

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

**TEMPLATING DE HASTES PROTÉTICAS PARA**  
**ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL CANINA EM**  
**RADIOGRAFIAS OBTIDAS POR DIFERENTES DECÚBITOS**  
**– ESTUDO EX-VIVO**

**Rafael Manzini Dreibi**

Médico Veterinário

2018

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

**TEMPLATING DE HASTES PROTÉTICAS PARA**  
**ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL CANINA EM**  
**RADIOGRAFIAS OBTIDAS POR DIFERENTES DECÚBITOS**  
**– ESTUDO EX-VIVO**

**Rafael Manzini Dreibi**

**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**

Dreibi, Rafael Manzini  
D771t Templating de hastes protéticas para artroplastia total de quadril  
canina em radiografias obtidas por diferentes decúbitos – estudo ex-  
vivo / Rafael Manzini Dreibi. – – Jaboticabal, 2018  
xi, 46 p. : il. ; 29 cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, 2018  
Orientador: Bruno Watanabe Minto  
Banca examinadora: Alexandre Schmaedecke, Luis Gustavo  
Gosuen Gonçalves Dias  
Bibliografia

1. Cão. 2. Fêmur. 3. Ortopedia veterinária. I. Título. II. Jaboticabal-  
Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias.

CDU 619:617:636.7



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Jaboticabal



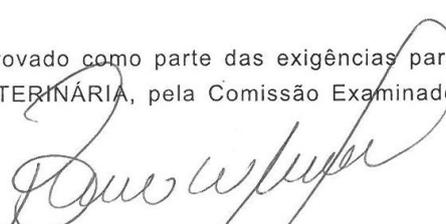
**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

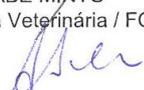
TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: TEMPLATING DE HASTES PROTÉTICAS PARA ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL CANINA EM RADIOGRAFIAS OBTIDAS POR DIFERENTES DECÚBITOS - ESTUDO EX-VIVO

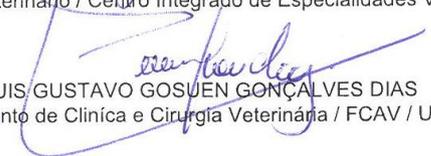
**AUTOR: RAFAEL MANZINI DREIBI**

**ORIENTADOR: BRUNO WATANABE MINTO**

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

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

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

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

Jaboticabal, 22 de fevereiro de 2018

## **DADOS CURRICULARES DO AUTOR**

**RAFAEL MANZINI DREIBI** nasceu na cidade de Mococa, no dia 25 de maio do ano de 1986, filho de João Batista Dreibi e Claudia Maria Manzini Dreibi. Em outubro de 2013, graduou-se em Medicina Veterinária na Universidade Federal de Lavras (UFLA). 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 na mesma instituição. 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).

*Failing to plan is the planning of fail.*

Benjamin Franklin

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar meus profundos agradecimentos aos meus pais, João Batista Dreibi e Claudia Maria Manzini Dreibi, fonte de amor, inspiração e sabedoria, sempre.

Aos meus irmãos, Rodrigo e Vanessa, pelos incentivos, conselhos, exemplos e risadas, juntamente com meus cunhados, Marina e Bueno, por complementa-los tão perfeitamente

À minha namorada, Carol, por ser minha certeza, porto seguro, conselheira, inspiração e exemplo.

Agradeço ao Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto, pela orientação de Mestrado, amizade, parceria e sabedoria compartilhada.

Ao Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias e Prof. Dr. Alexandre Schmaedecke por aceitarem compor a banca, por todo conhecimento e sabedoria transmitidos.

A todos os professores que colaboraram pela minha formação profissional durante a graduação e residência na Universidade Federal de Lavras, em especial à Prof. Dra. Gabriela Rodrigues Sampaio, minha orientadora durante a graduação e residência, por todos ensinamentos transmitidos.

Sempre gosto de pensar que tive três casas ao longo da vida: Uma em que nasci e outras duas que foram consequências das minhas vitórias na vida. Agradeço imensamente as duas últimas por me acolherem e serem parte dos responsáveis por tudo o que sou hoje. Agradeço às repúblicas Casa do Chapéu e Nazarena. Sem me esquecer das duas mães que ganhei junto com elas, Dona Cida e Sandrinha.

Aos amigos do Curso de Pós-Graduação em Cirurgia Veterinária, Serviço de Ortopedia e Neurocirurgia de Pequenos Animais, médicos veterinários residentes do setor de Cirurgia de Pequenos Animais, pela parceria, amizade e aprendizados compartilhados.

Aos funcionários do Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel”, por sempre proporcionarem bons momentos durante a rotina.

Ao CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pela concessão de bolsa que otimizou o desenvolvimento deste trabalho.

Aos animais, que sem eles, nada disso seria possível.

## SUMÁRIO

	Página
CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA .....	ix
RESUMO.....	x
ABSTRACT .....	xi
1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA .....	12
1.1. Próteses totais articulares na medicina e medicina veterinária .....	12
1.2. Uso da artroplastia total de quadril (ATQ) na displasia coxofemoral canina .....	13
1.2.1. Complicações na ATQ.....	15
1.4. Planejamento pré-operatório da ATQ.....	17
2. OBJETIVOS .....	20
2.1. Objetivos gerais.....	20
2.2. Objetivos específicos.....	20
3. MATERIAL E MÉTODOS .....	21
3.1. Princípios éticos .....	21
3.2. Animais e delineamento experimental.....	21
3.3. Exames Radiográficos.....	21
3.3.1. Projeções radiográficas .....	22
3.3.1.1. Craniocaudal a partir do decúbito dorsal com extensão caudal e pronação dos membros pélvicos.....	22
3.3.1.2. Craniocaudal a partir do decúbito lateral .....	23
3.4. <i>Templating</i> .....	24
3.5. Mensurações do preenchimento do canal femoral .....	26
3.6. Análise estatística.....	27
4. RESULTADOS .....	29
4.1. <i>Templating</i> para Haste femoral A.....	29
4.1.1. Variável tamanho de prótese.....	29
4.1.2. Variável preenchimento femoral.....	29
4.2. <i>Templating</i> para Haste femoral B.....	29
4.2.1. Variável tamanho de prótese.....	29
4.2.2. Variável preenchimento femoral .....	30
4.3. <i>Templating</i> para Haste femoral C.....	30
4.3.1. Variável tamanho de prótese.....	30
4.3.2. Variável preenchimento femoral.....	30
4.4. Preenchimento femoral e haste femoral utilizada segundo a projeção radiográfica.....	31
5. DISCUSSÃO .....	36
6. CONCLUSÃO.....	43
7. REFERÊNCIAS .....	44
8. ANEXOS .....	52



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



## CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

### CERTIFICADO

Certificamos que o projeto intitulado **“Comparação no templating entre duas gerações de hastes femorais protéticas na artroplastia total de quadril em cão”**, protocolo nº 5291/17, 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 06 de abril de 2017.

Vigência do Projeto	10/04/2017 a 01/03/2018
Espécie / Linhagem	<i>Canis familiares</i>
Nº de animais	20
Peso / Idade	20 a 40 kg / esqueleticamente adultos
Sexo	Ambos os sexos
Origem	Animais que porventura vieram a óbito no serviço de Clínica Médica e cirúrgica do Hospital Veterinário "Gov. Laudo Natel" UNESP – Campus de Jaboticabal

Jaboticabal, 06 de abril de 2017.

  
Profª Drª Lizandra Amoroso  
Coordenadora – CEUA

## TEMPLATING DE HASTES PROTÉTICAS PARA ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL CANINA EM RADIOGRAFIAS OBTIDAS POR DIFERENTES DECÚBITOS – ESTUDO EX-VIVO

**RESUMO:** A artroplastia total do quadril representa a melhor opção para a restauração da movimentação articular e alívio de dor nos quadros de doença articular degenerativa em cães. O planejamento cirúrgico apresenta papel crucial na prevenção de falhas e consequente aumento dos índices de sucesso. Objetivou-se, no presente estudo, comparar o planejamento pré-operatório (*templating*) para aplicação da haste femoral protética utilizando a projeção radiográfica craniocaudal obtidas do decúbito ventrodorsal ou lateral em cães. Foram utilizados 45 fêmures provenientes de 23 cães submetidos à eutanásia por motivos diversos. O *templating* foi realizado por 3 avaliadores com prévia experiência em ATQ e os dados foram submetidos à análise não paramétrica, e comparados pelo teste de Kruskal-Wallis e pelo teste de Friedman, retirando-se o efeito da variação entre os observadores como bloco. O dimensionamento das próteses variou de acordo com a experiência do avaliador, sem correlações estatísticas entre as projeções testadas. Quando retirado o efeito interavaliadores os valores de preenchimento do canal medular femoral nas projeções radiográficas testadas não apresentaram diferenças estatísticas. O preenchimento femoral está diretamente relacionado ao tamanho da haste femoral protética, portanto, é possível inferir que o posicionamento lateral apresenta uma alternativa de posicionamento radiográfico para o planejamento do artroplastia total de quadril. Não foi possível definir um modelo de haste ou projeção superior por divergências encontradas em dados literários.

**Palavras-chave:** cão, fêmur, ortopedia veterinária, prótese de quadril

## **FEMORAL STEM TEMPLATING ON TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN DOGS FROM DIFERENTS RADIOGRAPHIC POSITIONING – CADAVERIC STUDY**

**ABSTRACT:** Total hip arthroplasty has been an effective option to restore joint junction. Preoperative planning plays an important role at preventing failures and, consequently, increasing success rates. The aim of this study was to compare the preoperative templating for femoral stem application using craniocaudal radiographic projection obtained from ventrodorsal or lateral positioning in dogs. Forty-five femora from 23 euthanized dogs were used. The templating was performed by 3 experienced veterinary surgeons. The data was submitted to a non-parametric analysis and were compared by the Kruskal-Wallis test and the Friedman test, removing the effect of the variation among the observers as a block. The size of femoral stems varied according to the experience of the evaluator, however, when comparing the femoral filling between the radiographic projections, there was no statistical difference. The femoral filling is directly related to the femoral stem size, so it is possible to infer that the lateral positioning presents an alternative of radiographic positioning for the planning of the total hip arthroplasty in dogs. It was not possible to define a superior model or projection due to discrepancies between literary data.

**Key words:** dog, femur, orthopedics, hip prosthesis

## 1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

### 1.1. Próteses totais articulares na medicina e medicina veterinária

As próteses totais articulares (PTA) podem ser consideradas “padrão ouro” no tratamento da doença articular degenerativa grave (DAD) tanto na medicina (MANLEY, 1998, SCHULZ e DEJARDIN, 2003; CONZEMUIS e VANDERVOORT, 2005), quanto na medicina veterinária (OLMSTEAD, 1983; SCHULZ, 1998; MINTO et al., 2006; ALLEN, 2012). Apesar das inúmeras pesquisas realizadas com essa temática na medicina veterinária, grande parte do avanço atual deve-se às informações adquiridas daquelas desenvolvidas na medicina, evidenciando a importância desta relação (ALLEN, 2012).

As indicações veterinárias para a substituição protética de uma articulação diferem das preconizadas na medicina, entretanto a DAD secundária à diversas doenças de base é comum em ambos os casos (ALLEN, 2012). Em pequenos animais, as indicações mais comuns são a osteoartrose do cotovelo ou do quadril secundária à displasia, a instabilidade crônica decorrente da insuficiência do ligamento cruzado cranial ou a osteocondrite e fraturas crônicas articulares (WARNOCK et al., 2003; PIERMATTEI; FLO; DeCAMP, 2006; MINTO et al., 2006; ALLEN, 2012).

Apesar das descrições de; Acker (2009); Liska e Doyle. (2009); Allen et al. (2009); Allen (2012) e Conzeimus; Aper; Corti (2005), as artroplastias do joelho e do cotovelo em cães não tornaram-se populares até o presente momento. Credita-se tal realidade pela complexidade na abordagem cirúrgica e as dificuldades de estabilização dos componentes protéticos (ACKER, 2009; CONZEMIUS; APER; CORTI, 2012; ALLEN, 2013). Segundo Allen et al. (2009) e Liska e Doyle. (2009), apenas resultados clínicos a curto prazo são encontrados, mostrando carência de informações de acompanhamento ao longo prazo dos cães submetidos ao procedimento de prótese total do joelho.

