e colo femoral e do acetábulo por próteses. Em geral, a implantação de próteses THA é um procedimento cirúrgico complexo e de elevado custo. Há outros modelos de próteses para articulação coxofemoral, como exemplo a prótese de artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral (*Hip resurfacing arthroplasty* - HRA), na qual realiza-se técnica cirúrgica mais conservadora na implantação da prótese femoral. Na medicina, este modelo de prótese apresenta melhores resultados em pacientes jovens que exercem atividade de alto impacto.

Este estudo teve o objetivo de avaliar por meio de teste biomecânico uma prótese de recapeamento da articulação coxofemoral (HRA) em ossos femorais conservados de cadáveres caninos, para avaliação da aplicabilidade do implante no osso e da resistência do sistema implante-osso no segmento femoral. Formulou-se a hipótese que a prótese HRA utilizada no componente femoral apresenta viabilidade de implantação e elevada resistência mecânica.

Esta dissertação está dividida em duas partes. Na primeira parte está apresentado um referencial teórico a respeito da displasia coxofemoral canina, abordando anatomia,

etiopatogenia, possibilidades de tratamento e prognóstico. Na segunda parte está descrito o trabalho científico “avaliação biomecânica de prótese de recapeamento da articulação coxofemoral em cães – estudo *ex vivo*”. Este trabalho já se encontra redigido na forma de artigo científico para posterior envio para publicação.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

DISPLASIA COXOFEMORAL EM CÃES

2.1 Anatomia

A articulação coxofemoral é classificada como diartrose (sinovial), do tipo esferoide ou enartrose, que possui movimentação triaxial, formada pela cabeça femoral e acetábulo, sendo este último um componente hemisférico/elipsoide, localizado no terço caudal da pelve, entre o ílio e o ísquio (PALASTANGA, 2000). É uma articulação sinovial que se apresenta estável em grande amplitude de movimentos (DYCE, 2009).

A porção proximal do fêmur é constituída pela cabeça, colo e três trocânteres (maior, menor e terceiro). A fôvea da cabeça do fêmur é uma área de depressão localizada na porção caudomedial da cabeça femoral e onde se insere o ligamento da cabeça do fêmur. A cápsula articular é um tecido espesso e tenso que reveste a cabeça femoral e circunda a articulação coxofemoral, e a porção cranial do colo femoral também é recoberta pela cápsula. O acetábulo encontra-se na união dos ossos do ílio, ísquio e púbis. É uma cavidade hemisférica que aloja a cabeça femoral. O acetábulo possui uma região articular, a superfície semilunar, que é uma estrutura em forma de ferradura revestida por cartilagem articular; e uma região não articular, que é a fossa acetabular, uma área côncava, rugosa e delgada situada no centro da superfície semilunar. Esta área é o ponto de inserção para o ligamento da cabeça do fêmur. A parte medial da borda é parcialmente interrompida pela incisura acetabular (MANTLEY, 1998).

As estruturas responsáveis pela estabilização primária da articulação coxofemoral são o ligamento da cabeça do fêmur e a cápsula articular. Já a estabilização secundária é obtida pela musculatura regional, dentre os músculos se destacam os glúteos (superficial, médio e profundo), iliopsoas, quadrado, gêmeo e obturadores (interno e externo) (VEZZONI, 2008). A estabilidade secundária varia de acordo com a contração dos grupos musculares e esses, por sua vez, variam de acordo com a fase da deambulação: na fase de apoio ou sustentação do peso, os músculos que

contraem são os glúteos, adutor magno, bíceps femoral, semimembranoso e semitendinoso; enquanto na fase de balanço, os músculos que contraem são, reto femoral, sartório e iliopsoas (SMITH, 2017).

A inervação sensorial da articulação coxofemoral em cães é formada pelos nervos glúteo cranial, isquiático, femoral e obturador. A cápsula articular possui terminações nervosas sensoriais em abundância (HASSAN, 2016), explicando a sensibilidade dolorosa como importante sintomatologia clínica da displasia coxofemoral canina (SCHMAEDECKE, 2008).

2.2 Etiopatogenia

A DCF é a doença ortopédica de origem não traumática mais frequente em cães de raças grandes com crescimento rápido. Os principais fatores associados à etiologia da doença são hereditariedade, nutrição, influência hormonal e meio ambiente (MORAES, 2015). É uma afecção influenciada por forças biomecânicas irregulares distribuídas que acarretam no desenvolvimento inadequado da articulação coxofemoral (SOUZA, 2019). É caracterizada pela falta de congruência entre as superfícies articulares da cabeça femoral e do acetábulo, que leva ao desenvolvimento de OA em graus variados (VEZZONI, 2008).

A DCF é uma doença que decorre de grau variável de frouxidão da articulação coxofemoral. Filhotes afetados nascem com as articulações coxofemorais aparentemente normais, porém a frouxidão dos tecidos moles de suporte causa instabilidade articular, o que ocasiona efusão articular, estiramento da cápsula articular e frouxidão do ligamento da cabeça femoral. Dessa forma, estes eventos provocam subluxação da cabeça femoral em relação ao acetábulo e são as causas mais prováveis de dor em pacientes jovens (MIQUELETO, 2013). A incongruência articular afeta a modelagem do acetábulo e da cabeça femoral, resultando no arrasamento acetabular e deformação da cabeça femoral, agravando ainda mais a instabilidade na articulação (MINTO, 2012; LINN, 2017), levando inevitavelmente à OA em pacientes adultos (VEZZONI, 2017). A doença articular causada pela DCF é classificada como osteoartrite secundária, pois ocorre como processo de doenças ou lesões subjacentes (ANDERSON, 2020).

Esse fenômeno ocorre devido a Lei de Wolff, em que o osso é um tecido sólido que está constantemente sendo submetido ao estresse que condiciona seu desenvolvimento e arquitetura estrutural, determinando assim sua hipotrofia ou hipertrofia (WOLFF, 1986). Outras teorias citam o efeito mecânico como estimulador do desenvolvimento e modelamento ósseo (BASSET, 1965).

2.3 Diagnóstico

No diagnóstico, é necessária a realização de exame físico minucioso para localização da

lesão e descarte de outras afecções ortopédicas e/ou neurológicas. Na inspeção visual, observa-se hipotrofia muscular por desuso dos membros pélvicos acometidos. Durante a marcha pode-se observar balanço irregular do quadril ou da coluna vertebral, ou ainda marcha rígida e curta pela redução da amplitude dos movimentos articulares. Há destacado deslocamento de peso para os membros torácicos, levando à hipertrofia da musculatura desses membros (DECAMP, 2016). A sintomatologia dolorosa é observada na manipulação da articulação coxofemoral, principalmente ao se movimentar o membro em amplitudes extremas. Nos casos com OA avançada é percebida crepitação acentuada durante a movimentação articular (SCHULZ, 2014).

Testes semiquantitativos, tais como Barlow e Ortolani, devem ser realizados. Para a realização dos testes, o paciente deve permanecer em decúbito lateral com a articulação coxofemoral a ser avaliada voltada para cima e em orientação neutra, e então uma mão é colocada sobre a articulação do joelho e a outra é colocada no aspecto dorsal da pelve e coluna vertebral para fornecer estabilização. No teste de Barlow, o membro é aduzido e uma força de compressão direcionando o fêmur proximalmente é realizada a fim de promover a subluxação laterodorsal da cabeça femoral. Com a articulação subluxada, se realiza o teste de Ortolani, abduzindo o membro e realizando compressão medial do trocânter maior do fêmur, a fim de observar a redução da subluxação, e neste momento ouve-se e/ou sente-se um estalo que sinaliza a redução articular, sendo interpretado como positivo para o teste de Ortolani, sugerindo frouxidão da articulação coxofemoral (SCHULZ, 2014). Com os testes de Barlow e Ortolani, quando realizados com sob anestesia geral, podem ser obtidos os ângulos de grande importância para planejamento cirúrgico da osteotomia dupla e tripla de pelve, sendo eles o ângulo de subluxação (AS) e o ângulo de redução (AR) articular, respectivamente (VEZZONI, 2017).

No exame ortopédico, o AR aumenta à medida que a frouxidão articular aumenta, e o AS aumenta à medida que a borda acetabular é perdida devido ao desgaste. À medida que a cápsula articular se torna espessa devido à fibrose e osteófitos acetabulares são formados, a mensuração clínica dos ângulos pode ser subestimada. Além disso, o sinal de Ortolani pode não ser de fácil mensuração devido às alterações acetabulares e possível subluxação permanente, sendo que estas alterações são típicas de DCF crônica (DUELAND, 2010). Ocasionalmente, os cães jovens podem apresentar AR positivo, como por exemplo de 15 graus, mas com AS de 0 grau. Isso pode representar uma situação de frouxidão passiva devido à idade jovem e, embora tenha ausência de sinais clínicos, deve-se realizar um monitoramento deste paciente para percepção de futuras alterações degenerativas (MORAES, 2015).

Outra importante ferramenta para diagnóstico da frouxidão da articulação coxofemoral é a mensuração do ângulo de Norberg (AN), que é uma medida da frouxidão articular. É obtido a

partir da radiografia do quadril e é calculado traçando uma linha ligando os centros das cabeças femorais e, deste mesmo ponto, para a borda cranio lateral do acetábulo ipsilateral. Assim, tem-se o ângulo de Norberg, que como referência de uma articulação normal este deve apresentar ≥ 105 graus (VEZZONI, 2017).

Para o diagnóstico definitivo pelo Colégio Brasileiro de Radiologia Veterinária são necessárias radiografias obtidas com o paciente bem posicionado, geralmente sob anestesia ou sedação profunda, de maneira que possam ser visibilizados adequadamente cabeça e colo femorais, além do bordo acetabular e o paciente deve ter idade superior a 24 meses de idade. Nestas imagens radiográficas é aplicado um sistema de classificação do grau de displasia existente (BETTINI, 2007).

A radiografia é o método de diagnóstico por imagem mais utilizado para o diagnóstico da DCF. Como os sinais radiográficos característicos da AO levam tempo para se desenvolver no paciente displásico, a presença precoce de subluxação articular e os dados obtidos nas técnicas quantitativas e qualitativas de mensurações de ângulos e índices, possuem valor preditivo de desenvolvimento de OA futura decorrente da DCF. Dentre essas técnicas destaca-se o índice de distração obtido pelo sistema PennHIP (*Pennsylvania Hip Improvement Program*) que define índices de compressão e distração, sendo o último o melhor índice preditivo para desenvolvimento da DCF (DECAMP, 2016; VEZZONI, 2017).

Com o uso da tomografia computadorizada (TC) é mais facilmente calculado o ângulo da rima acetabular dorsal (DARA) e ângulo acetabular (AA). Esses ângulos são possíveis de serem mensurados pela imagem radiográfica, porém devido à dificuldade de posicionamento do paciente e de obtenção da projeção radiográfica craniocaudal ao osso coxal (VEZZONI, 2008), a acurácia dos resultados com a TC é superior à radiografia. Esses ângulos são os melhores parâmetros para identificação de alterações acetabulares em animais jovens (LINN, 2017).

2.4 Tratamento

Como medidas de controle e prevenção da DCF, são descritas duas estratégias principais. Uma delas é o controle genético, visando reduzir a prevalência da afecção nas gerações futuras, realizando a seleção de reprodutores não suscetíveis para a DCF. Outra estratégia é a medicina preditiva, que visa o diagnóstico precoce e implementação de medidas preventivas ou que retardem a progressão e sintomatologia da doença (VEZZONI, 2017).

Atualmente, a abordagem ao cão displásico deve ser multimodal e focada em melhorar a função articular, reduzir os sinais clínicos de dor, melhorar o movimento e a força da articulação coxofemoral, e prevenir, retardar ou minimizar a progressão da AO (SILVA JÚNIOR, 2020;

CUERVO 2020).

Os objetivos do tratamento clínico são a redução da sintomatologia dolorosa, melhoria funcional do membro e retardo no processo articular degenerativo, que é baseado na terapia médica para tratamento da AO, sendo considerado tratamento paliativo (VEZZONI, 2017). Uma possibilidade é a utilização de analgésicos e anti-inflamatórios não esteroidais, visando o conforto e melhoria clínica do paciente (MOLINA, 2014). Alternativas não medicamentosas também possuem bons resultados, como o controle de peso do animal, atividade física controlada, fisioterapia, evitar a deambulação em pisos escorregadios e acupuntura (ROCHA, 2008).

Como possibilidades cirúrgicas, são descritas inúmeras técnicas para a melhoria clínica do paciente. Dentre elas estão sinfisiodesse púbica juvenil, osteotomia dupla e tripla de pelve, denervação acetabular, ostectomia de cabeça e colo femoral e substituição total do quadril. A escolha da técnica deve ser individual para cada paciente, levando em consideração fatores como a idade, porte e presença de AO (MINTO, 2012).

A sinfisiodesse púbica juvenil é uma técnica de execução simples e capaz de melhorar a congruência entre a cabeça femoral e o acetábulo durante o crescimento de cães jovens displásicos. A técnica cirúrgica consiste na interrupção iatrogênica do crescimento dos ossos púbicos, produzindo com isto, a rotação acetabular ventrolateral, resultando em melhor cobertura da cabeça femoral pelo acetábulo (VEZZONI, 2008). A técnica tem o fator limitante de oferecer bons resultados quando utilizada em pacientes com até cinco meses de idade (DUNLAP, 2018).

A osteotomia pélvica dupla ou tripla objetiva o reposicionamento do acetábulo sobre a cabeça femoral com a realização de osteotomias pélvicas e estabilização óssea com placa própria angulada especificamente para cada hemipelve. A técnica promove a ventroversão acetabular, restabelecendo a congruência entre acetábulo e cabeça femoral, possibilitando maior estabilidade da articulação (MORAES, 2015). É indicada para cães jovens, entre quatro e oito meses de idade, os quais demonstram sinais clínicos mínimos e subluxação discreta, porém sem presença de OA, visto que animais nessa idade ainda permitem o remodelamento ósseo (DECAMP, 2016). Em geral, intervenções cirúrgicas que visam melhorar o contato dorsal da cabeça femoral com o acetábulo são indicadas antes do desenvolvimento da AO (LINN, 2017).

