FERNANDA PAES

**Comparação Biomecânica entre CRIF e Placa de Reconstrução utilizadas
para estabilização de fraturas distais de fêmur de cães**

São Paulo
2016

FERNANDA PAES

**Comparação biomecânica entre CRIF e placa de reconstrução utilizadas para
estabilização de fraturas distais de fêmur de cães**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica
Veterinária da Faculdade de Medicina
Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo para obtenção de título de
Mestre em Ciências

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virginie Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T.3392
FMVZ

Paes, Fernanda
Comparação biomecânica entre CRIF e placa de reconstrução utilizadas para estabilização de fraturas distais de fêmur de cães / Fernanda Paes. -- 2016.
95 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2016.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Fraturas femorais. 2. Cães. 3. Fixadores internos. 4. Placas ósseas. I. Título.

CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "Comparação Biomecânica entre CRIF e Placa de Reconstrução utilizadas para estabilização de fraturas distais de fêmur de cães", protocolada sob o CEUA nº 4607210314, sob a responsabilidade de **Cássio Ricardo Auada Ferrigno e equipe; Fernanda Paes** - 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 - está de acordo com os preceitos da Lei 11.794 de 8 de outubro de 2008, com o Decreto 6.899 de 15 de julho de 2009, bem como com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi **aprovada** pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (CEUA/FMVZ) na reunião de 17/06/2015.

We certify that the proposal "Biomechanical comparison of CRIF and Reconstruction plate for stabilization of distal femur fractures in dogs", utilizing 10 Dogs (10 males), protocol number CEUA 4607210314, under the responsibility of **Cássio Ricardo Auada Ferrigno and team; Fernanda Paes** - which involves the production, maintenance and/or use of animals belonging to the phylum Chordata, subphylum Vertebrata (except human beings), for scientific research purposes or teaching - is in accordance with Law 11.794 of October 8, 2008, Decree 6899 of July 15, 2009, as well as with the rules issued by the National Council for Control of Animal Experimentation (CONCEA), and was **approved** by the Ethic Committee on Animal Use of the School of Veterinary Medicine and Animal Science (University of São Paulo) (CEUA/FMVZ) in the meeting of 06/17/2015.

Finalidade da Proposta: **Pesquisa**

Vigência da Proposta: de **05/2014** a **05/2015** Área: **0**

Origem:

Espécie: **Cães**

sexo: **Machos**

idade: **a**

N: **10**

Linhagem: **Canis lupus familiaris**

Peso: **a**

Resumo: As fraturas do segmento distal representam de 20 a 25% das fraturas femorais e 11% de todas as fraturas diafisárias. A consolidação é tipicamente rápida nas fraturas distais de fêmur, devido à grande quantidade de tecido ósseo esponjoso. Rigidez de articulação e doenças associadas a fratura são graves consequências de fratura distal de fêmur. A fixação cuidadosa do implante é necessária para evitar danos a superfície articular e para os ligamentos e tendões importantes localizados nessa área. Recentemente, o desenvolvimento de implantes segue a filosofia contemporânea de manter o suprimento sanguíneo intacto reduzindo a área de contato osso-implante. Tal filosofia foi seguida através do desenvolvimento das placas de reconstrução (PC-FIX) e as placas bloqueadas (LCP). Mais recentemente, o Sistema Clamp-Rod Internal Fixation (CRIF), foi desenvolvido para o uso veterinário. O objetivo desse projeto é comparar as propriedades biomecânicas da placa de reconstrução e do CRIF nas fraturas distais de fêmur em cães.

Local do experimento:

São Paulo, 06 de outubro de 2016

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni

Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Roseli da Costa Gomes

Secretaria Executiva da Comissão de Ética no Uso de Animais

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

FOLHA AVALIAÇÃO

Autor: PAES, Fernanda

Título: Comparação biomecânica entre CRIF e placa de reconstrução utilizadas para estabilização de fraturas distais de fêmur de cães

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção de título de Mestre em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedicatória

DEDICATÓRIA

"Tudo o que já vi ensina-me a confiar no Criador para o que ainda não vi. "

Ralph Waldo Emerson

Aos meus pais

Fernando Antonio Paes e

Laurinda Ribeiro Paes

Cada um de vocês deixa uma marca eterna em meu jeito de viver

Obrigada por acreditarem em mim e incentivarem a fazer sempre o que me faz feliz

A amar o próximo independente de qualquer coisa

Por serem meus amigos e estarem todos os dias ao meu lado

Pela Fé na realização daquilo que se busca, dedica e sonha

Por mostrarem a importância de ser ter uma Família

Por me amarem

Agradecimentos

A **DEUS**, por inspirar as palavras dos meus lábios e dar firmeza as resoluções de meu coração.

A meus pais, **Laurinda Ribeiro Paes** e **Fernando Antonio Paes** por se fazerem presente em todos os momentos de minha vida, por terem investido o que tinha e não tinham para que eu pudesse estudar e trabalhar com aquilo que sempre amei! Sou muito abençoada e agradecida por ter vocês como pais, por aprendermos juntos sempre a melhor maneira de lidar com tudo! Obrigada por cuidarem de nossos cães com a mesma paixão que tive ao ver pela primeira vez um animal!

Ao Professor **Cássio Ricardo Auada Ferrigno**, por me aceitar como aluna de Mestrado e por nesse período ter provocado um crescimento profissional muito além das minhas expectativas. Serei sempre grata por ter tido o senhor como Orientador, pois tenho certeza que assim como fez pela Veterinária no Brasil, também modificou a vida de todos que teve como orientado. Tenho muito orgulho de ter feito parte disso. Obrigada por toda supervisão e idéias nesse projeto e todo o período de mestrado. Obrigada por tudo Billy.

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoa de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio à realização deste trabalho, além da concessão de bolsa de Mestrado.

Ao tecnólogo em saúde e especialista em biomecânica do aparelho locomotor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Sr. **César Augusto Martins Pereira**, obrigada pela paciência em ensinar conceitos, que foram essenciais ao meu projeto. Obrigada por direcionar nossos projetos com tanta vontade, pelas correções e ensinamentos.

A Professora **Silvia Renata Gaido Cortopassi** por todo o auxílio, carinho e atenção dados durante esse dois anos, sua contribuição modificou toda minha maneira de escrever e de dar atenção as pessoas. Obrigada por um dia ter me ensinado Anestesia através de seu livro e através da convivência ensinado tudo o que um Professor pode transmitir.

A Bibliotecária **Elza Farquim** por toda atenção e auxílio na correção e formatação dessa dissertação.

A **Kelly Cristiane Ito Yamauchi** por toda orientação que me deu, assim como **Márcio Ferreira Poletto** desde meu primeiro dia aqui na Universidade de São Paulo.

A coincidência abençoada de ter reencontrado na Ortopedia, que há tempos gostávamos, meus amigos de Araçatuba **Thales Bredadioli** e **Paulo Vinícius Tertuliano Marinho**, que propiciaram longas discussões profissionais, correções de trabalhos, ajuda em ensaios do projeto, por todas as risadas dentro e fora do

hospital, por terem vivido comigo sob o mesmo teto sempre com muito bom humor, por terem me mostrado que discordar é extremamente saudável e termos dividido um período que sempre guardaremos em nossos corações.

Aos membros do LOTC, que se tornaram mais do que colegas de trabalho, mas amigos que aprendem e ensinam todos os dias. Guardo com carinho o jeito que **Ísis Dal-bó** e **Renato Cavalcanti**, vulgo catatitos, me receberam nesse mestrado, Ísis obrigada por toda companhia, todos os momentos divertidos que tivemos juntas e todo o auxílio dado nesse projeto. **Viviane Sanchez** e **Paula F.** adorei conhecer, trabalhar e ver a dedicação que vocês tem por simplesmente todas as espécies de animais. **Aline Schafrum** chorarei de saudades. Foi uma prazer conviver com cada um de vocês **Bianca Fiuza, Gabriel Diamante e Jaqueline França.**

Aos colegas pós graduandos, residentes e estagiários, agradeço a atenção, dedicação e companheirismo de cada um.

Aos funcionários, representados aqui por **Jesus, Lelis e Otávio** obrigada pela dicas e por serem sempre solícitos.

