

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP**

**CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA, TOMOGRÁFICA E  
ANATÔMICA DO FÊMUR PROXIMAL: INFLUÊNCIA NA  
MENSURAÇÃO DO *CANAL FLARE INDEX* EM CÃES**

**Caroline Ribeiro de Andrade**

Médica Veterinária

2018

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP**

**CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA, TOMOGRÁFICA E  
ANATÔMICA DO FÊMUR PROXIMAL: INFLUÊNCIA NA  
MENSURAÇÃO DO *CANAL FLARE INDEX* EM CÃES**

**Caroline Ribeiro de Andrade**

**Orientação: Prof. Adj. Bruno Watanabe Minto**

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

**2018**

A553a Andrade, Caroline Ribeiro de  
Avaliação radiográfica, tomográfica e anatômica do fêmur proximal:  
influência na mensuração do *canal flare index* em cães / Caroline  
Ribeiro de Andrade. -- Jaboticabal, 2018  
xvi, 73 p. : il. ; 29 cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, 2018  
Orientador: Bruno Watanabe Minto  
Banca examinadora: Alexandre Schmaedecke, Lizandra Amoroso  
Bibliografia

1. Análise tridimensional. 2. ATQ não cimentada. 3. Feixe  
horizontal. 4. Morfologia femoral. 5. Radiografia craniocaudal. I. Título.  
II. Jaboticabal-Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias.

CDU 619:616-089.23:636.7

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

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA, TOMOGRÁFICA E ANATÔMICA DO FÊMUR PROXIMAL: INFLUÊNCIA NA MENSURAÇÃO DO CANAL FLARE INDEX EM CÃES

**AUTORA: CAROLINE RIBEIRO DE ANDRADE**

**ORIENTADOR: BRUNO WATANABE MINTO**

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



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



Dr. ALEXANDRE SCHMAEDECKE  
Médico Veterinário / Centro Integrado de Especialidades Veterinárias - Curitiba/PR



Profa. Dra. LIZANDRA AMOROSO  
Departamento de Morfologia e Fisiologia Animal / FCAV / UNESP - Jaboticabal

Jaboticabal, 22 de fevereiro de 2018

## **DADOS CURRICULARES DO AUTOR**

**CAROLINE RIBEIRO DE ANDRADE** nasceu na cidade de São José do Rio Preto, no dia 07 de agosto do ano de 1991, filha de Antônio César de Andrade e Sílvia Perpetua Ribeiro de Andrade. Em dezembro de 2013, graduou-se em Medicina Veterinária no Centro Universitário de Rio Preto (UNIRP). cursou o Programa de Residência Clínica Cirúrgica e Anestesiologia de Animais de Companhia, no período de 01 de março de 2014 a 01 de março de 2016, junto ao Hospital Veterinário da Universidade Federal de Lavras (UFLA). Ingressou no Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária, curso de Mestrado, Universidade Estadual Paulista FCAV – UNESP – Câmpus de Jaboticabal, em março de 2016, sob orientação do Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto. Ao longo do curso de Mestrado foi bolsista do CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico).

“Ninguém é tão grande que não possa aprender, nem tão pequeno que não possa ensinar”.

Auto Desconhecido

## DEDICATÓRIA

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

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente a Deus, por todas as oportunidades que tem proporcionado em minha vida. Aos meus familiares, que sempre me auxiliaram de infinitas formas até aqui, em especial à minha mãe Silvia Perpetua Ribeiro de Andrade, ao meu pai Antônio Cesar de Andrade e ao meu irmão Vinicius Ribeiro de Andrade que fizeram seus os meus sonhos, e não mediram esforços para que eu pudesse realizá-los. Ao meu namorado, companheiro de mestrado e profissão Rafael Manzini Dreibi, por estar sempre ao meu lado durante a realização deste trabalho desde a realização do experimento às reclamações da vida!

Ao meu orientador, Bruno Watanabe Minto, por todas as oportunidades ofertadas, pelos conselhos e puxões de orelha.

Aos meus amigos, que se tornaram minha família aqui em Jaboticabal, dividindo a casa, os problemas e as alegrias: Juliana Cerqueira, Eveline Azenha, Gabriela Noronha, Erika Santos, Flávia Fagundes e Lúcia Izique.

Aos meus amigos, membros do laboratório de Ortopedia e Neurocirurgia que dedicaram seu tempo para desenvolvimento deste trabalho: Guilherme Galhardo, Fernando Kawamoto, Pedro Rossignoli e Felipe Rocha. Aos alunos de iniciação científica Lucas e Nathália por toda a ajuda durante a execução do trabalho.

Ao professor Fabrício Singareti e seu orientado e meu amigo Thiago Sá Rocha, por todas as ideias e auxílio no desenvolvimento do projeto.

Aos membros da banca de qualificação: professor Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias e Ricardo Andres Ramirez Uscategui por todas as correções e sugestões, acrescentando infinitamente neste trabalho.

Aos funcionários da Universidade Estadual do Norte Fluminense, que auxiliaram na realização da tomografia computadorizada e aos que possibilitaram a realização da parceria: Matheus da Mota Costa, Renato Moran e professor André Lacerda.

Ao CNPq pela bolsa de estudo concedida e ao programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária da FCAV – UNESP – Câmpus de Jaboticabal.



## SUMÁRIO

	Página
RESUMO.....	x
ABSTRACT.....	xi
LISTA DE FIGURAS.....	xii
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	xvi
CAPÍTULO 1 – Considerações gerais.....	17
1. Introdução.....	17
2. Revisão de literatura.....	19
2.1 Artroplastia total do quadril não cimentada e suas complicações em cães.....	19
2.2 Influência da anatomia proximal do fêmur na artroplastia total de quadril: uso do <i>Canal Flare Index</i> (CFI) como avaliação indireta do canal femoral.....	21
2.3 Imaginologia na artroplastia total de quadril: abordagens para avaliação da geometria femoral proximal.....	25
2.3.1 Avaliação radiográfica.....	25
2.3.2 Tomografia computadorizada.....	27
REFERÊNCIAS.....	29
CAPÍTULO 2 – Acurácia na determinação do <i>canal flare index</i> em diferentes posicionamentos radiográficos do fêmur em cães.....	36
Resumo.....	36
Introdução.....	37
Material e métodos.....	38
Resultados.....	46
Discussão.....	48
Referências.....	51
CAPÍTULO 3 – Avaliação radiográfica, tomográfica e anatômica do fêmur proximal: influência na mensuração do <i>canal flare index</i> em cães.....	54
Resumo.....	54
Introdução.....	55
Material e métodos.....	55
Resultados.....	64
Discussão.....	66
Referências.....	70
CAPÍTULO 4 – Considerações finais.....	73
ANEXOS (Normas da Revista).....	

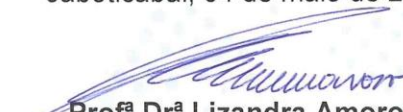
## CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

### CERTIFICADO

Certificamos que o projeto intitulado "**Avaliação da Influência do posicionamento radiográfico do fêmur na mensuração do canal *Flare index* em cães**", protocolo nº 004505/17, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao Filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, no decreto 6.899, de 15 de junho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP - CÂMPUS DE JABOTICABAL-SP, em reunião ordinária de 04 de maio de 2017.

Vigência do Projeto	07/04/2017 a 07/03/2018
Espécie / Linhagem	<i>Canis lupus familiaris</i>
Nº de animais	25
Peso / Idade	20 – 25 Kg / Adultos
Sexo	Machos e Fêmeas
Origem	Doação/descarte do serviço de clínica médica e cirúrgica do Hospital Veterinário "Governador Laudo Natel" – FCAV Unesp Jaboticabal

Jaboticabal, 04 de maio de 2017.

  
**Profª Drª Lizandra Amoroso**  
Coordenadora – CEUA

## **AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA, TOMOGRÁFICA E ANATÔMICA DO FÊMUR PROXIMAL: INFLUÊNCIA NA MENSURAÇÃO DO CANAL FLARE INDEX EM CÃES**

**RESUMO:** Nas últimas décadas, bons resultados com uso de haste não cimentada na artroplastia total de quadril (ATQ) em cães tem sido descritos. O sucesso da técnica está diretamente relacionado ao planejamento cirúrgico e ajuste geométrico minucioso entre os componentes protéticos e os leitos ósseos. O índice de alargamento do canal femoral (*Canal Flare Index* - CFI), vem sendo utilizado como fator de risco para complicações da artroplastia total do quadril em humanos e cães, especialmente o afundamento da haste e as fraturas periprotéticas. O objetivo do estudo foi comparar os valores de CFI obtidos em radiografias craniocaudais padrão e com feixe radiográfico horizontal, e tomografia computadorizada com as dimensões anatômicas verdadeiras. Para isso foram avaliados radiográfica, tomográfica e macroscopicamente 45 fêmures caninos provenientes de 23 cadáveres. Foram obtidas radiografias nos dois posicionamentos, e imediatamente após os fêmures foram anatomicamente dissecados e submetidos à análise tomográfica seguida de mensurações macroscópicas diretamente nos fêmures. A radiografia padrão forneceu dimensão aproximada da morfologia femoral proximal (diferença média:  $0,121 \pm 0,391$ ) com valor de CFI diferente ( $p=0,0341$ ) do anatômico. A radiografia craniocaudal com feixe horizontal apresentou maior precisão (diferença média:  $0,087 \pm 0,42$ ) em nosso estudo. As duas técnicas de TC foram inferiores na representação da morfologia femoral proximal, fornecendo dimensões aproximadas (diferença média:  $0,122 \pm 0,398$ ) e valores de CFI diferente ( $p=0,032$ ) do anatômico. A avaliação radiográfica do fêmur proximal para ATQ em cães, mostra-se efetiva para representar as dimensões anatômicas verdadeiras, quando técnica e posicionamento adequados são utilizados.

**Palavras-chave:** Análise tridimensional, ATQ não cimentada, feixe horizontal, morfologia femoral, radiografia craniocaudal

## **RADIOGRAPHIC, TOMOGRAPHIC AND ANATOMICAL EVALUATION OF THE PROXIMAL FEMUR: INFLUENCE IN THE CANAL FLARE INDEX MEASUREMENT IN DOGS**

**ABSTRACT:** In the last decades, good results with uncemented stem in total hip arthroplasty (THA) in dogs have been described. The success of the technique is directly related to the surgical planning and meticulous geometric adjustment between prosthetic components and the bone beds. The Canal Flare Index (CFI) has been used as a risk factor for complications of total hip arthroplasty in humans and dogs, especially stem subsidence and periprosthetic fractures. The objective of the study was to compare the CFI values obtained in standard craniocaudal radiographs and with a horizontal beam, and computed tomography with the true anatomical dimensions. For this, 45 canine femurs from 23 cadavers were evaluated radiographically, tomographically and macroscopically. Radiographs were obtained in both positions, and immediately the femurs were anatomically dissected and submitted to tomographic analysis followed by macroscopic measurements directly. The standard radiography provided an approximate size of the proximal femoral morphology (mean difference:  $0.121 \pm 0.391$ ) with a different CFI value ( $p = 0.0341$ ) from the anatomical one. The craniocaudal x-ray with horizontal beam presented greater accuracy (mean difference:  $0.087 \pm 0.42$ ) in our study. The two CT techniques were inferior in the representation of proximal femoral morphology, providing approximate dimensions (mean difference:  $0.122 \pm 0.398$ ) and different CFI values ( $p = 0.032$ ) from the anatomical one. The radiographic evaluation of the proximal femur for THA in dogs is effective to represent the true anatomical dimensions, when adequate technique and positioning are used.

**Keywords:** Craniocaudal radiography, femoral morphology, horizontal beam, three-dimensional analysis, uncemented THA

## LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1	pag
<p><b>Figura 1:</b> Imagem ilustrativa da morfologia femoral canina, descrita por Rashmir-Raven et al. (1992). Em (a) observa-se um fêmur “chaminé” (<i>canal flare index</i> &lt; 1,8); (b) fêmur normal (<i>canal flare index</i> 1,8 a 2,5); (c) fêmur “taça de champanhe” (<i>canal flare index</i> 2,5). Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).....</p>	22
<b>CAPÍTULO 2</b>	
<p><b>Figura 1.</b> Imagem fotográfica do posicionamento radiográfico ventrodorsal, para avaliação do CFI do fêmur. Note dispositivo para posicionamento do indicador de magnificação paralelo ao fêmur, na altura do trocânter maior (seta vermelha) com indicador de magnificação confeccionado em aço, com 100 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro (seta amarela). Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).....</p>	38
<p><b>Figura 2.</b> Imagem fotográfica do posicionamento para radiografia craniocaudal do fêmur com feixe horizontal. O membro pélvico esquerdo foi posicionado em hiperextensão, eixo neutro de rotação, com a patela centrada entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O cassete radiográfico foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).....</p>	40
<p><b>Figura 3.</b> Representação esquemática de um fêmur direito, com a localização dos pontos utilizados para mensuração radiográfica do CFI-CP e CFI-CH. O canal medular do trocânter menor (A) é mensurado em seu ponto médio. Para localização istmo a porção mais estreita do canal medular foi determinada arbitrariamente pelo avaliador (B). (2) Imagem radiográfica da delimitação das corticais ósseas (linhas amarelas) no visualizador digital<sup>c</sup>. Dissertação de</p>	

mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... pag 42

**Figura 4.** (1) Representação esquemática de um fêmur esquerdo após secção nos dois pontos pré-estabelecidos (médio do trocânter menor e istmo), originando três fragmentos: proximal, intermediário e distal. Representando a face proximal utilizada para mensuração direta. (2) Imagem fotográfica de um fêmur esquerdo após dissecação anatômica e secção nos dois pontos estabelecidos (médio do trocânter menor e diáfise média), originando três fragmentos: proximal (A), intermediário (B) e distal (C). Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... 43

**Figura 5.** Imagem fotográfica do corte longitudinal do fragmento intermediário utilizando fita de serra. (1) Secção longitudinal do fragmento femoral intermediário, originando dois novos fragmentos caudal (A) e cranial (B), sendo A utilizado para mensuração direta do CFI. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... 44

**Figura 6.** Distribuição, média e desvio padrão do *Canal Flare index* (CFI) em fêmures caninos, de acordo com o método de avaliação utilizado; (A) anatômica, (CP) radiografia craniocaudal padrão, (CH) radiografia craniocaudal com feixe horizontal. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... 47

### CAPÍTULO 3

**Figura 1.** Imagem fotográfica do posicionamento para radiografia craniocaudal do fêmur com feixe horizontal. O membro pélvico esquerdo foi posicionado em hiperextensão, eixo neutro de rotação, com a patela centrada entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O cassete radiográfico foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... 56

- Figura 2.** Representação esquemática de um fêmur direito, com a localização dos pontos utilizados para mensuração radiográfica do CFI. O canal medular do trocânter menor (A) é mensurado na altura do seu ponto médio. Para localização istmo a porção mais estreita do canal medular foi determinada arbitrariamente pelo avaliador (B). (2) Imagem radiográfica da delimitação das corticais ósseas (linhas amarelas) no visualizador digital. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... pag 57
- Figura 3.** Imagem tomográfica do fêmur direito de um cão. (A) Reconstrução 3D (vista caudal), mostrando mensuração do comprimento total do fêmur (seta verde), desde a extremidade proximal do trocânter maior até os côndilos femorais, e localização da altura do ponto médio do trocânter menor (seta amarela). (B) Reconstrução multiplanar 3D (vista medial), com divisões do fêmur proximal e localização do ponto médio em cada porção. Reta em rosa: eixo y; reta em amarelo (eixo x); medidas da largura extracortical: lado direito da figura; medidas do ponto médio: lado esquerdo da figura. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... 59
- Figura 4.** Imagem tomográfica de fêmur direito canino em reconstrução multiplanar 3D. (A) Visão medial do fêmur com eixo y (reta rosa) posicionado na porção central do fêmur e eixo x (reta amarela) posicionado no istmo. (B) Mensuração da largura intracortical do istmo (seta amarela) na secção longitudinal do fêmur; reta vermelha: altura do ponto médio do trocânter menor. (C) Mensuração da largura intracortical do istmo (seta amarela) na secção transversal do fêmur. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018)..... 60
- Figura 5.** (1) Representação esquemática de um fêmur esquerdo após secção nos dois pontos pré-estabelecidos (médio do trocânter menor e diáfise média), originando três fragmentos: proximal, intermediário e distal.

Representando a face proximal utilizada para mensuração direta. (2) Imagem fotográfica de um fêmur esquerdo após dissecação anatômica e secção nos dois pontos estabelecidos (médio do trocânter menor e diáfise média), originando três fragmentos: proximal (A), intermediário (B) e distal (C). Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).....	pag 62
<b>Figura 6.</b> Imagem fotográfica do corte longitudinal do fragmento intermediário utilizando fita de serra. (1) Secção longitudinal do fragmento femoral intermediário, originando dois novos fragmentos caudal (A) e cranial (B), sendo A utilizado para mensuração direta do CFI. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).....	63
<b>Figura 7.</b> Distribuição, média e desvio padrão do <i>Canal Flare index</i> (CFI) em fêmures caninos, de acordo com o método de avaliação utilizado: anatômica (A), radiografia craniocaudal com feixe horizontal (R), tomografia secção transversal (TT) e tomografia secção longitudinal (TL). Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).....	67



## LISTA DE QUADROS E TABELAS

<b>CAPÍTULO 2</b>	pag
<p><b>Quadro 1.</b> Avaliação da diferença interobservador. Valores de CFI (média±DP) dos avaliadores, e valor de p de acordo com a técnica utilizada.....</p>	45
<p><b>Tabela 1.</b> Estatística descritiva das medidas de <i>Canal Flare Index</i> (CFI) obtidas em três técnicas de avaliação (anatômica, radiografia craniocaudal padrão e radiografia craniocaudal com feixe horizontal) em fêmures caninos (n=45).....</p>	46
<p><b>Tabela 2.</b> Estatística descritiva das medidas obtidas nas duas regiões anatômicas (trocâter menor e istmo) do fêmur de cães, utilizadas para o cálculo do <i>Canal Flare Index</i> nas três técnicas de avaliação utilizadas.....</p>	48
<b>CAPÍTULO 3</b>	
<p><b>Tabela 1.</b> Comparação da concordância entre avaliadores. Valores de CFI (média±DP) dos avaliadores, e valor de p de acordo com a técnica utilizada.....</p>	64
<p><b>Tabela 2.</b> Estatística descritiva das larguras intracorticais obtidas nas duas regiões anatômicas (trocâter menor e istmo) do fêmur de cães, utilizadas para o cálculo do <i>Canal Flare Index</i> nas quatro técnicas de avaliação utilizadas.....</p>	65
<p><b>Tabela 3.</b> Estatística descritiva das medidas de <i>Canal Flare Index</i> (CFI) obtidas em três técnicas de avaliação (radiografia craniocaudal com feixe horizontal, tomografia computadorizada e mensuração direta) em fêmures caninos (n=45).....</p>	66

## CAPÍTULO 1 – Considerações gerais

### 1. Introdução

A artroplastia total de quadril (ATQ) consiste na substituição total da articulação coxofemoral por componentes protéticos, acetabular e femoral, descritos e disponíveis em diversos sistemas e modelos (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010; ALLEN, 2012; VEZZONI; VEZZONI; BOUDIREAU, 2015). Em cães, ela tem sido realizada com bons resultados há mais de três décadas, possibilitando a manutenção funcional do membro pélvico e reestabelecimento de mecanismos articulares de forma efetiva (DeYOUNG et al., 1992; MARCELLIN-LITTLE et al., 1999; GUERRERO; MONTAVON, 2009, FITZPATRICK et al., 2014; VEZZONI; VEZZONI; BOUDIREAU, 2015).