A técnica de denervação acetabular é realizada em cães displásicos com o intuito do alívio da sintomatologia dolorosa. A técnica cirúrgica consiste na curetagem periosteal da borda acetabular craniodorsal, para a ressecção de terminações nervosas do periósteo e cápsula articular (ROCHA, 2013). A dor que os animais displásicos sentem, tem como principais origens o estiramento da cápsula articular e as lesões da OA (DECAMP, 2016). A articulação coxofemoral é innervada por ramos dos nervos glúteo cranial, femoral e obturatório, e os ramos percorrem o

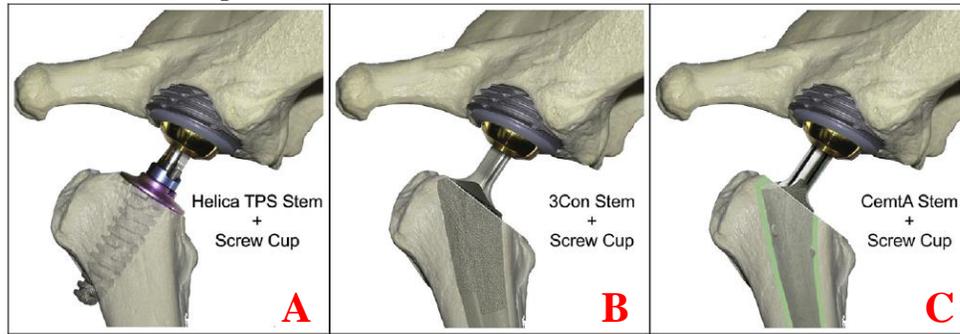
periósteo do corpo do fílo antes de chegar à cápsula articular (KINZEL, 2002). A técnica resulta no alívio da dor e proporciona o uso funcional da articulação. No entanto, as lesões articulares causadas pela displasia e a evolução da OA permanecem (FERRIGNO, 2007).

Uma técnica de salvamento do membro é a ostectomia da cabeça e colo femoral. O objetivo do procedimento é eliminar o contato ósseo após remoção da cabeça e colo femoral e a formação de pseudoartrose coxofemoral por deposição de tecido fibroso, com posterior alívio da dor (BOTEGA, 2014). A técnica deve ser utilizada em cães acometidos pela OA, com sintomas dolorosos acentuados e sem resposta aos tratamentos clínicos. Pode ser indicada para cães de diferentes idades e portes, porém, os melhores resultados ocorrem nos animais com peso inferior a 20 kg (MORAES, 2015).

A artroplastia total da articulação coxofemoral (THA – *Total Hip Arthroplasty*) é um procedimento cirúrgico ortopédico muito utilizado em pacientes caninos afetados pela DCF. O tratamento para a afecção é obtido por meio da técnica convencional de substituição total da cabeça e colo femoral e do acetábulo por próteses (HARPER, 2017). O tamanho e o tipo de próteses são dimensionados especificamente para cada paciente, visando corresponder com a anatomia da articulação coxofemoral (HUMMEL, 2017). Dentre as opções de próteses convencionais, existem as cimentadas, que utilizam cimento ósseo para fixação, e as não cimentadas, que são implantadas por pressão (*press fit*) (Figura 1). Estas últimas têm superfície microporosa e em médio prazo se osteointegram com o local de implantação, reduzindo assim, falhas tardias no implante. Comercialmente há algumas opções de próteses, porém todas possuem elevado grau de dificuldade para implantação, necessitando de cirurgião altamente qualificado para tal procedimento. Outra característica é o alto custo dos implantes e instrumentação (SCHILLER, 2017).

Outros modelos de próteses com modificações nas hastes femorais foram desenvolvidos para cães, visando melhor desempenho biomecânico e mais facilidade da aplicação técnica, na qual a prótese é implantada no fêmur de forma mais conservadora, preservando parte do colo femoral. Esses modelos são classificados como próteses de haste curta, que utilizam a porção proximal do fêmur como estoque ósseo para sua fixação, e não adentram o canal medular femoral, como ocorre nas próteses convencionais THA. Como exemplo de prótese de haste curta rosqueada tem-se a prótese Helica (Figura 1) (HARPER, 2007).

Figura 1 Imagens esquemáticas de modelos de próteses da articulação coxofemoral de cães. A: Prótese de haste curta rosqueada de implantação no fêmur proximal, modelo Helica; B: Prótese femoral de THA (*Total Hip Arthroplasty*) convencional, com implantação da haste não cimentada no canal medular femoral; C: Prótese femoral de THA convencional, com implantação da haste cimentada no canal medular femoral (Harper, 2017).



A artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral (HRA) (Figura 2) é um procedimento que utiliza próteses desenvolvidas na medicina principalmente para pacientes jovens e ativos. Emprega-se técnica cirúrgica mais conservadora e apresenta excelentes resultados, e tem como principais vantagens preservação do estoque ósseo do colo femoral e restauração dos parâmetros biomecânicos articulares, preservando comprimento da perna e o posicionamento anatômico femoral. Além disso, na medicina, a prótese HRA apresenta baixa taxa de luxação do componente femoral, distribuição da carga mais próxima da fisiológica, prevalência reduzida de fenômenos tromboembólicos e possibilidade de retorno às atividades esportivas (GIRARD, 2017; CALKINS, 2019).

Figura 2 Imagem de prótese comercial para artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral (HRA) de utilização na medicina, modelo Conserve® Plus - MicroPort Orthopedics Inc. O implante acetabular é composto por duas 2 peças: o componente metálico que fica em contato com a superfície óssea possui tratamento externo de titânio poroso e o componente interno que forma a superfície articular é de polietileno reticulado. O componente femoral é feito de cobalto-cromo, apresenta formato hiperesférico oco e possui uma haste central (Pritchett, 2016).



2.5 Prognóstico

Dentre as técnicas descritas no texto, todas têm como objetivo final o alívio da dor articular e a melhora da qualidade de vida do paciente, sendo de grande importância o conhecimento ortopédico do veterinário para analisar cada paciente individualmente e eleger o método de tratamento mais adequado para o caso (MORAES, 2015).

A terapia conservativa é sempre considerada o tratamento inicial para animais com DCF. No entanto, a resposta individual ao tratamento e o prognóstico são variáveis e dependem de diversos fatores, tais como grau da displasia, situação da subluxação articular, estado de acometimento pela OA, escore corporal, fatores ambientais e função do paciente (SILVA JÚNIOR, 2020). Geralmente, quando a terapia conservativa se mostra ineficaz, é indicado o tratamento cirúrgico (MANLEY, 1998).

As técnicas que melhoram a cobertura acetabular dorsal, tais como sinfisiodese púbica juvenil e osteotomia pélvica dupla ou tripla, podem apresentar resultados de bons a excelentes na maioria dos casos. No entanto, essas técnicas precisam ser realizadas na faixa etária recomendada, com o paciente sem a presença de remodelamento articular e apresentando índices e ângulos dentro dos parâmetros recomendáveis para cada técnica (BERNARDÉ, 2010).

A técnica de denervação acetabular pode resultar no alívio da dor em 90% a 96% dos casos, com recuperação da função articular dos membros pélvicos, sem a necessidade de uso contínuo de analgésicos, porém a progressão da OA não é resolvida (FERRIGNO, 2007). A técnica de ostectomia da cabeça e colo femoral apresenta prognóstico que varia de bom a excelente, quando o paciente possui aporte muscular adequado e peso corporal de até 20 kg. O procedimento anula a dor articular e proporciona bom apoio do membro acometido (MORAES, 2015).

As próteses THA cimentadas, possuem taxa de sucesso que variam de 88% a 96%, porém, a maioria das complicações ocorrem devido a soltura asséptica do implante, ocorrendo mais comumente na interface cimento-implante (BUKS, 2016). As próteses THA não cimentadas apresentam resultados superiores em médio e longo prazo em relação às cimentadas, porém, exige-se maior experiência do cirurgião e adesão à técnica cirúrgica precisa para minimizar as complicações pós-operatórias (SCHILLER, 2017).

Na medicina, a prótese HRA é uma alternativa às próteses THA convencionais nos pacientes jovens que desejam retomar aos elevados níveis de atividade física após a cirurgia. Existem várias vantagens na prótese HRA, incluindo, preservação do estoque ósseo do colo femoral, técnica cirúrgica menos invasiva, melhor transferência de carga para osso femoral

proximal, retorno às atividades de alto impacto, menores taxas relatadas de deslocamento da prótese no pós-operatório, além de revisões cirúrgicas mais fáceis (CALKINS, 2019).

Nos estudos de médio a longo prazo da prótese HRA em humanos foi relatado sucesso de 87,1 a 95,8%. Alguns estudos compararam os resultados pós-operatórios descritos pelos pacientes após implantes com próteses HRA e THA, e os resultados foram variados (ORTIZ-DECLLET, 2017), enquanto uns não descreveram nenhuma diferença entre as próteses, outros citaram resultados mais favoráveis para a prótese HRA (GAILLARD, 2016; CALKINS, 2019). Outro estudo indicou que pacientes humanos com HRA foram menos propensos a relatar claudicação, dor na articulação, desequilíbrio devido a alteração no comprimento da perna, maior capacidade de andar por mais de uma hora e maior probabilidade de retorno às atividades de alto impacto, como corridas (BARRACK, 2013). Em pacientes envolvidos com esporte ou trabalho pesado, o pós-operatório e a recuperação funcional com a prótese Birmingham hip resurfacing (BHR), um tipo de prótese HRA, foi superior em comparação à prótese THA convencional (HALAWI, 2018).

Em estudo de análise de marcha em plataformas de força com nove pacientes portando prótese HRA em um membro e prótese THA no membro contralateral, o antímero articular com prótese HRA apresentou significativamente melhor apoio da perna em comparação com o antímero da prótese THA. Além disso, observou-se mais força de impulso nas próteses HRA, principalmente em velocidades mais altas, com cargas suportadas muito próximo ao demonstrado por um grupo controle com articulação sem próteses (CALKINS, 2019).

A prótese HRA ainda não é uma realidade na medicina veterinária, pois a anatomia da articulação do cão é muito diferente da humana, e a dificuldade no controle e restrição de atividades pós-operatórias aumentam as taxas de complicações. Porém, o desenvolvimento de uma prótese HRA e instrumentação compatível para implantação em ossos de cães pode apresentar resultados muito favoráveis, com elevada taxa de sucesso na recuperação pós-cirúrgica, conforme observado na medicina (ORTIZ-DECLLET, 2017).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDERSON, K. L. *et al.* Risk factors for canine osteoarthritis and its predisposing arthropathies: a systematic review. **Frontiers in Veterinary Science**, v.7, p. 220, 2020.

BARRACK, R. L. *et al.* Do young, active patients perceive advantages after surface replacement compared to cementless total hip arthroplasty? **Clinical Orthopaedics and Related Research**. v.471, n. 12, p.3803-3813, 2013.

BASSETT, C. A. L. Electrical effects in bone. **Scientific American**, n.4, p.18-25, 1965.

BERNARDE, A. Juvenile pubic symphysiodesis and juvenile pubic symphysiodesis associated with pectineus myotomy: short-term outcome in 56 dysplastic puppies. **Veterinary Surgery**, v.39, n.2, p.158-164, 2010.

BETTINI, C. M. *et al.* Incidência de displasia coxofemoral em cães da raça Border Collie. **Arquivo de Ciências Veterinárias e Zoológicas Unipar**, v.10, p.21-25, 2007.

BOTEGA, R. *et al.* Desenvolvimento de ferramenta e próteses cirúrgicas de recapeamento para artroplastia de quadril em cães. In: **Anais do Congresso Paulista das Especialidades (CONPAVET)**, São Paulo, Brasil. p.12, 2014.

BUKS, Y. *et al.* The effects of interlocking a universal hip cementless stem on implant subsidence and mechanical properties of cadaveric canine femora. **Veterinary Surgery**, v.45, n.2, p.155-164, 2016.

CALKINS, T. E. *et al.* Hip resurfacing arthroplasty and total hip arthroplasty in the same patient: which do they prefer? **Hip International**, p.1-7, 2019.

CUERVO, B. *et al.* Objective comparison between platelet rich plasma alone and in combination with physical therapy in dogs with osteoarthritis caused by hip dysplasia. **Animals**. V.10, n.2, p. 175-186, 2020.

DUELAND, *et al.* Canine hip dysplasia treated by juvenile pubic symphysiodesis. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.23, n.05, p.318-325, 2010.

DUNLAP, A. E. *et al.* Three-dimensional assessment of the influence of juvenile pubic symphysiodesis on the pelvic geometry of dogs. **American Journal of Veterinary Research**. v.79, n. 11, p. 1217-1225, 2018.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. **Textbook of veterinary anatomy-E-Book**, Elsevier Health Sciences, 2009.

FERRIGNO, C. R. A. *et al.* Denervação acetabular cranial e dorsal no tratamento da displasia coxofemoral em cães: 360 dias de evolução de 97 casos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v.27, n.8, p.333-340, 2007b.

GAILLARD, M. D.; GROSS, T. P. Reducing the failure rate of hip resurfacing in dysplasia patients: a retrospective analysis of 363 cases. **BMC Musculoskelet Disord**, v.17, p.251, 2016.