Aos meus amigos de Araçatuba que convivem comigo até os dias de hoje, **Karina Akemi Issagawa, Ana Paula Pacheco, Kevin Bruce Hall, Maria Alice Morgulis** obrigada pela contribuição de cada um de vocês, por cada jantar, por cada

descontração em meio a tanto trabalho tidos nesses dois anos. **Ana Carolina Borsanelli** você mantém uma chama de uma amizade que me faz sentir acompanhada todos os dias mesmo que há 500 km de distância, obrigada também por sua opinião acadêmica que me faz ter a certeza de que estamos no lugar certo e com as pessoas certas.

A minha família **Ribeiro Paes** por sempre torcerem e se interessarem pelo que faço, o ânimo e simplicidade de vocês me inspiram e tornam todos os momentos que passamos juntos como a melhor coisa dessa vida! **Irmãos Ribeiro** obrigada pela contribuição que cada um vocês teve em ajudar meus pais, sendo meus pais de coração. **Mãe Rosa** obrigada por sempre me receber com seu abraço, você me ensinou os melhores valores dessa vida. **Tio Carlinhos** (in memorian) você deixou em mim uma luz e um dever de estar sempre próxima de minha família, obrigada por tudo o que fez por mim, você está em cada página dessa dissertação, assim como esteve em todos os momentos de minha vida.

Família **Ribeiro Paes** essa dissertação é para vocês que estão sempre comigo, e que compreenderam minha ausência em tantos períodos. Obrigada Tias, Tios, Primos e Primas e obrigada **Natália** por ser a criança mais linda desse mundo, penso em você todos os dias!

Obrigada a Universidade de São Paulo pela oportunidade de aprender, ensinar e pesquisar.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente, na realização deste trabalho.

RESUMO

PAES, F. **Comparação biomecânica entre CRIF e placa de reconstrução utilizadas para estabilização de fraturas distais de fêmur de cães.** [Biomechanical comparison of CRIF and reconstruction plate for stabilization of distal femur fractures in dogs]. 2016. 95 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

O presente estudo objetivou comparar biomecanicamente, por meio do ensaio de compressão excêntrica, a resistência dos implantes *Clamp and Rod Internal Fixation* (CRIF) 5,0 mm versus placa de reconstrução 3,5 mm na fixação de fratura distais de fêmur de cão. Tais implantes foram subdivididos em dois grupos, denominados grupo CRIF (GC) e grupo placa (GC). Foram utilizados 22 fêmures de 10 cadáveres de cão entre 2 e 7 anos de idade e peso corporal entre 20 e 40 kg, que foram distribuídos aleatoriamente a serem testados ambos os implantes em cada um dos membros dos pares. Para realização dos testes, foi simulado uma fratura distal nos corpos de prova, através de uma osteotomia de até 0,5 cm, realizada por meio de serra oscilatória, imediatamente proximal ao início da tróclea. Os implantes foram fixados segundo os padrões AOSIF, lateralmente ao fêmur, sendo utilizados três parafusos distais e cinco proximais ao foco de fratura. Foi utilizado o programa de computador PMI para calcular o ponto máximo de resistência antes da falha e avaliadas as variáveis força máxima, deformação máxima real, rigidez, força

intermediária e deformação intermediária real. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os GC e GP quantos as variáveis avaliadas.

Palavras-chave: Fraturas femorais. Cães. Fixadores internos. Placas ósseas. Biomecânica.

ABSTRACT

PAES, F. **Biomechanical comparison of CRIF and reconstruction plate for stabilization of distal femur fractures in dogs.** [Comparação biomecânica entre CRIF e placa de reconstrução utilizadas para estabilização de fraturas distais de fêmur de cães]. 2016. 95 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

This study aims to compare the biomechanical properties, through eccentric compression test, of the resistance of the 5.0 mm Clamp and Rod Internal Fixation Implants (CRIF) and 3.5 mm reconstruction plate in fixing dog femur distal fracture. Such implants were subdivided into two groups, called CRIF Group (CG) and plate group (CG). It was used 22 femurs from 11 dog cadavers with age between 2 and 7 years old and body weight between 20 and 40 kg, which was randomly assigned to test both implants in each member of the pair. A distal fracture in the specimens with a gap of 0.5 cm osteotomy, it was simulated to perform the test, performed by the oscillating saw, just proximal to the beginning of the trochlea. Bound the distance from the gap to the distal femur limit was equivalent to the distance between the femoral condyles. The implants were fixed by the standards AO / SIF, laterally to the femur, being used three distal screws and five proximal to the fracture site. The bone was placed longitudinally, and the femoral neck coupled to a concave surface simulating an acetabular device. PMI computer program was used to calculate the maximum point of resistance before failure and evaluated the variables maximum strength, real maximum deformation, stiffness, intermediate

strength and real intermediate deformation. No statistically significant differences were found between the GC and GP as the variables evaluated.

Keywords: Femoral fractures. Dogs. Internal fixators. Bone plates. Biomechanical.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –Corpos de prova após a remoção dos tecidos moles – São Paulo - 2015.....	54
Figura 2 -Utilização de serra oscilatória para realização de falha que mimetizasse uma fratura distal de fêmur – São Paulo - 2015.....	55
Figura 3 -Utilização do paquímetro para mensuração. A - Distância entre os côndilos femorais. B- A mesma distância da falha a ser realizada ao limite distal do fêmur - São Paulo – 2015.....	55
Figura 4 –Esquematização do posicionamento do fêmur no dispositivo – A- Fêmur do GC e B- fêmur do GP - São Paulo – 2015	56
Figura 5 –Utilização de polimetilmetacrilato, fotos ao fim do ensaio – A- Uso para acomodação da cabeça femoral – B – para acomodação dos côndilos femorais – São Paulo - 2015	56
Figura 6 -Utilização de massa de modelar em porção distal do implante – São Paulo -2015.....	56
Figura 7 –Fixação com placa de reconstrução do fêmur do GP, simulando a fixação de uma fratura distal de fêmur – São Paulo – 2015	58
Figura 8 -Fixação de fratura distal de fêmur com CRIF – São Paulo - 2015	59
Figura 9 -Fixação de fratura distal de fêmur com placa de reconstrução, já com a massa de modelar – São Paulo – 2015.....	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação de resistência entre os grupos GC e GP	67
--	----

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Intervalo de confiança dos valores referente à Força Máxima em Newtons nos dois grupos estudados – São Paulo – 2015/2016.....	68
Gráfico 2 - Valores individuais referentes a Força Máxima em Newtons nos dois grupos estudados – São Paulo – 2015/2016.....	68
Gráfico 3 - Valores das medianas e intervalos interquartis referentes à Força Intermediária em Newtons nos dois grupos estudados – São Paulo – 2015/2016.....	69
Gráfico 4 - Valores de média das variáveis força máxima (N) e força intermediária (N) dos grupos Placa e CRIF com desvio padrão.....	69
Gráfico 5 - Valores das medianas e respectivos intervalos interquartis da Força Máxima e Força Intermediária em Newtons nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	70
Gráfico 6 - Intervalo de confiança dos valores referentes a Rigidez 1 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	70
Gráfico 7 - Valores individuais referentes a Rigidez 1 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	71

Gráfico 8 - Intervalo de confiança dos valores referentes a Rigidez 2 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	71
Gráfico 9 - Valores individuais referente a Rigidez 2 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	72
Gráfico 10 - Valores de média das variáveis rigidez 1 (N/mm) e rigidez 2 (N/mm) dos grupos Placa e CRIF com desvio padrão.....	72
Gráfico 11 - Valores das medianas e respectivos intervalos interquartis da Rigidez 1 (N/mm) e Rigidez 2 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	73
Gráfico 12 - Valores das medianas e intervalos interquartis referentes à Deformação Máxima em milímetros nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	73
Gráfico 13- Valores das medianas e dos intervalos interquartis referentes à Deformação Intermediária em milímetros nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.....	74
Gráfico 14 - Valores de média das variáveis deformação máxima real (mm) e deformação intermediária real (mm) dos grupos Placa e CRIF com desvio padrão.....	74
Gráfico 15 - Valores das medianas e respectivos intervalos interquartis Deformação Máxima e Deformação Intermediária em	