Os sistemas não cimentados são atualmente os mais utilizados (CHEN et al., 1983; DeYOUNG et al., 1992; DeYOUNG; SCHILLER, 1992; MARCELLIN-LITTLE et al., 1999; HANSON et al., 2006; SERRATO et al., 2008; GUERRERO; MONTAVON, 2009). Tais sistemas são totalmente dependentes da fixação biológica, por esse motivo, a estabilidade do implante no pós-operatório imediato é obrigatória (RUBIN et al., 1992; PERNELL et al., 1994).

Assim, para sucesso da técnica e redução das taxas de complicação, o ajuste geométrico entre o componente femoral e o canal proximal é essencial, restringindo a micromovimentação e prevenindo *stress shielding* (TAWADA et al., 2015).

Diante de tal problemática, diversos pesquisadores dedicaram esforços para compreender a morfologia do fêmur proximal e identificar fatores que pudessem auxiliar na seleção dos implantes para ATQ em humanos (NOBLE et al., 1988; RUBIN et al., 1992; HUSMAN et al., 1997; CASPER et al., 2012; TAWADA et al., 2015) e cães (SUMMER JR et al., 1990; RASHMIR-RAVEN et al., 1992; PUGLIESE, 2014; SEVIL-KILIMCI; KARA, 2017). Nesse contexto Noble et al. (1988) definiram o conceito de *Canal Flare Index* (CFI) – índice de alargamento do canal, e desde então ele vem sendo amplamente utilizado para seleção da haste femoral e planejamento da ATQ na medicina e na veterinária.

O CFI resulta da razão entre a largura intracortical na altura do trocânter menor pela largura intracortical na altura do istmo, obtidas em radiografia craniocaudal do fêmur (NOBLE et al., 1988; RASHMIR-RAVEN et al., 1992).

Estudos em cães mostraram que o CFI pode ser utilizado como fator de risco para afundamento da haste e fraturas femorais após ATQ utilizando sistemas não cimentados (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010). Dessa forma, o CFI representa dado importante para determinação de cães como candidatos à ATQ (RASHMIR-RAVEN et al., 1992).

Atualmente na medicina veterinária, o CFI é obtido a partir de radiografias simples para seleção da haste e planejamento pré-operatório (TAWADA et al., 2015). Contudo, a análise bidimensional (2D) utilizando radiografias pode não ser confiável, permitindo apenas mensurações aproximadas do tamanho real (RUBIN et al., 1992; TAWADA et al., 2015).

Na medicina, a comparação *in vitro* das mensurações realizadas a partir de radiografias e tomografias com as dimensões anatômicas verdadeiras, mostraram maior precisão da tomografia computadorizada para representação da geometria femoral (RUBIN et al., 1992). Contudo, em cães, estudos similares ainda não foram realizados.

Diante do exposto, o presente estudo propõe a realização de mensurações radiográficas, tomográficas e anatômicas das duas regiões femorais utilizadas para o cálculo do CFI (trocânter menor e istmo), objetivando comparar os valores de CFI obtidos em exames de imagem utilizados no planejamento da ATQ com as dimensões anatômicas verdadeiras, determinando a acurácia e aplicabilidade das técnicas.

## 2. Revisão de literatura

### 2.1 Artroplastia total do quadril não cimentada e suas complicações em cães

O tratamento da osteoartrose (OA) secundária à displasia coxofemoral apresenta desafios imensuráveis no cenário atual da medicina veterinária. Resultados inefetivos ou incompletos observados em terapias clínicas ou cirúrgicas remetem, invariavelmente, à necessidade de procedimentos de salvamento, dos quais a artroplastia total destaca-se por ser a única capaz de restaurar a função articular e alívio da dor (LITTLE; DOYLE; PYKE, 2015).

A ATQ consiste na substituição total da articulação coxofemoral por componentes protéticos, acetabular e femoral, descritos e disponíveis em diversos sistemas e modelos (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010; ALLEN, 2012; VEZZONI; VEZZONI; BOUDIREAU, 2015). Nos Estados Unidos e na maioria dos países da Europa, é uma das técnicas mais indicadas para tratamento cirúrgico da displasia coxofemoral em cães. No Brasil, a técnica é pouco difundida, principalmente, devido a necessidade de treinamento especializado e alto custo dos componentes protéticos (MINTO et al., 2006).

Inicialmente, os implantes para cães foram desenvolvidos com base em sistemas cimentados de fixação (OLMSTEAD, 1987; MARCELLIN-LITTLE et al., 1999). Porém, falhas relacionadas a estes sistemas levaram ao aperfeiçoamento da técnica e desenvolvimento de sistemas não cimentados, disponíveis comercialmente a partir dos anos 2000 (GUERRERO; MONTAVON, 2009; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010; DRÜEN et al., 2012; FITZPATRICK et al., 2014).

Buscando determinar a melhor técnica de fixação dos componentes acetabular e femoral, diversos estudos comparando a ATQ cimentada e não cimentada foram realizados (HAILER; GARELLICK; KÄRRHOLM, 2010; CORTEN et al., 2011; ABDULKARIM et al., 2013).

A curto prazo, resultados clínicos semelhantes foram relatados para as duas técnicas (ABDULKARIM et al., 2013). Em longo prazo, a fixação não cimentada, principalmente em relação ao componente femoral, mostra-se superior em relação a durabilidade, e necessidade de revisão cirúrgica (HAILER; GARELLICK; KÄRRHOLM, 2010; CORTEN et al., 2011). Isso porque, as próteses não cimentadas possuem

revestimento poroso que permite o crescimento tecidual no implante, proporcionando fixação estável (CHEN et al., 1983; DEYOUNG et al., 1992; DEYOUNG; SCHILLER, 1992; MARCELLIN-LITTLE et al., 1999; CONZEMIUS; VANDERVOORT, 2005; HANSON et al., 2006; SERRATO et al., 2008; GUERRERO; MONTAVON, 2009). A fixação dos componentes ocorre de forma mais biológica e, teoricamente, mais duradoura (MARCELLIN-LITTLE et al., 1999; HANSON et al., 2006; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

Apesar das vantagens dos sistemas não cimentados, complicações particulares, especialmente as associadas à fixação do componente femoral, são relatadas (LISKA, 2004; GUERRERO; MONTAVON, 2009; KIDD et al., 2016), especialmente associadas ao componente femoral, sendo as fraturas periprotéticas e o afundamento da haste femoral as mais comuns. Estas complicações requerem, muitas vezes, procedimentos cirúrgicos secundários que resultam em elevadas taxas de infecção e insucesso terapêutico (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; PERNELL et al., 1994; CHENG et al., 1995; HUMMEL; LANZ; WERRE, 2010; MOSTAFA et al., 2012; LISKA; DOYLE, 2015).

As fraturas femorais representam importante complicação, durante ou imediatamente após a realização do procedimento protético (MINTO et al., 2011; LISKA; DOYLE, 2015). Fatores predisponentes ou considerados de risco para a ocorrência de fratura do fêmur incluem osteopatias, cirurgias prévias na pelve e fissuras causadas durante o procedimento de artroplastia. Trauma, carga excessiva e torção no período pós-cirúrgico também podem influenciar (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010). Especialmente na ATQ não cimentada, acredita-se que as fraturas femorais ocorram devido à expansão do córtex pela haste, que sofre abaixamento agudo propagando-se a partir do nível da ressecção da cabeça e colo femorais (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

O afundamento é outra complicação comum em cães com ATQ utilizando haste não cimentada, sendo caracterizado como migração maior que 2 mm da haste distalmente dentro do canal femoral (RASHMIR-RAVEN et al., 1992). A gravidade do afundamento está relacionada ao tamanho do implante, estabilidade, fricção e distribuição da interface implante/osso (PERNELL et al., 1994; CONZEMIUS; VANDERVOORT, 2005).

Kidd, Preston e Moore (2016) incluíram a fratura femoral diafisária e o afundamento da haste, variando de 6 – 12 mm, nas complicações catastróficas

encontradas no estudo, correlacionando o preenchimento do canal femoral positivamente com a presença de fissura e negativamente com o afundamento  $\geq 5\text{mm}$ , ou seja, quanto maior o preenchimento maior o risco de fratura e menor o risco de afundamento grave.

A viabilidade em longo prazo dos sistemas não cimentados, dependem da fixação biológica. Para que ocorra crescimento ósseo, a estabilidade do implante no pós-operatório imediato é obrigatória (PERNELL et al., 1994). Dessa forma, o afundamento do componente femoral em relação ao osso circundante pode ser consequência precoce de instabilidade, sendo associado à baixa relação entre o implante e o canal femoral, levando a porcentagem de preenchimento inadequada (RASHMIR-RAVEN et al., 1992).

Além disso, em todos os tipos de haste ocorre fenômeno mecânico chamado *stress shielding*, que faz com que a transferência normal de carga ao osso seja compartilhada com implante, produzindo tensões alteradas e reabsorção óssea. Tal fenômeno ocorre, principalmente, nas regiões corticais proximomedial e cranial, assim como no trocânter maior do fêmur, predispondo à reabsorção óssea e consequente movimentação e/ou afundamento do implante (PERNELL et al., 1994).

Dessa forma, para sucesso da ATQ não cimentada, qualidade do osso que envolve a prótese, preparação cirúrgica precisa do leito ósseo e ajuste geométrico entre a haste femoral e o fêmur proximal são essenciais (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; TAWADA et al., 2015).

## **2.2 Influência da anatomia proximal do fêmur na artroplastia total de quadril: uso do *Canal Flare Index (CFI)* como avaliação indireta do canal femoral**

O sucesso da ATQ é diretamente dependente da compreensão e conhecimento da morfologia femoral proximal (NOBLE et al., 1988; SUMMER et al., 1990; HUSMAN et al., 1997). Diversos estudos, mostraram que o design da haste femoral deve permitir ajuste endosteal geométrico, mimetizando a anatomia do fêmur, e reestabelecimento da biomecânica normal do quadril, promovendo a estabilidade necessária à osteointegração e consequente durabilidade do implante em curto e longo prazo (CONZEMIUS; VANDERVOORT, 2005; PUGLIESE, 2014).

Diante disso, um grande número de pesquisadores dedicaram esforços para compreender a morfologia do fêmur proximal e identificar fatores que pudessem auxiliar na seleção dos implantes para ATQ em humanos (NOBLE et al., 1988; RUBIN et al., 1992; HUSMAN et al., 1997; CASPER et al., 2012; TAWADA et al., 2015) e cães (SUMMER et al., 1990; RASHMIR-RAVEN et al., 1992; PALIERNE et al., 2006; PALIERNE et al., 2008; PUGLIESE, 2014; SEVIL-KILIMCI; KARA, 2017). Nesse contexto, Noble et al. (1988) definiram o conceito de CFI, e desde então ele vem sendo amplamente utilizado para seleção da haste femoral no planejamento da ATQ na medicina e na veterinária.

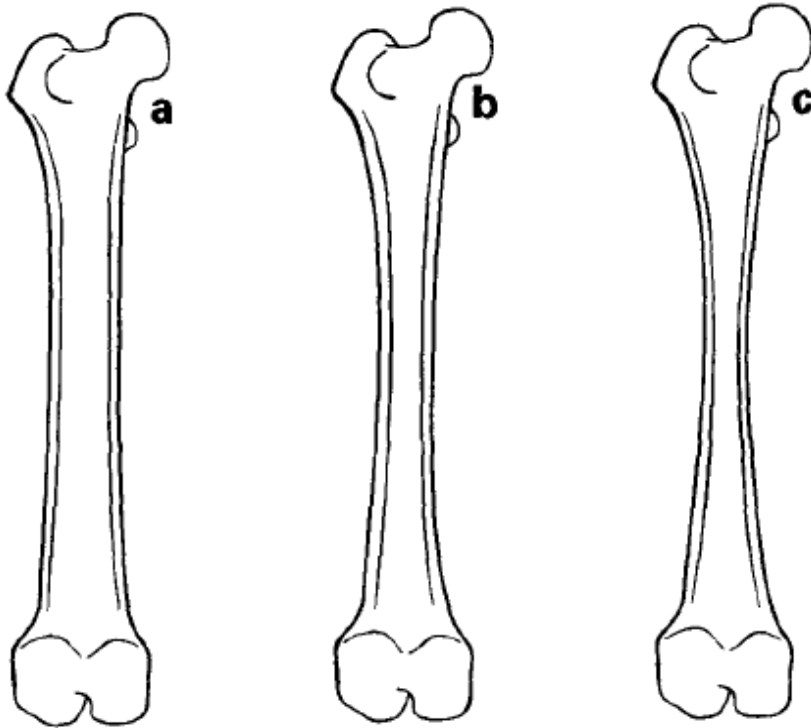
O CFI representa a razão entre a largura intracortical na altura do trocânter menor pela largura intracortical na altura do istmo (NOBLE et al., 1988; RASHMIR-RAVEN et al., 1992), e é utilizado como forma de caracterização indireta do canal femoral (TAWADA et al., 2015).

A determinação da região do trocânter menor utilizada para cálculo do CFI é controversa, e ainda não está clara. Alguns autores utilizam o trocânter menor como ponto de referência (NOBLE et al., 1988; RASHMIR-RAVEN et al., 1992), outros a extremidade proximal do trocânter menor (PALIERNE et al., 2006; SEVIL-KILIMCI; KARA, 2017; TAWADA et al., 2015).

Em humanos, o CFI foi determinado utilizando radiografias simples para avaliação da morfologia femoral em cadáveres, permitindo caracterização femoral em 3 categorias: “chaminé” ( $CFI < 3,0$ ), normal ( $CFI$  entre 3,0 e 4,7) e “taça de champanhe” ( $CFI > 4,7$ ) (NOBLE et al., 1988). A partir dessa categorização, houve melhora na seleção dos pacientes candidatos à ATQ não cimentada e design da haste femoral a ser utilizada, possibilitando também antecipar complicações esperadas para cada tipo de fêmur (NOBLE et al., 1988; CASPER et al., 2012; TAWADA et al., 2015).

Em cães, o CFI foi determinado em radiografias pré-operatórias de pacientes submetidos à ATQ. Utilizando mesma nomenclatura humana, o fêmur foi classificado em três tipos de acordo com sua morfologia (Figura 1). Dessa forma, fêmures com CFI menor que 1,8, ou seja, canal femoral com baixa relação de alargamento entre os pontos avaliados e, conseqüentemente, mais largo, representa o canal em “chaminé”; valores entre 1,8 e 2,5 representam o canal femoral normal, com relação de estreitamento na altura do istmo; aqueles com valores superiores a 2,5 são

considerados “taça de champanhe”, com significativo estreitamento distal (RASHMIR-RAVEN et al., 1992).



Fonte: RASHMIR-RAVEN et al., 1992

**Figura 1:** Imagem ilustrativa da morfologia femoral canina, descrita por Rashmir-Raven et al. (1992). Em (a) observa-se um fêmur “chaminé” (*canal flare index* < 1,8); (b) fêmur normal (*canal flare index* 1,8 a 2,5); (c) fêmur “taça de champanhe” (*canal flare index* 2,5). Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

Alguns autores associaram a morfologia femoral, caracterizada pelo CFI, ao afundamento da haste e fraturas femorais após a ATQ não cimentada em cães (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

Em estudo realizado por Rashmir-Raven et al. (1992), hastes implantadas em fêmures com CFI de 1,3 foram seis vezes mais propensas ao afundamento do que em fêmures com CFI de 1,8, e 72 vezes mais propensas ao afundamento que em fêmures com CFI de 2,5.



Ainda nessa associação, Ganz, Jackson e Vanenkevort (2010) correlacionaram o valor de CFI negativamente com fraturas femorais graves, ou seja, quanto menor o CFI maior o risco de fratura.

Vale ressaltar que o CFI pode ser influenciado por fatores como, idade, sexo (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; CASPER et al., 2012; BOYMANS; HEYLIGERS; GRIMM, 2015), e raça (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; SEVIL-KILIMCI; KARA, 2017). Em cães, a raça e a idade podem ser determinantes na morfologia anatômica femoral; adultos jovens podem apresentar fêmur “taça de champanhe” e com o amadurecimento fêmur em “chaminé”; raças como por exemplo, Pastor Alemão e Rottweiler, frequentemente, apresentam fêmur em “chaminé” (RASHMIR-RAVEN et al., 1992).