- GIRARD, J. Hip Resurfacing: International Perspectives: Review Article. **HSS The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery**, v.13, n.1, p.7-11, 2017.
- HALAWI, M. J. *et al.* Birmingham hip resurfacing versus cementless total hip arthroplasty in patients 55 years or younger: A minimum five-year follow-up. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**. v.9, n.4, p.285-288, 2018.
- HARPER, T. A. INNOPLANT total hip replacement system. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v.47, n.4, p.935-944, 2017.
- HASSAN, E. A. *et al.* Effects of denervation of the hip joint on results of clinical observations and instrumented gait analysis in dogs with sodium urate crystal-induced synovitis. **American Journal of Veterinary Research**, v.77, n.11, p.1200-1210, 2016.
- HUMMEL, D. Zurich cementless total hip replacement. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v.47, n.4, p.917-934, 2017.
- KINZEL, S. *et al.* Clinical evaluation of denervation of the canine hip joint capsule: a retrospective study of 117 dogs. **Veterinary and Comparative Orthopedics and Traumatology**, v.15, p.51-56, 2002.
- LINN, K. A. Juvenile pubic symphysiodesis. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v.47, n.4, p.851-863, 2017.
- MANLEY, P.A. Articulação coxofemoral, In: Slatter D., **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**, 2ª ed. São Paulo: Manole, São Paulo, v.2, p.2113-2134, 1998.
- MINTO, B. W. *et al.* Avaliação clínica da denervação acetabular em cães com displasia coxofemoral atendidos no hospital veterinário da FMVZ, Botucatu/SP. **Veterinária e Zootecnia**, p.91-98, 2012.
- MIQUELETO, N. S. M. L. *et al.* Displasia coxofemoral e a análise cinemática. **Veterinária e Zootecnia**, p.9-15, 2013.
- MOLINA D, V. *et al.* Analgesic effect and side effects of celecoxib and meloxicam in canine hip osteoarthritis. **Revista MVZ Córdoba**, v.19, n.3, p.4289-4300, 2014.
- MORAES, C. L. D. *et al.* Uso da colocefalectomia e da osteotomia pélvica tripla no tratamento da displasia coxofemoral em cães: revisão de literatura. **Investigação**, v.14, n.1, 2015.
- ORTIZ-DECLLET, V. R. *et al.* Birmingham hip resurfacing vs Total hip arthroplasty: A matched-pairs comparison of clinical outcomes. **The Journal of Arthroplasty**. v.32, n.12, p.3647-3651, 2017.
- PALASTANGA, N. *et al.* In: **Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função**. ed. Manole, 2000.
- DECAMP, C. E. *et al.* **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair**, 5ª ed: Elsevier, cap 16, p.481-522, 2016.

- PRITCHETT, J. W. Hip resurfacing using highly cross-linked polyethylene: Prospective study results as 8.5 years. **The Journal of Arthroplasty**, v.31, n.10, p.2203-2208, 2016.
- ROCHA, F. P. C. *et al.* Displasia coxofemoral em cães. **Revista Científica Eletrônica de Medicina Veterinária**, v.6, n.11, 2008.
- ROCHA, L. B. *et al.* Denervação articular coxofemoral em cães com doença articular degenerativa secundária à displasia. **Ciência Animal Brasileira**, v.14, p.120-134, 2013.
- SCHILLER, T. D. BioMedtrix total hip replacement systems: an overview. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v.47, n.4, p.899-916, 2017.
- SCHMAEDECKE, A. *et al.* A quantitative analysis of the nerve fibres of the acetabular periosteum of dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.21, n.5, p.413-417, 2008.
- SCHULZ, K. S. In: FOSSUM, T. W. **Cirurgia de Pequenos Animais**, 4º ed Elsevier, cap.34, p.1305-1316, 2014.
- SILVA JÚNIOR, J. I. *et al.* Use of reticulated hyaluronic acid alone or associated with ozone gas in the treatment of osteoarthritis due to hip dysplasia in dogs. **Frontiers in Veterinary Science**, v.7, n. 265, 2020.
- SMITH, G. K. *et al.* In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary Surgery: Small Animal**, 2ª ed. Elsevier, cap 58, p.2674-2748, 2017.
- SOUZA, A. N. *et al.* Kinetic and kinematic analysis of dogs suffering from hip osteoarthritis and healthy dogs across different physical activities. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.32, n.2, p.104-111, 2019.
- VEZZONI, A. *et al.* Comparison of conservative management and juvenile pubic symphysiodesis in the early treatment of canine hip dysplasia. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.21, n.3, p.267-279, 2008.
- VEZZONI, A.; PECK, J. N. In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary Surgery: Small Animal**, 2ª ed. Elsevier, cap 58, p.2673-2748, 2017.
- WOLFF, J. Concept of the law of bone remodelling. In: **The Law of Bone Remodelling: Springer**, 1986.

CAPÍTULO 2 – AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE RECAPEAMENTO DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL EM CÃES – ESTUDO *EX VIVO*

1 INTRODUÇÃO

A displasia coxofemoral (DCF) é uma doença que decorre de graus variáveis de frouxidão da articulação coxofemoral em cães, ocasionando subluxação articular no início do desenvolvimento da afecção, dando origem a diferentes graus de cobertura acetabular e achatamento da cabeça femoral (SMITH, 2018). A falta de congruência entre as superfícies articulares da cabeça femoral e do acetábulo ocasiona, inevitavelmente, osteoartrite (OA) em pacientes adultos (VEZZONI, 2008). A DCF é a doença ortopédica não traumática mais frequentemente encontrada em cães de raças grandes com crescimento rápido (DECAMP, 2016; SOUZA, 2018).

Em pacientes esqueleticamente maduros, com sintomatologia dolorosa intensa e alterações acentuadas de OA, destaca-se o tratamento cirúrgico de substituição da articulação coxofemoral por prótese (DENNY, 2018). De forma geral, os tratamentos têm os mesmos objetivos, os quais incluem controlar a sintomatologia dolorosa, promover o retorno funcional da articulação e melhorar a qualidade de vida do paciente (DECAMP, 2016). Algumas opções de tratamentos cirúrgicos são descritas para cães com DCF, mas somente as técnicas de substituição da articulação coxofemoral são consideradas definitivas, pois são capazes de transformar a articulação acometida em não displásica (MINTO, 2008; MINTO, 2012; PECK, 2013).

A artroplastia total da articulação coxofemoral (THA - *Total Hip Arthroplasty*) é um procedimento cirúrgico muito utilizado para pacientes caninos com alterações graves de OA (JONES, 2019). O tratamento para a afecção é obtido por meio da técnica convencional de substituição total da cabeça e colo femoral e do acetábulo por próteses (HARPER, 2017; HUMMEL, 2017). Dentre as opções de próteses convencionais para THA, existem as cimentadas, que utilizam cimento ósseo para fixação, e as não cimentadas, que são implantadas sob pressão, mas ambas apresentam o componente femoral da prótese possuindo uma haste longa que se insere no canal femoral (MONTGOMERY, 2015; PETAZZONI, 2019). Comercialmente há algumas opções de próteses, porém todas apresentam elevado grau de dificuldade para implantação, necessitando de cirurgião altamente qualificado para o procedimento (LISKA, 2004). Outra característica é o alto custo dos implantes e instrumentação (SCHILLER, 2017).

Como alternativa às próteses THA, foi desenvolvida para o mercado veterinário, próteses de haste femoral curta que são estabilizadas apenas na porção proximal do fêmur. Ao invés de uma

haste longa para introdução no canal medular femoral, a haste curta se fixa apenas no colo e na porção proximal do fêmur para sua estabilização, sendo uma técnica mais conservadora e que mimetiza a biomecânica da articulação coxofemoral (DOSCH, 2013; HARPER, 2017; ORDWAY, 2019).

A artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral (HRA - *Hip Resurfacing Arthroplasty*) é uma técnica protética desenvolvida inicialmente na medicina, sendo indicada principalmente para pacientes jovens e ativos (PRITCHETT, 2016). É uma técnica menos invasiva e mais conservadora que a THA e de excelentes resultados em humanos, e tem como principais vantagens a preservação do estoque ósseo do colo femoral e restabelecimento dos parâmetros biomecânicos da articulação, tais como comprimento da perna, posicionamento anatômico do fêmur e adequada distribuição das cargas. Apresenta ainda baixa taxa de luxação da prótese femoral, prevalência reduzida de fenômenos tromboembólicos e possibilidade de retorno às atividades esportivas (GIRARD, 2017; CALKINS, 2019). O componente femoral da prótese HRA possui conformação hemi-hiperesférica, sem preenchimento interno, e apresenta uma haste centralizada de tamanho e conformação variáveis. A prótese é implantada sobre a região da cabeça femoral e a haste central é inserida e fixada no colo femoral, não adentrando o canal medular do fêmur, podendo ser cimentada ou não cimentada (HALAWI, 2018).

É essencial para avaliação do desempenho e da resistência de um sistema protético, ensaios biomecânicos *ex vivo* (WARBURTON, 2018). O modelo da prótese e suas características biomecânicas influenciam diretamente a taxa de sucesso do implante e a gravidade das complicações (KAWAMOTO, 2019). Os testes biomecânicos permitem aprimorar a configuração do implante e evitam a comercialização de produtos sem eficácia comprovada (FARIA, 2018; WARBURTON, 2018).

Este estudo teve como objetivo principal avaliar por meio de teste biomecânico de compressão axial o implante femoral da prótese HRA em ossos conservados de cães. Objetivou-se também avaliar radiograficamente o comportamento de falha das amostras ósseas submetidas aos testes biomecânicos. Além disso, avaliou-se a aplicabilidade da técnica desenvolvida para implantação da prótese. Formulou-se a hipótese que os ossos femorais com prótese de HRA apresentariam menor resistência às forças de compressão do que os ossos intactos, porém superiores às forças consideradas fisiológicas para o cão.

2 METODOLOGIA

Esta pesquisa foi aprovada pelo Conselho de Ética no Uso de Animais da UFLA (CEUA-UFLA) sob o protocolo nº 025/20. O trabalho experimental foi realizado nas dependências do Hospital Veterinário e do Laboratório de Vibrações Mecânicas do Departamento de Engenharia, da Universidade Federal de Lavras.

Inicialmente, foram realizadas adequações no modelo de prótese de recapeamento da articulação coxofemoral canina da empresa Reabilitech Ltda, o design de prótese desenvolvida no projeto é uma inovação da medicina veterinária. Com base no tamanho dos implantes disponíveis para os testes, foram selecionados 20 cadáveres de cães adultos, com peso entre 30kg e 50kg, que vieram a óbito no Hospital Veterinário da UFLA por causas não relacionadas a doenças ortopédicas ou enfermidades que poderiam alterar a mineralização óssea. Em cada indivíduo, foram removidos ambos os fêmures e retirados os tecidos moles adjacentes ao osso por dissecação romba, preservando intacta a superfície articular da cabeça femoral (Figura 1A).

Imediatamente após a coleta das amostras, os ossos femorais foram submetidos ao exame radiográfico na projeção craniocaudal, sendo adotados parâmetros radiográficos de 200 mS, 60 kVp e 25 mA/s, na distância de um metro da amostra, fora da gaveta da mesa radiográfica, e com presença de magnificador esférico de referência de 25mm para correção da magnificação radiográfica, posicionado ao lado do corpo de prova (Figura 1B). A análise radiográfica inicial foi utilizada para descartar as amostras que apresentavam alterações ósseas como deformidades angulares, fissuras ou fraturas, lesões antigas com consolidação inadequada e sinais de OA que poderiam interferir com a técnica de implantação da prótese ou com os resultados do estudo. Em seguida à obtenção das imagens radiográficas iniciais, as amostras ósseas foram envoltas por compressas embebidas em solução fisiológica, armazenadas em embalagens plásticas individuais devidamente identificadas e foram mantidas congeladas em freezer convencional na temperatura de -24°C.

Figura 1 A: Imagem fotográfica de fêmur canino após remoção dos tecidos moles adjacentes, sendo preservada a superfície articular da cabeça femoral; e B: Imagem radiográfica de fêmur canino na projeção craniocaudal, com magnificador, realizada após a coleta dos ossos para seleção de amostras sem alterações ósseas.



A prótese de recapeamento da articulação coxofemoral utilizada nesta pesquisa foi constituída por um componente de cabeça femoral e um conjunto de cúpula acetabular. O implante da cabeça femoral testado foi confeccionado em liga de aço Cr-Co-Mo (aço cromo cobalto molibdênio) (ASTM F75) nas porções não articulares da prótese, e na porção articular o recobrimento ASTM 1302 com polimento classe N1. Este componente femoral apresentava formato hiperesférico com 24 mm de diâmetro externo, porção interna com chanfro compatível com a fresa, quatro arestas na parede interna para melhor aderência da prótese ao osso e haste central cônica de 25 mm de comprimento e diâmetro de 3 mm na porção mais estreita, com quatro entalhes (Figura 2).

O implante da cúpula acetabular foi constituído por um conjunto de duas peças, o componente externo é confeccionado com aço Cr-Co-Mo (ASTM F75) e tem contato com a região acetabular da pelve, enquanto o componente interno era de polietileno de alto peso molecular (UHMWPE - *Ultra-high molecular weight polyethylene*) (ASTM F648) que articulava com a cabeça femoral. Este implante acetabular possuía o componente metálico esférico fêmea e duas alças para fixação óssea com uso de parafusos, e o componente de polietileno fixado no componente metálico com formato hiperesférico fêmea e porção interna para encaixe com a cabeça femoral (Figura 3). Toda a área da prótese femoral e acetabular que tem contato com superfície óssea recebe jateamento de titânio poroso. A descrição e desenho dos implantes estão

em anexo.

O teste biomecânico de compressão foi avaliado no implante da porção femoral da prótese de recapeamento. A cúpula acetabular foi utilizada neste estudo apenas como suporte para manter o corpo de prova em posição adequada e possibilitar a aplicação de força na máquina de ensaio biomecânico.

Figura 2 Implante femoral da prótese HRA canina. Imagem da superfície interna com haste central (A) e superfície externa articular (B).

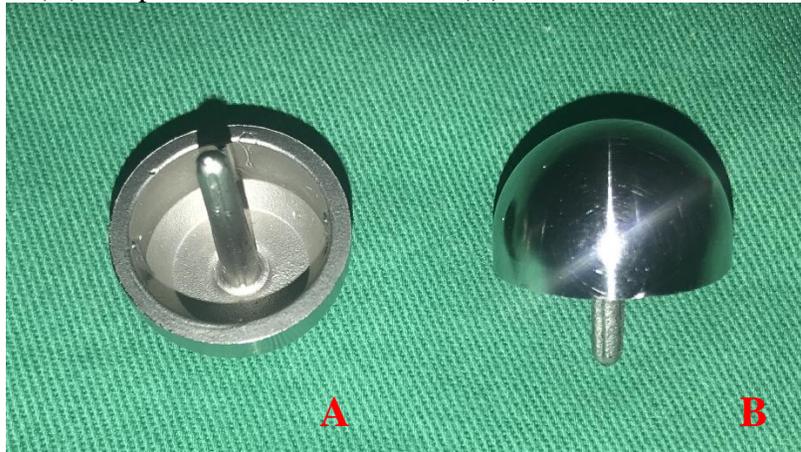


Figura 3 Implante acetabular da prótese HRA canina. Componente externo com superfície microporosa e abas para fixação com parafusos (A), e componente interno de polietileno de alta densidade (B).