milímetros nos dois grupos estudados - São Paulo -	
2015/2016.....	75

LISTA DE ABREVIATURAS

Cm	centímetros
Mm	milímetros
Kg	quilograma
Kgf	quilograma - força
Kv	quilovolt
Min	minuto
M	momento fletor
Y	eixo ou linha neutra
I _a	momento de inércia da área
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
CRIF	<i>Clamp and rod internal fixation</i>
%	percentual
N.mm	newton milímetro
σ	tensão
nº	número
sem	semestre
FMVZ/USP	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo
Def	Deformação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	26
2	REVISÃO DE LITERATURA	29
2.1	FRATURAS DISTAIS DE FÊMUR.....	29
2.2	PLACAS DE RECONSTRUÇÃO	31
2.3	CRIF	34
2.4	BIOMECÂNICA E ENSAIO DE FLEXÃO E COMPRESSÃO	37
3	OBJETIVOS	43
4	HIPÓTESE	45
5	SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA.....	47
6	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	49
7	MATERIAL E MÉTODO.....	51
7.1	CORPOS DE PROVA.....	51
7.1.1	Critérios de inclusão	51
7.1.2	Critérios de exclusão	52
7.2	COLETA E PREPARO DAS AMOSTRAS	52
7.2.1	Delineamento experimental.....	57
7.2.1.1	Grupo CRIF	58
7.2.1.2	Grupo placa de reconstrução	59
7.3	TESTE DE FLEXÃO E COMPRESSÃO	60
7.4	ANÁLISE DO RESULTADOS.....	62
8	RESULTADOS.....	65
9	DISCUSSÃO.....	77
10	CONCLUSÃO.....	85

REFERÊNCIAS	86
APÊNDICES	93

Introdução

1 INTRODUÇÃO

As fraturas do segmento distal representam de 20 a 25% das fraturas femorais e 11% de todas as fraturas diafisárias (UNGER; MONTAVON; HEIM, 1990; BRADEN et al., 1995; PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2009). As fraturas envolvendo as fises distais femorais são relativamente comuns em animais jovens com idade entre 4 e 11 meses, sendo as fraturas de *Salter* tipo I e II vistas com mais frequência (BRINKER, 1974; GRAUER; BANKS; ELLISON, 1981; OLMSTEAD, 1984; ENGEL; KNEISS, 2014); as fraturas supracondilares são observadas mais comumente em animais adultos. Ambos os tipos de fraturas apresentam problemas biomecânicos similares relativos à redução e à fixação (UNGER; MONTAVON; HEIM, 1990; BRADEN et al., 1995).

As fraturas distais de fêmur requerem intervenção cirúrgica precoce e a manipulação delicada dos tecidos moles associada à redução anatômica adequada ao tipo de fratura, assim como alinhamento rotacional e angular, bem como máxima estabilidade são fundamentais para o sucesso do tratamento, o que facilita o suporte de peso e evita rigidez articular, complicações relacionadas à união óssea e doenças articulares associadas à fratura (TOMLINSON, 2005).

Atualmente, na grande maioria dos casos, essas fraturas têm sido tradicionalmente tratadas por meio de pinos cruzados, pinos de *Rush*, placas de compressão dinâmica, placas de reconstrução e fixadores externos (PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2009). No entanto, têm-se observado algumas desvantagens

utilizando estes implantes, tanto em relação à estabilidade, modelagem dos implantes, bem como ao suprimento sanguíneo, onde nenhuma delas permite uma associação adequada dessas características, sendo a placa de reconstrução a que mais se enquadra nesses pré-requisitos, pois permite estabilidade adequada e modelagem (TOMLINSON, 2005).

O desenvolvimento de implantes segue a filosofia contemporânea de manter o suprimento sanguíneo intacto reduzindo a área de contato osso-implante e manter a estabilidade adequada de acordo com o tipo de fratura (JAIN et al., 1999; ZAHN et al., 2008). O sistema *Clamp-Rod Internal Fixation* (CRIF) foi desenvolvido para o uso veterinário favorecendo alguns conceitos de osteossíntese biológica (HAERDI-LANDERER et al., 2002), e tem mostrado versatilidade na aplicação clínica, principalmente em fraturas que um dos fragmentos, proximal ou distal, é pequeno o suficiente para a aplicação de determinados implantes (ZAHN; MATIS, 2004; ZAHN et al., 2008).

São escassos os trabalhos na literatura revisada que avaliem o uso do CRIF e da placa de reconstrução nas fraturas distais de fêmur de cães (FLORIN et al., 2005; HIGGINS et al., 2007; BONIN et al., 2014). Em razão disso, este estudo teve por objetivo comparar biomecanicamente a fixação das fraturas distais de fêmur de cães com CRIF e placa de reconstrução, na hipótese de que há diferença biomecânica quanto a resistência de ambos os implantes para correção desse tipo de fratura.

Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura encontra-se dividida como se segue:

2.1 FRATURAS DISTAIS DE FÊMUR

As fraturas distais de fêmur de cães, epifiseais, não articulares, são uma das injúrias ortopédicas mais comuns do esqueleto de cães. O manejo conservativo correlaciona-se normalmente a um péssimo prognóstico em razão da consolidação frequentemente associar-se a um deslocamento caudoproximal do foco de fratura o que resulta muitas vezes em deformidades angulares (KIM; LEWIS, 2014).

A consolidação é tipicamente rápida nas fraturas distas de fêmur devido à grande quantidade de tecido ósseo esponjoso. Em animais jovens, o fechamento precoce da zona fisária é comum, porém tipicamente não causa encurtamento da articulação ou desvio angular clinicamente visível; já as fraturas condilares envolvem a cartilagem articular e requerem alinhamento anatômico e compressão da linha de fratura epifiseal para bom resultado. A compressão de fragmentos na zona fisária irá causar fechamento precoce da linha de crescimento em animais jovens e não deve ser realizada (TOMLINSON, 2005).

Em osso normal, a irrigação sanguínea dos dois terços internos do córtex é endosteal e do terço externo periosteal; sendo assim, a irrigação sanguínea irradia-se centrifugamente. Em decorrência da fratura, o suprimento vascular do osso é alterado e passa a ser oriundo principalmente de tecidos extra ósseos circunjacentes como os músculos. Visto que a maior parte do suprimento sanguíneo para a consolidação da fratura é extra óssea, a manipulação extensa e o retalhamento dos tecidos moles durante a reconstrução da fratura podem comprometer a cicatrização óssea contribuindo para uma consolidação tardia (MILLIS; JACKSON, 2007).

As fraturas diafisárias cominutivas são frequentemente encontradas na rotina de atendimento veterinário e representam um desafio para o cirurgião. As fraturas cominutivas de fêmur representam 45% de todas as fraturas de ossos longos, sendo as diafisárias correspondentes a 56% delas (BRADEN et al., 1995; IRUBETAGOYENA et al., 2013).

Os tratamentos mais referenciados até então para tais fraturas de ossos longos de pequenos animais são as fixações internas, sendo as placas de compressão dinâmica, consideradas por muito tempo como melhor opção, já que foi designada a permitir compressão dinâmica axial e por sua área de momento de inércia, ter uma concentração reduzida nos orifícios. Muitos outros implantes foram então desenvolvidos, como a placa bloqueada, que em razão de não exigirem retorcimento anatômico permitiram seu uso em osteossínteses biológicas, tudo afim de limitar possíveis complicações e facilitar o tratamento das fraturas cominutivas (IRUBETAGOYENA et al., 2013).

2.2 PLACAS DE RECONSTRUÇÃO

Existem muitas opções de fixações externas e internas para fraturas em pequenos animais. Devido a variabilidade de ossos, animais e características de fraturas, é muitas vezes necessário utilizar uma variabilidade de implantes disponíveis. Por exemplo, as placas de compressão dinâmica (DCP) e placa de compressão dinâmica com contato limitado (LC-DCP) podem ser utilizadas para fraturas diafisárias, enquanto que as placas de reconstrução (RCP), originalmente designada para fraturas pélvicas (ROBERTSON et al., 2009), se aplicam bem às fraturas de ossos com grande curvatura (ZAHN; MATIS, 2004).

As placas ósseas convencionais, que são frequentemente escolhidas para fraturas diafisárias de fêmur, podem não permitir parafusos suficientes a serem posicionados no fragmento distal de fratura metafisária. Normalmente, pelo menos dois e preferivelmente três parafusos bicorticais devem estar presentes em ambas as corticais da fratura. Mesmo quando isso é possível, a extremidade distal da placa pode interferir na sutura da cápsula articular e pode alterar a função do quadríceps (LIDBETTER; GLYDE, 2000; HARASEN, 2002).