A artroplastia total do quadril (ATQ), por sua vez, desenvolveu-se ao decorrer das últimas 4 décadas e vem sendo exaustivamente estudada quando comparada às anteriormente descritas (WARNOCK et al., 2003; MINTO et al, 2006; ALLEN,

2012). É descrita como a substituição das superfícies articulares morfo-funcionalmente alteradas por componentes protéticos, geralmente metálicos e plásticos (polietileno de alta densidade), com o objetivo de restaurar a função da articulação, permitindo movimentos articulares plenos e indolores (WALLACE e OLMSTEAD, 1995; MINTO et al, 2006; ALLEN, 2012).

Desde meados dos anos 70 e início dos anos 80, a ATQ canina tem sido realizada com sucesso em países da Europa (PEROT, 1985; BARDET, 2004; VEZZONI; VEZZONI; BOUDRIEU, 2015) e nos Estados Unidos (OLMSTEAD, 1987; WALLACE e OLMSTEAD, 1995; CONZEMIUS e VANDERVOORT, 2005; LASCELLES et al., 2010; LISKA e DOYLE, 2015). Na medicina, o procedimento protético é amplamente disponível e aceito há mais de 40 anos (SCHULZ e DEJARDIN, 2003; CONZEMUIS e VANDERVOORT, 2005), tendo sido o cão a espécie experimental preferida para o estudo do procedimento no decorrer dos anos (DOWD, 1993; OTSUKA et al., 1994; BRADGON et al., 2004; SKURLA e JAMES, 2005; LAUER et al., 2009).

As próteses da articulação coxofemoral passaram por diversas modificações ao longo de cinquenta anos desde seu primeiro relato em humanos (CHARNLEY, 1961). Das próteses cimentadas até as não-cimentadas, que são preconizadas em estudos recentes, juntamente com abordagens menos invasivas e procedimentos que mantêm a integridade óssea e cartilaginosa. Tais procedimentos acabam sendo preferidos em pacientes mais jovens ou ativos, mas podem ser utilizados em diversos grupos de pacientes, segundo Allen (2012).

## **1.2. Uso da artroplastia total de quadril (ATQ) na displasia coxofemoral canina**

A disfunção intratável do quadril é a principal indicação para a realização da substituição da articulação coxofemoral por prótese. Em cães a causa mais comum é a síndrome displasia coxofemoral, sendo marcadamente prevalente na clínica de pequenos animais em todo o mundo (OLMSTEAD; HOHN; TURNER, 1983; KIM et al., 2005; HANEY e PECK, 2009; BERGH e BUDSBERG, 2014). Em estudo retrospectivo realizado por Dyce et al. (2000), animais com displasia coxofemoral e doença articular degenerativa secundária representaram 96% das indicações para a

realização da prótese total coxofemoral. Cabe ressaltar que a displasia coxofemoral canina é a principal causa de claudicação e dor crônica em cães, movendo, na atualidade, milhões de dólares entre a indústria farmacêutica e a produção de implantes cirúrgicos e dispositivos para reabilitação dos pacientes (BERGH e BUDSBERG, 2014).

As terapias descritas para a displasia coxofemoral, cirúrgicas ou não, objetivam de forma geral, a contenção da dor, a prevenção da progressão da doença articular degenerativa e manutenção da máxima função articular (COOK; TOMLINSON; CONSTANTINESCU, 1996) e, apesar dos inúmeros tratamentos descritos nos últimos 50 anos, a substituição total da articulação é o único procedimento que não somente preserva a função do membro como restabelece mecanismos articulares sem dor (OLMSTEAD, 1987; LISKA e POTEET, 2003; MARSOLAIS et al., 2009; LOCKWOOD e LISKA, 2011; BERGH e BUDSBERG, 2014).

Os sistemas inicialmente desenvolvidos, as cimentadas, dependiam de polimetilmetacrilato (PMMA) para se fixarem aos leitos ósseos (OLMSTEAD, 1987; SCHULZ, 1998; MARCELIN-LITTLE et al., 1999; MINTO et al., 2006). Bardet (2004) citam dados que mostram aproximadamente 90% de sucesso com as próteses cimentadas. Em tal estudo, complicações foram vistas em 22% dos pacientes, onde o afrouxamento do componente acetabular foi o mais frequente.

A introdução dos sistemas não cimentados na medicina veterinária implicou grande desenvolvimento para a técnica (DeYOUNG e SCHILLER, 1992; ALLEN, 2012), eliminando as complicações associadas ao uso do PMMA (HUMMEL et al., 2010). As primeiras gerações foram baseadas em modelos protéticos humanos e seguiram por diversas modificações até os modelos atuais, com estruturas que facilitam o encaixe dos componentes e instrumental refinado para garantir posicionamento correto e, conseqüente otimização do implante. Com isso, os resultados satisfatórios chegaram a atingir 97% em estudos retrospectivos realizados por Guerrero e Montavon em 2009 (ALLEN, 2012).

### 1.2.1. Complicações na ATQ

O sucesso da ATQ é caracterizado pelo retorno satisfatório ou total da função do membro submetido ao procedimento, com ausência de dor (PIERMATTEI e FLO, 2006). Desde meados dos anos 90, estudos já indicavam alto índice de sucesso obtido com a utilização de próteses não cimentadas, com porcentagem variando de 91 a 95% (DE YOUNG e SCHILLER, 1992; GUERRERO e MONTAVON, 2009; VEZZONI; VEZZONI; BOUDRIEU., 2015).

Apesar do baixo índice, complicações são passíveis de acometer os animais submetidos à ATQ. A revisão cirúrgica é geralmente necessária e de difícil resolução (NELSON ; DYCE; SHOTT, 2007; VEZZONI; VEZZONI; BOUDRIEU., 2015; KIDD; PRESTON; MOOR, 2016). A infecção apresenta-se como a mais grave complicação dentre as possíveis. Uma vez instalada, pode comprometer completamente a PTA, havendo, frequentemente, a necessidade de remoção do implante (HARVEY et al., 1999; DYCE e OLMSTEAD, 2002).

Estima-se que 1 a 7% das próteses podem sofrer luxação (CONZEMIUS e VANDERVOORT, 2005). Considerada uma das complicações mais comuns, pode ter sua origem no posicionamento dos implantes, manejo inadequado no pós-operatório ou traumas (OLMSTEAD, 1987; CONZEMIUS e VANDERVOORT, 2005; MINTO et al., 2008). Olmstead (1987) refere a redução aberta como a melhor forma de resolução. Porém, quando há mau posicionamento de implantes, a revisão e reposicionamento dos componentes é necessária (DYCE et al., 2000; MINTO et al., 2008).

Assim como na luxação, a associação de fatores mecânicos e biológicos apresenta papel importante na soltura asséptica dos componentes protéticos. Pseudomembranas no componente formadas a partir de debris celulares e micropartículas atraem macrófagos e imunomediadores inflamatórios, resultando em reabsorção óssea. Esta reação pode ser maximizada pela micromovimentação da prótese. Ambos os fatores interferem na interação prótese-osso, resultando em afrouxamento e, conseqüente soltura (POOYA et al., 2003; MINTO et al., 2006; DIOGO; MINTO; BRANDÃO, 2014). Independente do componente acometido,

frequentemente o resultado é a remoção e, portanto, insucesso do procedimento (WALLACE e OLMSTEAD, 1995).

As fraturas femorais representam importante complicação na ATQ, podendo ocorrer nos períodos transoperatório ou pós-cirúrgico imediato ou tardio. (LISKA, 2004; LISKA e DOYLE, 2015). Ocorrem principalmente nos procedimentos não cimentados (LISKA, 2004; HUMMEL; LANS. WERRE, 2010; LISKA e DOYLE, 2015) decorrentes da fresagem excessiva e conseqüente aumento da tensão no canal femoral, resultantes da objetivação de permitir que a haste que melhor preencha o canal femoral seja colocada (GANZ et al., 2010).

Quando incidentes, as fraturas são tratadas por métodos de fixação interna, variando de acordo com sua natureza (LISKA, 2004). Uma vez que a intervenção é realizada, as fraturas femorais associadas à ATQ apresentam prognóstico bom (LISKA, 2004; VEZZONI; VEZZONI; BOUDRIEU, 2015; KIDD; PRESTON; MOOR, 2016).

Implantes não cimentados estão sujeitos ao afundamento do componente femoral (RASHMIR-RAVEN et al., 1992). Este é definido pelo deslocamento distal acima de 2 mm no canal femoral (CONZEMIUS e VANDERVOORT, 2005). Esta complicação está diretamente relacionada ao tamanho do implante que, quando subdimensionado, gera instabilidade na fixação e conseqüente afundamento (RASHMIR-RAVEN et al., 1992). O subdimensionamento ainda resulta em um percentual de preenchimento femoral menor do que o considerado ideal. Atualmente o preenchimento preconizado é de 80- 90% do canal femoral (MONTGOMERY et al., 1992), embora Marcellin-Little et al. (1999), afirme que em seus estudos, o baixo percentual de preenchimento do canal femoral foi fator protetor contra osteólise em cães, não predispondo ao afundamento, resultando em completa osteointegração da haste femoral evidenciada por controles radiográficos.

Outras complicações menos frequentes também são relatadas, como a neuropatia isquiática (WALLACE e OLMSTEAD, 1995; PIERMATTEI e FLO, 2006; POOYA, 2003), embolismo pulmonar (LISKA e POTEET, 2003; MINTO et al., 2006; ANDREWS; LISKA; ROBERTS, 2008) e infarto do canal femoral (ANDREWS; LISKA; ROBERTS, 2008; DIOGO et al, 2014).

#### 1.4. Planejamento pré-operatório da ATQ

O planejamento pré-operatório é crucial para a realização da ATQ, uma vez que trata-se de técnica complexa e minuciosa, altamente dependente do perfeito posicionamento de seus componentes. A principal finalidade desta etapa é prevenir a ocorrência de falhas, sendo as mais importantes aquelas relacionadas ao mau posicionamento ou utilização de implantes de tamanhos inadequados (BREW et al., 2012; MARUCCI et al., 2013; KWOK et al., 2015). Brew et al. (2012); Kwok et al. (2015); Boese et al. (2016) e Archibeck et al. (2016) reafirmam que o *templating* pré-operatório é essencial para uma ATQ de sucesso.

A literatura médica disponibiliza diversos estudos, os quais utilizaram o *templating* por sobreposição de radiografias, sendo esse método amplamente utilizado. Relata-se a determinação de pontos estratégicos de referência para uma ATQ ideal, poupando os pacientes de futuras insatisfações e complicações, tal como paralisia de nervo femoral ou isquiático, dor lombar e luxação da prótese (MARUCCI et al., 2013; ARCHIBECK et al., 2016). Por outro lado, são escassos os estudos de referência na medicina veterinária.

Atualmente, o uso das radiografias convencionais vem sendo substituídas pelos exames radiográficos digitais, o que trouxe versatilidade e maior precisão no processo de planejamento (KWOK et al., 2015; BOESE et al., 2016).

Independentemente da técnica utilizada para o planejamento, é fundamental que se utilizem marcadores de magnificação. Estes são colocados próximo ao paciente, na mesma distância do centro da articulação à fonte do raio-X assim, permitindo a identificação de qualquer porcentagem de magnificação que possa ocorrer durante o exame. Consequentemente, ao planejamento do tamanho da prótese, não há discrepância entre os tamanhos adquiridos no planejamento e o tamanho ideal a ser utilizado, teoricamente (BOESE et al., 2016).

Leung et al. (2015) compararam dois métodos de magnificação: marcadores radiológicos e fator de magnificação fixa. O primeiro baseia-se na utilização de um objeto de dimensões conhecidas, junto ao membro radiografado, na mesma altura que o centro da articulação coxofemoral. O segundo, por sua vez, utiliza um banco de dados de dimensões ósseas em pacientes submetidos à ATQ em estudos

anteriores, traçando proporções entre as medias e criando um padrão a ser empregado nos modelos seguintes. Seus resultados tenderam ao segundo método, onde os erros relativos e absolutos do método de fator de magnificação fixa foram menores.

Apesar disso, Boese et al. (2016) afirmam que na rotina clínica, nem sempre a distância entre a fonte de raio-X e o paciente é mensurada corretamente, podendo causar erros de magnificação superiores a 20% dos casos. Já Archbeck et al. (2016) afirma que, apesar da técnica ser superior à sobreposição de filmes de acetato, o uso de magnificadores nas radiografias digitais elevam o tempo e o custo do planejamento, não apontando nenhuma evidência de aumento na precisão. Este depende da precisão da magnificação e na habilidade de estimar a verdadeira magnificação do osso na altura do centro da articulação do quadril. Valores maiores ou menores de próteses podem ser adquiridos se o magnificador estiver abaixo ou acima, respectivamente, do ponto ideal.