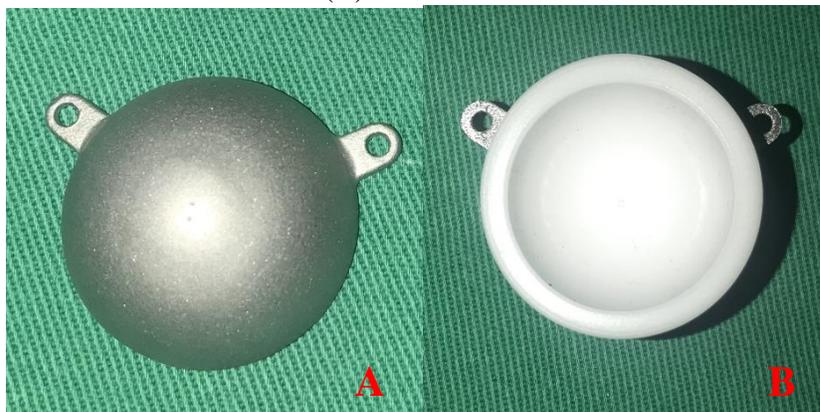


Figura 3 Implante acetabular da prótese HRA canina. Componente externo com superfície microporosa e abas para fixação com parafusos (A), e componente interno de polietileno de alta densidade (B).

Foram realizados ensaios pilotos para definição e adequação da metodologia experimental, e adaptações nos suportes de estabilização óssea.

Os pares de fêmures selecionados foram descongelados à temperatura ambiente por 24 horas antes do experimento. Em cada par femoral, um dos fêmures foi aleatoriamente designado

por randomização digital (www.random.org) para implantação do componente da cabeça femoral da prótese de recapeamento da articulação coxofemoral, permanecendo o fêmur contralateral intacto. O fêmur selecionado, já previamente radiografado, foi mensurado e avaliado quanto à compatibilidade do osso com o tamanho de prótese disponível para a implantação (MIASHIRO, 2014), utilizando um template de tamanho real da prótese.

Realizou-se o procedimento de HRA, com implantação da prótese de recapeamento da cabeça femoral, utilizando-se instrumental cirúrgico específico desenvolvido pela empresa Reabilitech (BOTEGA, 2014) (Figura 4). Foi realizada inicialmente a fixação da porção distal do fêmur em torno morsa e seguiu-se a seguinte sequência: realizou-se perfuração na cabeça e colo femoral com broca ortopédica de 3 mm com limitador de profundidade e auxílio do guia de perfuração. Este orifício ósseo serviu de guia para introdução das fresas e da broca copo. Foi realizada inicialmente a fresagem da cabeça femoral com fresa plana, seguida pela fresagem da cabeça femoral com fresa chanfrada. Em seguida, a cabeça femoral foi brocada com uso de broca copo, e realizou-se retirada das bordas ósseas remanescentes com pinça goiva (Figura 5). Após o preparo do leito ósseo, realizou-se a implantação da prótese da cabeça femoral sob pressão (Figura 6), utilizando uma compressa para proteção da superfície articular protética e martelo.

Figura 4 Instrumental cirúrgico para implantação do componente femoral da prótese HRA: guia de perfuração (1), broca com limitador de profundidade (2), fresa plana (3), fresa chanfrada (4), broca copo (5) e pinça goiva (6).

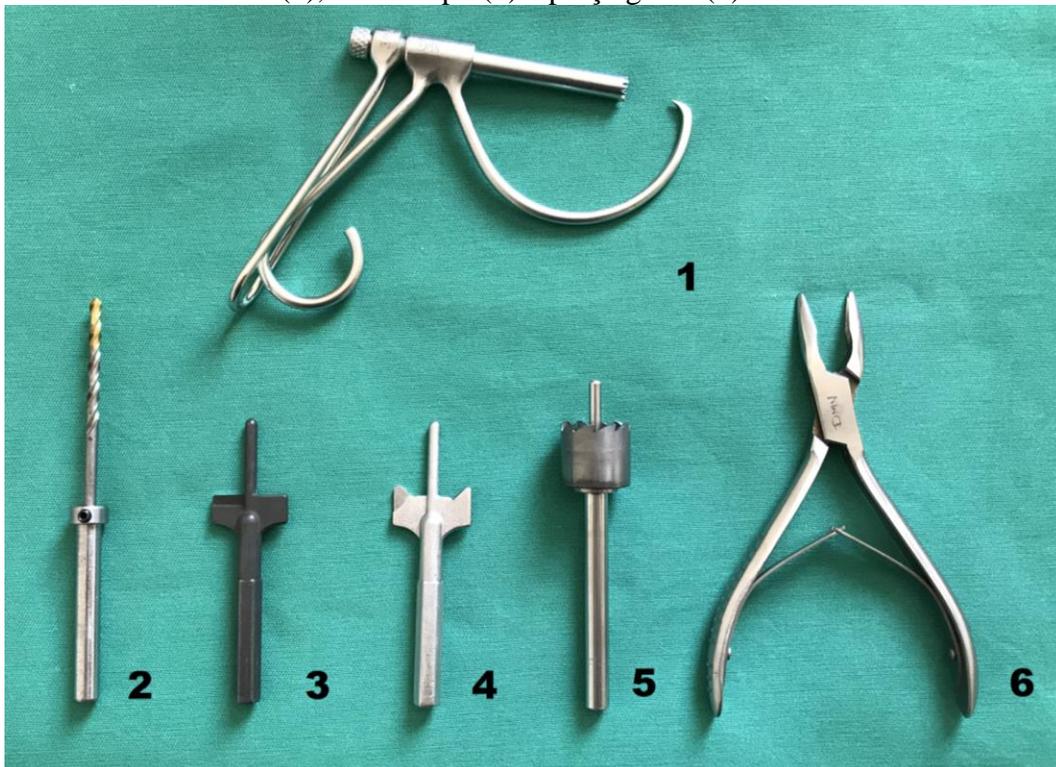
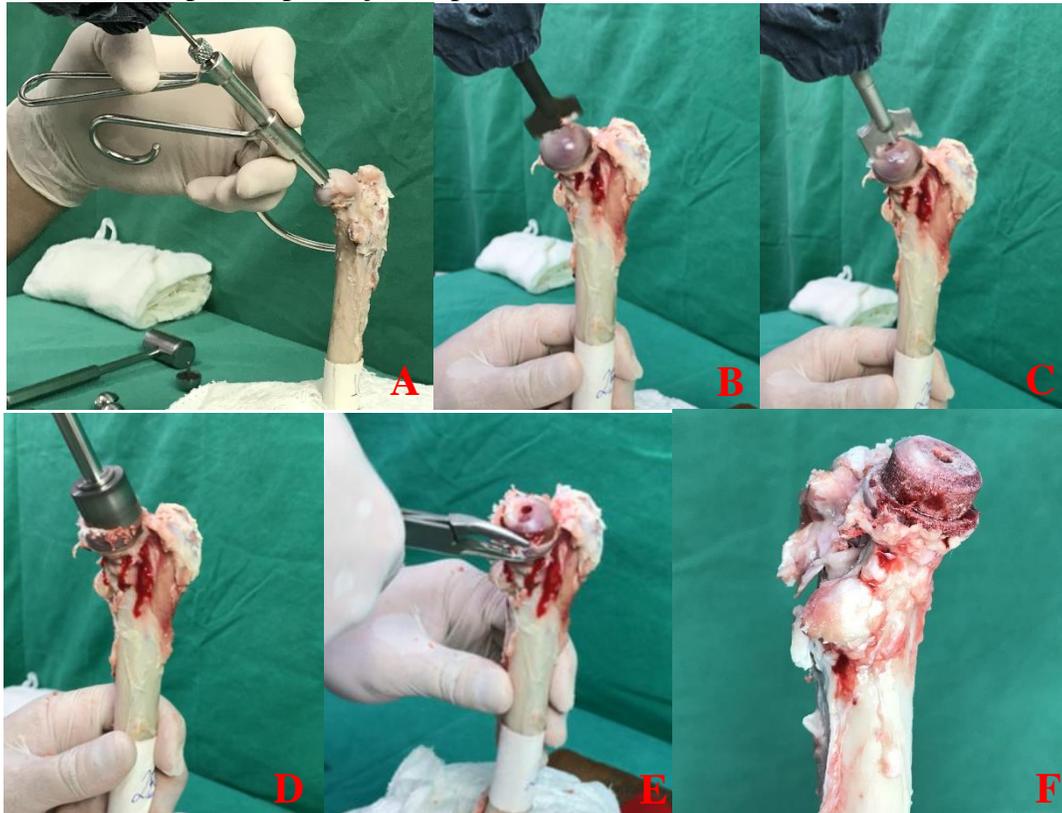


Figura 5 Imagens da sequência do procedimento de implantação do componente femoral da prótese HRA (*Hip resurfacing arthroplasty*): A: Após fixação da base do fêmur, um orifício guia foi perfurado na cabeça e colo femoral com a utilização de broca e guia de perfuração; B: A cabeça femoral foi fresada inicialmente com fresa plana; C: A cabeça femoral foi fresada em seguida com fresa chanfrada; D: Depois da fresagem, cabeça e colo femoral foram brocados com broca copo; E: Os remanescentes ósseos foram removidos com pinça goiva; F: Aspecto final após preparo da cabeça e colo femoral para implantação da prótese.

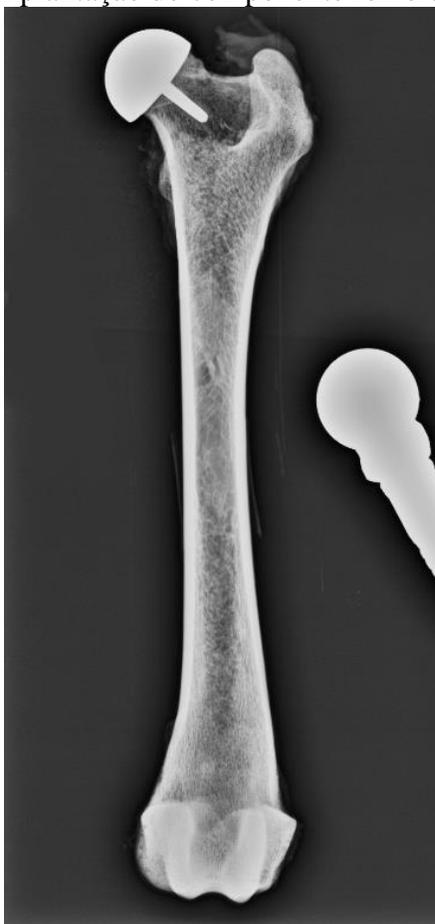


Após implantação da prótese femoral, o osso foi novamente radiografado para verificação da correta implantação da prótese, identificação do posicionamento da haste da prótese em relação ao eixo do colo femoral (implantação em posicionamento neutro, varo ou valgo) e certificação da integridade óssea após o procedimento (Figura 7). O fêmur contralateral do mesmo animal não recebeu prótese e foi mantido intacto, sendo considerada como amostra controle. Desta forma, em cada par femoral obtido do mesmo animal, um fêmur foi implantado com a prótese de cabeça femoral e foi integrante do grupo 1 (prótese) e o fêmur contralateral intacto foi integrante do grupo 2 (controle). Os pares femorais foram submetidos ao teste biomecânico utilizando a mesma metodologia para ambos.

Figura 6 Imagem fotográfica de fêmur canino após o procedimento de implantação do componente femoral da prótese HRA.



Figura 7 Imagem radiográfica de fêmur canino na projeção craniocaudal realizada após o procedimento de implantação do componente femoral da prótese HRA.



Para apoio e permanência estática dos corpos de prova durante o ensaio biomecânico, foi utilizado na extremidade distal dos fêmures um mecanismo constituído por uma caixa metálica com 6 parafusos convergentes (Figura 8) para a completa estabilização dos ossos em posição

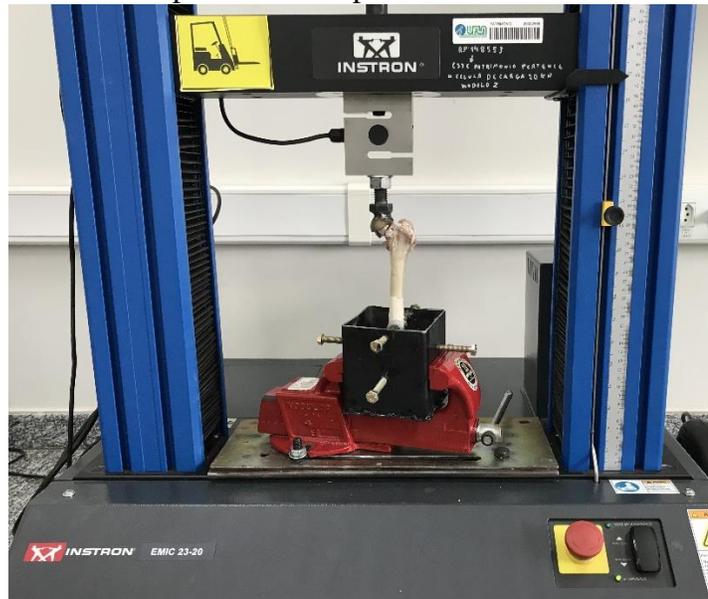
vertical durante o ensaio. A prótese da cúpula acetabular foi utilizada nesta pesquisa como um tutor, sendo fixada à célula de carga, possibilitando a aplicação da força axial sobre a cabeça femoral. Os fêmures foram submetidos ao ensaio biomecânico de compressão estático até a ocorrência de falha/colapso do corpo de prova, com aplicação de força na direção vertical por uma máquina de ensaio universal INSTRON EMIC 23-20[®] na velocidade de 5 mm/min (ASTM, 2014), com célula de carga de 20000 N, em temperatura ambiente de aproximadamente 22°C (Figura 9). Foi aplicada força de compressão sobre os corpos de prova até ocorrer a falha do sistema detectada pela máquina, que se encontrava conectada ao computador com o software INSTRON Bluehill para mensuração e avaliação das variáveis testadas. Foram obtidas durante o ensaio biomecânico as seguintes variáveis dos corpos de prova: força máxima (FM), força na ruptura (FR), deformação na força máxima (DFM), deformação na ruptura (DR) e rigidez (k).