Uma alternativa viável são as placas de reconstrução, uma vez que são mais maleáveis que as placas convencionais por possuírem chanfraduras entre os orifícios dos parafusos permitindo que a placa seja moldada em até três planos. Se a placa

for retorcida perpendicularmente ao plano axial para contornar caudalmente a extremidade distal do fêmur, permitirá ao cirurgião posicionar um ou mais parafusos no fragmento distal. Uma desvantagem está no fato da flexibilidade das placas de reconstrução não apresentar a resistência da placa convencional e poderá dobrar ou quebrar mais facilmente se submetida a cargas excessivas (LEWIS et al., 1993; LIDBETTER; GLYDE, 2000; HARASEN, 2002).

As fraturas supracondilares distais de fêmur são melhor estabilizadas com placas, especialmente quando são cominutivas ou se ocorrem em cães de grande porte. Devido a curvatura caudal e contorno irregular da porção distal do fêmur, recomenda-se o uso de placas de reconstrução, uma vez que essas podem ser moldadas ao osso, podendo ser fixadas tão distal ao fêmur quanto for possível, o que permite a inserção de parafusos adicionais. Equipamentos específicos para moldagem das placas são necessários para que não haja deformação dos orifícios das mesmas. A placa de reconstrução pode ser moldada no pré-operatório utilizando-se radiografia latero-lateral do membro contralateral como guia; a pré-moldagem da placa diminuirá o tempo de cirurgia (TOMLINSON, 2005).

O fêmur distal é exposto utilizando acesso lateral. A articulação do joelho não precisa necessariamente ser acessado para reparação da fratura. A placa é posicionada distal e caudalmente ao fêmur. A fratura é reduzida e a placa de reconstrução é posicionada no osso conforme a moldagem é requerida. O limite para a placa deve ser próximo ao nível do epicôndilo lateral femoral. A flexão da placa pode ser realizada, se necessário, para garantir a curvatura distal do fêmur.

Uma vez que a curvatura caudal da placa for obtida, a placa é moldada à superfície do osso. A exata moldagem da placa é necessária para garantir que o correto alinhamento de angulação e rotação do osso seja mantido durante a aplicação (TOMLINSON, 2005).

Para as fraturas transversas e oblíquas, a placa de compressão é aplicada. Para fraturas cominutivas, tanto a placa ponte como de apoio são utilizadas. Se possível, parafusos de osso esponjoso são utilizados para fixar a placa de reconstrução ao segmento epifiseal do fêmur, enquanto parafusos corticais são utilizados no segmento proximal da fratura. Durante a inserção dos parafusos corticais na epífise óssea é preciso cautela para garantir que os parafusos não penetrem na superfície articular ou nos ligamentos cruzados na fossa intercondilar. Para cães de grande porte, placa humana de apoio tibial lateral de 4,5 mm ou placas de diferentes formatos Fixin®¹, podem ser utilizadas ao invés de placa de reconstrução. Essas placas são muito caras e específicas para membros direito ou esquerdo (TOMLINSON, 2005).

A reconstrução óssea precisa ser suficiente para permitir a propagação de forças entre o implante e o osso. Pequenos defeitos no tecido ósseo sob a placa são tolerados, especialmente em animais de pequeno porte. Entretanto, fraturas na cortical oposta a placa forçará a placa de reconstrução a agir como placa de apoio, para a qual a de reconstrução não é adequada (JOHNSTON et al., 1991; HAERDILANDERER et al., 2002).

¹ About FIXIN | Intrauma S.r.l. | Vet line

2.3 CRIF

Em 1998, o Clamp and Rod Internal Fixation (CRIF), originalmente chamado de VetFix, foi desenvolvido pela Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) Development Institute em Davos, Suíça, como um implante aplicável em cirurgia veterinária (SCHWANDT, 2001). O sistema consiste em braçadeiras ou *clamps*, que deslizam por uma haste cilíndrica de aço inoxidável 316L e podem ser posicionadas em qualquer posição exigida. Os *clamps* são comprimidos apertando os parafusos, fixando-os firmemente a barra e o sistema todo ao osso. Ensaios biomecânicos com a aplicação do implante CRIF tem sido realizados *ex vivo* e em modelos de ossos animais e humanos (ZAHN; MATIS, 2004; FLORIN et al., 2005; GAMPER et al., 2006; ZAHN et al., 2008; FIGUEIREDO, 2013; BONIN et al., 2014).

É um sistema versátil composto por haste, parafuso padrão e *clamps* para fixar os parafusos à haste. Ele está disponível para uso com parafusos de 2.0, 2.7 e 3.5 mm, podendo ser deslizados em barras de fixação, em qualquer posição, possíveis de serem cortadas em comprimento, com diâmetros de 2, 3 ou 5 mm respectivamente e pode ser utilizado para fraturas diafisárias e metafisárias em cães e gatos de qualquer tamanho (ZAHN; MATIS, 2004). Os *clamps* utilizados podem ser padrão originalmente chamados de *standard clamps* ou de finalização conhecidas por *end clamps* uma vez que por terem uma extremidade afunilada, permanecem fixos ao fim da barra (SYNTHESES, 2013). Suas propriedades incluem

excelente versatilidade, boa capacidade de contorno (retorcimento), facilidade de aplicação, instrumentação mínima, e contato ósseo limitado. É financeiramente acessível e de força suficiente para permitir carga de peso imediata (HAERDI et al., 2003).

O contato limitado entre o osso e os locais de fixação (nos *clamps*) favorecem a vascularização e a rápida cicatrização óssea indireta. A possibilidade de posicionar os *clamps* em qualquer lado da haste favorece uma fixação sólida mesmo em fragmentos pequenos (ZAHN; MATIS, 2004; GAMPER et al., 2006).

Estudos biomecânicos realizados com CRIF para pequenos animais têm mostrado que propriedades mecânicas desse sistema de implante são semelhantes às placas ósseas convencionais da LC-DCP, LCP da AO, com exceção da resistência a torção ser claramente menor (ZAHN; MATIS, 2002, 2004; ZAHN et al., 2008). Em razão dos orifícios dos parafusos não serem alinhados, acredita-se que o risco de fratura do implante, principalmente nos orifícios, sejam reduzidos (HAERDI et al., 2003).

Com o intuito de prever o desempenho clínico do implante, o conhecimento da propriedade mecânica auxilia na escolha do tamanho dos implantes, o que por sua vez corresponde em reduzir o risco de erros técnicos na aplicação clínica em fraturas. As possíveis complicações associadas às fixações das fraturas são calo ósseo exuberante, diferentemente dos encontrados em seres humanos, união retardada ou não-união e falhas de fixação por quebra do implante. As fixações excessivamente rígidas podem causar a não formação de calo pela rigidez excessiva

dos fragmentos da fratura, frouxidão de parafusos ou falha na consolidação do tecido ósseo (HULSE; HYMAN, 1991; NYE; EGGER; HUHTA, 1996; ZAHN et al., 2008). Entretanto, não existem recomendações precisas em relação a força e rigidez requeridas por um implante para que este controle a mobilidade relativa da fratura durante o processo de consolidação. Um dispositivo de fixação com resistência mecânica comparável às placas ósseas em pacientes ortopédicos, pode ser considerado como método de fixação adequado (BRADEN et al., 1995; JOHNSON; SMITH; SCHAEFFER, 1998; REEMS; BEALE; HULSE, 2003; ZAHN et al., 2008).

Com o CRIF porém, não é possível realizar compressão axial adequada para reparação de fraturas transversas, mesmo que tais fraturas sejam menos comuns (BRADEN et al., 1995) e geralmente optadas por serem fixadas por placas de função neutra ou apoio. As fraturas cominutivas geralmente são fixadas com placas associadas ao pino intramedular pela rigidez fornecida por tais implantes sabendo, porém, que muitas vezes o pino interfere no direcionamento e inserção correta dos parafusos. Em contraste o CRIF permite o posicionamento de duas barras paralelas de mesmo ou diferentes tamanhos podendo dispor os *clamps* e consequentemente os parafusos na direção desejada, podendo ser realizado até por cirurgias minimamente invasivas (BRADEN et al., 1995; ZAHN; MATIS, 2004).

Tais situações podem ser simuladas com testes *in vitro* como modelo instável de falha. Propriedades mecânicas diferentes são reveladas quando se compara em estudos *in vitro* em um mesmo grupo de implantes, utilizando modelos estáveis e instáveis (JOHNSTON et al., 1991; SILBERNAGEL et al., 2004; ZAHN et al., 2008).