Adicionalmente, o cálculo do CFI pode não ser confiável devido às limitações da aquisição das imagens radiográficas em comparação às dimensões anatômicas verdadeiras (ECKRICH; NOBLE; TULLOS, 1994; TAWADA et al., 2015). Isso porque, as alterações na extensão do quadril durante a aquisição da radiografia craniocaudal, afetam a ampliação relativa do fêmur ao longo do seu comprimento, fazendo com que haja alterações na formação da imagem nos dois pontos utilizados para mensuração da largura intracortical femoral e, conseqüentemente, nos valores de CFI (GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010). Além disso, a rotação também pode alterar esse valor à medida que o fêmur desvia do eixo neutro (ECKRICH; NOBLE; TULLOS, 1994; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

Apesar das limitações da técnica utilizando-se radiografias, os valores de CFI demonstram ser um bom preditor para afundamento da haste (RASHMIR-RAVEN et al., 1992; GANZ; JACKSON; VANENKEVORT, 2010).

Neste sentido, estudos morfológicos utilizando a tomografia computadorizada e a reconstrução tridimensional destas imagens, para a validação da estimativa radiográfica do CFI em cães podem ser de grande valor para a padronização desta técnica como sugerido em humanos (TAWADA et al. 2015).

## 2.3 Imaginologia na artroplastia total não cimentada do quadril: abordagens para avaliação da geometria femoral proximal

### 2.3.1 Avaliação radiográfica

A obtenção de radiografias pré-operatórias adequadas é de suma importância para permitir que o cirurgião planeje a substituição articular. A seleção precisa da haste femoral é crucial para sua osteointegração e conseqüente sucesso da fixação (CARTER; STOVALL; YOUNG, 1995).

O conhecimento da colocação correta dos dispositivos protéticos, bem como as mudanças que podem ocorrer durante o período pós-operatório, são necessários para avaliação radiográfica precisa da ATQ (KONDE; OLMSTEAD; HOHN, 1982). Na medicina, diferenças entre o tamanho planejado e o efetivamente implantado dos componentes, femoral e acetabular já foram relatados (VICECONTI et al., 2003).

As radiografias tradicionais, fornecem nível aceitável de avaliação do fêmur distal, porém, não do proximal (ECKRICH; NOBLE; TULLOS, 1994; HUSMAN et al., 1997). Fatores como o posicionamento incorreto do paciente devido à dor ou contratura, e rotação do membro pélvico, alteram significativamente o ângulo do colo femoral e a largura do istmo, podendo resultar em imprecisão no planejamento da ATQ (CASPER et al., 2012).

O planejamento pré-operatório é considerado aspecto essencial da ATQ, a aplicação dos *templates* nas radiografias pré-operatórias auxiliam o cirurgião a antecipar o dimensionamento das próteses e qualquer equipamento especial que possa ser necessário. Em teoria, isso deve reduzir o tempo cirúrgico global e diminuir as complicações intraoperatórias (CARTER; STOVALL; YOUNG, 1995).

O tamanho aproximado da cúpula acetabular e da haste femoral são determinados por meio da sobreposição de modelos de acetato com imagens radiográficas (*templating*) da pelve e fêmur em posicionamento adequado. A escolha entre o método de fixação biológica ou cimentado geralmente é determinada nesse momento (DEYOUNG et al., 1992).

Para avaliação do grau de OA (OLMSTEAD, 1987) e seleção dos componentes protéticos, realiza-se normalmente uma projeção ventrodorsal com membros pélvicos estendidos, e outra projeção lateral da pelve. A primeira mantém os fêmures em eixo

neutro de rotação com as patelas centradas entre os côndilos femorais, e a segunda, os membros paralelos ao chassi radiográfico com as hemipelves sobrepostas (DEYOUNG et al., 1992). Entretanto, a visão craniocaudal do fêmur obtida durante a projeção ventrodorsal não é precisa (DEYOUNG et al., 1992, DUDLEY et al., 2006).

Dudley et al. (2006) observaram que é “praticamente impossível” obter verdadeira imagem craniocaudal do fêmur direito e esquerdo, com o paciente posicionado em decúbito dorsal, isso porque, eles serão inclinados devido ao posicionamento do paciente. Dessa forma, os autores recomendam a obtenção de radiografia craniocaudal de cada fêmur separadamente. Para isso, o cão é posicionado em decúbito lateral com o membro a ser radiografado para cima. O chassi é colocado caudal e paralelo ao fêmur e os feixes de raios X direcionados horizontalmente na direção craniocaudal a 90°C. Esta visão fornece representação precisa e reprodutível do fêmur para realização do *templating*. Um indicador de magnificação posicionado paralelo e ao nível da porção proximal do fêmur deve ser utilizado para estimar a magnificação da radiografia em todas as projeções (DEYOUNG et al., 1992).

Uma vez determinada ou estimada a magnificação, *templates* apropriados (acetato ou digitalizado) são posicionados sobre as radiografias do fêmur e da pelve para determinação das dimensões dos componentes protéticos (DEYOUNG et al., 1992).

Para correta realização do *templating* da haste femoral, utiliza-se radiografia craniocaudal do fêmur, posiciona-se a extremidade lateral proximal do modelo da haste entre a cabeça femoral e o trocânter maior, com a linha média do modelo sobrepondo o eixo longitudinal diafisário do fêmur. O maior componente que preencher os contornos endosteais da metáfise e diáfise deve ser o selecionado. O modelo escolhido também é sobreposto à projeção lateral para confirmar o preenchimento craniocaudal do canal femoral (DEYOUNG et al., 1992; DIOGO; MINTO; BRANDÃO, 2014).

O planejamento pré-operatório e a modelagem são cruciais para maximizar o preenchimento femoral e diminuir o afundamento (CONZEMIUS; VANDERVOORT, 2005). Atualmente a recomendação para implantes que utilizam fixação biológica é a seleção de um tamanho de haste femoral que tenha preenchimento de 80 – 90% do

canal femoral desde a transição entre a parte porosa e lisa, até a extremidade da haste (CASPER et al., 2012).

Na prática clínica, apesar de todo o planejamento pré-operatório necessário para a realização da ATQ, subdimensionamento da haste levando à falha na osteointegração e fraturas periprotéticas ocorrem frequentemente (CASPER et al., 2012).

### **2.3.2 Tomografia Computadorizada (TC)**

O desenvolvimento de técnicas que fornecem imagens em cortes (ultrassonografia, tomografia computadorizada - TC, ressonância magnética), modificaram a abordagem diagnóstica e terapêutica de diversos distúrbios (RAILHAC et al., 1997).

A radiografia convencional do sistema musculoesquelético, apesar de ainda amplamente utilizada, vem sendo associada ou até mesmo substituída por técnicas que permitem abordagem tridimensional das estruturas (RAILHAC et al., 1997).

Diante do uso crescente da avaliação tridimensional das estruturas teciduais, a TC também foi amplamente estudada no contexto modelagem e medição da geometria óssea para ATQ (PUGLIESE, 2014).

Enquanto a radiografia convencional produz imagens paralelas ao eixo longo do corpo, a TC produz imagens de fatias finas em corte transversal, de parte selecionada do paciente. Esses dados são gravados como uma série de números e reconstruídos em imagem digital por *software* específico, permitindo manipulação dos dados e produção de imagem diagnóstica (EASTON, 2012).

Para o sistema musculoesquelético, a TC é a técnica para aquisição de imagens mais utilizada na reconstrução tridimensional (3D) devido às suas inúmeras vantagens: excelente contraste entre tecido ósseo e tecidos moles, boa resolução espacial e disponibilidade de equipamentos; por outro lado, as limitações incluem, custos de varredura e aumento de exposição à radiação (RAILHAC et al., 1997).

Ainda a partir da técnica de TC, é possível a realização de Reconstruções Multiplanares (RMP), que permite reconstruir a partir das secções 2D, as imagens em outros planos ortogonais (RAILHAC et al., 1997; PUGLIESE, 2014). Essa técnica

possibilita medições nas reconstruções em determinado ponto, localizado em todos os planos espaciais simultaneamente (RAILHAC et al., 1997).

Devido à imprecisão de uma análise bidimensional (RUBIN et al., 1992; TAWADA et al., 2015), a radiografia convencional pode ocultar algumas variações anatômicas importantes e ser insuficiente para análise morfológica confiável (HUSMAN, 1997), variações essas, de suma importância na ATQ.

Em condições experimentais, Rubin et al. (1992) mostraram superioridade da técnica de TC para análise morfométrica do fêmur proximal, em comparação às radiografias padrão, sendo as medidas radiográficas insuficientemente precisas para o planejamento pré-operatório da ATQ e confecção de próteses sob medida.

De acordo com Husman et al. (1997), a TC é a melhor técnica disponível na prática clínica para estudo anatômico dirigido ao campo das próteses femorais não cimentadas.

Além disso, medidas anatômicas baseadas em imagens de TC são rápidas para diagnóstico de rotina, planejamento pré-operatório, e determinação de pacientes candidatos à ATQ não cimentada (YANG et al., 2014).

Apesar de onerosa e disponibilidade, algumas vezes, limitada (YANG et al., 2014), a TC é útil e precisa, possibilitando análise de diferentes ângulos além de, correção precisa do ângulo de anteversão e das mudanças de CFI como resultado da rotação (TAWADA et al., 2015).

## REFERÊNCIAS<sup>a</sup>

ABDULKARIM, A.; ELLANTI, P.; MOTTERLINI, N.; FAHEY, T.; O'BYRNE, J.M. Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Orthopedic Reviews**, v. 5, n.8, p. 34 – 44, 2013.

ALLEN, M. J. Advances in total joint replacement in small animals. **Journal of Small Animal Practice**, v. 53, p. 495 – 506, 2012.

\_\_\_\_\_. Expanding frontiers in canine total joint replacement. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, maio, 2013.

BOYMANS, T.A.E.J.; HEYLIGERS, I.C.; GRIMM, B. The morphology of the proximal femoral canal continues to change in the very elderly: implications for total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 30, p. 2328 – 2332, 2015.

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

CARTER, L.W.; STOVALL, D.O.; YOUNG, T.R. Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses. **The Journal of Arthroplasty**, v. 10, n. 4, 1995.

CASPER, D. S.; KIM, G. K.; PARVIZI, J.; FREEMAN, T. A. Morphology of the proximal femur differs widely with age and sex: relevance to design and selection of femoral prostheses. **Journal of Orthopaedic Research**, 2012.

CHEN, P.Q.; TURNER, T.M.; RONNIGEN, H.; GALANTE, J.; URBAN, R.; ROSTOKER, W. A canine cementless total hip prosthesis model. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 176, p.24 – 33, 1983.

---

<sup>a</sup> Formatação segundo as normas ABNT- NBR 6023/2002 / ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 23 p.

CHENG, S.L.; DAVEY, J.R.; INMAN, R.D.; BINNINGTON, A.G.; SMITH, T.J. The effect of the medial collar in total hip arthroplasty with porous-coated components inserted without cement. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 77A, n. 1, p. 119-123, 1995.

CHEN, C.F.; JI, T.; HOANG, B.H.; CHEN, W.M. Uncemented Total Hip Arthroplasty. In: SCHWARZKOPF, R. **Modern Techniques in Total Hip Arthroplasty: From Primary to Complex**. 1 ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2014. Cap. 8. p. 69 – 71.

CONZEMIUS, M.G.; VANDERVOORT, J. Total joint replacement in the dog. **Veterinary Clinics Small Animal Practice**, v. 35, p. 1213 – 1231, 2005.

CORTEN, K.; BOURNE, R.B.; CHARRON, K.D.; AU, K.; RORABECK, C.H. What works best, a cemented or cementless primary total hip arthroplasty?: minimum 17-year followup of a randomized controlled trial. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. v. 469, p. 209 – 217, 2011.

DEYOUNG, D. J; DEYOUNG, B. A.; ABERMAN, H.A.; KENNA, R.V.; HUNGERFORD, D. S. Implantation of uncemented total hip prosthesis: technique and initial results of 100 arthroplasties. **Veterinary Surgery**, v. 21, n. 3, p. 168 – 177, 1992.

DEYOUNG, D.J; SCHILLER, R.A. Radiographic criteria for evaluation of uncemented Total Hip Replacement in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 21, n. 2, p. 88 – 98, 1992.

DIOGO, L.M.I.; MINTO, B.W.; BRANDÃO, C.V.S. Artroplastia total não cimentada da articulação coxofemoral em cães. **Veterinária e Zootecnia**, v. 21, n.1, p. 39-52, 2014.

DRÜEN, S.; BÖDDEKER, J.; MEYER-LINDENBERG, A.; FEHR, M.; NOLTE, I.; WEFSTAEDT, P. Computer-based gait analysis of dogs: evaluation of kinetic and kinematic parameters after cemented and cementless total hip replacement. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 5, p. 375 – 384, 2012.

DUDLEY, R.M.; KOWALESKI, M.P.; DROST, W.T.; DYCE, J. Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 47, n. 6, p. 546 – 552, 2006.

DYCE, J.; WISNER, E.R.; WANG, Q.; OLMSTEAD, M. L. Evaluation of risk factors for luxation after total hip replacement in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 29, p. 524 – 532, 2000.

EASTON, S. Advance Imaging Techniques. In: EASTON, S. **Practical Veterinary Diagnostic Imaging**. 2 ed. West Sussex: Wiley-Blackwell, 2012, cap. 20, p. 230 – 231.

ECKRICH, S.G.J.; NOBLE, P.C.; TULLOS, H.S. Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal. **The Journal of Arthroplasty**, v. 9, n. 4, p. 419 – 426, 1994.

FITZPATRICK, N.; LAW, A.Y.; BIELECKI, M.; GIRLING, S. Cementless Total Hip Replacement in 20 juveniles using BFX™ arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 43, n. 6, p. 715–725, 2014.

GANZ, S.M.; JACKSON, J.; VANENKEVORT, B. Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless Total Hip Arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 39, p. 688–695, 2010.

GUERRERO, T.S.G.; MONTAVON, P.M. Zurich Cementless Total Hip Replacement: retrospective evaluation of 2nd generation implants in 60 dogs. **Veterinary Surgery**, v. 38, p. 70 - 80, 2009.

HAILER, N.P.; GARELLICK, G.; KÄRRHOLM, J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. **Acta Orthopaedica**, v. 81, n. 1, p. 34 – 41, 2010.

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

HUMMEL, D.W.; LANZ, O.I.; WERRE, SR. Complications of cementless total hip replacement. A retrospective study of 163 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 23, n. 6, p. 424-432, 2010.



HARRIS, W.H.; WHITE, R.E.; MCCARTHY, J.C.; WALKER, P.S.; WEINBERG, H. Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 176, p. 7 – 11, 1983.

HUSMANN, O.; RUBIN, P.J.; LEYVRAZ, P.F.; DE ROGUIN, B.; ARGENSON, J.N. Three-dimensional morphology of the proximal femur. **The Journal of Arthroplasty**, v. 12, n. 4, p. 444 – 450, 1997.

IDO, K.; MATSUDA, Y.; YAMAMURO, T.; OKUMURA, H.; MASSANORI, O.; TAKAGI, H. Cementless total hip replacement. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 64, n. 6, p. 607-612, 1993.

KELLER, G.G. **The use of health databases and selective breeding: a guide for dog and cat breeders and owners**. Columbia: ORTHOPEDIC FOUNDATION FOR ANIMALS, INC, 2012. 61 p.

KIDD, S.W.; PRESTON, C.A.; MOORE, G.E. Complications of porous-coated press-fit cementless total hip replacement in dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 29, n. 5, p. 402-408, 2016.

KONDE, L.J.; OLMSTEAD, M.L.; HOHN, R.B. Radiographic evaluation of total hip replacement in the dog. **Veterinary Radiology**, v. 23, n.3, p. 98-106, 1982.

LEWIS, R.H.; JONES JR., J.P. A clinical study of canine Total Hip Arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 9, n. 1, p. 20 – 23, 1980.

LISKA, W.D. Femur fractures associated with canine Total Hip Replacement. **Veterinary Surgery**, v. 33, p. 164 – 172, 2004.

LISKA, W.D.; DOYLE, N.D. Use of an electron beam melting manufactured titanium collared cementless femoral stem to resist subsidence after canine Total Hip Replacement. **Veterinary Surgery**, v. 44, n. 7, p. 883-894, 2015.

LITTLE, D.J.M.; DOYLE, N.D.; PYKE, J.F. Physical rehabilitation after total joint arthroplasty in companion animals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 45, p. 145–165, 2015.

MARCELLIN-LITTLE, D.J.; DEYOUNG, B.A.; DOYENS, D.H.; DEYOUNG, D.J. Canine uncemented porous-coated anatomic Total Hip Arthroplasty: results of a long-term prospective evaluation of 50 consecutive cases. **Veterinary Surgery**, v. 28, p. 10 - 20, 1999.

MINTO, B.W.; BRANDÃO, C.V.S.; PEREIRA, G.J.C.; RANZANI, J.J.T. Prótese total da articulação coxofemoral em cães. **Veterinária e Zootecnia**, v. 13, n. 1, p. 7 – 17, 2006.

MINTO, B.W.; BRANDÃO, C.V.S.; PEREIRA, G.J.C.; CAMPAGNOL, D. MAMPRIM, M.J.; PADOVANI, C.R.; RANZANI, J.J.T. Modular hybrid total hip arthroplasty. Experimental study in dogs. **Acta Veterinaria Scandinavica**, v. 53, n. 46, p. 2-6, 2011.

MONTGOMERY, R.D.; MILTON, J.L.; PERNELL, R.; ABERMAN, H.M. Total Hip Arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 22, n. 3, p. 703 – 719, 1992.

MOSTAFA, A.A.; DRÜEN, S.; NOLTE, I.; WEFSTAEDT, P. Radiographic evaluation of early periprosthetic femoral bone contrast and prosthetic stem alignment after uncemented and cemented total hip replacement in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 41, n. 1, p. 69 - 77, 2012.

NOBLE, P.C.; ALEXANDER, J.W.; LINDAHL, L.J.; YEW, D.T.; GRANBERRY, W.M.; TULLOS, H. S. The anatomic basis of femoral component design. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 235, p. 148 – 165, 1988.

OLMSTEAD, M.L. Total Hip Replacement. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 17, n. 4, 1987.

OLMSTEAD, M.L.; HOHN, R.B.; TURNER, T.M. Technique for canine Total Hip Replacement. **Veterinary Surgery**, v. 10, p. 44 – 50, 1981.