Após o ensaio biomecânico, as amostras femorais foram novamente radiografadas para avaliação do comportamento de falha dos corpos de prova, localização e classificação de pontos de lesão.

Figura 8 Imagem fotográfica do mecanismo constituído por caixa metálica e parafusos utilizado para estabilização óssea durante o ensaio biomecânico de compressão.



Figura 9 Imagem fotográfica da máquina de ensaio universal, prensa INSTRON EMIC 23-20[®], com célula de carga de 20000N, utilizada para teste biomecânico de compressão de fêmur implantado com prótese HRA.



Na análise estatística, foi utilizado o programa computacional R (Development R Core Team, 2020), sendo considerada significância de 5% ($p \leq 0,05$). Os dados foram apresentados na forma de estatística descritiva, tais como média (\pm) e desvio padrão (DP), menor valor e maior valor encontrado para cada variável analisada. Foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para verificação da distribuição normal dos dados paramétricos. Os dados com distribuição normal foram submetidos ao Teste t Student para amostras independentes para comparação entre os dois grupos (prótese x controle). A variável qualitativa posicionamento da prótese foi classificada e, considerando os dois tipos identificados, foi testada para as diferentes variáveis respostas utilizando o Teste t de Student.

3 RESULTADOS

Cinco pares de fêmures foram previamente descartados do estudo, devido à incompatibilidade do tamanho do osso com o tamanho da prótese disponível ou por presença de alterações ósseas, como por exemplo fraturas antigas. No entanto, foi possível obter número de 20 pares femorais que foram suficientes para o ensaio experimental ($n = 40$). Dos 20 pares de fêmures selecionados, foi escolhido aleatoriamente por sorteio o antímero femoral para ser implantada a prótese de recapeamento da articulação coxofemoral, sendo que 11 próteses foram implantadas em fêmures esquerdos e 9 próteses foram implantadas em fêmures direitos, e o osso

correspondente ao par do implantado foi mantido intacto fazendo parte do grupo controle. Não foi observada diferença quanto ao lado femoral escolhido para utilização da prótese, pois a execução de implantação e os resultados biomecânicos não foram influenciados pelo antímero femoral.

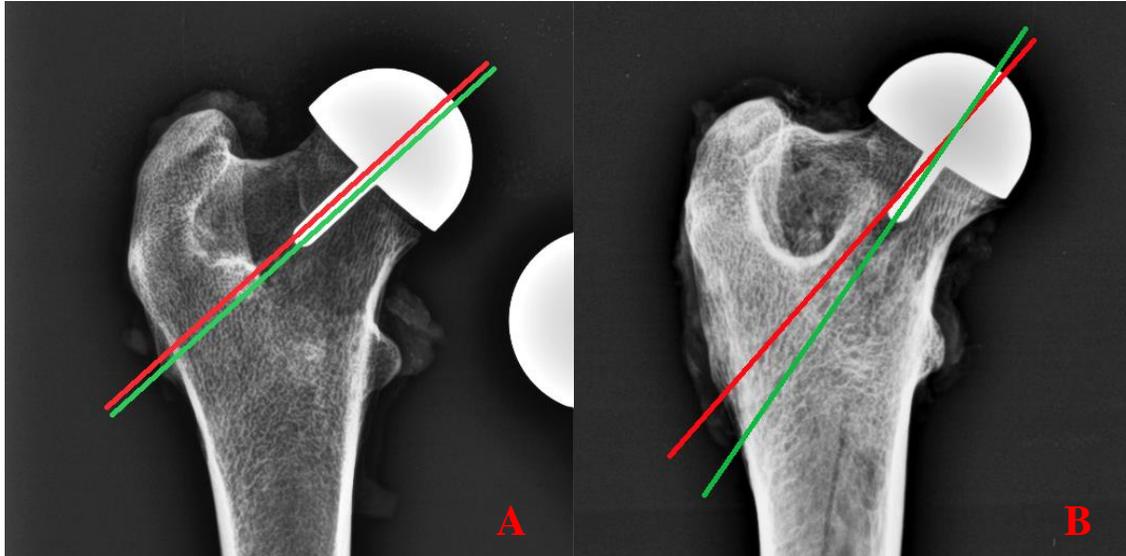
A implantação das próteses foi realizada seguindo a mesma descrição metodológica, e os exames radiográficos realizados previamente aos ensaios biomecânicos confirmaram a integridade óssea e a correta implantação da prótese, sem presença de fraturas ou fissuras ósseas.

Foi avaliado o posicionamento da haste central da prótese em relação ao eixo do colo femoral nas radiografias após a implantação, sendo observada pequena variação no posicionamento da prótese. Em 11 amostras femorais, as próteses foram implantadas em posicionamento neutro; em 9 amostras femorais, as próteses foram implantadas em posicionamento valgo, e em nenhuma das amostras observou-se posicionamento varo da prótese (Tabela 1 e Figura 10). Avaliou-se estatisticamente os dois tipos de posicionamento da prótese (neutro e valgo) para as diferentes variáveis respostas, e não houve diferença significativa dos valores obtidos em relação ao posicionamento de implantação da prótese.

Tabela 1 Antímero femoral na qual a prótese HRA foi implantada e posicionamento do eixo da prótese em relação ao eixo do colo femoral.

Número amostra	Antímero Femoral	Posicionamento
Amostra 1	Esquerdo	Valgo
Amostra 2	Direito	Neutro
Amostra 3	Direito	Valgo
Amostra 4	Esquerdo	Valgo
Amostra 5	Esquerdo	Valgo
Amostra 6	Esquerdo	Neutro
Amostra 7	Direito	Neutro
Amostra 8	Esquerdo	Neutro
Amostra 9	Direito	Neutro
Amostra 10	Esquerdo	Valgo
Amostra 11	Esquerdo	Valgo
Amostra 12	Direito	Neutro
Amostra 13	Esquerdo	Valgo
Amostra 14	Esquerdo	Neutro
Amostra 15	Direito	Neutro
Amostra 16	Direito	Valgo
Amostra 17	Direito	Neutro
Amostra 18	Esquerdo	Neutro
Amostra 19	Direito	Neutro
Amostra 20	Esquerdo	Valgo

Figura 10 Imagens radiográficas de duas amostras de fêmures caninos após implantação da prótese HRA, demonstrando o posicionamento da haste central da prótese (linha verde) em relação ao eixo do colo femoral (linha vermelha). A: Prótese implantada em posicionamento neutro; B: Prótese implantada em posicionamento valgo.



Todas as variáveis avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial estático seguiram uma distribuição normal. Na comparação estatística entre os grupos avaliados (prótese x controle), observaram-se valores significativamente diferentes apenas para as variáveis força máxima (FM) e força na ruptura (FR) (Tabela 2). Na variável FM, observou-se que os fêmures intactos do grupo controle foram superiores em suportar as forças de compressão axial quando comparados aos fêmures que possuíam a prótese de HRA. Houve redução média de 21,94% da FM suportada pelos fêmures implantados em comparação aos fêmures intactos. Na variável FR, observou-se que as amostras com os fêmures intactos tiveram resultados superiores de resistência à força no momento da ruptura, quando comparado aos fêmures com prótese de HRA. Houve redução média de 27,03% da FR nos fêmures implantados em comparação aos fêmures intactos.

As demais variáveis analisadas: deformação na força máxima (DFM), deformação na ruptura (DR) e rigidez (k), exibiram valores estatisticamente similares na avaliação comparativa entre o grupo de fêmures implantados e o grupo de fêmures controles (Tabela 2). As representações gráficas dos valores encontrados para as variáveis analisadas no ensaio biomecânico estão demonstradas nos Gráficos 1 a 7. A avaliação do posicionamento de implantação da prótese também foi semelhante entre os dois grupos estudados.

Tabela 2 Valores das variáveis avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA e grupo controle. Valores correspondentes das variáveis resultantes estão expressos em média \pm desvio padrão. Valor p definido pelo teste t de Student para amostras independentes.

Variável	Prótese	Controle	Valor p
Força máxima (FM)	3053,73 \pm 984,93 N	3923,04 \pm 899,43 N	0,007216*
Força na ruptura (FR)	1823,74 \pm 1028,46 N	2689,61 \pm 974,98 N	0,0113*
Deformação na força máxima (DFM)	5,15 \pm 1,36 mm	5,56 \pm 0,94 mm	0,2856
Deformação na ruptura (DR)	5,83 \pm 1,44 mm	6,11 \pm 1,21 mm	0,5245
Rigidez (k)	659,85 \pm 212,11 N/mm	779,67 \pm 179,54 N/mm	0,06807

N = Newtons, mm = milímetros, N/mm = Newtons/milímetros

* valor p menor que 0,05 significa que existe diferença entre as médias dos parâmetros avaliados.

Gráfico 1 Representação gráfica dos valores das variáveis força máxima, deformação na força máxima, força na ruptura, deformação na ruptura e rigidez, avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons, mm = milímetros, N/mm = Newtons por milímetros.

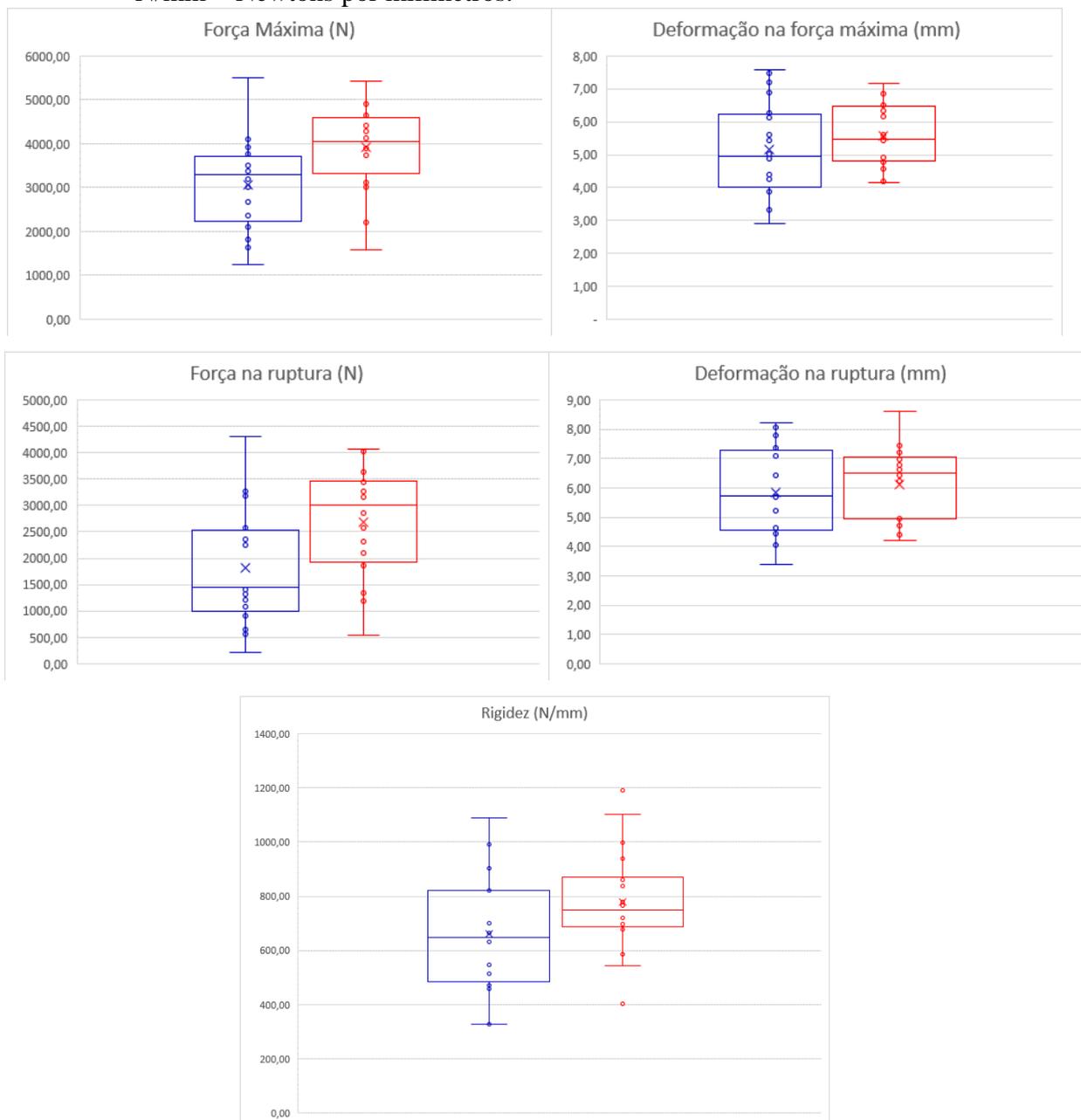


Gráfico 2 Representação gráfica dos valores da variável força máxima avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons.