Em 2004, Zahn e Matis descreveram o uso do CRIF para estabilização de uma variedade de fraturas do esqueleto apendicular e axial em 120 cães e gatos. Dos 90 animais avaliados e acompanhados, 86 (95%) tiveram, como sucesso, a reparação das fraturas. Em 2008, Zahn et al. avaliaram as propriedades mecânicas de 18 diferentes tipos de placas ósseas e o CRIF *in vitro* utilizando um modelo com falha em um corpo de prova semelhante a osso. O sistema de CRIF de 5.0 mm (que aceita parafusos corticais 3.5 mm) teve resistência a arqueamento maior (0.85 N m/°) quando comparado a placas de compressão dinâmica (DCP) 3.5 mm (0.71 N m/°) (BONIN et al., 2014).

2.4 BIOMECÂNICA E ENSAIO DE FLEXÃO E COMPRESSÃO

A biomecânica é a ciência que procura compreender a estrutura e função dos sistemas vivos. Desta forma, pode ser pensada como o estudo dos sistemas biológicos a partir de um ponto de vista mecânico. Hoje, a biomecânica tornou-se uma ferramenta clínica essencial em ortopedia, ajudando a compreender a função normal dos tecidos e articulações (ETHIER; SIMMONS, 2007).

O tecido ósseo sustenta e estrutura o corpo, sendo considerado órgão fisiológico e a estrutura anatômica tem como função primordial o suporte de cargas (SOUZA et al., 2000). Sendo assim, esse tecido ósseo é capaz de suportar as deformações que durante a locomoção variam de 0,04%-0,3%, raramente

excedendo 0,1%. O tecido ósseo tem que ser construído de modo a atender aos vários tipos de forças a que está sujeito. O material de que é feito o osso deve ser suficientemente duro para resistir a forças de compressão e elástico para suportar as forças de tração (NORDIN; FRANKEL, 2011). Entretanto, estudos *in vitro* demonstram que a deformidade para as células ósseas responderem ao estímulo mecânico deve ser 10 a 100 vezes maior que o necessário para o tecido ósseo (GUSMÃO; BELANGERO, 2009) e portanto, o comportamento das fraturas depende em grande parte das propriedades materiais do tecido ósseo (DALMOLIN et al., 2013).

O osso cortical é um material heterogêneo e anisotrópico, o que denota uma correlação entre suas propriedades mecânicas variarem de acordo com a direção das forças aplicadas, conceito esse definido pela Lei de Wolff, em que as direções anisotrópicas, devido a orientação dos ósteons, estão diretamente relacionadas com sua adaptação a cargas fisiológicas (ÖZKAYA; LEGER, 2013). O tecido ósseo é, portanto, mais resistente na direção longitudinal do que nas direções tangenciais e radiais, resistência essa conferida pela orientação dos ósteons ao longo do eixo longitudinal (LIRANI, 2004; DALMOLIN et al., 2013).

A deposição de osso e o estresse, particularmente o de compressão, fundamenta-se no efeito denominado piezoelétrico, que corresponde a um potencial elétrico negativo desenvolvido no local da compressão e um potencial positivo nos outros pontos do osso. Pequenas quantidades de corrente fluindo no osso, causam atividade osteoblástica na extremidade negativa da corrente, o que

poderia explicar o aumento da deposição óssea nos locais de compressão, e o contrário ocorreria pela ação dos osteoclastos, realizando reabsorção nos locais de tensão (GUYTON, 1984).

A deformação é definida como a mudança geométrica sofrida pelo corpo após a aplicação de uma carga e sua composição e microestrutura incluindo densidade, porosidade, conteúdo mineral, orientação das fibras colágenas e tipo histológico desse tecido ósseo, definirão sua resposta frente a esforços mecânicos e aos ensaios biomecânicos (DALMOLIN et al., 2013; ÖZKAYA; LEGER, 2013).

A flexão é definida como uma interação das forças de tração, compressão (tração no lado convexo e compressão no côncavo) e cisalhamento e apresenta um efeito semelhante a uma força aplicada perpendicularmente ao eixo de uma viga que caracteriza uma das condições responsáveis pelas fraturas. A força de compressão e flexão, resultam de elementos de compressão axial e excêntrico (LIRANI, 2004; HULSE; HYMAN, 2007; ÖZKAYA; LEGER, 2013). A aplicação de cargas ou de forças externas repercutem em forças internas que promovem a mudança da forma de um corpo. Sendo assim, a definição de fenômenos como tensão, deformação e flexão são necessários para explicar a aplicação destas forças (ÖZKAYA; LEGER, 2013).

A biomecânica aplicada à fixação de fraturas pode ser dividido em duas áreas principais: (1) critérios para alcançar a estabilidade da fratura e promoção da consolidação óssea, e (2) a caracterização das técnicas e aparelhos destinados a estabilizar mecanicamente uma fratura (NORDIN; FRANKEL, 2011).

Acredita-se que a quantidade tensão local na região de consolidação (alteração no comprimento dividido pelo comprimento original) determine a natureza dos tecidos formados, ou seja, a micromovimentação parece vantajosa para a consolidação (NORDIN; FRANKEL, 2011).

Os testes de compressão e flexão são importantes para mensurar as propriedades mecânicas dos ossos longos, sendo aplicada uma força até a deformação e ruptura. As tensões geradas pela deformação são calculadas por fórmulas baseadas na simetria da secção transversal do osso (LEVENSTON, 1995), sendo necessários para o cálculo, os valores do momento fletor (M) na secção, distância do ponto de aplicação da carga até a linha neutra (Y) e o momento de inércia (I_a) (LIRANI, 2004).

$$\sigma = \frac{M.Y}{I_a}$$

Desta forma, o valor do momento fletor é o produto de uma força e uma distância. No centro de um corpo de prova cilíndrico se encontra a superfície neutra, que na flexão, não será deformada pela compressão e tração. O momento de inércia é portanto, uma propriedade geométrica que expressa a distribuição de área em relação à linha neutra e depende da forma da secção transversa o que caracteriza o conceito mais importante para avaliar a resistência de uma amostra (LIRANI, 2004; BARBOSA et al., 2010).

Ensaio biomecânicos podem ser classificados em não destrutivos (exames radiográficos, ultrassonográficos) e em destrutivos, se promovem rupturas ou inutilização do material sendo comum aos ensaios de flexão, compressão, fadiga,

entre outros ensaios que determinam as propriedades físicas e mecânicas de um corpo (LIRANI, 2004).

Objetivos

3 OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo é avaliar, de forma comparativa, a resistência do *Clamp and Rod Internal Fixation* e da placa de reconstrução nas fixações das fraturas distais cominutivas de fêmur de cães, por meio de ensaio biomecânico *ex vivo* de compressão e flexão.

Hipótese

4 HIPÓTESE

A hipótese do estudo é que existe diferença significativa quanto a resistência dos implantes nas fixações das fraturas distais de fêmur de cães, sendo pressuposto que a placa de reconstrução seria mais resistente.

Significância Clínica

5 SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA

Avaliar biomecanicamente a resistência dos implantes, visando alternativas de uso de outros implantes que não apenas das placas, tidas hoje como o padrão ouro para fixação das fraturas distais de fêmur de cão. Escolheu-se o CRIF por ter demonstrado facilidade, versatilidade e bons resultados em sua aplicação nas fraturas distais de fêmur. Sendo assim, desenvolveu-se esta dissertação visando comparar sua resistência na tentativa de avaliar seu comportamento em um novo modelo de testes e incentivar o uso de outros implantes como o CRIF na rotina das osteossínteses de fêmur.

Limitações do estudo

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

- Por se tratar de um estudo *ex vivo* não é possível avaliar na máquina de ensaios Kratos, utilizada nesse estudo, forças de compressão e flexão comuns a deambulação do cão
- Os dados biomecânicos *in vitro* podem não refletir o comportamento *in vivo*.

Material e Método

7 MATERIAL E MÉTODO

Essa pesquisa foi iniciada com a avaliação e aprovação da "Comissão de ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, com protocolo nº 4607210314. Os ensaios biomecânicos foram realizados no Setor de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

7.1 CORPOS DE PROVA

Foram coletados e utilizados onze pares de fêmur de cão, totalizando vinte e dois fêmures, provenientes do Serviço de Patologia do Departamento de Patologia da FMVZ-USP. Todos os animais vieram a óbito por motivos não relacionados a este estudo.