Alguns estudos compararam a real magnificação da pelve comparando o tamanho da cabeça femoral previamente excisada com a magnificação dos marcadores. Como resultado, foi encontrado discrepância de resultados em até 7%, evidenciando a importância do correto posicionamento do magnificador, e que o template não deve ser utilizado como guia absoluto, sendo preferível como um guia relativo (SINCLAR et al., 2014). Observa-se, nitidamente, falta de estudos que realmente determinem a superioridade dos marcadores de magnificação em comparação com os métodos tradicionais, ou a superioridade das radiografias digitais no *templating*, utilizando a sobreposição dos filmes de acetato (ARCHIBECK et al., 2016).

Apesar dos questionamentos, diversas técnicas multimodais com as mensurações no filme de acetato são descritas. Marucci et al. (2013) desenvolveram uma técnica na qual estabelece-se pontos-chave na articulação de pacientes humanos normais e na articulação candidata a ATQ. Estes pontos são comparados, tornando possível a definição dos componentes da prótese e equalização de possíveis diferenças anatômicas no comprimento membro afetado e contralateral. Os resultados obtidos foram satisfatórios, com margem de erro inferior a 8%, tanto no posicionamento do componente femoral, quanto acetabular.

Zerr et al., em 2016, relatou a utilização de um molde tridimensional da articulação coxofemoral, para a mensuração dos implantes em uma revisão de ATQ, em humanos. Eles concluíram que, com a modernização das impressoras 3D, há consequente redução no custo do planejamento, sendo possível a reconstrução fiel da articulação e mensuração exata da prótese, inclusive revelando detalhes que muitas vezes não são vistos em modelos 2D.

Na medicina veterinária, a projeção VD é comumente utilizada no planejamento da ATQ (DE YOUNG e SCHILLER, 1992; MARCELLIN-LITTLE et al., 1999) e frente ao levantamento bibliográfico realizado, verifica-se nítida escassez de informações sobre o planejamento pré-operatório por meio do *templating* na artroplastia total de quadril em cães, o que estimulou, e justifica a importância do desenvolvimento da presente pesquisa.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. OBJETIVOS GERAIS**

- Avaliar e comparar o dimensionamento das hastes femorais protéticas no planejamento pré-operatório para ATQ em cães, em dois posicionamentos radiográficos diferentes.

### **2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Avaliar se há superioridade entre os modelos de haste femoral testados comparando os preenchimentos femorais obtidos.

- Avaliar se há superioridade entre os posicionamentos radiográficos testados no planejamento da ATQ em cães.

### **3. MATERIAL E MÉTODOS**

#### **3.1. Princípios éticos**

O experimento realizado foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, UNESP, Câmpus de Jaboticabal, sob Protocolo n°. 5291/17.

#### **3.2. Animais e delineamento experimental**

Foram utilizados 45 fêmures provenientes de 23 cadáveres caninos adultos, com pesos variando entre 20 e 40 kg ( $22,02 \pm 4,37$  kg), de raças e gêneros variados, que vieram a óbito ou foram submetidos à eutanásia por outras causas, no Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel” da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Câmpus de Jaboticabal.

#### **3.3. Exames Radiográficos**

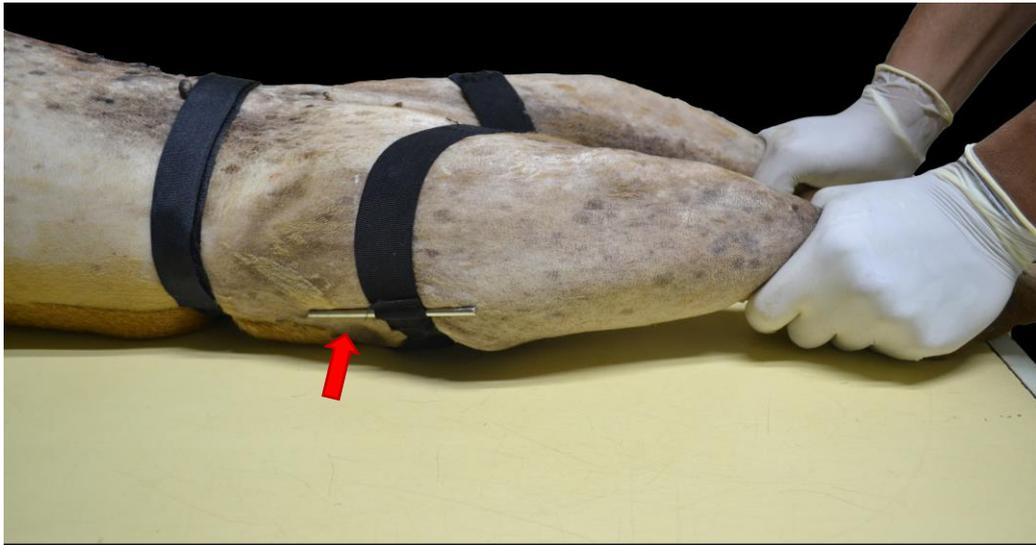
Todos os exames radiográficos foram realizados com equipamento radiográfico digital Siemens RG150/100gl. A técnica radiográfica utilizada para a pelve foi de 200 mA, 25 mAs e 78 Kv, e para o fêmur, 200 mA, 5 mAs e 66 Kv. O feixe radiográfico foi colimado de forma a incluir nas radiografias as asas dos ílios e as articulações femurotibiopatelares, conforme recomendação da Orthopedic Foundation for Animals (OFA) (KELLER, 2012). O posicionamento dos animais foi realizado sempre pela mesma equipe de auxiliares, como tentativa de atenuar variações e dificuldades inerentes à técnica. Um indicador de magnificação cilíndrico com 4 mm de diâmetro e 10 cm de comprimento (Figura 1) foi posicionado paralelamente e ao nível de cada fêmur, na região do trocânter maior com auxílio de dispositivo para posicionamento sobre a pele, em todas as projeções. O dispositivo confeccionado assemelhava-se a uma cinta, envolvendo o abdômen e membros pélvicos do cão. Cada extremidade do dispositivo possuía uma tira de velcro, possibilitando o ajuste de largura quando necessário.

Para o posicionamento dorsal o filme radiográfico foi posicionado no *bucky* do equipamento. No posicionamento lateral o chaci radiográfico foi usado fora do *bucky*, paralelo e imediatamente caudal ao fêmur a ser radiografado.

### 3.3.1. Projeções radiográficas

#### 3.3.1.1. Craniocaudal a partir do decúbito dorsal com extensão caudal e pronação dos membros pélvicos

Os cães 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 inclusão da radiografia no estudo, tanto os forâmes obturadores quanto as fabelas, encontravam-se simétricos, toda a pelve e a porção proximal da tíbia foram inclusas na imagem, com o foco do aparelho radiográfico posicionado na região central das articulações coxofemorais (Figura 1). As radiografias foram repetidas até que a imagem atingisse o padrão estabelecido.



**Figura 1** Representação fotográfica do posicionamento radiográfico para obtenção da radiografia craniocaudal no posicionamento dorsal do animal de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating*, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. A seta vermelha aponta o indicador de magnificação. Jaboticabal, SP – 2018.

#### 3.3.1.2. Craniocaudal a partir do decúbito lateral

Com o feixe radiográfico perpendicular à mesa de exame radiográfico, o animal foi posicionado em decúbito lateral, com os membros pélvicos paralelos ao cabeçote e localizados a um metro e dez centímetros de distância. O membro pélvico contralateral em contato com a mesa, foi o radiografado. O membro radiografado foi mantido em hiperextensão, em eixo neutro de rotação, com a patela posicionada centralmente entre os côndilos e direcionada ao cabeçote. O filme radiográfico foi disposto imediatamente caudal e paralelo ao fêmur, permitindo contato direto de praticamente todo o fêmur com ele. Assim como na posicionamento dorsal, para seleção da radiografia as fabelas deveriam encontrar-se simétricas, incluindo a porção proximal da tíbia e excluindo a pelve. Para essa projeção o foco do aparelho radiográfico foi direcionado à diáfise femoral (Figura 2). Para obtenção da imagem do fêmur contralateral o decúbito do animal foi trocado e o procedimento repetido seguindo os padrões descritos.



**Figura 2** Representação fotográfica do posicionamento radiográfico para obtenção da radiografia craniocaudal no posicionamento lateral de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating*, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. Jaboticabal, SP – 2018

### **3.4. *Templating***

Após a obtenção das imagens radiográficas, utilizou-se os dispositivos com os templates dos modelos por meio de sobreposição na tela do computador. Cada dispositivo era composto por modelos de hastes femorais protéticas impressos em folhas de acetato transparente, dispondo de tamanhos diferentes de acordo com cada empresa (Anexo 1) Nos computadores utilizados pelos avaliadores, a configuração de resolução de tela foi padronizada com a finalidade de evitar disparidade nas mensurações. As imagens foram magnificadas em 11,5 % pela manutenção da ferramenta de zoom do programa de exibição de imagens, até que o indicador de magnificação colocado na radiografia atingisse 11,5 cm de comprimento. Foram utilizados templates de mesma magnificação para a obtenção do tamanho das hastes femorais.

O posicionamento correto das transparências foi definido pelo posicionamento da extremidade lateral proximal do modelo entre a cabeça femoral e o trocânter maior. A linha média do modelo deve sobrepor o eixo longitudinal diafisário do fêmur. O maior componente que preencher os contornos das margens endosteais da metáfise e da diáfise foi o selecionado (Figura 3).



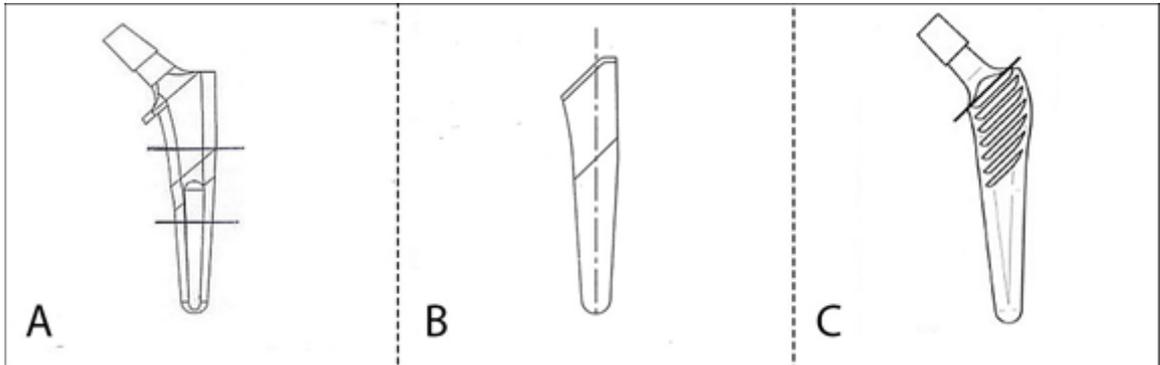
**Figura 3** Representação fotográfica do posicionamento dos templates para obtenção do tamanho de prótese de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating*, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. A) Haste de tamanho ideal. B) Haste superdimensionada. C) Haste subdimensionada. Jaboticabal, SP – 2018

Neste estudo foram utilizados templates de três modelos de haste diferentes, de duas empresas distintas: O template da haste femoral A<sup>1</sup> (Figura 4A) apresenta marcações delimitando a linha de transição entre a região porosa, correspondente ao revestimento de titânio, e a região lisa, sem o revestimento. O template da haste femoral B<sup>2</sup> (Figura 4B) apresenta as marcações com o mesmo propósito. Por fim, o

<sup>1</sup> Biomedtrix, Whippany, (NJ) – EUA.

<sup>2</sup> Cão Medica Comércio de Material Cirúrgico Veterinário, Campinas (SP) – Brasil.

template da haste femoral C<sup>2</sup> (Figura 4C), apresenta gravuras delimitando a região em que apresenta ranhuras em sua estrutura, uma vez que a haste femoral é completamente revestida por titânio.