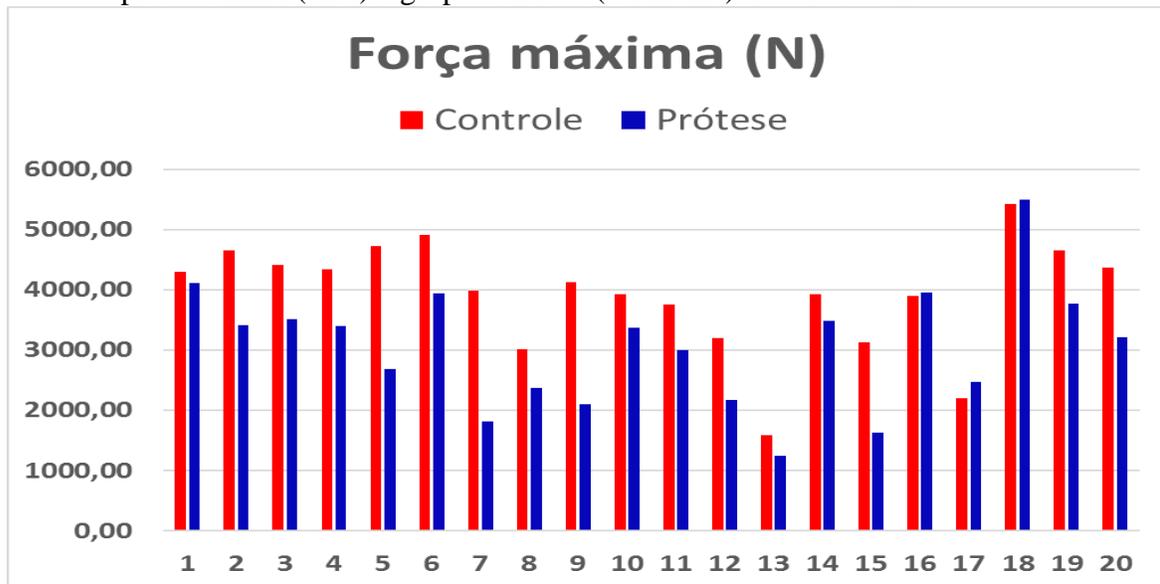


Gráfico 3 Representação gráfica dos valores da variável deformação na força máxima avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). mm = milímetros.

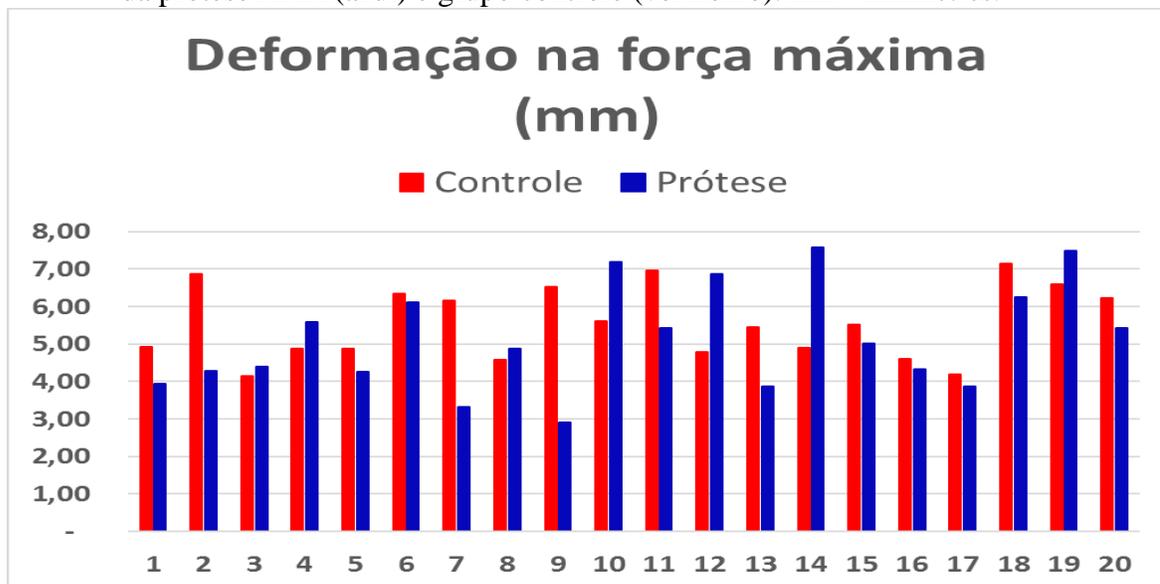


Gráfico 4 Representação gráfica dos valores da variável força na ruptura avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N = Newtons.

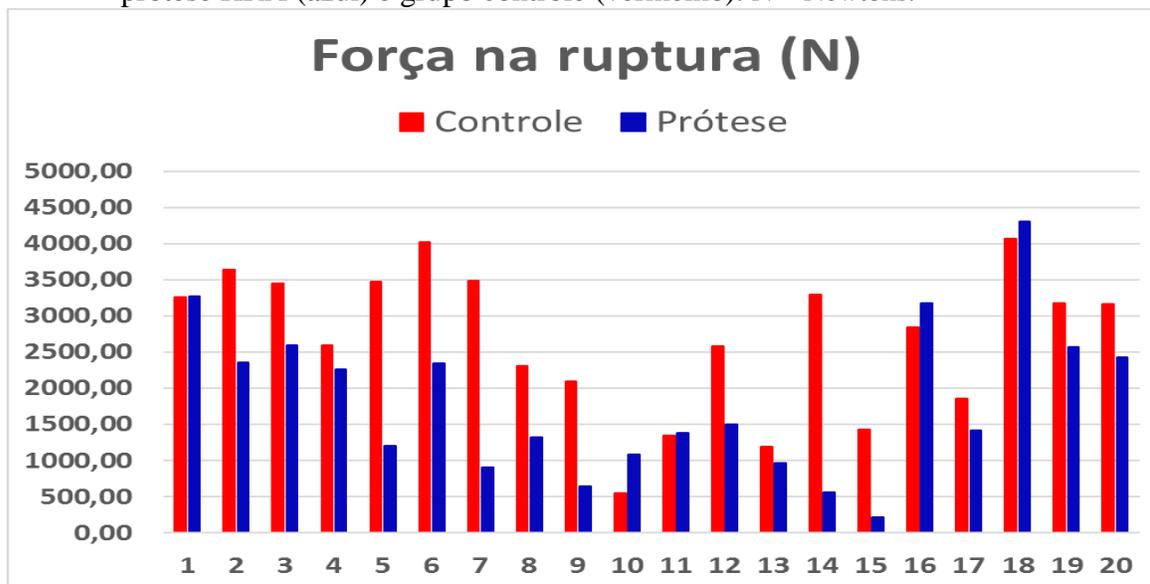


Gráfico 5 Representação gráfica dos valores da variável deformação na ruptura avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). mm = milímetros.

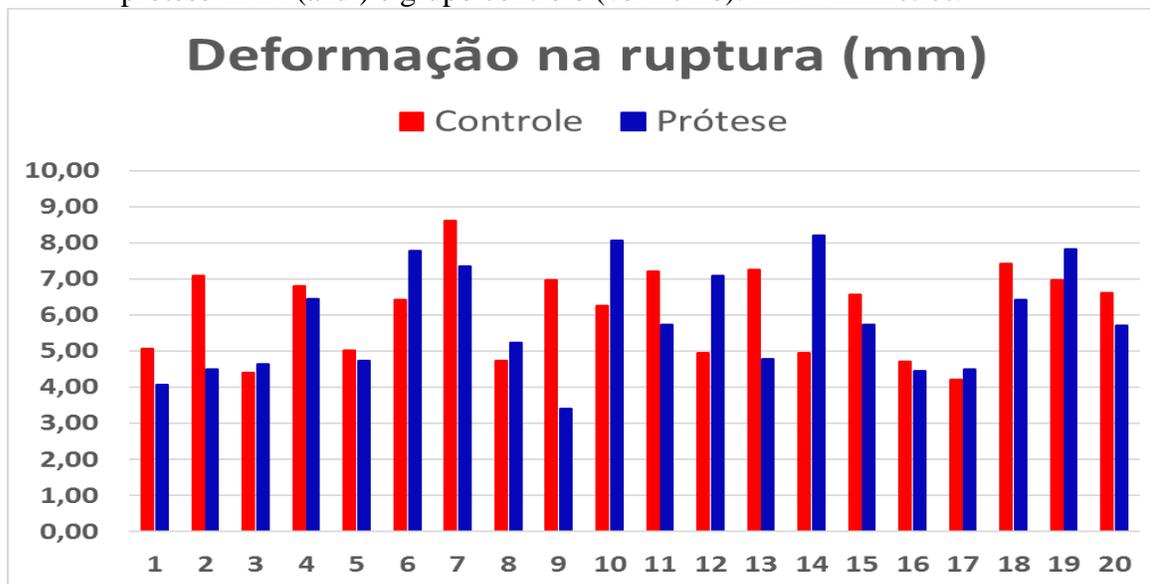


Gráfico 6 Representação gráfica dos valores da variável rigidez avaliada no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmur com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho). N/mm = Newtons/milímetros.

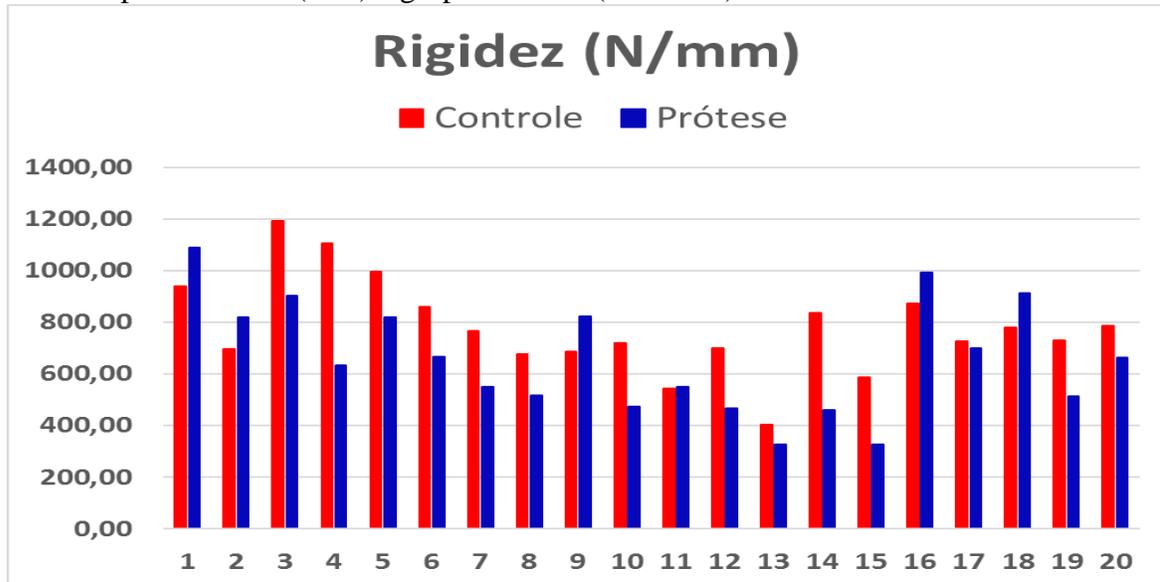
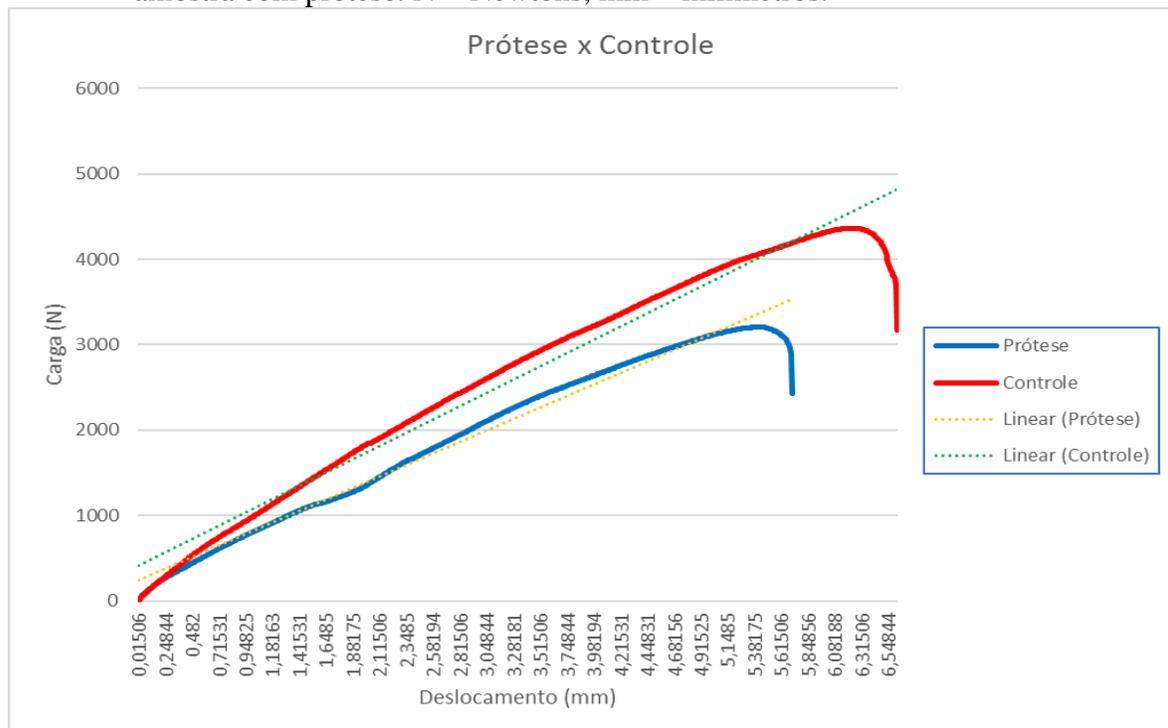
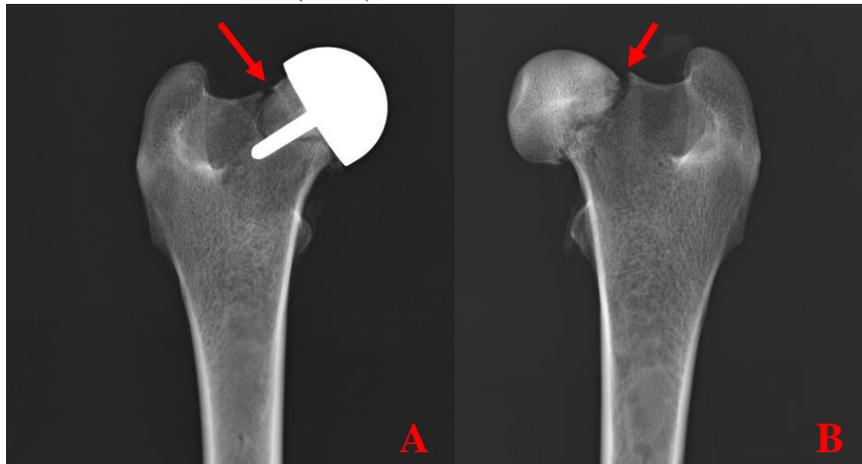


Gráfico 7 Representação gráfica dos valores de força x deformação avaliadas no ensaio biomecânico de compressão axial nas amostras de fêmures com implantação da prótese HRA (azul) e grupo controle (vermelho) de um mesmo animal (par de fêmures da amostra nº 20). Nesta amostra, ocorreu redução de 26,55% da deformação da força máxima e redução de 13,79% da deformação na ruptura na amostra com prótese. N = Newtons, mm = milímetros.