OTSUKA, N.Y.; BINNINGTON, A.G.; FORNASIER, V.L.; DAVEY, J.D. Fixation with biodegradable devices of acetabular components in a canine model. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 306, p. 250 - 255, 1994.

PALIERNE, S.; ASIMUS, E.; MATHON, D.; MEYNAUD-COLLARD, P.; AUTEFAGE, A. Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs. **Research in Veterinary Science**, v. 80, p. 243 – 252, 2006.

PALIERNE, S.; MATHON, D.; ASIMUS, E.; CONCORDET, D.; MEYNAUD-COLLARD, P.; AUTEFAGE, A. Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups. **Research in Veterinary Science**, v. 85, p. 407 – 417, 2008.

PERNELL, R.T.; GROSS, R.S.; MILTON, J.L.; MONTGOMERY, R.D.; WENZEL, J.G.; SAVORY, C.G.; ABERMAN, H.M. Femoral strain distribution and subsidence after physiological loading of a cementless canine femoral prosthesis: the effects of implant orientation, canal fill, and implant fit. **Veterinary Surgery**, v. 23, n. 6, p. 503 - 518, 1994.

PUGLIESE, L.C. **Proximal Femoral Morphology and Bone Quality Assessment in Dogs**. 2014. 132 f. Thesis (Master of Science) - Graduate School of The Ohio State University, The Ohio State University, Columbus, 2014.

RAILHAC, J.J.; FOURCADE, D.; HOBATHO, M.C.; BAUNIN, C.; MANSAT, M. Three-dimensional imaging in orthopaedic surgery: a radiologist's viewpoint. **Injury**, v.28, n. 2, p. B1 – B11, 1997.

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

RUBIN, P.J.; LEYVRAZ, P.F.; AUBANIAC, J.M; ARGENSON, J.N.; ESTEVE, P.; DE ROGUIN, B. The morphology of the proximal femur. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 74-b, n. 1, p. 28 – 32, 1992.

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

SEVIL-KILIMCI, F.; KARA, M.E. The geometry of the proximal femoral medullary canal in German Shepherd and Kangal dogs. **Journal of the Faculty of Veterinary Medicine Istanbul University**, v.43, n. 1, p. 52 – 60, 2017.

SUMMER JR, D.R.; DEVLIN, T.C.; WINKELMAN, D.; TURNER, T.M. The geometry of the adult canine proximal femur. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 8, n. 5, p.671 - 677, 1990.

TAWADA, K.; IGUCHI, H.; TANAKA, N.; WATANABE, N.; MURAKAMI, S.; HASEGAWA, S.; OTSUKA, T. Is the canal flare index a reliable means of estimation of canal shape? Measurement of proximal femoral geometry by use of 3D models of the fêmur. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 20, n. 2, 2015.

VEZZONI, L.; VEZZONI, A.; BOUDRIEU, R.J. Long-term outcome of Zürich cementless Total Hip Arthroplasty in 439 cases. **Veterinary Surgery**, v. 44, n. 8, p. 921 - 929, 2015.

VICECONTI, M.; LATTANZI, R.; ANTONIETTI, B.; PEDRNI, S.; OLMI, R.; SUDANESE, A.; TONI, A. CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, p. 371 – 377, 2003.

YANG, Z.; JIAN, W.; ZHI-HAN, L.; JUN, Z.; LIANG, Z.; GE, Y.; ZHAN-JUN, S. The geometry of the bone structure associated with total hip arthroplasty. **Plos One**, v. 9, n. 3, 2014.

## **CAPÍTULO 2 – Acurácia na determinação do *Canal Flare Index* em diferentes posicionamentos radiográficos do fêmur em cães<sup>a</sup>**

### **Resumo**

**Objetivo:** Comparar a acurácia *in vitro* de mensurações radiográficas em dois posicionamentos diferentes, para representar as dimensões anatômicas femorais verdadeiras em cães.

**Métodos:** Projeções craniocaudais do fêmur em posicionamento ventrodorsal – radiografia craniocaudal padrão (CP) e com feixe radiográfico na horizontal (CH), além de mensuração macroscópica (A), foram obtidas de 45 fêmures provenientes de 23 cadáveres caninos, para cálculo e comparação do *Canal flare Index* (CFI). As diferenças entre os posicionamentos radiográficos e 95% de limites de concordância (LOA) entre os valores CFI-CP, CFI-CH e CFI-A foram avaliados pelo método de Bland-Altman.

**Resultados:** A radiografia craniocaudal padrão forneceu dimensão aproximada da morfologia femoral proximal (diferença média:  $0,121 \pm 0,391$ ) com valor de CFI diferente ( $p=0,0341$ ) do anatômico. A radiografia craniocaudal com feixe horizontal apresentou maior precisão (diferença média:  $0,087 \pm 0,42$ ) em nosso estudo.

**Significância clínica:** A projeção craniocaudal com feixe radiográfico horizontal é a técnica que melhor representa as dimensões anatômicas verdadeiras do fêmur canino, reduzindo a influência da técnica sobre os valores de CFI.

**Palavras-chave:** ATQ não cimentada, feixe horizontal, morfologia femoral, radiografia craniocaudal

---

<sup>a</sup> Formatação segundo as normas da revista *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology – Original Research*

## Introdução

A longevidade da artroplastia total de quadril (ATQ) não cimentada, depende de fixação biológica efetiva (1). Para que ocorra crescimento ósseo, ajuste geométrico entre prótese e osso, além de estabilidade no pós-operatório imediato são mandatórios (2, 3).

O sucesso da ATQ, especialmente da haste femoral, é diretamente dependente da compreensão e conhecimento da morfologia femoral proximal (4-6). Diante disso, vários pesquisadores dedicaram esforços para compreender a morfologia do fêmur proximal e identificar fatores que pudessem auxiliar na seleção dos implantes para ATQ em humanos (3, 4, 6-8) e cães (5, 9 -13). Nesse contexto Noble e colaboradores definiram o conceito de *Canal Flare Index* CFI (4), e desde então ele vem sendo amplamente utilizado para seleção da haste femoral no planejamento da ATQ na medicina e na veterinária.

Sabe-se que o CFI pode ser influenciado por fatores como, idade, sexo (8, 9, 14), e raça (9, 13). Além disso, o cálculo do CFI pode não ser confiável devido às limitações da aquisição das imagens radiográficas em comparação às dimensões anatômicas verdadeiras (3, 15). Isso porque, as alterações na extensão do quadril durante a aquisição da radiografia craniocaudal padrão, afetam a ampliação relativa do fêmur ao longo do seu comprimento, fazendo com que haja alterações na formação da imagem nos dois pontos utilizados para mensuração da largura intracortical femoral e, conseqüentemente, nos valores de CFI (16). Adicionalmente, a rotação também pode alterar esse valor à medida que o fêmur desvia do eixo neutro (15, 16).

A obtenção de radiografias pré-operatórias adequadas é de suma importância para permitir que o cirurgião planeje a substituição articular (17). Porém, as radiografias tradicionais, fornecem nível aceitável de avaliação do fêmur distal, porém, não do proximal (6, 15). Fatores como o posicionamento incorreto do paciente devido à dor ou contratura, e rotação do membro pélvico, alteram significativamente o ângulo do colo femoral e a largura do istmo, podendo resultar em imprecisão no planejamento da ATQ (8).

Tradicionalmente, realiza-se projeção ventrodorsal com membros pélvicos estendidos, e outra projeção lateral da pelve, para avaliação do grau de osteoartrose (OA) e seleção dos componentes protéticos. Entretanto, a visão

craniocaudal do fêmur obtida durante a projeção ventrodorsal não é precisa (18-20).

Dudley e colaboradores observaram que é praticamente impossível obter verdadeira imagem craniocaudal do fêmur direito e esquerdo, com o paciente posicionado em decúbito dorsal (20).

Devido à imprecisão de uma análise bidimensional (3, 7), a radiografia convencional pode ocultar algumas variações anatômicas importantes e ser insuficiente para análise morfológica confiável (6), variações essas, de suma importância na ATQ.

Logo, o posicionamento radiográfico utilizado para obtenção de projeção craniocaudal do fêmur, pode influenciar o cálculo do CFI (3, 7), conduzindo a falsas estimativas e dificultando a escolha da técnica cirúrgica mais apropriada para sucesso terapêutico. Por este motivo, objetivamos estudar a influência do posicionamento radiográfico sobre o cálculo do CFI em fêmures caninos, por meio da comparação dos valores de CFI obtidos em dois posicionamentos radiográficos com as dimensões anatômicas verdadeiras.

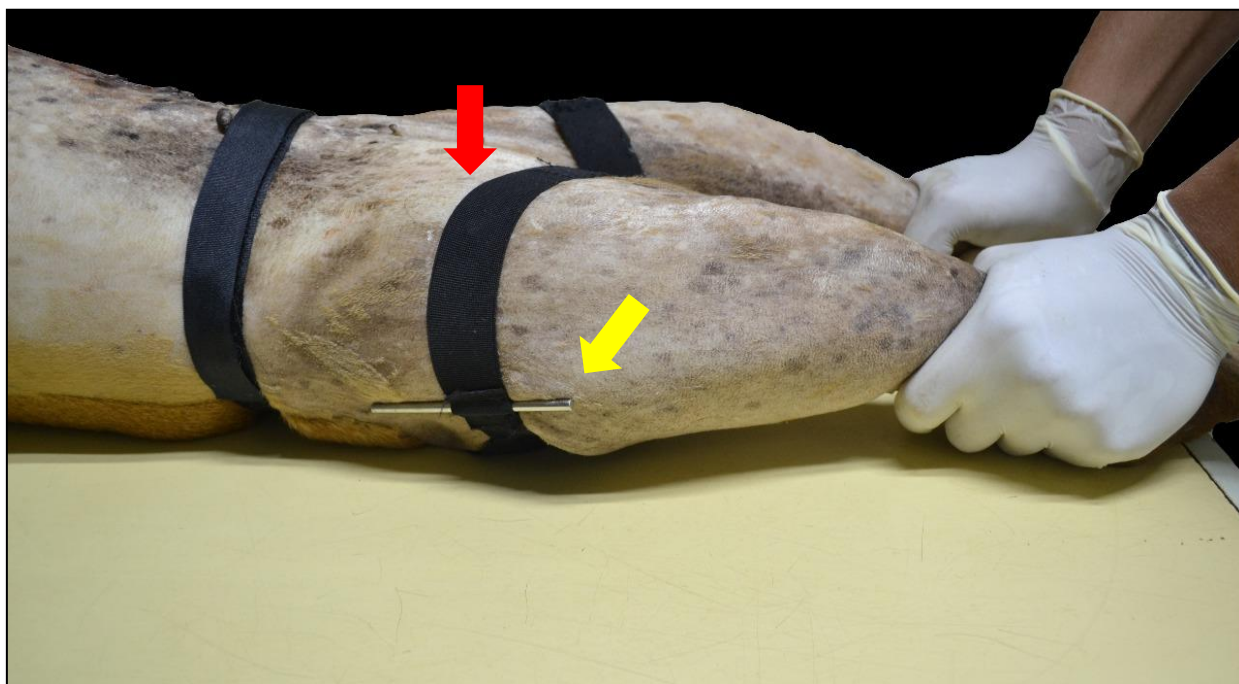
## **Material e Métodos**

O presente estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, UNESP/Jaboticabal, Brasil (protocolo nº 004505/17). Foram utilizados 23 cadáveres caninos, esqueleticamente maduros, de padrões raciais diversos, sendo 8 machos e 15 fêmeas, com pesos variando entre 20 e 32 kg, que vieram a óbito ou foram submetidos à eutanásia por razões não relacionadas ao estudo, no Serviço de Clínica Médica e Cirúrgica do Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel” da Unesp de Jaboticabal.

Os fêmures direito e esquerdo foram considerados como unidades experimentais de um bloco (cada animal), totalizando um tamanho amostral de 45 fêmures (n=45), devido à fratura de um dos fêmures durante posicionamento radiográfico. Foram incluídos no estudo, fêmures com alterações radiográficas como displasia coxofemoral e desvio angular, sendo excluídos fêmures com sinais radiográficos de neoplasia óssea e fraturas femorais.

Após a seleção dos cadáveres, foi realizada tricotomia dos membros pélvicos, para facilitar a avaliação visual do posicionamento do fêmur e a colocação do indicador de magnificação<sup>b</sup>.

Todos os espécimes foram radiografados com equipamento radiográfico digital<sup>c</sup>. O posicionamento foi realizado pela mesma equipe, visando reduzir as variações inerentes à técnica. O indicador de magnificação<sup>b</sup> foi posicionado paralelamente a cada fêmur, na região do trocânter maior, com auxílio de dispositivo para posicionamento sobre a pele, em todas as projeções (Figura 1).



**Figura 1.** Imagem fotográfica do posicionamento radiográfico ventrodorsal, para avaliação do CFI do fêmur. Note dispositivo para posicionamento do indicador de magnificação paralelo ao fêmur, na altura do trocânter maior (seta vermelha) com indicador de magnificação confeccionado em aço, com 100 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro (seta amarela). Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

<sup>b</sup> Magnificador em aço inox 100 mm X 4 mm

<sup>c</sup> Equipamento radiográfico digital Siemens® RG150/100gl



### **Canal Flare Index (CFI)**

O CFI foi calculado por três avaliadores (LGGGD; FKK; GGF – cirurgiões experientes) utilizando três diferentes técnicas: radiografia craniocaudal padrão (CP) com visão do quadril em extensão; radiografia craniocaudal obtida em decúbito lateral com feixe radiográfico horizontal (CH), e mensuração direta (anatômica nos fêmures dissecados).

Para radiografia CP, os espécimes foram posicionados em decúbito dorsal, com os membros pélvicos em extensão caudal completa, mantidos paralelos entre si e em relação à mesa de exame radiográfico. Os fêmures foram mantidos em eixo neutro de rotação com as patelas centradas entre os côndilos femorais. Para CH, o cabeçote do equipamento radiográfico foi posicionado perpendicular à mesa de exame, o espécime posicionado em decúbito lateral, com os membros pélvicos paralelos ao cabeçote. O membro pélvico contralateral ao em contato com a mesa, foi o radiografado, sendo ele mantido em hiperextensão, em eixo neutro de rotação, com a patela centrada entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O cassete foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur (Figura 2). Para inclusão das imagens no estudo, os fêmures apresentaram-se paralelos, patelas centradas no sulco troclear e fabelas bisseccionadas pelo córtex femoral.



**Figura 2.** Imagem fotográfica do posicionamento para radiografia craniocaudal do fêmur com feixe horizontal. O membro pélvico esquerdo foi posicionado em hiperextensão, eixo neutro de rotação, com a patela centrada entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O cassete radiográfico foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

As imagens radiográficas digitais de cada fêmur que atenderam aos padrões estabelecidos, foram armazenadas em *software* para a visualização e manipulação de imagens médicas digitais<sup>d</sup>. Elas foram analisadas individualmente pelos avaliadores que estimaram os valores de CFI.

Para cálculo do CFI utilizando as técnicas radiográficas, foi utilizada ferramenta de medida do *software*<sup>d</sup>, e as diretrizes previamente descritas (4, 9-11). Em cada radiografia, os avaliadores mensuraram a largura intracortical na

---

<sup>d</sup> Visualizador digital EPACSWORKSTATION 5.0®

altura do ponto médio do trocânter menor (A) e a largura intracortical na altura do istmo (B) (Figura 3), definido como região diafisária com canal medular mais estreito (11), escolhido arbitrariamente por cada avaliador. A razão entre largura intracortical na altura do trocânter menor e largura intracortical do istmo ( $A/B$ ) determinada nas radiografias CP e CH, foi denominada CFI em um arranjo fatorial segundo a radiografia (CFI-CP; CFI-CH).