**Figura 4** Representação gráfica dos modelos dos *templates* utilizados para obtenção do tamanho de prótese de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating*, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. A) Haste femoral A. B) Haste femoral B. C) Haste femoral C. Jaboticabal, SP – 2018

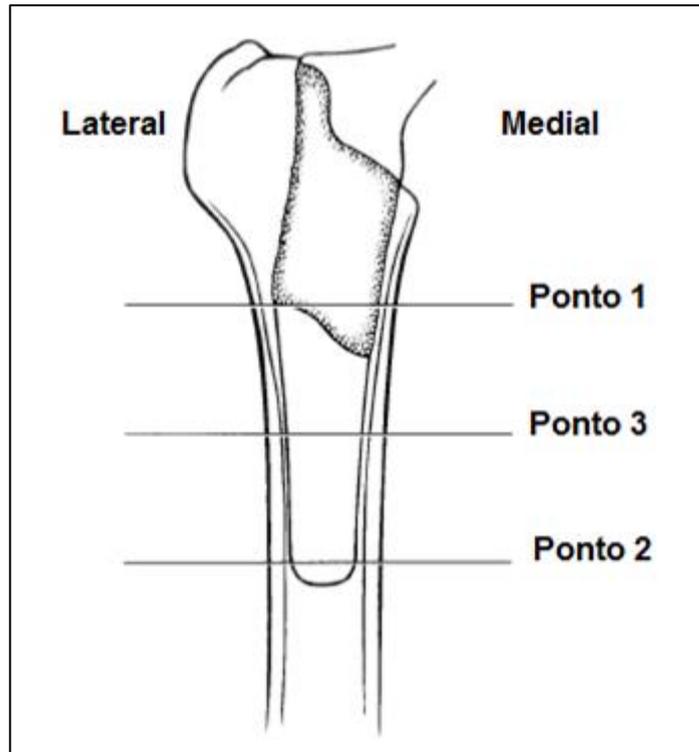
Ressalta-se a importância em delimitar a região proximal da haste femoral por meio das linhas ou ranhuras para tornar possível a mensuração do preenchimento do canal femoral, após a seleção da haste mais adequada para cada fêmur.

### 3.5. Mensurações do preenchimento do canal femoral

O preenchimento do canal femoral foi obtido pela média da razão entre a largura da prótese e do canal medular em três pontos pré-estabelecidos, conforme descrito por Marcellin-Little et al. (1999), sendo estes:

- Ponto 1: Região de transição entre a área porosa e área lisa na haste femoral;
- Ponto 2: 5 mm acima do limite distal da haste femoral;
- Ponto 3: Ponto médio entre o Ponto 1 e 2.

Os pontos são exemplificados conforme a figura a seguir: (Figura 5)



Adaptado de DeYOUNG e SCHILLER, (1992).

**Figura 5** Representação gráfica dos locais de mensuração para determinação do valor de preenchimento femoral estudado de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating*, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril . Jaboticabal, SP – 2018.

Os dados foram coletados por três avaliadores. Cada avaliador determinou o tamanho da prótese compatível com cada um dos 45 fêmures, nos três modelos estabelecidos. Calculou-se, em cada modelo, o valor de preenchimento femoral. Os resultados compararam o dimensionamento do implante e valor de preenchimento encontrado por cada avaliador nos três modelos de próteses testados. Também foram comparados os valores de preenchimento femoral nos modelos testados encontrados entre os posicionamentos dorsal e lateral.

### 3.6. Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas com ajuda do software R (versão 3.3.0 R® foundation for statistical computing, Austria). As variáveis “tamanho da prótese” e “porcentagens de preenchimento” apresentam uma distribuição não

paramétrica e foram comparados entre os avaliadores, gênero e lado do membro escolhido pelo teste de Kruskal-Wallis; e já entre as projeções sua comparação foi feita pelo teste de Friedman retirando o efeito da variação entre os observadores como bloco (Avaliador). Quando o resultado destes testes foi significativo, as medianas foram comparadas pelo pós-teste de Dunns e a correlação entre o peso e o preenchimento da prótese estudada pelo teste de Spearman. A significância para todos os testes foi fixada em 5% ( $p < 0,05$ ) e os dados foram apresentados como a Mediana  $\pm$  IQR (Variação interquartil).

## 4. RESULTADOS

### 4.1. *Templating* para Haste femoral A

#### 4.1.1. Variável tamanho de prótese

Foi encontrada diferença estatística entre os observadores quanto ao tamanho de prótese selecionada ( $p < 0,0001$ ) (Tabela 1), sendo o tamanho escolhido pelos avaliadores Av1 e Av3 maiores que Av2. A projeção radiográfica resultou em próteses de tamanhos similares ( $p = 0,0833$ ) (Tabela 2).

#### 4.1.2. Variável preenchimento femoral

O preenchimento femoral foi diferente em cada avaliador ( $p < 0,0001$ ) (Tabela 1), sendo o valor determinado pelo Av1 maior que o Av3 e este, por sua vez, maior que o Av2, não havendo diferença estatística no preenchimento femoral nas duas projeções radiográficas ( $p = 0,0834$ ). Porém o posicionamento dorsal resultou em variação de preenchimento maior (Tabela 2).

Outras variáveis testadas não apresentaram correlação com o preenchimento femoral, tal como gênero ( $p = 0,2544$ ), peso do animal ( $p = 0,5401$ ) e lado do membro ( $p = 0,6602$ ).

### 4.2. *Templating* para Haste femoral B

#### 4.2.1. Variável tamanho de prótese

Houve diferença estatística entre os observadores quanto ao tamanho de prótese selecionada ( $p < 0,0001$ ) (Tabela 1), sendo o tamanho escolhido pelos avaliadores Av1 e Av3 maiores que Av2. A projeção radiográfica não alterou o tamanho das próteses escolhidas ( $p = 0,9900$ ) (Tabela 2).

#### **4.2.2. Variável preenchimento femoral**

O preenchimento femoral foi diferente em cada avaliador ( $p < 0,0001$ ) (Tabela 1), sendo o valor do determinado pelo Av1 maior que o Av3 e este, por sua vez, maior que o Av2 (Figura 6). Este último apresentou menor variação de preenchimento. Não houve diferença estatística no preenchimento femoral nas duas projeções radiográficas ( $p = 0,5637$ ) (Tabela 2).

As demais variáveis testadas também não apresentaram correlação com o preenchimento femoral, tal como gênero ( $p = 0,3549$ ), peso do animal ( $p = 0,1068$ ) e lado do membro ( $p = 0,5001$ ).

### **4.3. *Templating* para Haste femoral C**

#### **4.3.1. Variável tamanho de prótese**

Houve diferença estatística entre os observadores quanto ao tamanho de prótese selecionada ( $p < 0,0001$ ) (Tabela 1), sendo o tamanho escolhido pelos avaliadores Av1 e Av3 maiores que Av2. A projeção radiográfica não alterou o tamanho das próteses escolhidas ( $p = 0,0834$ ) (Tabela 2).

#### **4.3.2. Variável preenchimento femoral**

O preenchimento femoral foi diferente em cada avaliador ( $p < 0,0001$ ) (Tabela 1), sendo o valor determinado pelo Av1 maior que o Av3 e este, por sua vez, maior que o Av2 (Figura 6). Também não houve diferença estatística no preenchimento femoral nas duas projeções radiográficas ( $p = 0,5637$ ) (Tabela 2).

As demais variáveis testadas não apresentaram correlação com o preenchimento femoral, tal como gênero ( $p = 0,9557$ ), peso do animal ( $p = 0,9819$ ) e lado do membro ( $p = 0,7958$ ).

#### **4.4. Preenchimento femoral e haste femoral utilizada segundo a projeção radiográfica**

Retirando o efeito da variação interobservadores, a prótese A apresentou preenchimento geral maior que a prótese C e esta, por sua vez, maior do que a prótese B ( $p=0,0479$ ). As variações no preenchimento da prótese A e B foram maiores que o preenchimento da prótese C. (Figura 7)

O preenchimento geral dos posicionamentos dorsal e lateral foram similares e não apresentaram correlação estatística, onde a segunda projeção apresentou menor variação. (Tabela 2)

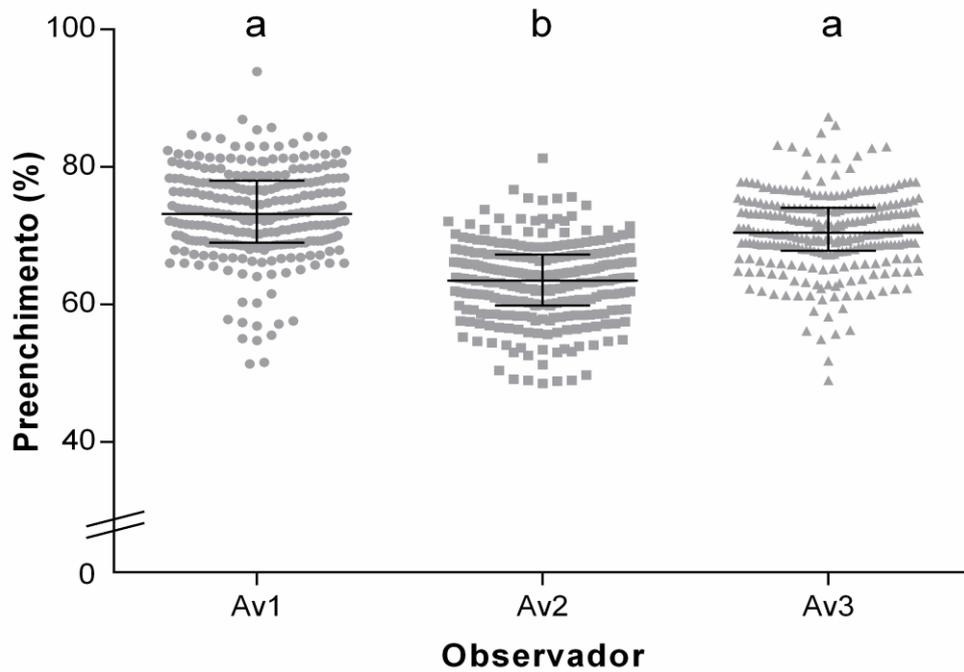
**Tabela 1.** Mediana  $\pm$  IQR (Variação interquartil) do número da prótese e o preenchimento femoral com relação aos avaliadores de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating* em projeção craniocaudal (CrCd), obtida dos posicionamentos dorsal e lateral para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. Valor do P da comparação pelo teste de Kruskal-Wallis ( $p < 0,05$ ). Jaboticabal, SP – 2018.

Prótese	Variável	Av 1	Av 2	Av 3	P-value
A	Tamanho	8 $\pm$ 2 <sup>a</sup>	7 $\pm$ 1 <sup>b</sup>	8 $\pm$ 2 <sup>a</sup>	<0,0001
	Preenchimento(%)	77 $\pm$ 7 <sup>a</sup>	66 $\pm$ 8 <sup>b</sup>	73 $\pm$ 6 <sup>c</sup>	<0,0001
B	Tamanho	8 $\pm$ 2 <sup>a</sup>	7 $\pm$ 1 <sup>b</sup>	8 $\pm$ 2 <sup>a</sup>	<0,0001
	Preenchimento(%)	69 $\pm$ 4 <sup>a</sup>	62 $\pm$ 7 <sup>b</sup>	69 $\pm$ 7 <sup>c</sup>	<0,0001
C	Tamanho	7 $\pm$ 1 <sup>a</sup>	6 $\pm$ 1 <sup>b</sup>	7 $\pm$ 1 <sup>a</sup>	<0,0001
	Preenchimento(%)	75 $\pm$ 10 <sup>a</sup>	63 $\pm$ 7 <sup>b</sup>	71 $\pm$ 8 <sup>c</sup>	<0,0001

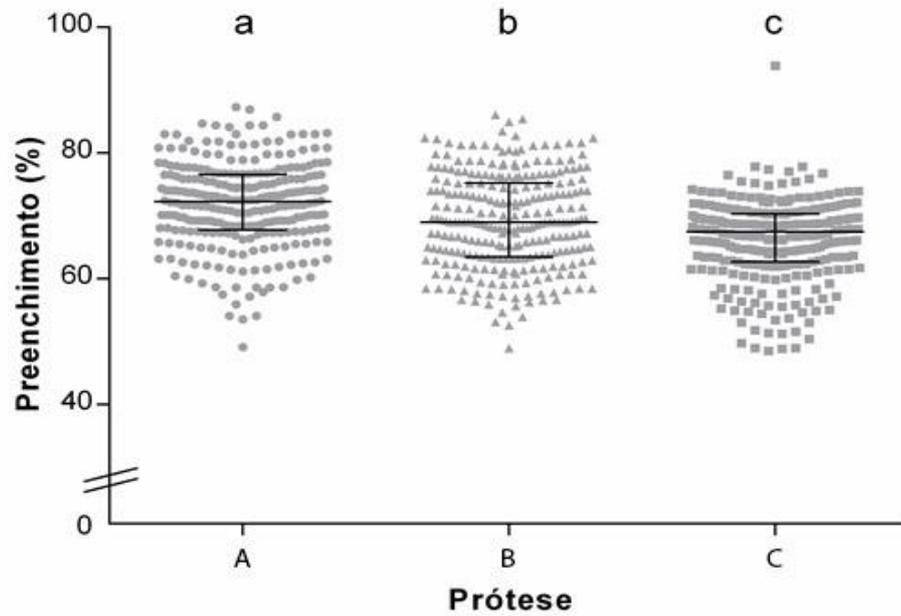
Medianas seguidas por letras minúsculas diferentes, nas linhas, diferem entre si com  $p \leq 0,05$ .