7.1.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos cadáveres de cães com idade entre dois e sete anos, peso entre 20 e 40 kg, não havendo predileção por raça ou sexo, proveniente do Serviço de Patologia do Departamento de Patologia da FMVZ-USP.

7.1.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo cadáveres de animais sem histórico ou diagnóstico de doença nutricional, óssea ou degenerativa, fratura em colo femoral e histórico de artroplastia. Além disso, foram excluídos quaisquer espécimes que apresentassem sinais de osteoporose que durante a fixação dos implantes demonstrassem pobre fixação dos parafusos.

7.2 COLETA E PREPARO DAS AMOSTRAS

Foram coletados onze pares de fêmur de cães, portanto 22 fêmures e realizados testes de compressão. As amostras foram colhidas logo após a morte dos animais, sendo inicialmente removidas a pele e musculatura remanescente (esqueletização), sendo no fêmur proximal removido por desarticulação coxofemoral e o distal da articulação fêmuro tíbio patelar (Figura 1). Em seguida foram armazenados em *freezer* convencional com temperatura de -20°C, quando da impossibilidade de realizar o ensaio no mesmo dia. As peças foram armazenadas em embalagens plásticas com dimensões de 50 cm de altura e 30 cm de largura. Em cada embalagem foi acondicionado um par de fêmur em sacos plásticos

idênticos transparentes com identificação da idade, sexo, raça, peso do cão proveniente feita com caneta permanente resistente a água.

Com auxílio de serra oscilatória, foi realizada uma falha de 0,5 cm em todos os fêmures, imediatamente proximal ao início da tróclea (Figura 2). Para correta localização da falha, padronizou-se com um paquímetro para que a distância entre os côndilos femorais para ambos fêmures (Figura 3A) fosse equivalente à distância desde a falha até o limite distal do fêmur (Figura 3B), medido em centímetros, afim de testar os implantes sob as mesmas condições de testes de compressão e flexão.

Para a realização dos testes mecânicos, o fêmur foi posicionado longitudinalmente em relação ao eixo de movimento da máquina de ensaios, onde a porção distal do fêmur foi apoiada em um dispositivo cilíndrico no formato de um copo acoplado à base da máquina, e a porção proximal do fêmur foi conectada à um atuador cilíndrico preso à célula de carga da máquina, a parte inferior do atuador tinha uma superfície côncava semelhante ao acetábulo com diâmetro de 22 mm (Figura 4).

A porção distal do fêmur foi posicionada dentro do cilindro de apoio por intermédio de um parafuso com ponta cônica, presente no centro do dispositivo, e teve a função de alinhar o centro do dispositivo com a fossa intercondiliana do fêmur. Para evitar que os côndilos se deslocassem dentro do dispositivo foi aplicado uma camada fina de resina acrílica auto polimerizante² na base do cilindro de apoio

² Artigos Odontológicos Clássico LTDA - JET – Campo Limpo Paulista - Ltda

(Figura 5). Da mesma forma, a cabeça femoral era encaixada no atuador cilíndrico utilizando uma pequena camada de resina acrílica entre a superfície côncava do atuador e cabeça do fêmur, assegurando uma distribuição homogênea de pressão (Figura 5).

Para evitar o contato direto do implante com o acrílico, foi utilizada massa de modelar³ para revestir a porção distal do implante e evitar que a resistência sofresse influência (Figura 6).

Figura 1 – Corpos de prova após a remoção dos tecidos moles – São Paulo - 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

³ Maripel Ind. e Com, Ltda – Diadema - SP

Figura 2 - Utilização de serra oscilatória para realização de falha que mimetizasse uma fratura distal de fêmur – São Paulo - 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

Figura 3 - Utilização do paquímetro para mensuração. A - Distância entre os côndilos femorais. B- A mesma distância da falha a ser realizada ao limite distal do fêmur - São Paulo – 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

Figura 4 – Esquemática do posicionamento do fêmur no dispositivo – A- Fêmur do GC e B- fêmur do GP - São Paulo – 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

Figura 5 – Utilização de polimetilmetacrilato, fotos ao fim do ensaio – A- Uso para acomodação da cabeça femoral – B – para acomodação dos côndilos femorais – São Paulo - 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

Figura 6 - Utilização de massa de modelar em porção distal do implante – São Paulo -2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

7.2.1 Delineamento experimental

Este estudo foi realizado de forma prospectiva, comparativa e aleatória. Os animais incluídos na pesquisa foram distribuídos aleatoriamente, em dois grupos, por meio da realização de sorteio que determinou o implante a ser utilizado para a fixação (CRIF ou placa de reconstrução) e qual o lado seria submetido ao tratamento específico. Cada lado do par pertencia a um grupo:

- Grupo *CRIF* (GC)
- Grupo placa de reconstrução (GP)

Ambos os membros foram colocados num mini torno de bancada ("morsa") para facilitar a redução das fraturas para fixação dos implantes, respeitando um mesmo padrão de posicionamento dos parafusos para ambos os grupos, ou seja, mantendo pelo menos três parafusos distais (seis corticais) e cinco parafusos proximais (10 corticais), conforme descrição apresentado na figura 7.

Figura 7 – Fixação com placa de reconstrução do fêmur do GP, simulando a fixação de uma fratura distal de fêmur – São Paulo – 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

7.2.1.1 Grupo CRIF

Foram utilizados CRIFs médios com barra de 5 milímetros (mm), *clamps* médios e parafusos corticais 3.5 mm Synthes^{®4}, sendo posicionados cinco *clamps* proximais ao foco de fratura, sendo um deles um end *clamp* e três *clamps* distais sendo um, o final, também um end *clamp*. Utilizado uma pinça de redução e um espaçador para manter o gap de 0,5 cm.

Anteriormente a perfuração, foi realizado pré-retorcimento das barras, sendo adequado um tamanho de barra que contornasse a curvatura distal dos fêmures

⁴ ©Depuy Synthes – Companies of Johnson&Johnson - Davos - Switzerland

percorrendo todo o comprimento dos mesmos até o início do trocanter maior, cortando o excesso de comprimento de barra quando fosse necessário.

Para perfuração seguiam-se os passos de perfuração com broca e guia 2,5 mm, medição bicortical do comprimento do orifício, macheamento utilizando macho 3,5 mm com guia 3,5 mm e fixação do parafuso cortical com o comprimento preterido. Após a fixação dos implantes, foi utilizada massa para modelar na porção mais distal da placa para evitar o contato do implante com o fundo do dispositivo (Figura 8).

Figura 8 - Fixação de fratura distal de fêmur com CRIF – São Paulo - 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

7.2.1.2 Grupo placa de reconstrução

Foram utilizadas placas de reconstrução Ortosintese®⁵ 3.5 mm de oito orifícios não bloqueados, sendo fixados cinco parafusos proximais ao foco de

⁵ Ortosintese Ind. e Com. Ltda

fratura, e três distais. Utilizou-se uma pinça de redução e um espaçador para manter o gap de 0,5 cm. Anteriormente a perfuração, foi realizado retorcimento das placas.

Para perfuração seguiam-se os passos de perfuração com broca e guia 2,5 mm, medição bicortical do comprimento do orifício, utilização de macho e guia 3,5 mm e fixação do parafuso cortical com o comprimento preterido (Figura 9).

Figura 9 - Fixação de fratura distal de fêmur com placa de reconstrução, já com a massa de modelar – São Paulo – 2015

Fonte: (PAES, F., 2015)

7.3 ENSAIO DE COMPRESSÃO EXCÊNTRICA

A comparação da resistência dos implantes do grupo GC e GP foi realizada por meio de ensaio de flexão e compressão na máquina de ensaios universal⁶ utilizando célula de carga de 29430 N (3000 kgf) e velocidade de deslocamento de

⁶ KRATOS® modelo KE 3000, São Paulo, Brasil

³ iMac Apple®

5mm/min. Foram estabelecidos como padrão de segurança valor de carga máxima de 1500 kgf, deslocamento máximo de 25 mm e término de ensaio caso a carga de ruptura ultrapasse 80% da carga máxima.

O parâmetro força foi enviado ao computador Apple®³ com auxílio de um sistema de aquisição analógica TRACOMP-W95 (TRCV61285) permitindo a gravação dos parâmetros e gráficos para posterior análise.