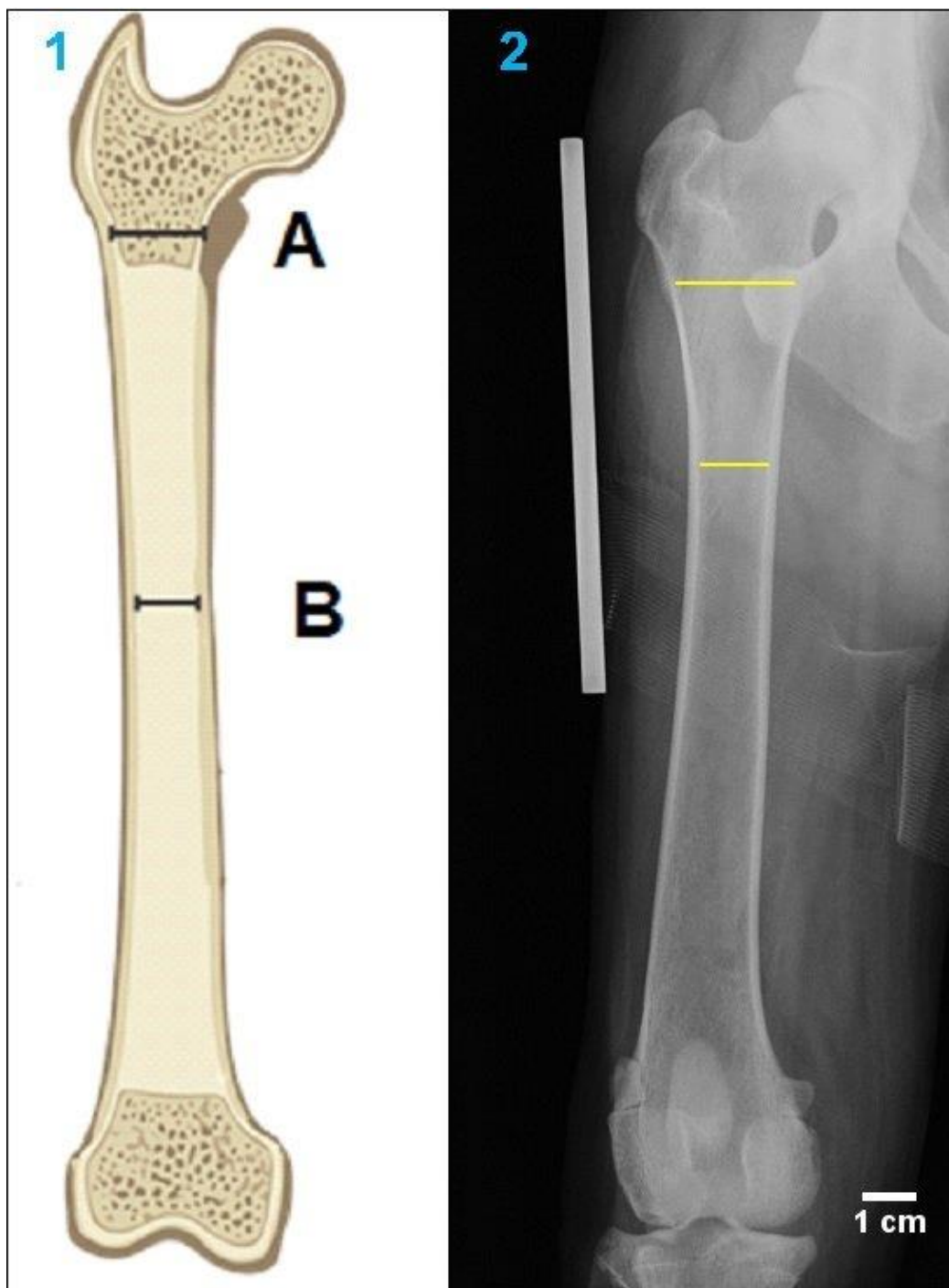
### **Preparação anatômica**

Imediatamente após obtenção das imagens radiográficas, os fêmures foram anatomicamente dissecados. Logo em seguida foram armazenados em temperatura de  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ , onde permaneceram até realização da mensuração direta. Para tal, inicialmente foi realizada a mensuração do comprimento total do fêmur com régua milimetrada, desde a extremidade proximal, delimitada pela linha tangente ao trocânter maior, até a extremidade distal, representada pela linha tangente aos côndilos; na metade do comprimento foi realizada uma marcação. Após, foram realizados cortes utilizando serra de fita elétrica<sup>e</sup>. O fêmur foi inicialmente seccionado transversal e paralelamente ao plano bicondilar em dois pontos (metade do comprimento femoral e ponto médio do trocânter menor) dando origem a três fragmentos: proximal, intermediário e distal (Figura 4). Posteriormente, o ponto médio do fragmento intermediário foi identificado no plano mediolateral utilizando paquímetro digital<sup>f</sup> e realizou-se secção longitudinal, originando dois novos fragmentos, cranial e caudal (Figura 5), sendo o caudal utilizado para mensuração direta do CFI.

---

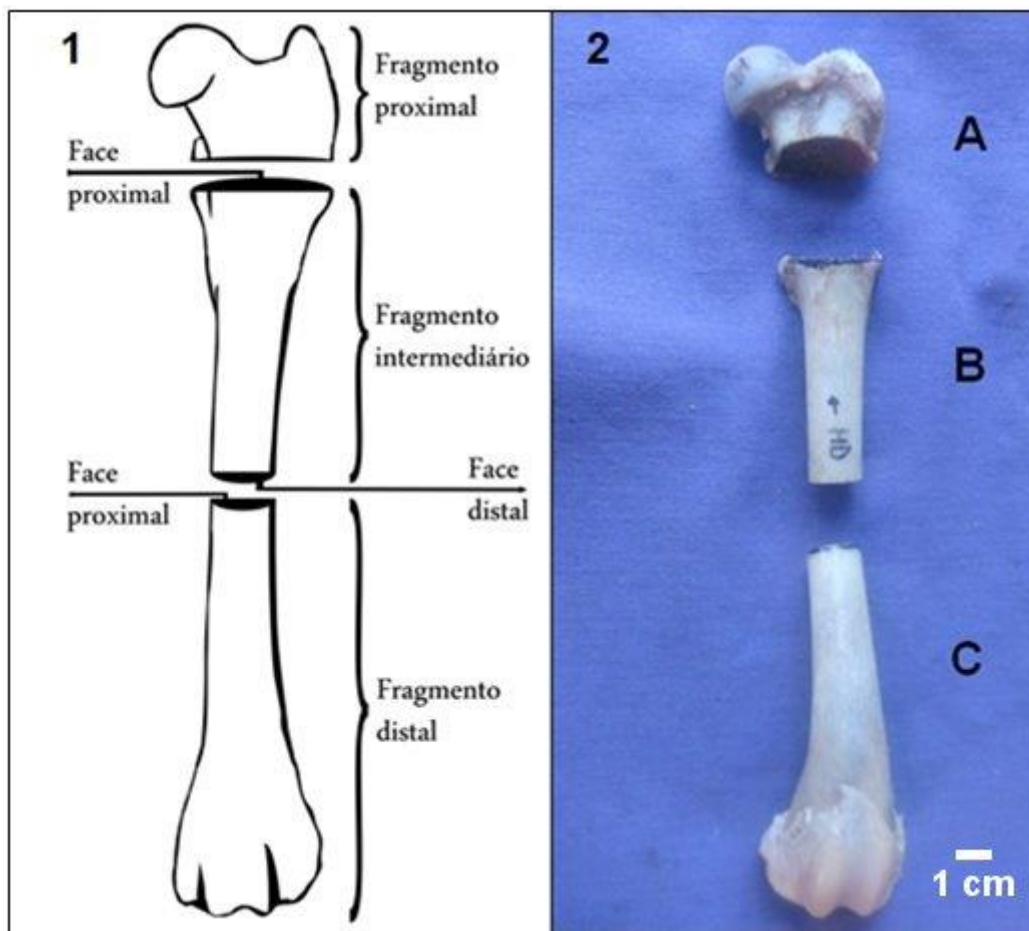
<sup>e</sup> Serra de fita Starret®

<sup>f</sup> Paquímetro digital Mitutoyo® 300mm



**Figura 3.** Representação esquemática de um fêmur direito, com a localização dos pontos utilizados para mensuração radiográfica do CFI-CP e CFI-CH. O canal medular do trocânter menor (A) é mensurado na altura do seu ponto médio. Para localização do istmo a porção mais estreita do canal medular foi determinada arbitrariamente pelo avaliador (B). (2) Imagem radiográfica da delimitação das corticais ósseas (linhas amarelas) no visualizador digital. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

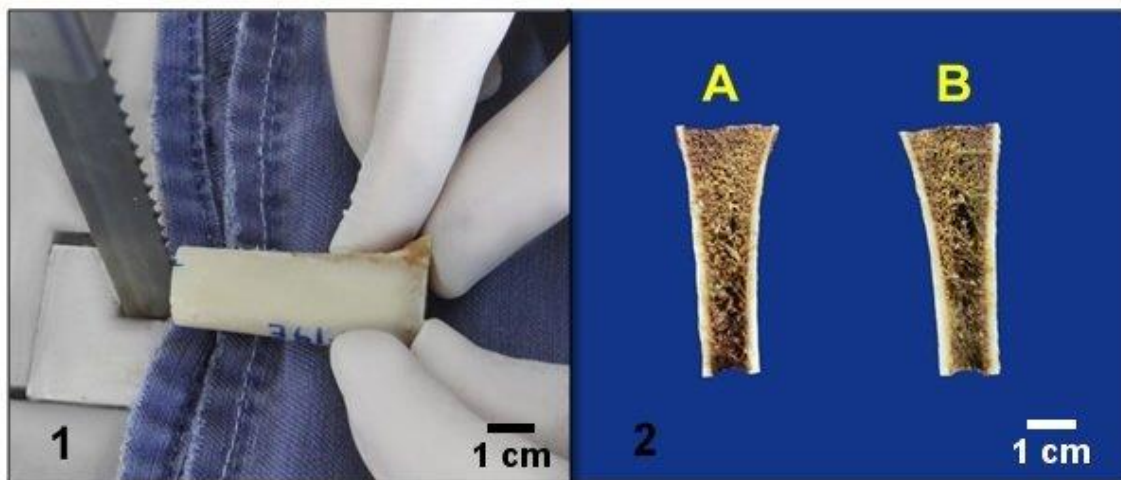
Utilizando paquímetro digital<sup>f</sup>, os avaliadores mensuraram a largura intracortical na face proximal do fragmento intermediário caudal (ponto médio do trocânter menor) (A) e a largura intracortical na altura do istmo (B), seguindo as diretrizes utilizadas na mensuração radiográfica. A razão obtida ( $A/B$ ), foi denominada CFI anatômico (CFI-A).



**Figura 4.** (1) Representação esquemática de um fêmur esquerdo após secção nos dois pontos pré-estabelecidos (médio do trocânter menor e diáfise média), originando três fragmentos: proximal, intermediário e distal. Representando a face proximal utilizada para mensuração direta. (2) Imagem fotográfica de um fêmur esquerdo após dissecção anatômica e secção nos dois pontos estabelecidos (médio do trocânter menor e istmo), originando três fragmentos: proximal (A), intermediário (B) e distal (C). Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

### Análise Estatística

Utilizando o software R<sup>9</sup>, nos valores resultantes foi inicialmente testada a homocedasticidade das variâncias (Bartlett teste) e a distribuição normal dos resíduos (Shapiro-wilk teste). As medidas calculadas do CFI (CFI-CP, CFI-CH e CFI-A) foram comparadas entre os avaliadores por meio da análise de variância (ANOVA) e as médias comparadas pelo teste de Tukey. Posteriormente, as medidas calculadas do CFI radiográfico (CFI-CP; CFI-CH) foram comparadas ao CFI-A pelo ANOVA e caso significativas, as médias comparadas pelo teste de Bonferroni. A significância foi fixada para todos os testes em 95% ( $p \leq 0,05$ ) e os dados apresentados como a média  $\pm$  o desvio padrão (DP). Os limites de concordância de 95% (LOA) entre os valores de CFI obtidos pela avaliação anatômica (CFI-A), radiografia craniocaudal padrão (CFI-CP) e radiografia craniocaudal com feixe horizontal (CFI-CH) foram avaliados pelo método de Bland-Altman (21).



**Figura 5.** Imagem fotográfica do corte longitudinal do fragmento intermediário utilizando fita de serra. (1) Secção longitudinal do fragmento femoral intermediário, originando dois novos fragmentos caudal (A) e cranial (B), sendo A utilizado para mensuração direta do CFI. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

<sup>f</sup> Paquímetro digital Mitutoyo® 300mm

<sup>9</sup> R Foundation for Statistical Computing; Vienna, Austria

## Resultados

Não houve diferença entre os avaliadores em todas as técnicas utilizadas para cálculo do CFI: CFI-CP ( $p=0,0739$ ), CFI-CH ( $p=0,0689$ ) e CFI-A ( $p=0,1016$ ) (Quadro 1).

A tabela 1 e a Figura 6 apresentam os resultados referentes aos valores obtidos por cada uma das técnicas utilizadas para cálculo do CFI e suas respectivas comparações.

A média e o desvio padrão das mensurações realizadas na altura do trocânter menor e istmo dos 45 fêmures, nas três técnicas comparadas, são mostrados na Tabela 2.

**Quadro 1.** Avaliação da diferença interobservador. Valores de CFI (média±DP) dos avaliadores, e valor de p de acordo com a técnica utilizada.

Técnica	Avaliador	CFI	p-Avaliador
CP	1	2,00±0,22	0,0739
	2	2,00±0,25	
	3	1,90±0,31	
CH	1	2,04±0,27	0,0689
	2	2,03±0,27	
	3	1,94±0,31	
A	1	2,05±0,38	0,1016
	2	2,19±0,46	
	3	2,03± 0,38	

A: anatômica. CFI: *Canal Flare Index*. CP: radiografia craniocaudal padrão.  
CH: radiografia craniocaudal com feixe radiográfico horizontal

**Tabela 1.** Estatística descritiva das medidas de *Canal Flare Index* (CFI) obtidas em três técnicas de avaliação (anatômica, radiografia craniocaudal padrão e radiografia craniocaudal com feixe horizontal) em fêmures caninos (n=45).

	CFI		
	A	CP	CH
Média ± DP	2,090 ± 0,039	1,968 ± 0,039	2,003 ± 0,039
Diferença média (Bias) <sup>1</sup>		0,121	0,087
± DP		0,391	0,421
95% Limites de concordância B-A <sup>2</sup>		-0,646 a 0,888	-0,737 a 0,912

A: anatômica. CP: radiografia craniocaudal padrão. CH: radiografia craniocaudal com feixe horizontal

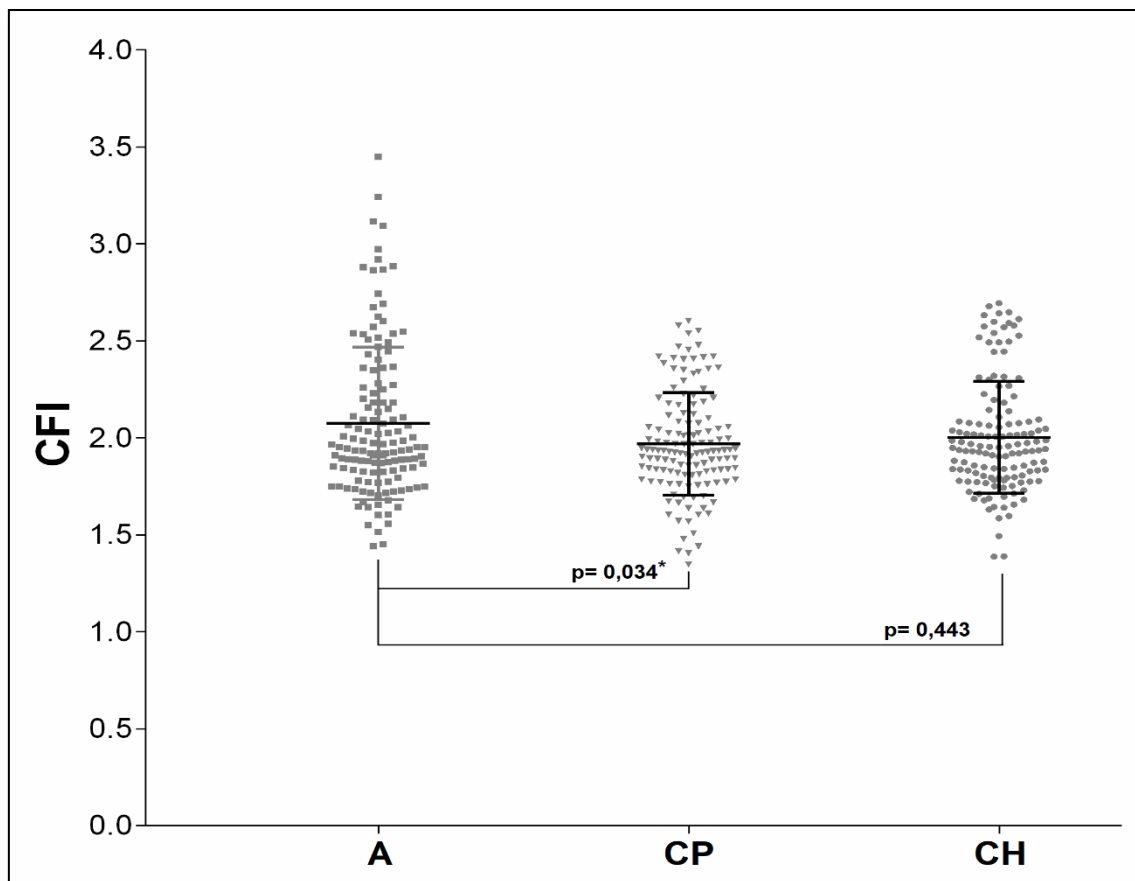
CFI: *Canal Flare Index*. DP: desvio padrão

<sup>1</sup> Diferença entre as duas medidas de CFI quando comparadas ao CFI anatômico. <sup>2</sup> Bland-Altman 95% de limites de concordância

Em relação à concordância das medidas (Figura 6), por meio da análise de Bland-Altman, houve diferença média menor quando a mensuração anatômica (CFI-A) foi comparada a radiografia com feixe horizontal (CFI-CH) do que em relação a radiografia padrão (CFI-CP).

Além disso, quando o CFI-A foi comparado com as duas técnicas radiográficas, houve diferença apenas no CFI-CP (p=0,034) (Figura 6).





**Figura 6.** Distribuição, média e desvio padrão do *Canal Flare index* (CFI) em fêmures caninos, de acordo com o método de avaliação utilizado; (A) anatômica, (CP) radiografia craniocaudal padrão, (CH) radiografia craniocaudal com feixe horizontal. Dissertação de mestrado apresentada a FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

## Discussão

A ausência de diferença estatística entre as mensurações realizadas pelos diferentes avaliadores nas três técnicas utilizadas, permite afirmar a reprodutibilidade do estudo sem interferência do fator avaliador. Diferente de estudos que abordaram apenas o estudo morfológico do fêmur canino com um único avaliador (5, 10, 11), o presente estudo avalia métodos de referência para medições morfológicas clínicas, tornando importante a variação interobservador.

Com relação aos valores de CFI encontrados na população estudada, a média geral, independente da técnica utilizada foi de  $2,02 \pm 0,04$ . Valores que diferem dos encontrados por Palierne e colaboradores com média de  $2,4 \pm 0,32$  e  $2,43 \pm 0,37$  respectivamente (10,11). Fato explicado por dois fatores: peso

corporal da população estudada; o presente estudo utilizou cães com peso mais homogêneo (20 a 32kg) diferente da grande variação (2 a 65kg) de tais estudos (10,11); região metafisária utilizada para cálculo do CFI; em nosso estudo foi utilizada a largura intracortical na altura do trocânter menor, enquanto Palierne e colaboradores (10,11) utilizaram a largura intracortical da extremidade distal do trocânter menor, região anatomicamente maior.

Além disso, a grande variação fenotípica dos cães usadas nos dois estudos (10, 11), levaram a um desvio padrão de  $\pm 0,63$  mm e  $\pm 0,69$  mm para o trocânter menor,  $\pm 0,29$  mm e  $\pm 0,34$  mm para o istmo nos dois estudos, respectivamente, valores quase três vezes maiores que o encontrado em nosso estudo.