**Tabela 2.** Mediana  $\pm$  IQR (Variação interquartil) do tamanho da prótese e o preenchimento femoral com relação à projeção radiográfica utilizada de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg submetidos ao *templating* em projeção craniocaudal (CrCd), obtida dos posicionamentos dorsal e lateral, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. Valor do P da comparação pelo teste de Friedman ( $P < 0,05$ ) Jaboticabal, SP - 2018.

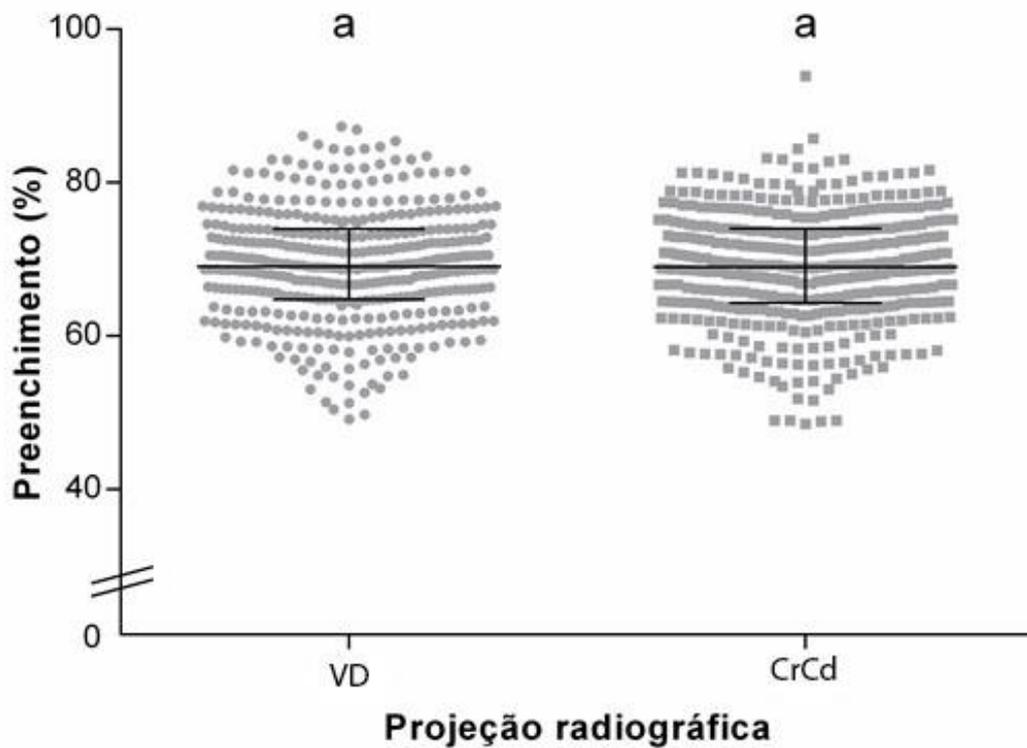
Prótese	Variável	CrCd	VD	P-value
A	Tamanho	8 $\pm$ 2	8 $\pm$ 2	0,0833
	Preenchimento(%)	72 $\pm$ 9	73 $\pm$ 8	0,0834
B	Tamanho	8 $\pm$ 2	8 $\pm$ 2	0,9900
	Preenchimento(%)	68 $\pm$ 8	67 $\pm$ 8	0,5637
C	Tamanho	7 $\pm$ 2	7 $\pm$ 2	0,0834
	Preenchimento(%)	69 $\pm$ 11	69 $\pm$ 12	0,5637



**Figura 6.** Representação gráfica da % de preenchimento para os diferentes observadores, estudadas de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating* em projeção craniocaudal (CrCd), obtida dos posicionamentos dorsal e lateral, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. Letras diferentes indicam significância estatística para o pós-teste de Dunns ( $P < 0,05$ ). Jaboticabal, SP – 2018.



**Figura 7.** Representação gráfica da % de preenchimento para as próteses estudadas de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating* em projeção craniocaudal (CrCd), obtida dos posicionamentos dorsal e lateral, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. Jaboticabal, SP – 2017. Letras diferentes indicam significância estatística para o pós-teste de Dunns ( $P < 0,05$ ).

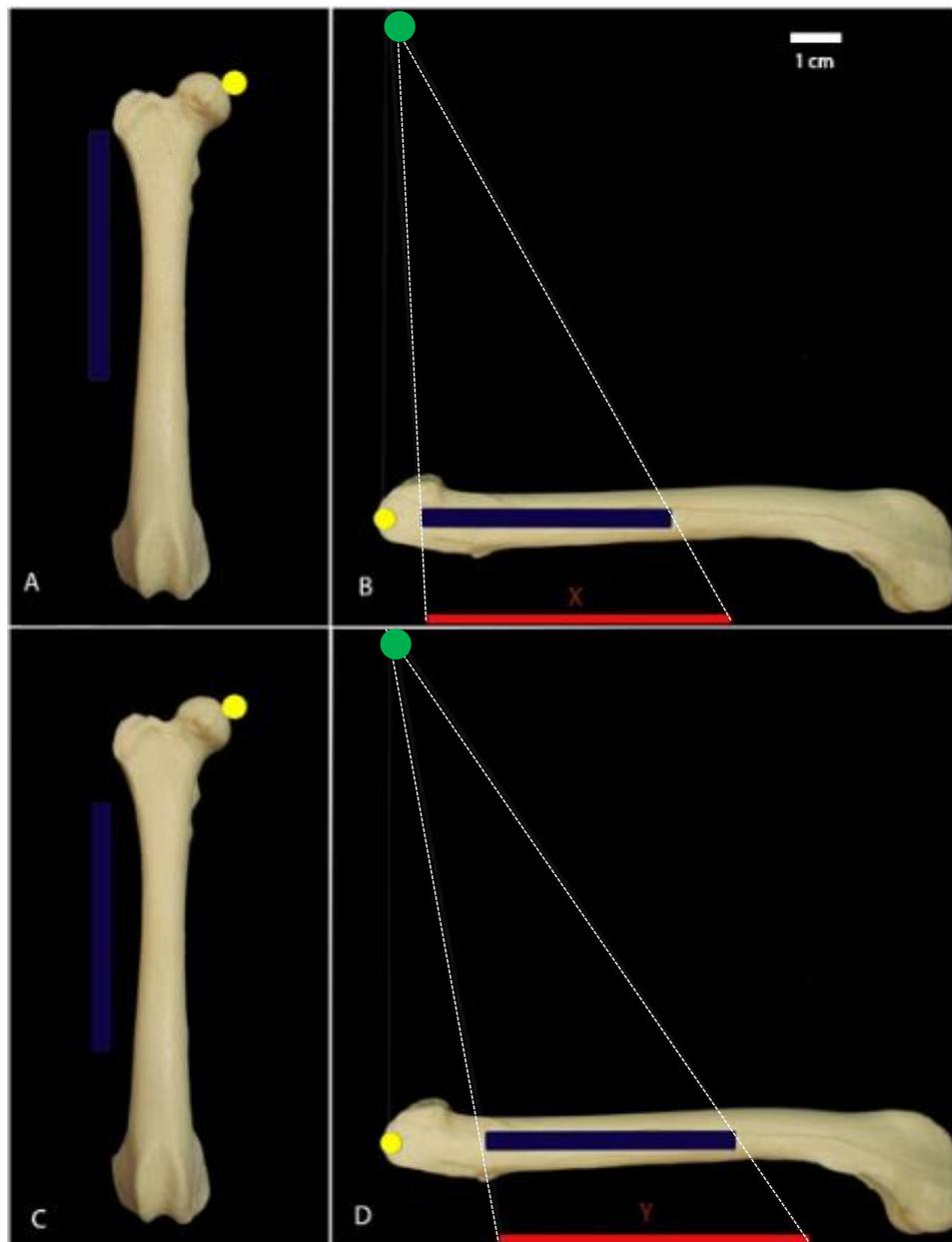


**Figura 8.** Representação gráfica da % de preenchimento para as projeções radiográficas; estudadas de 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating* em projeção craniocaudal (CrCd), obtida dos posicionamentos dorsal e lateral, para o planejamento da haste femoral protética na artroplastia total de quadril. Jaboticabal, SP – 2017. Letras diferentes indicam significância estatística para o pós-teste de Dunns ( $P < 0,05$ ).

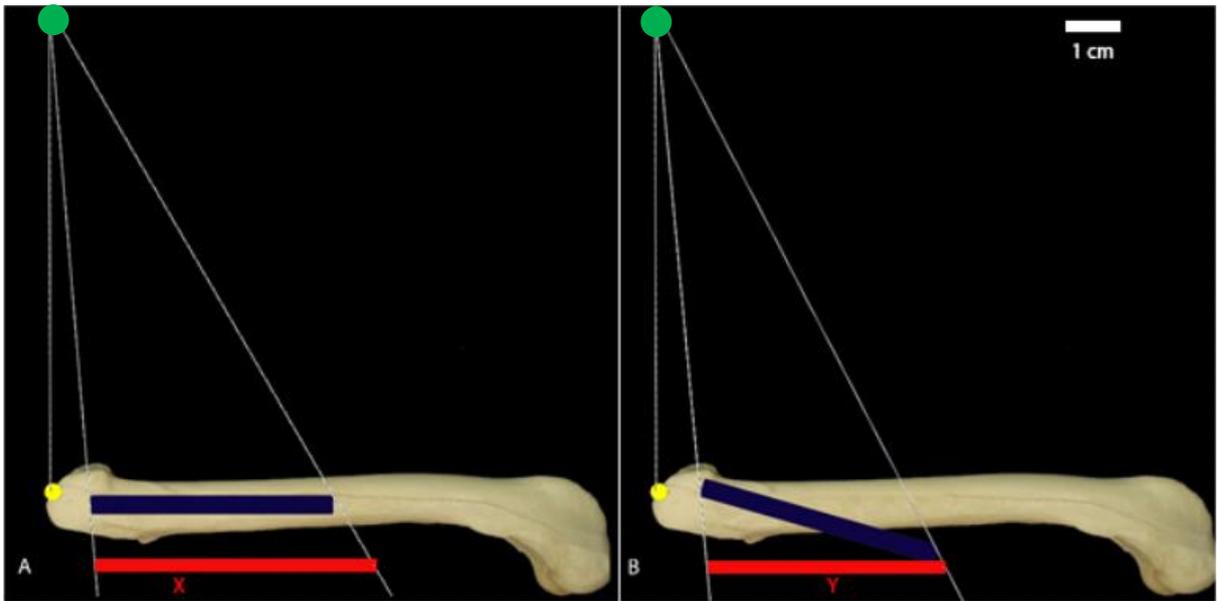
## 5. DISCUSSÃO

A complexidade da técnica e interação dos componentes protéticos, exige planejamento minucioso e detalhista. O *templating* é uma etapa crucial na técnica, pois nele é que será decidido o tamanho da prótese a ser utilizada (BREW, 2012; MARUCCI, 2013; KWOK, 2015). No estudo em questão, os *templates* foram definidos pela sobreposição das imagens radiográficas digitais. A digitalização das radiografias permitiu maior versatilidade no processo, tornando possível a alteração de tamanho das imagens até a porcentagem de magnificação desejada, conferindo precisão e, otimizando o tempo de planejamento, de acordo com as conclusões de Kwok (2015) e Boese (2016).