A partir dos dados coletados foi possível determinar os seguintes parâmetros :

- Força em newtons e deformação máxima em milímetros, referente ao pico do gráfico força versus deformação;
- Força em newtons e deformação intermediária em milímetros, referente ao ponto de inflexão observado no gráfico força versus deformação. Esse ponto separava claramente duas regiões lineares presentes nos gráficos e estava relacionado com a mudança de comportamento mecânico quando os fragmentos ósseos se tocavam durante os ensaios;
- Rigidez 1 e rigidez 2, medidas em N/mm, referente as duas regiões lineares presentes nos gráficos de força versus deformação. A rigidez pode ser definida como a razão da variação da força pela deformação, medidas em dois pontos da região linear do gráfico.

7.4 ANÁLISE DO RESULTADOS

Os resultados dos grupos placa (GP) e grupo CRIF (GC) foram discriminados pelas variáveis média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo, das variáveis força máxima (N), deformação máxima (mm), rigidez 1 (kgf/mm), rigidez 2 (kgf/mm), força intermediária (N) e deformação intermediária real (mm), conforme descrito na Tabela 1, ou ainda conforme tabela encontrada no Apêndice A.

Foram realizados vinte e dois ensaios de onze pares. Assim que terminados todos os ensaios dos onze pares, foi realizado para os dados de Força Máxima, Rigidez 1 e Rigidez 2 que apresentaram distribuição normal (utilizado teste de Normalidade de Anderson-Darling) e igualdade de variâncias foi utilizado o Teste t-pareado. Para os dados Deformação Máxima, Força Intermediária e Deformação Intermediária que não apresentaram distribuição normal ou igualdade de variâncias, foi utilizado o Teste de Wilcoxon.

Todos os dados obtidos foram submetidos ao Teste de Normalidade de Anderson-Darling, e ao Teste de Igualdade de Variâncias para verificar se os valores apresentavam homocedasticidade, para então decidir qual o teste estatístico seria utilizado.

Para os dados de Força Máxima, Rigidez 1 e Rigidez 2 que apresentaram distribuição normal e variâncias iguais, foi utilizado o Teste t pareado para identificar possíveis diferenças entre os tratamentos.

Para os dados referentes à Deformação Máxima, Força Intermediária e Deformação Intermediária que não apresentaram distribuição normal e/ou não apresentaram variâncias iguais foi utilizado o teste de Wilcoxon para identificar possíveis diferenças entre os tratamentos.

O grau de significância estabelecido para os testes estatísticos foi de 5% ($p < 0,05$). Os testes estatísticos foram realizados em programa de computador (Minitab Statistical Software, versão 17, 2015).

Um ensaio foi excluído da análise estatística por apresentar disparidade total do tempo e parâmetros mecânicos, por se tratar de um animal cuja a idade foi imprecisa, decidiu-se por caracterizar tais dados como valores *outliers*, discriminados nos gráficos que serão apresentados.

Resultados

8 RESULTADOS

Os dados serão abordados no formato de tabelas e gráficos e as variáveis analisadas foram:

- Força máxima: carga máxima até o limite de escoamento medida em newtons (N).
- Deformação máxima real: deformidade máxima antes da ruptura do corpo de prova medida em mm.
- Rigidez 1: rigidez até o contato ocorrido pela aproximação do gap da fratura medida em N/mm.
- Rigidez 2: rigidez a partir do contato ocorrido pela aproximação do gap da fratura medida em N/mm.
- Força intermediária (N): força até o contato ocorrido pela aproximação do gap da fratura.
- Deformação intermediária real (mm): deformação no ponto de contato ocorrido pela aproximação do gap da fratura.

Foram descritas as variáveis pela média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo e comparados os grupos CRIF (GC) e grupo placa (GP) e assim como descrito na tabela 1, realizados para os dados de Força Máxima, Rigidez 1 e Rigidez 2 que apresentaram distribuição normal (utilizado teste de Normalidade de Anderson-Darling) e igualdade de variâncias foi utilizado o Teste t-pareado. Para os dados Deformação Máxima, Força Intermediária e Deformação Intermediária que não apresentaram distribuição normal ou igualdade de variâncias, foi utilizado o Teste de Wilcoxon.

Foi possível observar valores maiores no GP do que no GC, das variáveis testadas acima citadas, com exceção dos valores de deformação. Ou seja, valor de Força Máxima menor para o GC ($2.198,55 \pm 1.006,39$ N) quando comparado ao GP ($2518,72 \pm 672,02$), entretanto sem diferença significativa ($P=0,209$) (Gráficos 1 e 2) e quanto a Força intermediária valores do GP maiores ($757,15 \pm 391,56$) quando comparados ao GC ($608,00 \pm 328,23$), porém da mesma forma sem diferença significativa ($P=0,2402$) (Gráfico 3), sendo ainda possível visualizar ambas as variáveis Força máxima e intermediária em ambos os grupos, de acordo com os gráficos 4 e 5. Quando comparados os grupos nos valores referentes a Rigidez 1, foi observado valores também maiores para o GP ($375,60 \pm 173,74$) quando comparado ao GC ($287,40 \pm 199,52$), porém sem diferença significativa ($P=0,267$) (Gráficos 6 e 7), assim como em Rigidez 2, os valores para o GP também foram maiores ($699,29 \pm 238,18$) e para o GC ($578,75 \pm 413,86$), também sem diferença significativa ($P = 0,434$) (Gráficos 8 e 9), visualiza-se ainda as variáveis Rigidez 1 e 2 dos grupos CRIF e placa nos gráficos 10 e 11. Quando comparados os valores de Deformação Máxima Real foi observado valores maiores para o GC ($9,67 \pm 4,18$) do que para o GP ($6,96 \pm 2,99$), porém também sem diferença significativa ($P=0,123$) (Gráfico 12), assim como quando comparados os valores de Deformação Intermediária Real do GC ($4,00 \pm 2,85$) em relação ao GP ($2,87 \pm 1,03$) também sem diferença significativa ($P=0,4131$) (Gráfico 13). É possível visualizar também os valores de média (Gráfico 14) e mediana (Gráfico 15) das variáveis deformação real e intermediárias dos grupos testados.

Tabela 1 – Comparação de resistência entre os grupos GC e GP

Variáveis	Grupo CRIF						Grupo Placa					
	Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	
Força máxima (N)	2198,55	2347,04	1006,39	801,97	3641,96		2518,72	2523,62	672,02	1302,28	3538,96	
Deformação máxima real (mm)	9,67	8,42	4,18	4,04	19,53		6,96	6,44	2,99	2,94	12,53	
Rigidez 1 (N/mm)	287,40	240,79	199,52	78,93	747,79		375,60	339,85	173,74	121,35	719,48	
Rigidez 2 (N/mm)	578,75	400,80	413,86	154,38	1477,04		699,29	664,88	238,18	451,90	1295,85	
Força intermediária (N)	608,00	426,74	328,23	294,30	1236,06		757,15	640,10	391,56	198,65	1508,29	
Deformação intermediária real (mm)	4,00	3,35	2,85	0,81	11,06		2,87	2,78	1,03	0,84	4,28	

Fonte: (PAES, F, 2015)

A tabela com os dados encontra-se no apêndice.

Gráfico 1 - Intervalo de confiança dos valores referente à Força Máxima em Newtons nos dois grupos estudados – São Paulo – 2015/2016.

Individual standard deviations were used to calculate the intervals.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 2 - Valores individuais referentes a Força Máxima em Newtons nos dois grupos estudados – São Paulo – 2015/2016.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 3 - Valores das medianas e intervalos interquartis referentes à Força Intermediária em Newtons nos dois grupos estudados – São Paulo – 2015/2016.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 4 - Valores de média das variáveis força máxima (N) e força intermediária (N) dos grupos Placa e CRIF com desvio padrão.

Fonte: (PAES, F., 2016)

Gráfico 5 - Valores das medianas e respectivos intervalos interquartis da Força Máxima e Força Intermediária em Newtons nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

* valores dos indivíduos outliers

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 6 - Intervalo de confiança dos valores referentes a Rigidez 1 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

Individual standard deviations were used to calculate the intervals.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 7 - Valores individuais referentes a Rigidez 1 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 8 - Intervalo de confiança dos valores referentes a Rigidez 2 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

Individual standard deviations were used to calculate the intervals.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 9 - Valores individuais referente a Rigidez 2 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 10 - Valores de média das variáveis rigidez 1 (N/mm) e rigidez 2 (N/mm) dos grupos Placa e CRIF com desvio padrão.