**Tabela 2.** Estatística descritiva das medidas obtidas nas duas regiões anatômicas (trocânter menor e istmo) do fêmur de cães, utilizadas para o cálculo do *Canal Flare Index* nas três técnicas de avaliação utilizadas.

	Técnica					
	A		CP		CH	
Dimensão (centímetros)	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Largura do canal (trocânter menor)	2,034 $\pm$ 0,254		2,263 $\pm$ 0,262		2,098 $\pm$ 0,232	
Largura do canal (istmo)	0,997 $\pm$ 0,160		1,165 $\pm$ 0,169		1,064 $\pm$ 0,155	

A: anatômica. CFI: *Canal Flare Index*. CP: radiografia craniocaudal padrão. CH: radiografia craniocaudal com feixe radiográfico horizontal. DP: desvio padrão

Apesar da diferença média (Bias) nas técnicas radiográficas (CFI-CP, CFI-CH) quando comparadas a avaliação anatômica serem muito próximas de zero, 0,121 e 0,087 respectivamente; quando tais valores são acrescidos ou subtraídos dos valores de CFI descritos em três categorias (“Chaminé”  $< 1,8$ ; Normal 1,8 – 2,5; “Taça de champanhe”  $> 2,5$ ) uma mudança de categoria pode ocorrer. Por exemplo, se considerarmos um animal com CFI-A de 1,7, ele será considerado “chaminé”, porém, ao utilizar a técnica de radiografia padrão para cálculo do CFI esse valor pode ser acrescido em 0,121, passando a ser classificado como normal (CFI=1,82). Apesar da técnica radiográfica com feixe horizontal também causar esse efeito, ela se torna bem menos provável.

A relevância clínica deste dado, deve-se, principalmente, à associação do CFI ao afundamento da haste e a fraturas femorais após ATQ não cimentada em cães já relatada por inúmeros autores (9, 16). Em estudo realizado por Rashmir-Raven e colaboradores (16), hastes implantadas em fêmures com CFI de 1,3 foram seis vezes mais propensas ao afundamento do que em fêmures com CFI de 1,8, e 72 vezes mais propensas ao afundamento que em fêmures com CFI de 2,5.

As limitações decorrentes da reprodução de uma estrutura tridimensional por imagens bidimensionais são óbvias, devido às limitações da aquisição das imagens radiográficas em comparação às dimensões anatômicas verdadeiras (3, 15). Dessa forma, a radiografia mostra apenas tamanho e forma aproximada do componente femoral ideal para cada paciente (7).

Inúmeros estudos mostraram que as radiografias tradicionais permitem nível aceitável de avaliação do fêmur distal, porém, não do proximal (15, 22). Fatores como o posicionamento incorreto do paciente devido à dor ou contratura, e rotação do membro pélvico, alteram significativamente o ângulo do colo femoral e a largura do istmo (8).

Tais fatores interferem diretamente nos valores de CFI, isso porque, as alterações na extensão do quadril durante a aquisição da radiografia craniocaudal, afetam a ampliação relativa do fêmur ao longo do seu comprimento, fazendo com que haja alterações na formação da imagem nos dois pontos utilizados para mensuração da largura intracortical femoral (16).

Durante o presente estudo, foi possível observar que as limitações do posicionamento para radiografia craniocaudal padrão (ventrodorsal com extensão caudal dos membros pélvicos) são muito maiores do que as já relatadas (7, 11, 15). Isso porque, tais estudos realizaram radiografias de fêmures previamente dissecados e posicionados diretamente sobre o cassete radiográfico, ou seja, sem a influência da musculatura e conformação anatômica dos membros pélvicos. Nosso estudo, por sua vez, utilizou o posicionamento do cadáver mimetizando a aplicação clínica, mostrando que as diferenças observadas entre as duas técnicas (radiografia craniocaudal padrão e radiografia craniocaudal com feixe horizontal) e as dimensões anatômicas verdadeiras, seriam ainda maiores caso o mesmo estudo fosse realizado *in vivo*. Reforçando a melhor aplicabilidade clínica da radiografia craniocaudal com feixe horizontal,

que permite mais conforto ao paciente e maior facilidade durante o posicionamento, uma vez que, a força requerida para extensão caudal dos membros pélvicos, mesmo em pacientes anestesiados, não é necessária.

Apesar das limitações apresentadas pela radiografia, a projeção craniocaudal com feixe radiográfico horizontal é a técnica que melhor representa as dimensões anatômicas verdadeiras do fêmur canino, reduzindo a influência da técnica sobre os valores de CFI.

## Referências

1. Pernell R, Gross R, Milton J, et al. Femoral strain distribution and subsidence after physiological loading of cementless canine femoral prosthesis: the effects of implant orientation, canal fill, and implant fit. *Vet Surg* 1994; 23: 503–518.
2. Chen, P.; Turner TM et al. A Canine Cementless Total Hip Prosthesis Model. *Clin Orthop Relat Res.*1983; (176):24-33.
3. Tawada K, Iguchi H, Tanaka N, Watanabe N, Murakami S, Hasegawa S, et al. Is the canal flare index a reliable means of estimation of canal shape? Measurement of proximal femoral geometry by use of 3D models of the femur. *J Orthop Sci.* 2015; 20(3):498–506.
4. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The Anatomic Basis of Femoral Component Design. *Clin Orthop Relat Res.* 1988; 235:148-165.
5. Sumner DR, Devlin TC, Winkelman D, Turner TM. The geometry of the adult canine proximal femur. *J Orthop Res.* 1990; 8(5):671–677.
6. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, De Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty.* 1997; 12(4):444–450.

7. Rubin P, Leyvraz P, Aubaniac J, Argenson J, Esteve P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Jt Surg Br.* 1992; 74–B (1):28–32.
8. Casper DS, Kim GK, Parvizi J, Freeman TA. Morphology of the proximal femur differs widely with age and sex: Relevance to design and selection of femoral prostheses. *J Orthop Res.* 2012; 30(7):1162–1166.
9. Rashmir-Raven AM, DeYoung DJ, Abrams CF, Aberman HA, Richardson DC. Subsidence of an Uncemented Canine Femoral Stem. *Vet Surg.* 1992; 21: 327–333.
10. Paliarne S, Asimus E, Mathon D, Meynaud-Collard P, Autefage A. Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs. *Res Vet Sci.* 2006; 80(3):243–252.
11. Paliarne S, Mathon D, Asimus E, Concordet D, Meynaud-Collard P, Autefage A. Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups. *Res Vet Sci.* 2008; 85(3):407–417.
12. Pugliese L. Proximal Femoral Morphology and Bone Quality Assessment in Dogs. 2014. 132 f. Thesis (Master of Science) - Graduate School of The Ohio State University, The Ohio State University, Columbus, 2014.
13. Sevil-kilimci F, Kara ME. Kangal ve Alman Çoban Köpeklerinin Proximal Femur Bölümünde Cavum Medullare'nin Geometrik Özellikleri. *İstanbul Üniversitesi Vet Fakültesi Derg.* 2016; 43(23931):1–9.
14. Boymans TAEJ, Heyligers IC, Grimm B. The Morphology of the Proximal Femoral Canal Continues to Change in the Very Elderly: Implications for Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015; 30(12):2328–2332.
15. Eckrich SGJ, Noble PC, Tullos HS. Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal. *J Arthroplasty.* 1994; 9(4):419–426.

16. Ganz SM, Jackson J, VanEnkevort B. Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless total hip arthroplasty. *Vet Surg* 2010; 39: 688–695.
17. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of Accuracy of Preoperative Templating of Noncemented Femoral Prostheses. *The J Arthroplasty*. 1995; 10(4): 507-513.
18. Olmstead ML. Total hip replacement. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1987; 17(4):943–955.
19. DeYoung DJ, DeYoung BA, Aberman HA, Kenna R V, Hungerford DS. Implantation of an uncemented total hip prosthesis. Technique and initial results of 100 arthroplasties. *Veterinary Surgery*. 1992; 21:168–177.
20. Dudley RM, Kowaleski MP, Drost WT, Dyce J. Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog. *Vet Radiol Ultrasound*. 2006; 47(6):546–552.
21. Bland JM, Altman DG. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Biopharm Stat*. 2007; 17(4):571–582.
22. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, deRoguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *The J Arthroplasty*. 1997; 12:444-450.

### **CAPÍTULO 3 – Avaliação radiográfica, tomográfica e anatômica do fêmur proximal: influência na mensuração do *canal flare index* em cães<sup>a</sup>**

#### **Resumo**

**Objetivo:** Comparar os valores de CFI obtidos em radiografia craniocaudal e tomografia computadorizada (TC), com valores obtidos na mensuração direta de espécimes anatômicos.

**Métodos:** Radiografia craniocaudal com feixe radiográfico horizontal (CH), tomografia computadorizada (TC), além de mensuração direta (A), foram obtidas de 45 fêmures provenientes de 23 cadáveres caninos, para cálculo e comparação dos valores de CFI. As diferenças entre os valores de CFI-R, CFI-TT, CFI-TL e CFI-A e 95% de limites de concordância (LOA) entre os valores foram avaliados pelo método de Bland-Altman.

**Resultados:** As duas técnicas de TC foram inferiores na representação da morfologia femoral proximal, fornecendo dimensões aproximadas (diferença média:  $0,122 \pm 0,398$ ) e valores de CFI diferente ( $p=0,032$ ) do anatômico. A radiografia craniocaudal com feixe horizontal apresentou maior precisão (diferença média:  $0,087 \pm 0,42$ ) em nosso estudo.

**Significância Clínica:** Sob as condições experimentais de nosso estudo, apenas a radiografia craniocaudal com feixe horizontal representou a morfologia anatômica verdadeira. No entanto, a imprecisão do protocolo de mensuração tomográfica, pode ter produzido esse resultado.

**Palavras-chave:** Análise tridimensional, ATQ não cimentada, feixe horizontal, morfologia femoral, tomografia computadorizada

---

<sup>a</sup> Formatação segundo as normas da revista *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology – Original Research*

## Introdução

As variações na morfologia do fêmur proximal, especialmente as associadas à Artroplastia Total de Quadril (ATQ), são alvo de estudo entre cirurgiões ortopédicos há pelo menos três décadas (3, 4, 6, 9-11, 13).

A avaliação do canal medular femoral proximal, em radiografias simples, permitiu padronizar medidas femorais, entre elas o *Canal Flare Index* (CFI), que caracteriza a proporção entre o diâmetro do canal femoral proximal e o istmo. Inicialmente definido em humanos (4, 6), o CFI foi posteriormente estudado e estabelecido em cães (9-11). Desde então, vem sendo amplamente utilizado para seleção da haste femoral no planejamento da ATQ na medicina e na veterinária.

Porém, devido à imprecisão de uma análise bidimensional (3, 7), a radiografia convencional pode ocultar algumas variações anatômicas importantes e ser insuficiente para análise morfológica confiável (6).

Diante do uso crescente da avaliação tridimensional das estruturas teciduais, a tomografia computadorizada (TC) também foi amplamente estudada no contexto modelagem e mensuração da geometria óssea para ATQ (12). Na medicina, a comparação *in vitro* das mensurações realizadas a partir de radiografias e tomografias com as dimensões anatômicas verdadeiras, mostraram maior precisão da TC para representação da geometria femoral (7). Contudo, em cães, estudos similares ainda não foram realizados.

Neste sentido, estudos morfológicos utilizando a tomografia computadorizada e a reconstrução tridimensional destas imagens, para a validação da estimativa radiográfica do CFI em cães podem ser de grande valor para a padronização desta técnica, como sugerido em humanos (3).

O objetivo do presente estudo foi comparar os valores de CFI obtidos em radiografia craniocaudal com feixe radiográfico horizontal e tomografia computadorizada (TC), com valores obtidos na mensuração direta dos espécimes anatômicos.

## Material e Métodos

O presente estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, UNESP/Jaboticabal, Brasil



(protocolo nº 004505/17). Foram utilizados 23 cadáveres caninos, esqueleticamente maduros, padrões raciais diversos, sendo 8 machos e 15 fêmeas, com pesos variando entre 20 e 32 kg, que vieram a óbito ou foram submetidos a eutanásia por razões não relacionadas ao estudo, no Serviço de Clínica Médica e Cirúrgica do Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel”.

Os fêmures direito e esquerdo foram considerados como unidades experimentais de um bloco (animal), totalizando um tamanho amostral de 45 fêmures (n=45). Foram incluídos no estudo, fêmures com alterações radiográficas características de displasia coxofemoral e desvio angular, sendo excluídos fêmures com sinais radiográficos de neoplasia óssea e fraturas femorais.

Todos os espécimes foram radiografados com equipamento radiográfico digital<sup>b</sup>. Após dissecação anatômica, foram submetidos individualmente à tomografia computadorizada (TC) e finalmente mensuração direta.

### **Canal Flare Index (CFI)**

O CFI foi calculado por três avaliadores (LGGGD; FKK; GGF – cirurgiões experientes) utilizando três diferentes técnicas: radiografia craniocaudal com feixe radiográfico horizontal (CH), tomografia computadorizada (TC) e mensuração direta (anatômica).

### **Radiografia**

Para radiografia, o cabeçote do equipamento radiográfico foi posicionado perpendicular à mesa de exame, o espécime posicionado em decúbito lateral, com os membros pélvicos paralelos ao cabeçote. O membro pélvico contralateral ao em contato com a mesa, foi o radiografado, sendo ele mantido em hiperextensão, em eixo neutro de rotação, com a patela centrada entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O cassete foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur (Figura 1). Para inclusão das imagens no estudo os fêmures deveriam estar paralelos, patelas centradas no sulco troclear e fabelas bisseccionadas pelo córtex femoral.

---

<sup>b</sup> Equipamento radiográfico digital Siemens® RG150/100gl



**Figura 1.** Imagem fotográfica do posicionamento para radiografia craniocaudal do fêmur com feixe horizontal. O membro pélvico esquerdo foi posicionado em hiperextensão, eixo neutro de rotação, com a patela centrada entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O cassete radiográfico foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

As imagens radiográficas digitais de cada fêmur, foram armazenadas em *software* para a visualização e manipulação de imagens médicas digitais<sup>c</sup>. Elas foram analisadas individualmente pelos avaliadores que estimaram os valores de CFI.

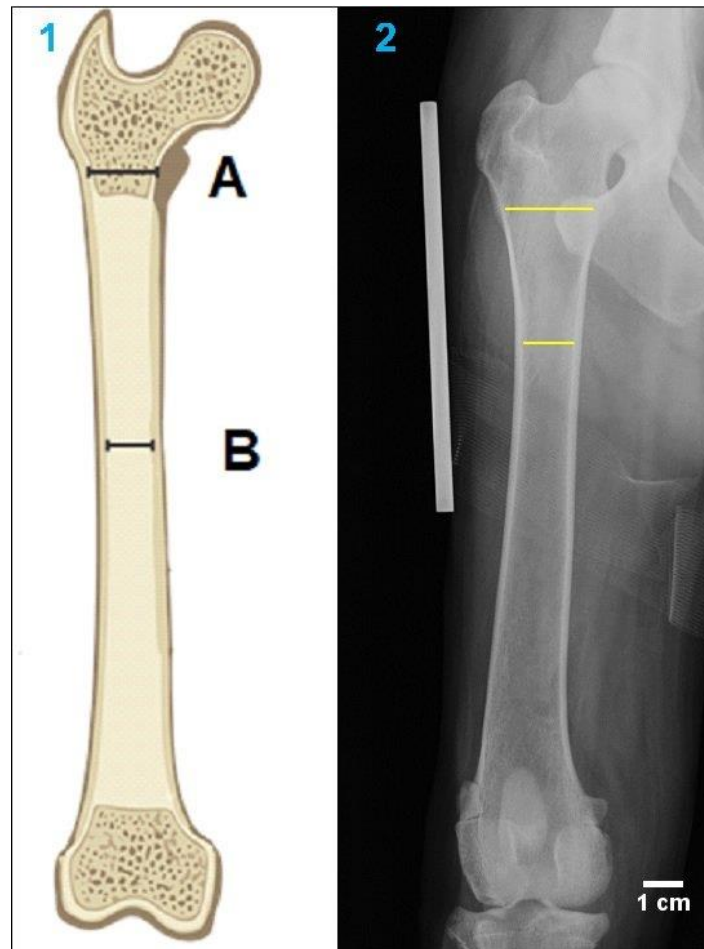
Para mensuração do CFI utilizando a radiografia, foi utilizada ferramenta de medida do *software*<sup>c</sup>, e diretrizes previamente descritas (4, 9-11). Os avaliadores mensuraram a largura intracortical na altura do ponto médio do trocânter menor (A) e a largura intracortical na altura do istmo (B) (Figura 2), definido como região diafisária com canal medular mais estreito (11), escolhido arbitrariamente por cada avaliador. A

---

<sup>c</sup> Visualizador digital EPACSWORKSTATION 5.0®

razão entre largura intracortical na altura do trocânter menor e largura intracortical do istmo ( $A/B$ ) determinada na radiografia foi denominada CFI radiográfico (CFI-R).

Imediatamente após obtenção das imagens radiográficas, os fêmures foram anatomicamente dissecados do espécime. Logo em seguida foram armazenados em freezer a temperatura de  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ , onde permaneceram até realização da TC e mensuração direta.