A utilização de pino metálico para determinar o fator de magnificação da imagem foi de importância crucial, como afirmado por Boese (2016). Porém a mensuração errônea da distância entre a fonte do raio-X e a posição do magnificador pode ocasionar medidas imprecisas, assim como exemplificado na Figura 9 e Figura 10, a seguir:



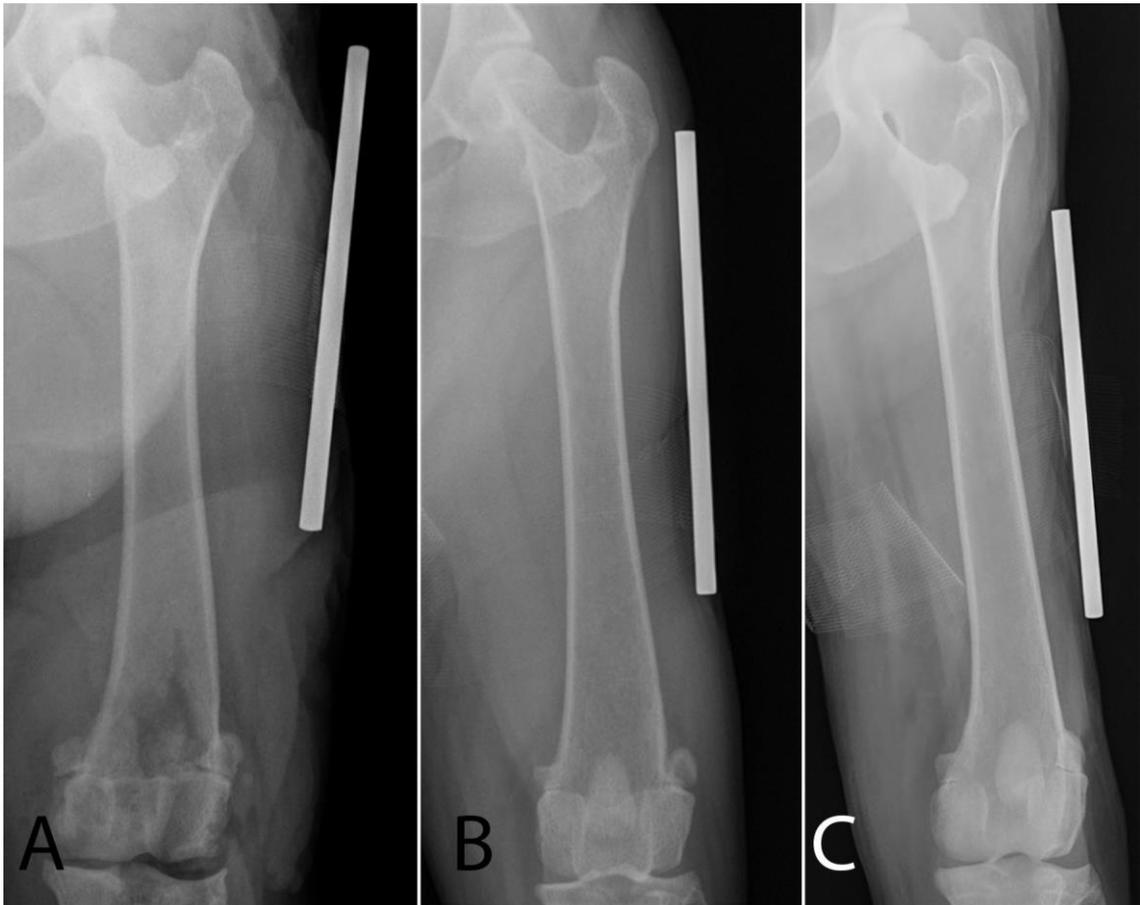
**Figura 9** Representação gráfica da interferência do posicionamento do indicador de magnificação em um fêmur canino na mensuração final para definir a porcentagem de magnificação das imagens radiográficas para obtenção da radiografia. – A e C: projeção craniocaudal de fêmur canino. B e D: projeção latero-medial de fêmur canino. Ponto amarelo: eixo central da radiografia. Ponto verde: Origem do raio-X Barra Azul: indicador de magnificação. Tracejado branco: raios-X difundidos. - Jaboticabal, SP – 2018



**Figura 10** Representação gráfica da interferência do posicionamento do indicador de magnificação em um fêmur canino na mensuração final para definir a porcentagem de magnificação das imagens radiográficas para obtenção da radiografia. A e B: projeção latero-medial de fêmur canino. Ponto amarelo: eixo central da radiografia. Ponto verde: Origem do raio-X Barra Azul: indicador de magnificação. Tracejado branco: raios-X difundidos. - Jaboticabal, SP – 2018

Boese (2016) afirmou que à medida que os objetos se distanciam do eixo central do raio-X, maior será sua medida na imagem radiográfica. Seguindo o exemplo da Figura 9, A e B apresentam o indicador posicionado à altura do trocânter maior, resultando na medida X na imagem radiográfica. Nas imagens C e D, o distanciamento distal do indicador do eixo central do raio-X, resulta na medida Y na imagem radiográfica, onde a medida de Y é menor que a medida de X. A falha na mensuração descrita pelo autor pode representar até 20% de erro no planejamento da ATQ.

A Figura 11 apresenta o posicionamento errôneo de algumas radiografias utilizadas para o *templating*, justificando a afirmação de Boese (2016) em seus estudos:



**Figura 11** Representação radiográfica de fêmures em posição craniocaudal evidenciando os diferentes posicionamentos do indicador de magnificação encontrados em 45 fêmures de cães entre 20 a 40 kg, submetidos ao *templating* em projeção craniocaudal (CrCd), obtida dos posicionamentos dorsal e lateral planejamento da haste femoral protética na artroplastia. A: indicador posicionado mais proximalmente. B indicador na altura de trocânter maior. C indicador posicionado mais distalmente. - Jaboticabal, SP – 2018.

Contrariando a afirmação de Archbeck (2016), em que o uso de indicadores de magnificação eleva o custo e o tempo de planejamento, a confecção dos indicadores utilizados no presente estudo demandaram custo e tempo mínimos e foi de importância inquestionável para determinar o percentual de magnificação, tornando possível a utilização dos *templates* nas transparências. O posicionamento VD utilizado neste estudo exige a utilização de marcadores de magnificação para adequar a imagem radiográfica ao tamanho real, uma vez que a distância do *bucky* até a região central da articulação coxofemoral resulta na magnificação de 11,5%,

tornando a imagem maior do que o modelo real. Com o posicionamento lateral para a obtenção da projeção CrCd, o chassi era posicionado próximo ao fêmur do animal, promovendo magnificação menor ou quase nula.

No atual cenário nacional, tomar como base alguns métodos de planejamento utilizados na medicina podem ser inviáveis. O método de Sinclair (2014) consistia na criação de banco de dados das medidas de cabeças femorais excisadas, comparando-as com as mensurações em pontos específicos na pelve. A partir dessas medidas, eram criadas proporções entre essas e então comparadas com as medidas encontradas com o uso de indicadores de magnificação. Com a recente difusão da ATQ no território nacional, não dispõem-se de quaisquer bancos de dados suficientes para reprisar a mesma técnica no contexto da medicina veterinária. Outro fator impeditivo é a grande variação morfológica entre os padrões raciais encontrados no estudo, apesar da determinação de um intervalo de peso definido. Essas questões impossibilitam a padronização de medidas.

O modelo de *templating* mais próximo à nossa realidade seria o mesmo empregado por Zerr e colaboradores, em 2016. Consiste na impressão tridimensional da articulação acometida, permitindo a visualização detalhada superior à imagem bidimensional da radiografia. Porém a tomografia computadorizada faz-se necessário para a reconstrução 3D da articulação.

Estudos pioneiros da ATQ em cães já indicavam a necessidade de projeções radiográficas craniocaudal obtidas a partir do decúbito ventrodorsal (OLMSTEAD, 1987). Nos tempos atuais a metodologia é reforçada e a projeção VD é comumente utilizada (MARCELLIN-LITTLE, 1999), fator determinante para a necessidade deste estudo, juntamente com a ausência de informações bibliográficas.

Uma das complicações intimamente relacionada com o preenchimento femoral de implantes não cimentados, conseqüentemente com o tamanho de haste escolhida, é o afundamento (CONZEMIUS e VANDERVOORT, 2005). Caracterizado quando há o deslocamento distal da haste superior a 2 mm (RASHMIR-RAVEN et al., 1992). O valor ideal de preenchimento preconizado neste estudo foi o mesmo relatado por Montgomery et al., (1992), que implica no valor de 80 a 90% do canal femoral. O preenchimento médio encontrado neste estudo, somando os valores das hastes A, B e C foi de  $69,04 \pm 7,27\%$ . Esse fator é controverso na literatura, pois de

acordo com as afirmações de Montgomery e colaboradores (1992), estaríamos subestimando o tamanho das próteses, porém de acordo com Marcellin-Little et al., (1999) o baixo preenchimento atua como fator de proteção contra a osteólise, sob a afirmação de que o ajuste íntimo de uma haste e o canal femoral forma *gap* entre a prótese e a margem endosteal, resultando na perda óssea.

Ao analisarmos as hastes femorais selecionadas por cada avaliador nos três modelos escolhidos, o Av2 que selecionou hastes menores que os Av1 e Av3 nos 3 modelos testados ( $p < 0,0001$ ). A relevância clínica deste fato é presente quando analisamos as afirmações de Ganz et al. (2010), que citam o aumento da tensão sobre as corticais femorais decorrentes da fresagem no âmbito de colocar uma haste protética que melhor preencha o canal femoral, podem predispor à fraturas e fissuras ósseas.

Pela relação direta entre o dimensionamento da haste femoral e o preenchimento do canal medular, o Av2 conseqüentemente apresentou menores valores de preenchimento ( $p < 0,0001$ ) nas hastes selecionadas, porém sem diferenças entre as projeções escolhidas ( $p > 0,05$ ). É discutido por Marcellin-Little et al. (1999) o fator de proteção contra o afrouxamento do implante que o subdimensionamento pode ocasionar em ATQs. Podemos correlacionar a afirmação com relatos de Pernell et al. (1994) que considera grau aceitável de deslocamento caudal aquele que permite um ajuste ideal da haste ao canal femoral.

Em contrapartida, o preenchimento femoral evidenciado pelo posicionamento VD na Tabela 2 para a haste femoral A, indica variação maior do que o posicionamento LL, podendo ultrapassar os limites aceitáveis e protetores de sobre o subdimensionamento das hastes, discutidos no parágrafo anterior, ocasionando falhas no implante. Também podemos inferir que o posicionamento LL foi mais preciso na estimativa de tamanho de haste utilizada. Credita-se tal fato pela diminuição da magnificação obtida pela aproximação do *bucky* ao fêmur radiografado.

Quando excluimos o efeito interobservadores, podemos observar diferença estatística entre os resultados obtidos no preenchimento do canal femoral entre os três modelos de *templates* testados ( $p = 0,0479$ ). O valor médio de A foi maior do que o de C e por sua vez, maior do que o de B. O valor médio obtido entre os modelos

foi de  $69,04 \pm 7,27$  %, contrariando com a afirmação de Montgomery et al. (1992) que o preenchimento ideal seria superior a 80% do canal femoral.

Ao analisarmos o preenchimento geral entre os posicionamentos, não houve correlação estatística, evidenciando que as radiografias craniocaudais obtidas pela projeção dorsal ou lateral podem ser utilizadas no *templating* da ATQ em cães, devido a relação direta entre o preenchimento e o tamanho de haste selecionado, diferindo do que é comumente utilizado e reforçado por De Young e Schiller (1992) e Marcellin-Little et al. (1999), que defendem a utilização de projeção VD com extensão dos membros pélvicos.

Não foi possível determinar a superioridade de um modelo testado devido às conclusões divergentes encontradas na literatura pesquisada. Nos três modelos testados, haviam próteses com preenchimento inferior ao recomendado por Montgomery et al. (1992). Em contrapartida, os modelos A e B apresentaram maior variação, definindo modelos com preenchimento superior e inferior ao considerado como ideal, corroborando tanto com as afirmações de Rashmir-Raven *et al.* (1992), que defendem a melhor osteointegração em modelos justamente posicionados, quanto as de Pernell et al. (1994) e Marcellin-Little et al. (1999), que afirmaram que modelos subdimensionados apresentam encaixe ajustado posteriormente, osteointegrando ao fêmur sem maiores complicações.

A mesma justificativa se aplica na impossibilidade de nomear uma projeção superior. O posicionamento lateral resultou em variação de preenchimento maior do que as definidas no posicionamento dorsal.

Também é importante ressaltar que a ATQ é uma técnica complexa e minuciosa, exigindo uma curva de aprendizado longa. A baixa correlação estatística ( $p < 0,0001$ ) entre do tamanho de prótese e o preenchimento calculado pode indicar a necessidade de um número maior de avaliadores. Conseqüentemente a adição de avaliadores experientes possibilitariam a comparação entre os resultados obtidos.