O ensaio biomecânico foi estático destrutivo, no qual foi aplicada força de compressão axial nos corpos de prova até que ocorresse colapso/falha do sistema. Na avaliação radiográfica dos pontos de falha nos corpos de prova após o ensaio biomecânico, quase todas as falhas biomecânicas ocorreram na região do colo femoral, tanto no grupo com prótese quanto no grupo controle (Figura 11). Houve exceção nas amostras controle nº 4 e nº 14 que apresentaram fratura óssea na diáfise femoral média, e a amostra com prótese nº 13 que apresentou fratura óssea combinada do colo femoral e da diáfise femoral média. Não foi observada diferença estatística significativa em relação ao comportamento e localização da falha dos corpos de prova entre os grupos avaliados.

Figura 11 Imagens radiográficas de par de fêmures caninos após teste de compressão axial da amostra com prótese HRA (A) e da amostra controle do respectivo antímero femoral (B). Evidencia-se falha biomecânica com linha de fratura no colo femoral em ambas as amostras (setas).



4 DISCUSSÃO

A realização de análise biomecânica é essencial para avaliação do desempenho de próteses, principalmente quando o sistema de implante irá substituir uma região anatômica (FARIA, 2018), o estudo foi fundamental se tratando de uma prótese com design inovador na medicina veterinária. Sistemas biomecânicos eletrônicos de mensuração de força podem colaborar para definir movimentações nas próteses e identificar os pontos de falha (KIM, 2012). No entanto, o ensaio biomecânico em máquina não permite a previsão de micromoções da prótese *in vivo*, nem a atuação das forças fisiológicas geradas pela musculatura do membro (SHAHAR, 2003). No presente estudo, os testes biomecânicos foram realizados simulando uma situação extrema de carga sobre a região implantada, visando a captação da movimentação e

falha do sistema prótese-osso, com o propósito de definir a resistência do implante e estimar a viabilidade de utilização *in vivo*.

Em ensaios biomecânicos, a utilização de ossos caninos provenientes de cadáveres cria uma situação mais próxima da realidade (GORDON, 2010). Para minimizar a interferência causada por fatores biológicos que poderiam alterar os resultados do ensaio biomecânico, tais como densidade mineral, porosidade e morfologia óssea (DALLABRIDA, 2005), optou-se neste atual estudo por realizar o ensaio experimental utilizando pares de fêmures do mesmo indivíduo, isto é, em um dos fêmures foi implantado a prótese HRA e o osso contralateral foi mantido intacto. Sabe-se que a OA pode estar relacionada à perda óssea local, com redução de tecido ósseo esponjoso no colo femoral (GAO, 2019). A análise da densidade óssea poderia evidenciar uma possível redução da resistência óssea em ossos com grau avançado de AO. No entanto, nos ossos femorais do atual estudo não foram utilizadas amostras com alterações ósseas e, além disso, essa possível interferência da resistência óssea foi reduzida com uso do osso contralateral como controle. Para determinação imparcial do antímero femoral em que a prótese seria implantada, foi realizado sorteio aleatório em sítio digital *on line*.

Nas próteses da articulação coxofemoral que são cimentadas no osso, a complicação mais mais comumente descrita é a soltura asséptica da prótese, que ocorre principalmente na interface cimento-implante. Esta é uma complicação geralmente de ocorrência tardia, com média de 30 meses após o procedimento cirúrgico em humanos. Outras complicações menos frequentes em relação às próteses cimentadas são assentamento incorreto da prótese devido ao volume inadequado de cimento ósseo e lesão térmica com necrose óssea devido à falha na refrigeração durante catalisação do cimento ósseo (GIRARD, 2017). No atual estudo foram realizadas adequações no modelo de prótese previamente disponível para que ela fosse implantada sem a utilização de cimento ósseo, com o propósito de torná-la mais adequada para futura implantação *in vivo*, sabendo dos benefícios e dos menores índices de complicações das próteses não cimentadas quando comparadas às cimentadas.

O modelo de prótese utilizado neste estudo possui semelhança com o modelo Birmingham hip resurfacing (BHR) para uso em humanos, sendo este o único implante de prótese HRA aprovado pela Food and Drug Administration e disponível para uso médico nos Estados Unidos (CALKINS, 2019). Na prótese femoral canina HRA testada, o formato interno esférico oco e a haste central cônica possibilitaram a implantação da prótese sobre a região da cabeça e colo femoral por meio de pressão mecânica (*press-fit*), permitindo adequado contato da prótese com o osso e distribuição de tensão homogênea na superfície interna da prótese. De forma geral, estas características possibilitam a estabilidade inicial da prótese HRA após sua implantação, até que

ocorra o processo de osteointegração *in vivo* (HENDERSON, 2017).

A osteointegração e o crescimento ósseo ao redor da prótese promovem o travamento mecânico do implante no osso receptor (KIM, 2013). O fenômeno da osteointegração depende da característica do material implantado e, além disso, não é um processo imediato, pois também depende da resposta de cicatrização e remodelamento do osso (SCHILLER, 2017; GAO, 2019). No presente estudo foi utilizado implante femoral não cimentado, de material bioativo, biocompatível e com superfície interna de contato ósseo com cobertura de titânio microporoso, que são consideradas características que incentivam a osteointegração (DOURANDISH, 2008). Os resultados do atual estudo refletem a avaliação da resistência e estabilidade do conjunto implante-osso no período imediato após implantação e, evidentemente, não permitem descrever os achados em longo prazo após o processo de osteointegração, o que supostamente iria aumentar ainda mais a resistência e a estabilidade do conjunto implante-osso (GAO, 2019).

As próteses HRA, tais como as próteses de haste curta implantadas no colo femoral, possuem curva de aprendizado potencialmente mais curta e são mais fáceis de serem implantadas em comparação com as próteses THA disponíveis no mercado (HARPER, 2017; ORTIZ-DECLET, 2017). De forma geral, a utilização de instrumental cirúrgico de precisão para perfuração e fresagem óssea é de grande importância para o sucesso da implantação das próteses, e com a utilização adequada destes equipamentos é possível reduzir o tempo cirúrgico e a possibilidade de erros na implantação (HUMMEL, 2017; PORNRATTANAMANEWONG, 2017). No presente estudo, o uso do guia para perfuração prévia da cabeça e colo femoral, assim como toda a instrumentação de fresagem e brocagem utilizando o orifício ósseo prévio como guia, tornou a implantação da prótese femoral HRA fácil e rápida, não ocorrendo dificuldades na implantação ou ocasionando lesões iatrogênicas no procedimento cirúrgico.

A avaliação radiográfica imediatamente após a implantação da prótese é necessária para verificação de fissuras ou outras lesões ósseas que não são identificadas durante o procedimento, e que são geralmente ocasionadas no momento da fresagem e impactação da prótese (MILES, 2016). Em um estudo, a fratura periprotética do colo femoral após implantação foi responsável por 10,4% das revisões cirúrgicas dos implantes femorais HRA em humanos (BUKS, 2016). Na atual pesquisa, as avaliações radiográficas após implantação da prótese não demonstraram a presença de fissuras ou fraturas em nenhum dos fêmures operados.

O correto posicionamento de implantação da prótese femoral é fundamental para o sucesso cirúrgico. Observou-se em humanos, que a prótese implantada em posicionamento varo aumentou potencialmente o risco de fraturas ósseas. Assim, a recomendação para implantação da prótese HRA na medicina foi em posicionamento neutro a discretamente valgo em relação ao

eixo do colo femoral, suportando assim maior carga, sofrendo menor deformação do conjunto implante-osso e reduzindo a tensão no colo femoral; porém, o posicionamento ideal do implante femoral necessita de ensaios *in vivo* (MILES, 2016). Em estudo com a prótese Helica®, de haste curta rosqueável no colo femoral, que utiliza a cortical lateral do fêmur como ancoragem distal, não foi observada nenhuma diferença em relação ao posicionamento de implantação sob carga axial no teste cíclico de galope (KIM, 2012). No presente estudo, pela avaliação radiográfica após implantação foi observado que dentre as próteses femorais implantadas, 55% das próteses (n=11) apresentaram posicionamento neutro e 45% das próteses (n=9) posicionamento valgo em relação ao eixo do colo femoral. De forma semelhante ao estudo com a prótese Helica® (KIM, 2012), no atual estudo não foi observada diferença para as variáveis biomecânicas analisadas em relação ao posicionamento da prótese.

Nas próteses convencionais THA há a necessidade em posicionar adequadamente o implante femoral em relação ao ângulo de anteversão do fêmur. No entanto, na prótese HRA ocorre a implantação da prótese femoral substituindo apenas a superfície articular da cabeça do fêmur, havendo a manutenção do posicionamento anatômico do colo femoral. Desta forma, o ângulo de anteversão femoral é um fator que não se altera após a implantação da prótese HRA, mantendo o ângulo anatômico do paciente (ADAMS, 2017). Este é mais um aspecto favorável ao uso da prótese HRA avaliada neste atual estudo, pois torna a técnica cirúrgica mais simples e com um fator a menos para ser considerado no procedimento de implantação em relação à prótese THA.

Sabe-se que a carga fisiológica exercida sobre uma articulação é dependente da massa corpórea do animal (ORDWAY, 2019). Durante o apoio em estação a articulação coxofemoral suporta carga de 30% a 40% da massa corpórea do cão, já durante a marcha esse valor pode alcançar até três vezes o valor da massa corpórea (WIEBKING, 2011). Levando em consideração o porte dos cães que foram utilizados neste estudo, que apresentavam peso corpóreo variando de 30kg a 50kg, e estimando a possível carga imposta à articulação protética *in vivo*, os resultados de força máxima obtidos nos ensaios de compressão axial dos fêmures com prótese foram aproximadamente de duas a quatro vezes superiores à carga esperada na articulação durante a marcha de um cão do porte analisado. Na interpretação dos dados, embora tenha ocorrido redução da resistência mecânica dos ossos com prótese em comparação aos ossos intactos, os resultados viabilizam a resistência mecânica da prótese para futura implantação *in vivo*. Resultados semelhantes foram observados no estudo da prótese comercial de haste curta que no ensaio biomecânico tolerou carga de quatro a sete vezes a carga esperada na marcha (ORDWAY, 2019).

A redução dos valores da força máxima suportada pelas amostras do grupo da prótese em comparação com as amostras do grupo intacto deste estudo ($x = 21,94\%$) foi menor do que a redução observada em outros estudos. Em uma pesquisa com prótese THA, observou-se redução média de 66% da força máxima nos fêmures implantados em relação aos fêmures intactos (WIEBKING, 2011). Esta situação também foi encontrada em estudo com prótese Helica, na qual ocorreu redução média de 40% na força suportada pelas amostras com implantes (KIM, 2012). Assim, no atual estudo, mesmo ocorrendo redução da força máxima nas amostras do grupo com implante, pode-se destacar a capacidade de resistência às forças de compressão da prótese testada.

A deformação é definida pela mudança no comprimento de um corpo em resposta a uma determinada carga (SHARIR, 2008). Utilizando a relação entre valores de força e deformação, pode-se construir uma curva de resposta exponencial, que é afetada pelas propriedades, geometria e morfologia estrutural dos corpos de prova (FARIA, 2018). No atual estudo, a média da DFM do ensaio não apresentou diferença estatística entre os grupos com prótese e controle, resultando na redução média de 5,34% do grupo com prótese em relação ao grupo controle. Da mesma forma, a média da DR não apresentou diferença entre os grupos avaliados. Em um estudo com próteses HRA Helica, a redução média no deslocamento dos corpos de prova foi de 18% no grupo com prótese em relação ao grupo controle (KIM, 2012).

O efeito *subsidence* avalia o deslocamento da haste no canal medular femoral das próteses THA (WIEBKING, 2011). Na prótese avaliada neste estudo não há a ocorrência deste efeito, pois o componente femoral da prótese HRA não é implantado no interior do canal medular femoral e não possui ancoragem distal na diáfise óssea. Ela é implantada no colo femoral e este ponto de ancoragem apresenta a vantagem de ocasionar menor movimentação não elástica da amostra.

Se determinada força é aplicada com aumento gradual, uma relação linear com a deformação é exibida. Se o corpo de prova deforma e retorna à sua forma original quando a força é removida, este é um comportamento elástico e reversível do corpo de prova, e essa relação linear retornável é denominada lei de Hooke (SHARIR, 2008). Quando um determinado ponto do limite elástico é atingido, qualquer aumento na força resultará em deformação plástica e permanente do corpo de prova, com o gráfico perdendo a linearidade ascendente (GAO, 2019), e assim ocorre a falha no corpo de prova testado. A relação entre a força aplicada e a deformação resultante é representada pelo módulo de elasticidade e define a rigidez do material (GAO, 2019). A capacidade elástica dinâmica da prótese HRA está relacionada com a área da superfície de contato do implante com o osso e adequada interação do modelo da prótese com o osso. No atual estudo, não foi encontrada diferença em relação à variável k entre os grupos testados, e assim

pressupõe-se que a implantação, área de contato da prótese e comportamento da interface implante-osso permitiram resposta satisfatória às cargas impostas nas amostras ósseas implantadas, com comportamento semelhante às amostras controles.