**Figura 2.** Representação esquemática de um fêmur direito, com a localização dos pontos utilizados para mensuração radiográfica do CFI. O canal medular do trocânter menor (A) é mensurado na altura do seu ponto médio. Para localização istmo a porção mais estreita do canal medular foi determinada arbitrariamente pelo avaliador (B). (2) Imagem radiográfica da delimitação das corticais ósseas (linhas amarelas) no visualizador digital. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

### **Tomografia Computadorizada**

Utilizando a TC helicoidal, o fêmur foi examinado com intervalos de 1,25 mm de espessura e cortes de 2,5 mm utilizando equipamento tomográfico<sup>d</sup>, as imagens foram armazenadas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

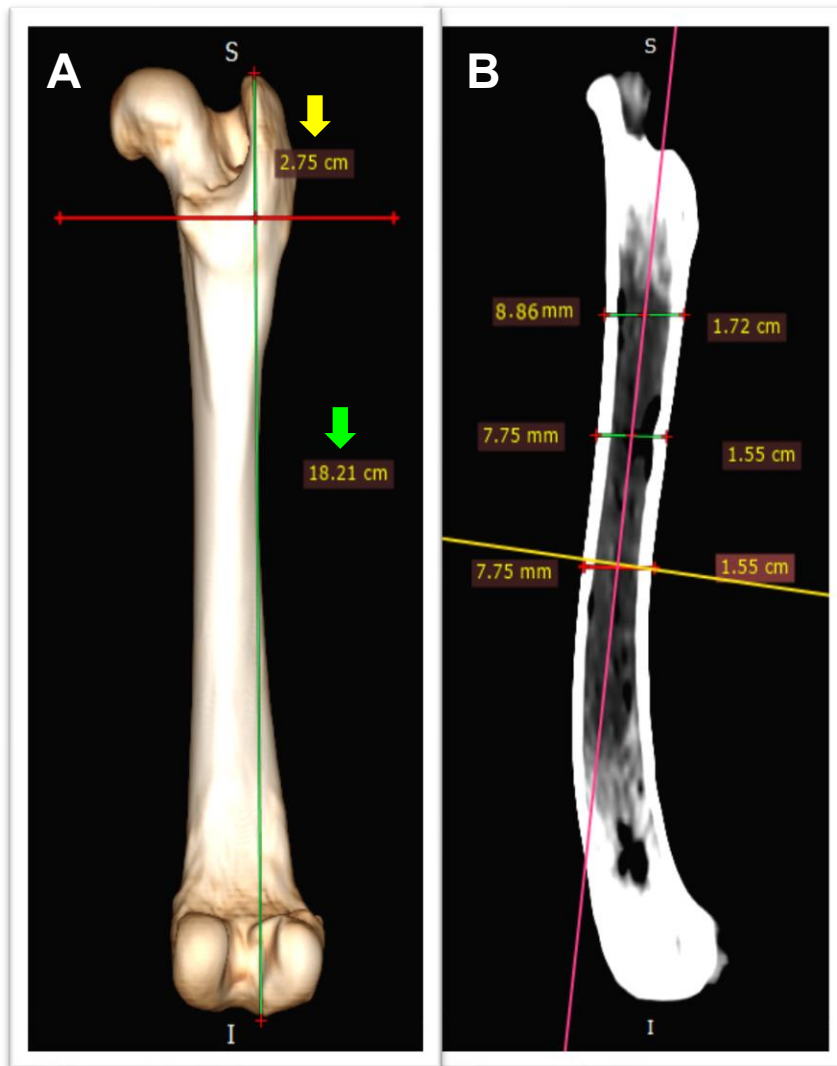
As medidas morfométricas foram realizadas com *software* de reconstrução tridimensional de imagens médicas<sup>e</sup>, e os pontos de referência e mensurações foram adaptados de estudos anteriores (4, 9-11). Utilizando a ferramenta de medida da reconstrução 3D, foi realizada mensuração do comprimento femoral e localização da distância do ponto médio do trocânter menor a partir da extremidade proximal do trocânter maior (Figura 3 - A).

Para garantir que a largura intracortical nos dois pontos utilizados para o cálculo do CFI (trocânter menor e istmo), fosse mensurada na secção central do fêmur tanto longitudinal quanto transversalmente, foi utilizada a reconstrução multiplanar 3D (RMP 3D) do *software*<sup>e</sup>. Além disso, algumas diretrizes foram seguidas pelos avaliadores: o fêmur foi dividido em 3 partes, a partir da diáfise média em direção proximal (vista lateral); nas três linhas seccionando o fêmur, a largura extracortical foi mensurada e no ponto médio das três o eixo y da RMP 3D foi posicionado (Figura 3-B).

---

<sup>d</sup> GE LightSpeed™ RT16/Xtra

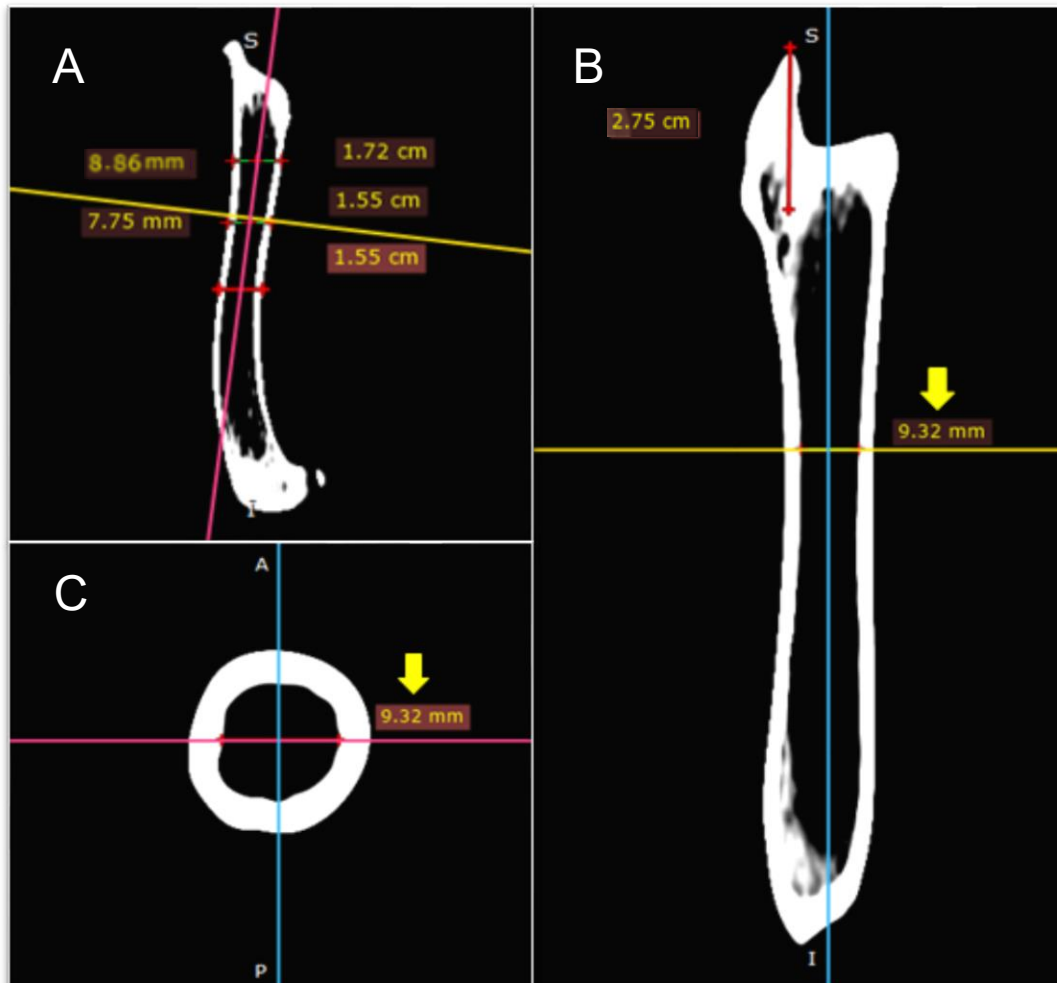
<sup>e</sup> Radiant DICOM Viewer 4.0; Poznan, Polônia



**Figura 3.** Imagem tomográfica do fêmur direito de um cão. (A) Reconstrução 3D (vista caudal), mostrando mensuração do comprimento total do fêmur (seta verde), desde a extremidade proximal do trocânter maior até o plano horizontal que tangencia os côndilos femorais, e localização da altura do ponto médio do trocânter menor (seta amarela). (B) Reconstrução multiplanar 3D (vista medial), com divisões do fêmur proximal e localização do ponto médio em cada porção. Reta em rosa: eixo y; reta em amarelo (eixo x); medidas da largura extracortical: lado direito da figura; medidas do ponto médio: lado esquerdo da figura. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

Assim como na radiografia, os avaliadores mensuraram a largura intracortical na altura do ponto médio do trocânter menor e a largura intracortical na altura do istmo,

determinado arbitrariamente por cada avaliador na secção longitudinal do fêmur, porém, em dois cortes (longitudinal e transversal) (Figura 4). A razão entre largura intracortical na altura do trocânter menor e largura intracortical do istmo ( $A/B$ ) determinada na TC foi denominado CFI tomográfico longitudinal (CFI-TL) e CFI tomográfico transversal (CFI-TT).



**Figura 4.** Imagem tomográfica de fêmur direito canino em reconstrução multiplanar 3D. (A) Visão medial do fêmur com eixo y (reta rosa) posicionado na porção central do fêmur e eixo x (reta amarela) posicionado no istmo. (B) Mensuração da largura intracortical do istmo (seta amarela) na secção longitudinal do fêmur; reta vermelha: altura do ponto médio do trocânter menor. (C) Mensuração da largura intracortical do istmo (seta amarela) na secção transversal do fêmur. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

### **Mensuração Direta**

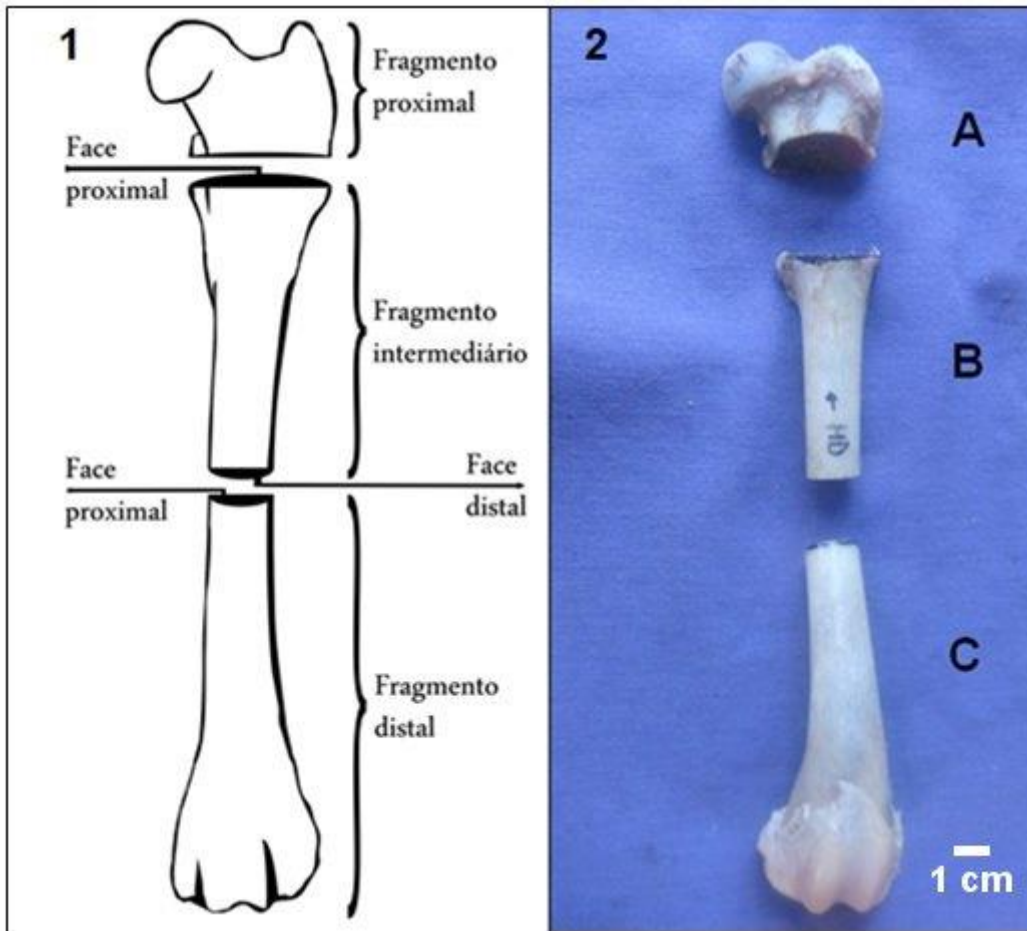
No fêmur previamente dissecado, foi inicialmente realizada mensuração do comprimento total do fêmur com régua milimetrada, desde a extremidade proximal, delimitada pela linha tangente ao trocânter maior, até a extremidade distal, representada pela linha tangente aos côndilos; na metade do comprimento foi realizada uma marcação. Após, foram realizados cortes utilizando serra de fita elétrica<sup>f</sup>. O fêmur foi inicialmente seccionado transversal e paralelamente ao plano bicondilar em dois pontos (metade do comprimento femoral e ponto médio do trocânter menor) dando origem a três fragmentos: proximal, intermediário e distal (Figura 5). Posteriormente, o ponto médio do fragmento intermediário foi identificado no plano mediolateral utilizando paquímetro digital<sup>g</sup> e realizou-se secção longitudinal, originando dois novos fragmentos, cranial e caudal (Figura 6), sendo o caudal utilizado para mensuração direta do CFI.

Utilizando paquímetro digital<sup>g</sup>, os avaliadores mensuraram a largura intracortical na face proximal do fragmento intermediário caudal (ponto médio do trocânter menor) (A) e a largura intracortical na altura do istmo (B), seguindo as diretrizes utilizadas na mensuração radiográfica. A razão obtida ( $A/B$ ), foi denominada CFI anatômico (CFI-A).

---

<sup>f</sup> Serra de fita Starret®

<sup>g</sup> Paquímetro digital Mitutoyo® 300mm



**Figura 5.** (1) Representação esquemática de um fêmur esquerdo após secção nos dois pontos pré-estabelecidos (médio do trocânter menor e diáfise média), originando três fragmentos: proximal, intermediário e distal. Representando a face proximal utilizada para mensuração direta. (2) Imagem fotográfica de um fêmur esquerdo após dissecação anatômica e secção nos dois pontos estabelecidos (médio do trocânter menor e istmo), originando três fragmentos: proximal (A), intermediário (B) e distal (C). Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

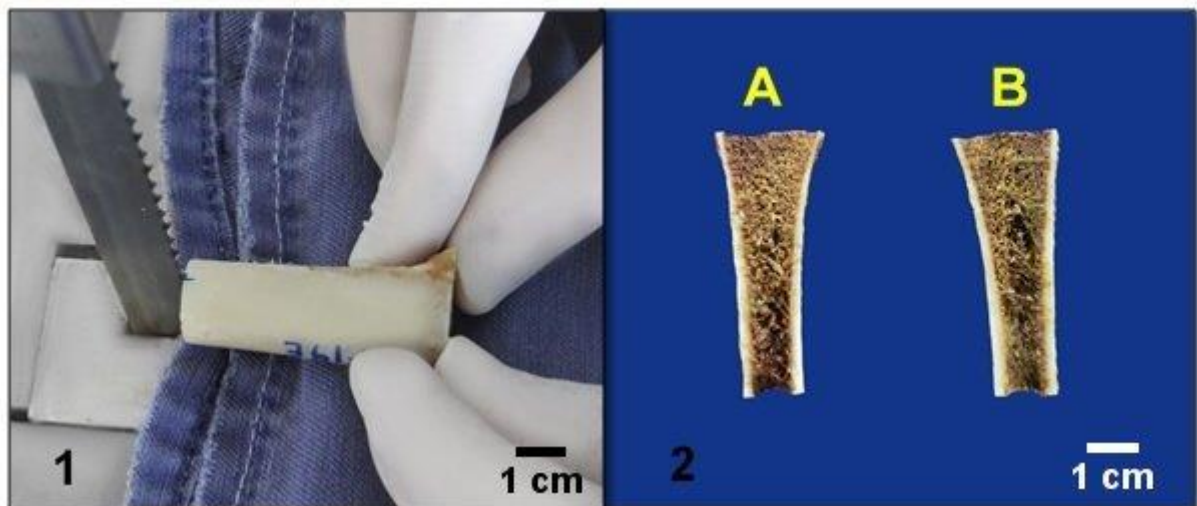
### Análise Estatística

Utilizando o *software* R<sup>h</sup>, nos valores resultantes foi inicialmente testada a homocedasticidade das variâncias (Bartlett teste) e a distribuição normal dos resíduos (Shapiro-wilk teste). As medidas calculadas do CFI (CFI-R, CFI-TL, CFI-TT e CFI-A)

<sup>h</sup> R Foundation for Statistical Computing; Vienna, Austria



foram comparadas entre os avaliadores por meio da análise de variância (ANOVA) e as médias comparadas pelo teste de Tukey. Posteriormente as medidas calculadas do CFI radiográfico (CFI-R) e tomográfico (CFI-TL, CFI-TT) foram comparadas ao CFI-A pelo ANOVA e caso significativas, as médias comparadas pelo teste de Bonferroni. A significância foi fixada para todos os testes em 95% ( $p \leq 0,05$ ) e os dados apresentados como a média  $\pm$  o desvio padrão (DP). Os limites de concordância de 95% (LOA) entre os valores de CFI obtidos pela avaliação anatômica (CFI-A), radiográfica (CFI-R) e tomográfica (CFI-TL, CFI-TT) foram avaliados pelo método de Bland-Altman (21).



**Figura 6.** Imagem fotográfica do corte longitudinal do fragmento intermediário utilizando fita de serra. (1) Secção longitudinal do fragmento femoral intermediário, originando dois novos fragmentos caudal (A) e cranial (B), sendo A utilizado para mensuração direta do CFI. Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

## Resultados

Apenas a mensuração realizada na secção transversal da tomografia (CFI-TT) apresentou diferença entre os avaliadores ( $p=0,0371$ ), a média e o desvio padrão das demais técnicas são apresentadas na Tabela 1.

A tabela 3 e a Figura 7 apresentam os resultados referentes aos valores obtidos por cada uma das técnicas utilizadas para cálculo do CFI e suas respectivas comparações.

**Tabela 1.** Comparação da concordância entre avaliadores. Valores de CFI (média±DP) dos avaliadores, e valor de p de acordo com a técnica utilizada.

Técnica	Avaliador	CFI	p-Avaliador
R	1	2,04±0,27	0,0739
	2	2,03±0,27	
	3	1,94±0,31	
TL	1	2,04±0,37	0,1762
	2	1,97±0,35	
	3	1,90±0,34	
TT	1	2,07±0,34	0,0371
	2	1,95±0,19	
	3	1,90±0,30	
A	1	2,05±0,38	0,1016
	2	2,19±0,46	
	3	2,03± 0,38	

CFI: *Canal Flare Index*. A: anatômico (mensuração direta). R: radiografia craniocaudal com feixe horizontal. TL: tomografia computadorizada secção longitudinal. TT: tomografia computadorizada secção transversal.