## **6. CONCLUSÃO**

Os resultados de preenchimento femoral obtidos podem inferir que o posicionamento lateral apresenta uma alternativa de posicionamento radiográfico para o planejamento do ATQ em cães uma vez que o preenchimento tem relação direta com o tamanho de prótese selecionada.

A discrepância entre dados literários impede a definição de um modelo ou projeção superior, implicando na necessidade de estudos clínicos e biomecânicos para melhor compreensão dos mecanismos de fratura e afundamento na ATQ.

Estudos adicionais com avaliadores experientes são necessários, complementando e permitindo a comparação com os resultados obtidos neste trabalho.

## 7. REFERÊNCIAS<sup>3</sup>

ANDREWS C.M., LISKA W.D., ROBERTS D.J. Sciatic neurapraxia as a complication in 1000 consecutive canine total hip replacements. **Veterinary Surgery**; v. 37: p 254-62., 2008.

ALLEN, M. J., LEONE, K. A., LAMONTE, K., TOWNSEND, K. L. e MANN, K. A. Cemented total knee replacement in 24 dogs: surgical technique, clinical results, and complications. **Veterinary Surgery** v 38, p 555-567, 2009.

ALLEN, M. J. Advances in total joint replacement in small animals. **Journal of Small Animal Practice**, v. 53, n. 9, p. 495-506, 2012.

ARCHIBECK, M. J., CUMMINS, T., TRIPURANENI, K. R., CAROTHERS, J. T., MURRAY-KREZAN, C., HATTAB, M., WHITE JR, R. E. Inaccuracies in the use of magnification markers in digital hip radiographs. **Clinical Orthopaedics and Related Research®**, v. 474, n. 8, p. 1812-1817, 2016.

ACKER, R. TATE elbow prosthesis from BioMedtrix. **Kyon Symposium**; 17-19; Boston, MA, USA. April, 2009.

BARDET, J.F. Cemented total hip replacement: experience in France with the Porte prosthesis. **ESVOT 2004 Pre-Congress – Total Hip Replacement Seminar**, p. 14. 2004.

BERGH, M. S.; BUDSBERG, S. C. A systematic review of the literature describing the efficacy of surgical treatments for canine hip dysplasia (1948–2012). **Veterinary Surgery**, v. 43, n. 5, p. 501-506, 2014.

---

<sup>3</sup> ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 23 p.

BOESE, C. K., BREDOW, J., DARGEL, J., EYSEL, P., GEIGES, H., LECHLER, P. Calibration marker position in digital *templating* of total hip arthroplasty. **The Journal of arthroplasty**, v. 31, n. 4, p. 883-887, 2016.

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

BREW, C. J., SIMPSON, P. M., WHITEHOUSE, S. L., DONNELLY, W., CRAWFORD, R. W., HUBBLE, M. J. Scaling digital radiographs for *templating* in total hip arthroplasty using conventional acetate templates independent of calibration markers. **The Journal of arthroplasty**, v. 27, n. 4, p. 643-647, 2012.

CHARNLEY, J. Arthroplasty of the hip. A new operation. **The Lancet**, v. 27, n. 1, p. 1129-1132, 1961.

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

CONZEMIUS M.G., APER R.L., CORTI L.B. Short-term outcome after total elbow arthroplasty in dogs with severe, naturally occurring osteoarthritis. **Veterinary Surgery**, v. 32: p. 545-552, 2003 v. 27, n. 4, p. 643-647, 2012.

COOK, J.L.; TOMLINSON, J.L.; CONSTANTINESCU, G.M. Pathophysiology, diagnosis, and treatment of canine hip dysplasia. **Continuing Education**, v.18, p.853-867, 1996.

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

DOWD J.E., Aseptic loosening in uncemented total hip arthroplasty in a canine model. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 319, p. 106-121, 1993.

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.

DYCE, J.; OLMSTEAD, M.L. Removal of infected canine cemented total hip prostheses using a femoral window technique. **Veterinary Surgery**, v.31, p.552-560, 2002.

GANZ, S.M.; JACKSON, J.; VANENKEVORT, B. Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless total hip arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 6, p. 688-695, 2010.

GUERRERO, T. G.; MONTAVON, P. M. Zurich cementless total hip replacement: retrospective evaluation of 2nd generation implants in 60 dogs. **Veterinary Surgery**, Malden, v.38, n.1, p.70-80, 2009.

HANEY, D. R.; PECK, J. N. Influence of canal preparation depth on the incidence of femoral medullary infarction with Zurich cementless canine total hip arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 6, p. 673-676, 2009.

HARVEY, E.J., BOBYN, J.D., TANZER, M., STACKPOOL J, KRYGIER, J.J., HACKING, S.A. Effect of flexibility of the femoral stem on bone-remodeling and fixation of the stem in a canine total hip arthroplasty model without cement. **Journal of Bone and Joint Surgery – American Volume**, n. 81, p. 93-105, 1999.

HUMMEL, D. W., LANZ, O. I., WERRE, S. R. Complications of cementless total hip replacement. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)**, v. 23, n. 6, p. 424-432, 2010.

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, p. 61, 2012.

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

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

KWOK, I. H., PALLETT, S. J., MASSA, E., CUNDALL-CURRY, D., LOEFFLER, M. D. Pre-operative digital *templating* in cemented hip hemiarthroplasty for neck of femur fractures. **Injury**, v. 47, n. 3, p. 733-736, 2016.

LASCELLES, B.D.; FREIRE, M.; ROE, S.C.; DEPUY, V.; SMITH, E.; MARCELLIN-LITTLE, D.J. Evaluation of functional outcome after BFX total hip replacement using a pressure sensitive walkway. **Veterinary Surgery**, v.39, n.1, p.71-77, 2010.

LAUER, S.K., NIEVES, M.A., PECK, J., POOL, R.R., HOSGOOD, G., LAZAR, T., SWANSON, E. Descriptive histomorphometric ingrowth analysis of the Zurich cementless canine total hip acetabular component. **Veterinary Surgery**, v 38, p 59-69, 2009.

LEUNG, K. H. L., MAK, J., LEE, O. B., TSANG, W. L., KHOO, J. Comparison of Two Scaling Methods in Preoperative Digital *Templating* of Total Hip Replacement: **Journal of Orthopaedics, Trauma and Rehabilitation**, v. 19, n. 1, p. 31-33, 2015.

LISKA, W.D., POTEET, B., Pulmonary embolism associated with canine total hip replacement. **Veterinary Surgery**. V. 32, p. 178-186, 2003.

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

LISKA, W. D., DOYLE, N. D. Canine total knee replacement: surgical technique and one-year outcome. **Veterinary Surgery**, v 38, p 568-582, 2009.

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.

LOCKWOOD, A.A., LISKA, W.D. Duration of clinical signs prior to total hip replacement in dogs. **Journal of American Veterinary Medical Association**, v. 1, p 905-908, 2011.

MARCELLIN-LITTLE, D.J.; De YOUNG, B.A.; DOYENS, D.H.; De YOUNG, 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.

MARSOLAIS, G.S.; PECK, J.N.; BERRY, C.; JOHNSON, A. Femoral medullary infarction prevalence with the Zurich Cementless Canine Total Hip arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 6, p.677-680, 2009.

MANLEY, P.A. Articulação coxofemoral. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, Cap.135, p.2113-2134, 1998.

MARCUCCI, M., INDELLI, P. F., LATELLA, L., POLI, P., & KING, D. A multimodal approach in total hip arthroplasty preoperative *templating*. **Skeletal radiology**, v. 42, n. 9, p. 1287-1294, 2013.

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.; STEAGALL, P.V.M.; MAMPRIM, M.J.; RANZANI, J.J.T. Artroplastia total coxofemoral em cães. Estudo experimental com prótese nacional. **Ciência Rural**, v.38, n.1, p.136-142, 2008.

**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.

NELSON, L.L.; DYCE, J.; SHOTT, S. Risk factors for ventral luxation in canine total hip replacement. **Veterinary Surgery**, v. 36, p. 644-653, 2007

OLMSTEAD, M. L.; HOHN, R. B.; TURNER, T. M. A five-year study total hip replacements in the dog. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, Schaumburg. v. 183, n. 2, p.191-194, 1983.

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

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

PEROT, V.F. Prothèse totale de la hanche à cupule rétentive chez le chien. **Pratique médicale et chirurgicale de l'anim.de Cie**, v.20, n.2, p. 123-128, 1985

PIERMATTEI, D.; FLO, G.; DeCAMP, C.E. The hip joint. In: BRINKER, W.O.; PIERMATTEI, D.L.; FLO, W.B. **Handbook Of Small Animal Orthopaedics And Fracture Repair**. Saunders: Philadelphia. p 462-511, 2006

POOYA, H. A., SCHULZ, K. S., WISNER, E. R., MONTAVON, P., JACKSON, J. Short-term evaluation of dorsal acetabular augmentation in 10 canine total hip replacement. **Veterinary Surgery**, v.32, p.142-152, 2003.

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

SCHULZ, K. S.; DEJARDIN, L. M. Surgical treatment of canine hip dysplasia. **Textbook Of Small Animal Surgery**, v. 3, p. 2029-2059, 2003.

SCHULZ, K.: Afecções articulares. In **Cirurgia de Pequenos Animais**. 3 edition. Edited by: FOSSUM T. W. Rio de Janeiro: Mosby; p 1143-1315, 1998.

SINCLAIR, V. F., WILSON, J., JAIN, N. P., KNOWLES, D. Assessment of accuracy of marker ball placement in pre-operative *templating* for total hip arthroplasty. **The Journal of arthroplasty**, v. 29, n. 8, p. 1658-1660, 2014.

SKURLA, C.P.; JAMES, S.P. Assessing the dog as a model for human total hip replacement: analysis of 38 postmortem-retrieved canine cemented acetabular components. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v.73b, n.2, p.260-270, 2005.

VEZZONI, L.; VEZZONI, A.; BOUDRIEAU, R.J. Long-Term Outcome of Zürich Cementless Total Hip Arthroplasty in 439 Cases. **Veterinary Surgery**, v. 44, n. 8, p. 921-929, 2015.

WALLACE, L.J.; OLMSTEAD, M.L. Disabling conditions of canine coxofemoral joint. In: OLMSTEAD, M.L. **Small animal orthopedics**. St. Louis: Mosby, Cap.17, p.361-394, 1995

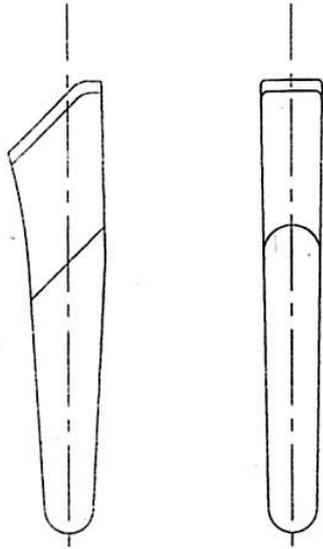
WARNOCK, J. J., DYCE, J., POOYA, H., SCHULZ, K. S. Retrospective analysis of canine miniature total hip prostheses. **Veterinary Surgery**, v.32, p.285-291, 2003.

ZERR, J., CHATZINOFF, Y., CHOPRA, R., ESTRERA, K., CHHABRA, A. Three-dimensional printing for preoperative planning of total hip arthroplasty revision: case report. **Skeletal radiology**, v. 45, n. 10, p. 1431-1435, 2016.