Foi observado em ensaio biomecânico flexo-compressivo axial comparativo entre fêmures com próteses HRA e intactos, que a área de maior tensão se encontrava na porção proximal do colo femoral (MILES, 2016). Diferenças nas falhas dos corpos de prova são devido a diferentes respostas à aplicação de determinada força (DECKING, 2006). Nos testes biomecânicos do presente estudo, todas as amostras, com exceção de dois fêmures intactos que fraturaram na diáfise média do fêmur, tiveram seu ponto de falha no colo femoral, apresentando fraturas ou fissuras ósseas. Este resultado demonstra que a prótese HRA testada não interferiu com o comportamento de falha das amostras, pois tanto os ossos com prótese quanto os intactos tiveram o mesmo ponto de concentração de energia e característica de fadiga das amostras.

Este trabalho apresenta algumas limitações. Como em qualquer estudo biomecânico com peças cadavéricas, os resultados obtidos podem não refletir com exatidão os achados que seriam encontrados na prática cirúrgica *in vivo*. Há necessidade de avaliar a utilização da prótese HRA em estudos clínicos prospectivos de longo prazo, nos quais seriam avaliadas as respostas fisiológicas em relação ao implante, principalmente a característica de osteointegração da prótese. As amostras dos fêmures selecionadas neste estudo foram obtidas a partir de cães sem alterações nas articulações coxofemorais e os resultados obtidos demonstraram o comportamento da prótese em ossos normais, e podem não refletir com exatidão os achados que seriam encontrados em ossos acometidos pela displasia coxofemoral.

5 CONCLUSÕES

Os fêmures com a prótese HRA foram semelhantes aos fêmures intactos em relação a deformação e rigidez dos corpos de prova. Em relação a força máxima suportada, os ossos com prótese resistiram menos que os ossos intactos, mas as forças suportadas em todas as amostras foram superiores às forças fisiológicas impostas à articulação coxofemoral do cão *in vivo*. Pode-se afirmar que a prótese HRA demonstrou desempenho biomecânico satisfatório.

A implantação da prótese femoral HRA de design inovador não alterou o tipo de falha nas amostras, pois tanto os ossos com prótese quanto os ossos intactos tiveram o mesmo ponto de concentração de tensão e fadiga por fratura na região do colo femoral.

O procedimento foi de baixa complexidade para preparação do osso receptor e implantação

da prótese em adequado posicionamento, sendo considerado um aspecto muito vantajoso na utilização da prótese HRA.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMS, R. W. *et al.* The effect of valgus and varus femoral osteotomies on measures of anteversion in the dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.30, n.3, p.184-190, 2017.
- ASTM INTERNATIONAL, A. **Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics**. ASTM (American Society for Testing and Materials) International, 2014
- BOTEGA, R. *et al.* Desenvolvimento de ferramenta e próteses cirúrgicas de recapeamento para artroplastia de quadril em cães. In: **Anais do Congresso Paulista das Especialidades (CONPAVET)**, São Paulo, Brasil. p.12, 2014.
- BUKS, Y. *et al.* The effects of interlocking a universal hip cementless stem on implant subsidence and mechanical properties of cadaveric canine femora. **Veterinary Surgery**, v.45, n.2, p.155-164, 2016.
- CALKINS, T. E. *et al.* Hip resurfacing arthroplasty and total hip arthroplasty in the same patient: which do they prefer? **Hip International**, p.1-7, 2019.
- DALLABRIDA, A. L. *et al.* Análise biomecânica ex vivo de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural**. v.35, n.1, p.116-120, 2005.
- DECAMP, C. E. *et al.* **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair**. 5^a ed: Elsevier, cap 16, p.481-522, 2016.
- DECKING, R. *et al.* Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. **Clinical Biomechanics**. v.21, p.495-501, 2006.
- DENNY, H. R. *et al.* Canine total hip replacement using a cementless threaded cup and stem: a review of 55 cases. **Journal of Small Animal Practice**. v.58, n.6, p.350-356, 2018.
- DOSCH, M., K. *et al.* Biomechanical evaluation of the helica femoral implant system using traditional and modified techniques. **Veterinary Surgery**. v.42, n.7 p.867-876, 2013.

DOURANDISH, M., D. *et al.* Sintering of biocompatible P/M Co–Cr–Mo alloy (F-75) for fabrication of porosity-graded composite structures. **Materials Science and Engineering**. v.472, n.1-2, p.338-346, 2008.

FARIA, L. G. d. Estudo biomecânico de dois modelos de implante não cimentado para a artroplastia total do quadril em modelo canino. **Repositório UNESP Jaboticabal**. 2018.

GAO, X.; FRAULOB, M.; HAÏAT,G. Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review. **Journal of the Royal Society Interface**. v.16, n.156, 2019.

GIRARD, J. Hip Resurfacing: International Perspectives: Review Article. **HSS The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery**. v.13, n.1, p.7-11, 2017.

GORDON, S. *et al.* The effect of the combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.23, n.1, p.7-13, 2010.

HALAWI, M. J. *et al.* Birmingham hip resurfacing versus cementless total hip arthroplasty in patients 55 years or younger: A minimum five-year follow-up. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**. v.9, n.4, p.285-288, 2018.

HARPER, T. A. INNOPLANT total hip replacement system. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**. v.47, n.4, p.935-944, 2017.

HENDERSON, E. R. *et al.* 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). **Veterinary Record**. doi: 10.1136/vr.104036, 2017.

HUMMEL, D. Zurich cementless total hip replacement. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**. v.47, n.4, p.917-934, 2017.

JONES, S. C.; BULA, E.; DYCE, J. Total hip arthroplasty to address chronic hip luxation with pseudoacetabulum formation in seven dogs. **Veterinary Surgery**. v.48, n.8, p.1530-1539, 2019.

KAWAMOTO, F. Y. *et al.* Photoelastic Analysis of Two Different Cementless Femoral Stems for Total Hip Arthroplasty in a Canine Model. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology Open**. v.2, n.1, p.36-42, 2019.

KIM, D. G. *et al.* Bone ingrowth and initial stability of titanium and porous tantalum dental implants: a pilot canine study. **Implant dentistry**. v.22, n.4, p.399-405, 2013.

KIM, J. Y. *et al.* Biomechanical evaluation of screw-in femoral implant in cementless total hip system. **Veterinary Surgery**. v.41, n.194-102, 2012.

LISKA, W. D. Femur fractures associated with canine total hip replacement. **Veterinary Surgery**. v.33, n.2, p.164-172, 2004.

MIASHIRO, E. H. *et al.* Planejamento pré-operatório de artroplastias totais primárias de quadril com o uso de radiografias convencionais. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v.49, n.2, p.140-148, 2014.

MILES, B. *et al.* Biomechanical optimization of subject-specific implant positioning for femoral head resurfacing to reduce fracture risk. **The Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**. v.230, n.7, p.668-674, 2016.

MINTO, B. W. *et al.* Artroplastia total coxofemoral em cães: Estudo experimental com prótese nacional. **Ciência Rural**. V.38, n.1, p.136-142, 2008.

MINTO, B. W. *et al.* Avaliação clínica da denervação acetabular em cães com displasia coxofemoral atendidos no hospital veterinário da FMVZ, Botucatu/SP. **Veterinária e Zootecnia**, p.91-98, 2012.

MONTGOMERY, M. L. *et al.* The effect of dorsal rim loss on the initial stability of the BioMedtrix cementless acetabular cup. **BMC (BioMed Central) Veterinary Research**. v.11, n.1, p.68-75, 2015.

ORDWAY, N. R. *et al.* A Biomechanical Comparison of Four Hip Arthroplasty Designs in a Canine Model. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.32, p.369-375, 2019.

ORTIZ-DECLLET, V. R. *et al.* Birmingham hip resurfacing vs Total hip arthroplasty: A matched-pair comparison of clinical outcomes. **The Journal of Arthroplasty**. v.32, n.12, p.3647-3651, 2017.

PECK, J. N., *et al.* Clinical application of total hip replacement. **Advances in small animal total joint replacement**, Wiley Online Library: p.69-107, 2013.

PETAZZONI, M. *et al.* Revision of a Press Fit Biological Fixation Stem Fracture in a Dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology Open**. v.2, n.1, p.e19-e26, 2019.

PORNRATTANAMANEEWONG, C.; NARKBUNNAM, R.; CHAREANCHOLVANICH, K. Customized guide for femoral component positioning in hip resurfacing arthroplasty. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.25, n.2, p.103-106, 2017.

PRITCHETT, J. W. Hip Resurfacing Using Highly Cross-linked Polyethylene: Prospective Study Results at 8.5 Years. **Journal of Arthroplasty**. v.31, n.10, p.2203-2208, 2016.

SHAHAR, R.; BANKS-SILLS, L.; ELIASY, R. Stress and strain distribution in the intact canine femur: finite element analysis. **Medical Engineering & Physics**. v.25, n.5, p.387-395, 2003.

SHARIR, A.; BARAK, M. M.; SHAHAR, R. Whole bone mechanics and mechanical testing. **The Veterinary Journal**. v.177, n.1, p.8-17, 2008.

SCHILLER, T. D. BioMedtrix total hip replacement systems: an overview. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v.47, n.4, p.899-916, 2017.

SMITH, G. K. *et al.* In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary Surgery: Small Animal**, 2^a ed. Elsevier, cap 58, p.2674-2748, 2018.

SOUZA, A. N. *et al.* Kinetic and kinematic analysis of dogs suffering from hip osteoarthritis and healthy dogs across different physical activities. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.32, n.2, p.104-111, 2019.

VEZZONI, A. *et al.* Comparison of conservative management and juvenile pubic symphysiodesis in the early treatment of canine hip dysplasia. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.21, n.3, p.267-279, 2008.

WARBURTON, K. J. *et al.* Wear testing of a canine hip resurfacing implant that uses highly cross-linked polyethylene. **Journal of Orthopaedic Research**. v.34, n.4, p.1196-1205, 2018.

WIEBKING, U. *et al.* Initial stability of a new uncemented short-stem prosthesis, Spiron®, in dog bone. **Technology and Health Care**. v.19, n.4, p.271-282, 2011.

ANEXOS

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DE LAVRAS
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS
Cx.P.3037 - Lavras – MG – 37200-000 – (35) 3829-5182 cba@nintec.ufla.br

CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "Avaliação biomecânica de prótese de recapeamento da articulação coxofemoral em cães – estudo Ex-Vivo", protocolo nº 025/20, sob a responsabilidade de Leonardo Augusto Lopes Muzzi, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto homem), para fins de ensino e/ou pesquisa científica, encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas edificadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação (MCTI), e foi aprovada pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) da Pró-Reitoria de Pesquisa/UFLA, em reunião de 26/11/2020.

Vigência da autorização: de 01/12/2020 a 31/08/2022

Finalidade: () Ensino (x) Pesquisa Científica

Espécie/linhagem/raça: Cão

Número de animais aprovados: -

Peso/Idade: -

Sexo: macho e fêmea

Origem dos animais (documento apresentado pelo pesquisador responsável e arquivado pela CEUA): Serão utilizados partes ósseas (fêmures) de cadáveres caninos



Prof. Rafael Neodini Remedio

Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais CEUA

Universidade Federal de Lavras
Pró-Reitoria de Pesquisa / Comissões Permanentes
Campus Universitário -
Caixa Postal 3037 / CEP 37200 000 – Lavras, MG - Brasil
Tel.: +55 (35) 3829 5182
cba@nintec.ufla.br - www.prp.ufla.br

Anexo 1 – Certificado de autorização aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Pró-Reitoria de Pesquisa/UFLA.

ANEXO 2

**(21) BR 10 2013 006808-0 A2**

(22) Data de Depósito: 25/03/2013
 (43) Data da Publicação: 18/11/2014
 (RPI 2289)

**(51) Int.Cl.:**

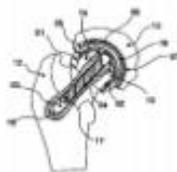
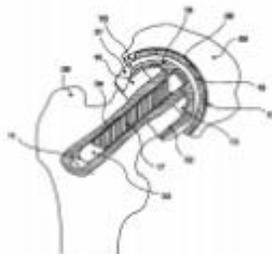
A61F 2/36
 A61F 2/34
 A61F 2/40
 A61L 27/10

(54) Título: PRÓTESE CIRÚRGICA DE RECAPEAMENTO DE QUADRIL EM CERÂMICA POROSA MULTIDENSA COM GRADIENTE FUNCIONAL E SEU PROCESSO DE PRODUÇÃO

(73) Titular(es): UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP

(72) Inventor(es): BENEDITO DE MORAES PURQUERIO, CARLOS ALBERTO FORTULAN, RENAN BOTEGA

(57) Resumo: PRÓTESE CIRÚRGICA DE RECAPEAMENTO DE QUADRIL EM CERÂMICA POROSA MULTIDENSA COM GRADIENTE FUNCIONAL E SEU PROCESSO DE PRODUÇÃO A presente invenção se refere a uma prótese cirúrgica não metálica constituída por uma cabeça femoral, uma haste femoral e um acetábulo pélvico para ser utilizada na artroplastia de recapeamento de extremidades esferoides ou condilares de ossos em geral e em particular de fêmures humanos e caninos e de animais de qualquer porte que apresentem quaisquer moléstias dessas articulações sinoviais; a prótese cirúrgica de recapeamento de extremidades ósseas em cerâmica porosa multidensa com gradiente funcional foi projetada para ser fabricada com materiais não metálicos tais como os cerâmicos e compósitos cerâmicos e ou poliméricos e compósitos poliméricos; a prótese cirúrgica de recapeamento de quadril em cerâmica porosa multidensa com gradiente funcional traz em seu bojo soluções inovadoras relativamente ao seu projeto, aos seus materiais e às suas alternativas técnicas de produção; envolve coprensagem cerâmica axial em duplo estágio e isostática, em alta e baixa pressão, usinagens inovadoras a verde e após a sinterização de esferas cerâmicas compostas pelos elementos constituintes da prótese cirúrgica de recapeamento de extremidades ósseas: a cabeça femoral e o acetábulo pélvico.



Anexo 2 – Folha de rosto de patente da prótese de recapeamento coxofemoral animal.