Em relação à concordância das medidas (Figura 7), por meio da análise de Bland-Altman, houve diferença média menor quando a mensuração anatômica (CFI-A) foi comparada a radiografia com feixe horizontal (CFI-R) do que em relação às duas técnicas tomográficas (CFI-TT, CFI-TL) (Tabela 3).

Além disso, quando o CFI-A foi comparado com o CFI obtido nas três técnicas de mensuração (CFI-R, CFI-TT e CFI-TL), houve diferença apenas no CFI-TL ( $p=0,032$ ) (Figura 7).

A média e o desvio padrão da largura intracortical na altura do trocânter menor e istmo dos 45 fêmures, obtidas nas quatro técnicas comparadas, são mostrados na Tabela 2.

**Tabela 2.** Estatística descritiva das larguras intracorticais obtidas nas duas regiões anatômicas (trocânter menor e istmo) do fêmur de cães, utilizadas para o cálculo do *Canal Flare Index* nas quatro técnicas de avaliação utilizadas.

Dimensão (centímetros)	Técnica							
	A		R		TL		TT	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Largura do canal (trocânter menor)	2,034 ± 0,254		2,098 ± 0,232		1,898 ± 0,303		1,922 ± 0,264	
Largura do canal (istmo)	0,997 ± 0,160		1,064 ± 0,155		0,981 ± 0,147		0,988 ± 0,146	

A: anatômica. DP: desvio padrão. R: radiografia craniocaudal com feixe radiográfico horizontal.  
TL: tomografia computadorizada secção longitudinal. TT: tomografia computadorizada secção transversal

## Discussão

A radiografia convencional do aparelho locomotor, apesar de ainda amplamente utilizada, vem sendo associada ou até mesmo substituída por técnicas que permitem abordagem tridimensional das estruturas (23).

Em condições experimentais, Rubin e colaboradores mostraram superioridade da técnica de TC para análise morfométrica do fêmur proximal, em comparação às radiografias padrão, sendo as medidas radiográficas insuficientemente precisas para o planejamento pré-operatório da ATQ e confecção de próteses sob medida (7).

De acordo com Husmann e colaboradores, a TC é a melhor técnica disponível na prática clínica para estudo anatômico dirigido ao campo das próteses femorais não cimentadas (6).

Em nosso estudo, porém, a técnica de TC mostrou-se inferior à radiografia craniocaudal com feixe horizontal. A diferença média (Bias) da mensuração do CFI na tomografia tanto em secção longitudinal ( $0,122 \pm 0,398$ ) quanto transversal ( $0,114 \pm 0,395$ ), foi maior que a encontrada para radiografia ( $0,087 \pm 0,421$ ), mostrando maior concordância das medidas obtidas na radiografia quando comparadas à avaliação anatômica. Além disso, os valores de CFI na mensuração tomográfica

longitudinal (CFI-TL) foram diferentes ( $p=0,032$ ) do CFI-A, enquanto o CFI-R o mais semelhante ( $p=0,443$ ).

**Tabela 3.** Estatística descritiva das medidas de *Canal Flare Index* (CFI) obtidas em três técnicas de avaliação (radiografia craniocaudal com feixe horizontal, tomografia computadorizada e mensuração direta) em fêmures caninos ( $n=45$ ).

	CFI			
	A	R	TL	TT
Média $\pm$ DP	2,090 $\pm$ 0,039	2,003 $\pm$ 0,039	1,968 $\pm$ 0,042	1,976 $\pm$ 0,042
Diferença média (Bias) <sup>1</sup>		0,087	0,122	0,114
$\pm$ DP		0,421	0,398	0,395
95% Limites de concordância B-A <sup>2</sup>	-0,737 a 0,912		-0,658 a 0,902	-0,660 a 0,889

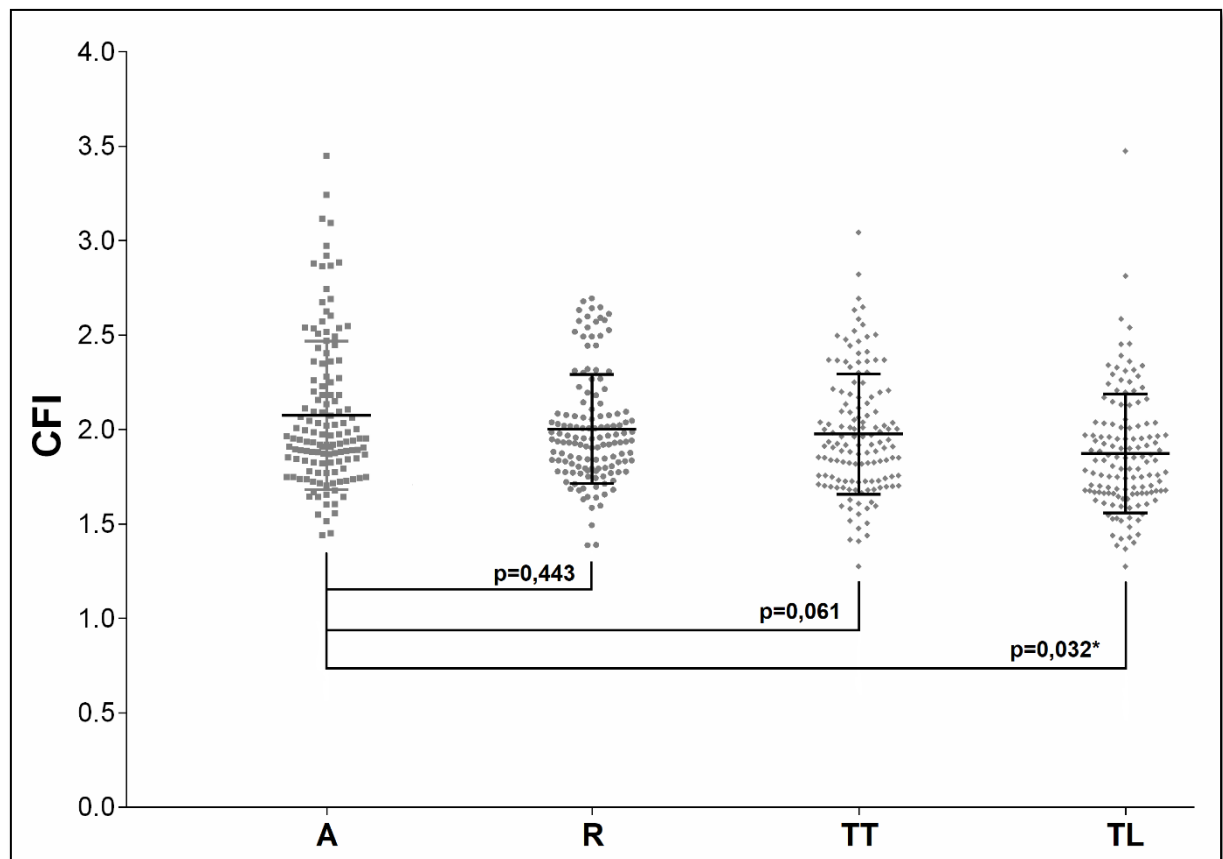
CFI: *Canal Flare Index*. A: anatômico (mensuração direta). R: radiografia craniocaudal com feixe horizontal.

TL: tomografia computadorizada secção longitudinal. TT: tomografia computadorizada secção transversal.

<sup>1</sup> Diferença entre as medidas de CFI quando comparadas ao CFI anatômico. <sup>2</sup> Bland-Altman 95% de limites de concordância

Em humanos, diversos estudos tridimensionais da morfologia femoral utilizando TC foram realizados, todos eles mostraram superioridade à radiografia tanto na representação morfométrica do fêmur proximal, quando no planejamento da ATQ (7, 24). Em cães, ao conhecimento dos autores, apenas dois estudos utilizando a TC foram relatados (12, 13), porém, nenhum deles comparou dados radiográficos e tomográficos com as dimensões anatômicas verdadeiras.

O presente estudo utilizou *software* de reconstrução tridimensional de imagens médicas básico, que não possibilitou delimitação automática entre corticais ósseas e canal medular. Dessa forma, as mensurações realizadas foram delimitadas manualmente pelos avaliadores, o que pode ter aumentado significativamente o índice de erros. Uma vez que, os estudos em humanos e cães que mostraram superioridade da TC, utilizaram *softwares* com seleção semi-automática ou até mesmo automática, dos limites endosteais femorais (3, 7, 13).



**Figura 7.** Distribuição, média e desvio padrão do *Canal Flare index* (CFI) em fêmeas caninos, de acordo com o método de avaliação utilizado: anatômica (A), radiografia craniocaudal com feixe horizontal (R), tomografia secção transversal (TT) e tomografia secção longitudinal (TL). Dissertação de mestrado apresentada à FCAV – Unesp – Jaboticabal. Andrade, C.R. (2018).

No estudo desenvolvido por Sevil-kilimci e colaboradores, as imagens foram processadas usando *software* para obter reconstrução 3D das geometrias interna e externa de cada fêmur com segmentação semi-automática dos limites ósseos corticais, além disso, as imagens radiográficas digitais dos ossos também foram utilizadas para confirmar a marcação dos limites (13).

Outro dado que revela inferioridade nos dados obtidos a partir da tomografia, é a diferença encontrada entre os avaliadores durante a mensuração em um mesmo fêmur ( $p=0,0371$ ) na secção transversal da tomografia (CFI-TT), mostrando que a mensuração foi provavelmente realizada abrangendo limites endosteais diferentes de acordo com cada avaliador.

A média encontrada para largura intracortical das duas regiões estudadas (trocânter menor e istmo), obtida através da tomografia em secção transversal ou longitudinal, diferiu da apresentada por Sevil-kilimci e colaboradores em duas diferentes raças. Consequentemente, a média do valor de CFI da população do presente estudo também foi diferente (13). Porém, a metodologia utilizada pode ter influenciado os valores, uma vez que, o estudo utilizou cães das raças Pastor Alemão e Kangal, com média de peso de  $28.81 \pm 7.33$  e  $41.75 \pm 9.90$ , respectivamente, enquanto a média de peso dos cães utilizados em nosso estudo foi de  $23,77 \pm 4,49$  kg; além disso, diferentemente do presente estudo, foi utilizada a largura intracortical da extremidade proximal do trocânter menor para cálculo do CFI.

Diante das limitações da técnica para mensuração tomográfica do CFI, os autores acreditam que a TC é sem dúvida uma ferramenta que trará avanços para ATQ não cimentada em cães, tanto no planejamento cirúrgico quanto no desenvolvimento de próteses sob medida, porém, extrapolar o cálculo do CFI que foi previamente desenvolvido baseado em radiografias simples utilizando mensurações no plano coronal (9) pode não ser efetivo.

Em estudo desenvolvido por Pugliese, avaliando a morfologia do fêmur proximal e qualidade óssea em cães utilizando a TC, cães com CFI menor apresentavam fração menor de osso trabecular dentro da cavidade endosteal do que cães com CFI maior, sugerindo utilidade do CFI na predição da microestrutura óssea, explicando o fato de fêmures em chaminé serem mais predispostos ao afundamento da haste e fratura femoral. Contudo, os resultados foram obtidos através do cálculo volumétrico da região proximal do fêmur, e não por meio de medidas bidimensionais na TC. Acreditamos fortemente, que o cálculo do CFI utilizando a TC em cães necessite de metodologia diferente da já estabelecida em cães utilizando radiografia.

Os valores de CFI obtidos a partir de TC foram diferentes dos obtidos a partir da mensuração direta dos espécimes anatômicos. Sob as condições experimentais de nosso estudo, apenas a radiografia craniocaudal com feixe horizontal representa a morfologia anatômica verdadeira. No entanto, a imprecisão do protocolo de mensuração tomográfica, pode ter produzido esse resultado.

## Referências

1. Pernel R, Gross R, Milton J, et al. Femoral strain distribution and subsidence after physiological loading of cementless canine femoral prosthesis: the effects of implant orientation, canal fill, and implant fit. *Vet Surg* 1994; 23: 503–518.
2. Chen, P.; Turner TM et al. A Canine Cementless Total Hip Prosthesis Model. *Clin Orthop Relat Res.*1983; (176):24-33.
3. Tawada K, Iguchi H, Tanaka N, Watanabe N, Murakami S, Hasegawa S, et al. Is the canal flare index a reliable means of estimation of canal shape? Measurement of proximal femoral geometry by use of 3D models of the femur. *J Orthop Sci.* 2015; 20(3):498–506.
4. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The Anatomic Basis of Femoral Component Design. *Clin Orthop Relat Res.* 1988; 235:148-165.
5. Sumner DR, Devlin TC, Winkelman D, Turner TM. The geometry of the adult canine proximal femur. *J Orthop Res.* 1990; 8(5):671–677.
6. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, De Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty.* 1997; 12(4):444–450.
7. Rubin P, Leyvraz P, Aubaniac J, Argenson J, Esteve P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Jt Surg Br.* 1992; 74–B (1):28–32.
8. Casper DS, Kim GK, Parvizi J, Freeman TA. Morphology of the proximal femur differs widely with age and sex: Relevance to design and selection of femoral prostheses. *J Orthop Res.* 2012; 30(7):1162–1166.

9. Rashmir-Raven AM, DeYoung DJ, Abrams CF, Aberman HA, Richardson DC. Subsidence of an Uncemented Canine Femoral Stem. *Vet Surg.* 1992; 21: 327–333.
10. Palierne S, Asimus E, Mathon D, Meynaud-Collard P, Autefage A. Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs. *Res Vet Sci.* 2006; 80(3):243–252.
11. Palierne S, Mathon D, Asimus E, Concordet D, Meynaud-Collard P, Autefage A. Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups. *Res Vet Sci.* 2008; 85(3):407–417.
12. Pugliese L. Proximal Femoral Morphology and Bone Quality Assessment in Dogs. 2014. 132 f. Thesis (Master of Science) - Graduate School of The Ohio State University, The Ohio State University, Columbus, 2014.
13. Sevil-kilimci F, Kara ME. Kangal ve Alman Çoban Köpeklerinin Proximal Femur Bölümünde Cavum Medullare'nin Geometrik Özellikleri. *İstanbul Üniversitesi Vet Fakültesi Derg.* 2016; 43(23931):1–9.
14. Boymans TAEJ, Heyligers IC, Grimm B. The Morphology of the Proximal Femoral Canal Continues to Change in the Very Elderly: Implications for Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015; 30(12):2328–2332.
15. Eckrich SGJ, Noble PC, Tullos HS. Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal. *J Arthroplasty.* 1994; 9(4):419–26.
16. Ganz SM, Jackson J, VanEnkevort B. Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless total hip arthroplasty. *Vet Surg* 2010; 39: 688–695.
17. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of Accuracy of Preoperative Templating of Noncemented Femoral Prostheses. *The J Arthroplasty.* 1995; 10(4): 507-513.



18. Olmstead ML. Total hip replacement. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1987; 17(4):943–955.
19. DeYoung DJ, DeYoung BA, Aberman HA, Kenna R V, Hungerford DS. Implantation of an uncemented total hip prosthesis. Technique and initial results of 100 arthroplasties. *Veterinary Surgery.* 1992; 21:168–177.
20. Dudley RM, Kowaleski MP, Drost WT, Dyce J. Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog. *Vet Radiol Ultrasound.* 2006; 47(6):546–552.
21. Bland JM, Altman DG. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Biopharm Stat.* 2007; 17(4):571–582.
22. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, deRoguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *The J Arthroplasty.* 1997; 12:444-450.
23. Railhac JJ, Fourcade D, Hobatho MC, Bauni C, Mansat M. Three-dimensional imaging in orthopaedic surgery: a radiologist's viewpoint. *Injury.* 1997; 28(2):B1 – B11.
24. Viceconti M, Lattanzi R, Antonietti B, Pedrni S, Olmi R, Sudanese A, Toni A. CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning. *Medical Engineering & Physics.* 2003; 25:371 – 377.

## **CAPÍTULO 4 – Considerações finais**

A escassez de dados a respeito do cálculo do CFI em cães, leva ao uso excessivo de referências da medicina humana, desconsiderando-se a anatomia femoral das diferentes espécies. Diversos trabalhos da medicina, discutem a localização e influência dos pontos mensurados para cálculo do CFI, em cães isso ainda não foi estudado.

Para que uma imagem radiográfica ou tomográfica seja avaliada a respeito de sua representatividade do tamanho real de um objeto, no caso o fêmur, o mesmo objeto analisado pelas duas técnicas deve ser submetido a medidas macroscópicas rigorosas nas regiões avaliadas. Na inexistência de trabalhos avaliando macroscopicamente o CFI em fêmures caninos, foi necessário estabelecer a medida e o método de mensuração que melhor representassem os pontos anteriormente estabelecidos apenas em radiografias (trocânter menor e istmo), determinando o padrão anatômico do estudo.

Entre as limitações do estudo, podemos citar a impossibilidade de determinar a idade exata dos animais utilizados, fazendo com que mudanças de remodelação relacionadas à idade que pudessem alterar a morfologia proximal do fêmur não fosse considerada. Outra limitação importante, foi a realização da radiografia craniocaudal do fêmur antes da dissecação anatômica e da tomografia computadorizada após a dissecação, sujeitando a comparação a influência do posicionamento.

Em estudos futuros, a determinação do ponto do trocânter menor onde a largura intracortical é mensurada devem ser comparados, determinando se existe um ponto ideal ou se não há diferença. A determinação desse ponto já é extremamente subjetiva, sem essa determinação a avaliação clínica do CFI pode ser falha. Além disso, em humanos outros índices calculados para o fêmur demonstraram menor influência de fatores clínicos do que o CFI, mudando conceitos já consagrados.

Com relação ao uso da tomografia computadorizada para cálculo do CFI e planejamento da ATQ em cães, ainda são necessários muitos estudos. Na veterinária, a técnica ainda apresenta alto custo e pouca mão de obra especializada para execução e interpretação do exame.