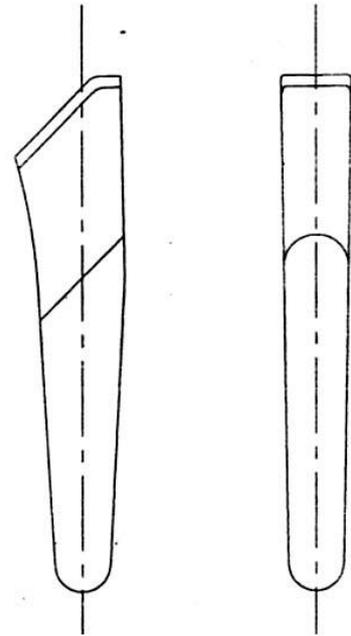
## 8. ANEXOS

## Templates de Haste Femoral A utilizados

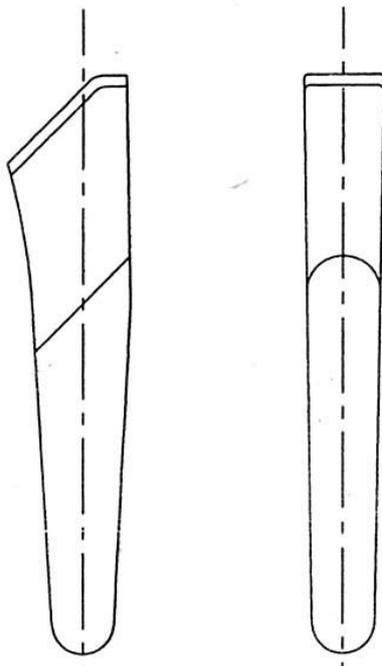
Haste Femoral #5



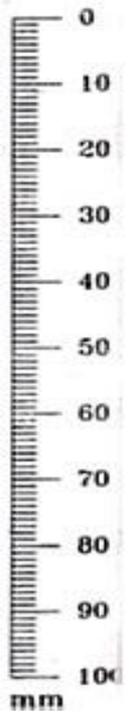
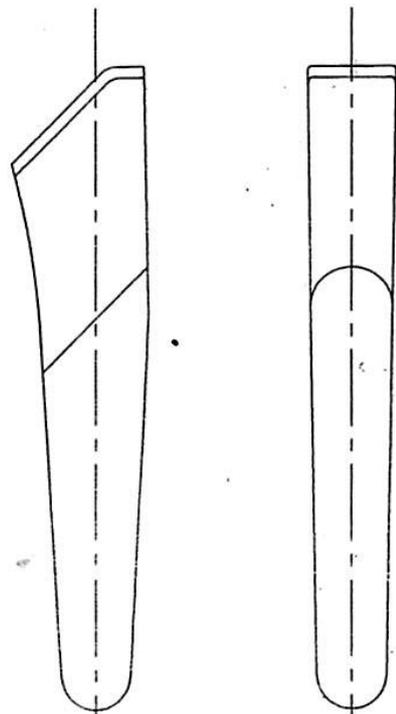
Haste Femoral #6



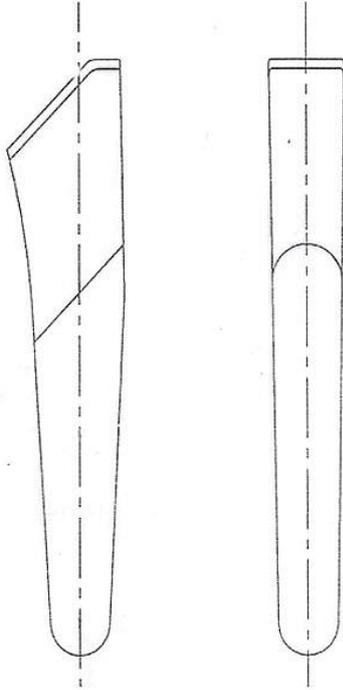
Haste Femoral #7



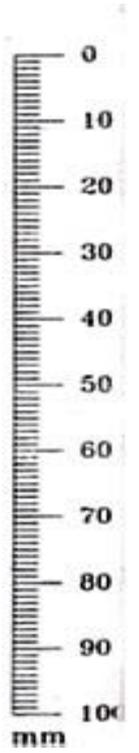
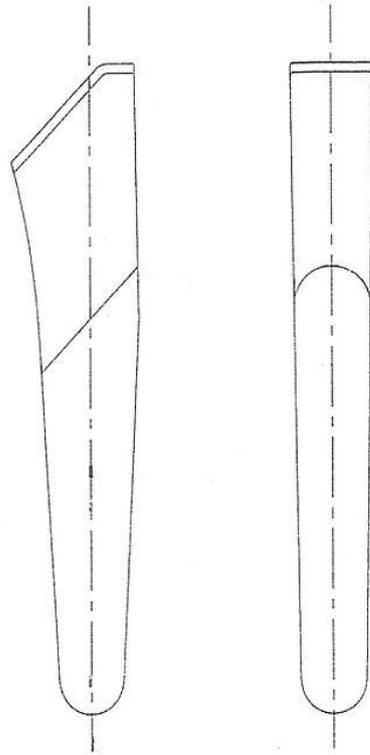
Haste Femoral #8



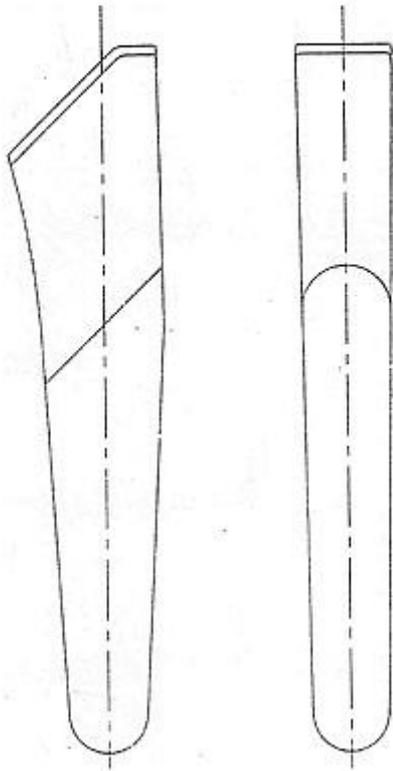
### Haste Femoral #9



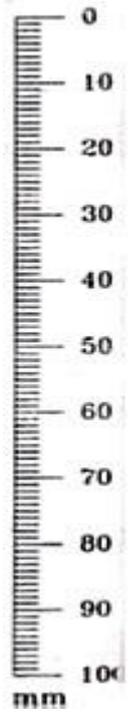
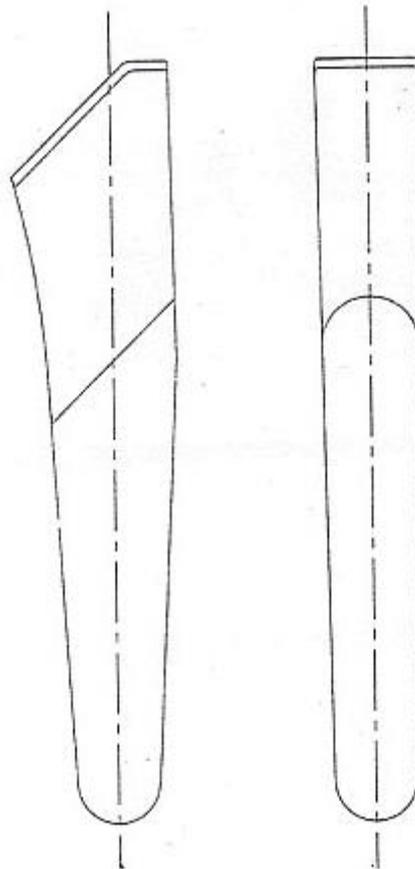
### Haste Femoral #10



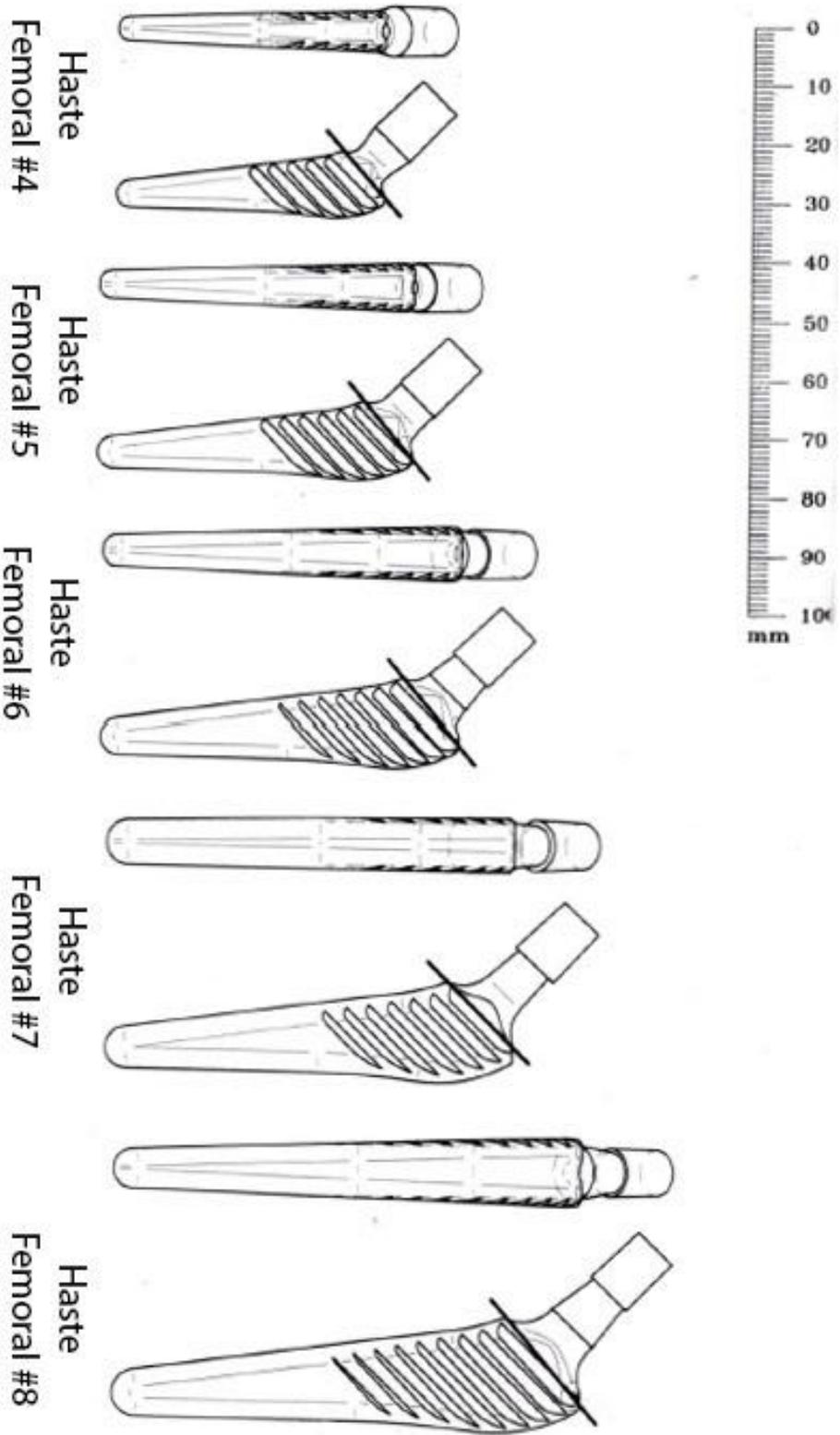
### Haste Femoral #11



### Haste Femoral #12

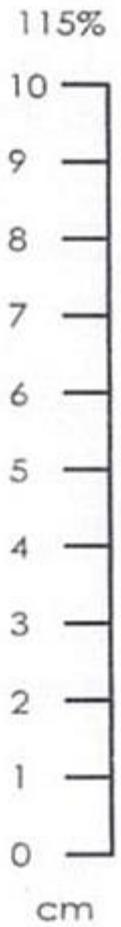
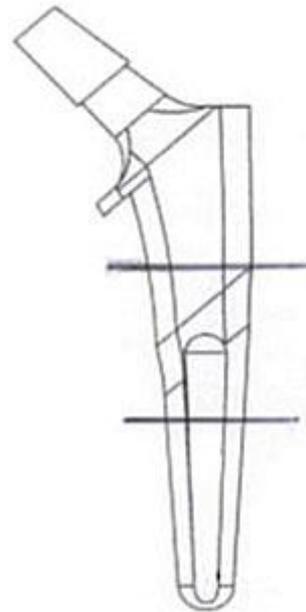


### Templates de Haste Femoral B utilizados

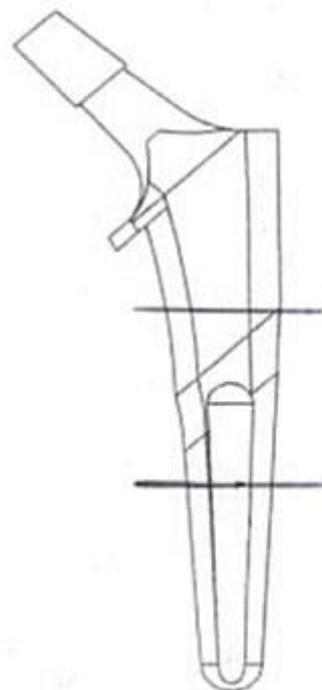


Templates de Haste Femoral C utilizados

Haste Femoral #7



Haste Femoral #8



### Haste Femoral #9