Fonte: (PAES, F. 2016)

Gráfico 11 - Valores das medianas e respectivos intervalos interquartis da Rigidez 1 (N/mm) e Rigidez 2 (N/mm) nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

* valores dos indivíduos outliers

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 12 - Valores das medianas e intervalos interquartis referentes à Deformação Máxima em milímetros nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

* valores dos indivíduos outliers

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 13- Valores das medianas e dos intervalos interquartis referentes à Deformação Intermediária em milímetros nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

* valores dos indivíduos outliers

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Gráfico 14 - Valores de média das variáveis deformação máxima real (mm) e deformação intermediária real (mm) dos grupos Placa e CRIF com desvio padrão

Fonte: (PAES, F., 2016)

Gráfico 15 - Valores das medianas e respectivos intervalos interquartis Deformação Máxima e Deformação Intermediária em milímetros nos dois grupos estudados - São Paulo - 2015/2016.

* valores dos indivíduos outliers

Fonte: (FERRARO, M., 2016)

Discussão

9 DISCUSSÃO

As fraturas do segmento distal do fêmur, representam ainda um problema não resolvido das cirurgias ortopédicas. (HULSE; HYMAN, 2007; WÄHNERT et al., 2011), que merecem atenção por serem comuns aos cães jovens e idosos (GRAUER; BANKS; ELLISON, 1981; OLMSTEAD, 1984; BRADEN et al., 1995; NYE; EGGER; HUHTA, 1996; PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2009; WÄHNERT et al., 2011; ENGEL; KNEISS, 2014; KIM; LEWIS, 2014). O fêmur representa para muitos autores o osso com maior susceptibilidade a fraturas complexas e/ou cominutivas, sendo mais comum em pequenos animais do que em humanos, abrangendo cerca de 51% de todas as fraturas cominutivas (UNGER; MONTAVON; HEIM, 1990)

O tratamento cirúrgico para as fraturas distais é o indicado, (HIGGINS et al., 2007) para se minimizar complicações cujo tratamento conservativo é frequentemente associado: deformidades angulares, perda extensão do joelho, impedância ao mecanismo do quadríceps, osteoartrite de joelho secundária e luxação de patela, que caracterizam os piores prognósticos para tal fratura (HULSE; HYMAN, 1991; NYE; EGGER; HUHTA, 1996; TOMLINSON, 2005; KIM; LEWIS, 2014)

Em razão do tratamento para as fraturas cominutivas de fêmur ser comumente relacionado ao uso da placa LCDCP e do CRIF (BONIN et al., 2014), este projeto teve por intuito testar o CRIF em comparação a um implante, como a placa de reconstrução, que se adequasse perfeitamente a curvatura do fêmur e que se assemelhasse a versatilidade de retorcimento conferida pelo CRIF, uma vez que

por apresentarem perfil mais baixo do que as placas de compressão padrão, concentrariam mais massa próximo aos orifícios dos parafusos, e entre os parafusos permitiriam melhor retorcimento em curvas complexas (TOMLINSON, 2005)

Durante a realização dos testes foi possível visualizar uma resistência ao arqueamento do CRIF muito semelhante a conferida pelas placas, porém com valores de deformação maiores, supostamente por alguma fragilidade do CRIF anteriormente descrita apenas às forças de torção (ZAHN et al., 2008).

Um modelo com gap foi escolhido em concordância a estudos prévios de outros autores (SILBERNAGEL et al., 2004), uma vez que a maioria das fraturas em ossos longos de pequenos animais é cominutiva sem suporte ósseo (BRADEN et al., 1995; JOHNSON; SMITH; SCHAEFFER, 1998; REEMS; BEALE; HULSE, 2003; IRUBETAGOYENA et al., 2013). Sendo assim o modelo com gap representa o pior cenário dentro da representação de modelos de fraturas de ossos longos. Além disso, sabe-se que cargas adicionais em modelos sem gap ou com oclusão de gap ocorrem pelo contato ósseo o que pode levar a falha precoce do modelo durante o ensaio biomecânico (JOHNSTON et al., 1991; MICLAU et al., 1995; SILBERNAGEL et al., 2004), tendo ocorrido fraturas dos ossos ou modelos de ossos sem *gap*, próximos aos orifícios do parafusos e não por deformação do implante (MICLAU et al., 1995; HAERDI-LANDERER et al., 2002).

Independente das propriedades biomecânicas do CRIF e da placa de reconstrução serem previamente descritas como diferentes (LEWIS et al., 1993; HARASEN, 2002; ZAHN; MATIS, 2002; HAERDI et al., 2003; FIGUEIREDO, 2013), pode

se hipotetizar que tiveram atividades biomecânicas semelhantes pela disposição e tamanho dos parafusos utilizados para mimetizar as fraturas durante os ensaios (GAMPER et al., 2006; ETHIER; SIMMONS, 2007; ZAHN et al., 2008).

O comprimento de uma placa, assim como a homogeneidade de distribuição dos parafusos influenciam diretamente o suporte de carga da placa e dos próprios parafusos, além do suporte as forças de compressão. Define-se ainda que o comprimento e distribuição ideal de parafusos contemplem a característica e função exercida pela placa, além da extensão da placa perante as dimensões do foco de fratura, ou seja ser maior que dois terços do foco de uma fratura cominutiva e maior em 8 a 10 vezes quando de uma fratura transversa (GAUTIER; SOMMER, 2003; STOFFEL et al., 2003). A partir disso, no presente estudo estabeleceu-se que o tamanho, disposição e número de parafusos seria exatamente o mesmo em ambos os grupos testados, sendo padronizado para tamanho das espécimes coletadas como adequado para as placas de reconstrução 3.5mm e CRIF 5mm, assim como o posicionamento de ambos os implantes no osso e retorcimento dos mesmos realizado de maneira semelhante, afim de limitar qualquer diferença entre os ensaios.

A escolha de ensaio de compressão com carga excêntrica segue o modelo descrito por outros autores de criar um momento de arqueamento devido ao gap criado e a fixação abaxial dos implantes que se torna suscetível a ação das cargas e arqueamento do implante (OLMSTEAD, 1984; ZAHN et al., 2008; NORDIN; FRANKEL, 2011). As forças de tração e arqueamento representam mais de 90% das

forças fisiológicas exercidas (PERREN et al., 1988) e, por isso, nesse estudo foi escolhido apenas testar forças de compressão excêntrica e portanto resistência ao arqueamento.

Baseando-se nas propriedades estruturais previa-se que a barra de conexão de 5 mm do CRIF, por ser cilíndrica, resistiria mais às cargas se comparada a uma placa de reconstrução prismática quando submetidas ao teste de compressão e consequentemente à força de arqueamento. A área de momento de inércia que é uma propriedade de formas utilizadas para prever o stress e deformações, para o CRIF ($30,66 \text{ mm}^4$) já foi anteriormente provada como maior do que para as placas, nesse caso especificamente as LC-DCP ($18,22 \text{ mm}^4$ entre os orifícios das placas, $13,4 \text{ mm}^4$ através dos orifícios das placas) (LEVENSTON, 1995; LIRANI, 2004; BARBOSA et al., 2010; BONIN et al., 2014), porém calculamos para a placa de reconstrução utilizada nos ensaios valores com a placa em eixo horizontal inferiores aos do CRIF ($16,05 \text{ mm}^4$ entre os orifícios da placa, $11,26 \text{ mm}^4$ nos orifícios da placa), porém se avaliarmos a placa no eixo vertical encontramos valores superiores ao CRIF ($89,48 \text{ mm}^4$ entre os orifícios da placa, $215,44 \text{ mm}^4$ nos orifícios da placa) e muito provavelmente por esse motivo, a placa de reconstrução nesse ensaio de compressão que também sofreu influência de flexão, tenha tido cargas exercidas em planos cuja a área de momento de inércia possa ter variado entre seu menor e maior valor e por isso tenha resultado em maiores valores de rigidez e menores valores de deformação quando comparada ao grupo placa, mesmo que sem diferença estatística. Isso demonstra ainda a sensibilidade da placa de reconstrução

ao alinhamento em relação a aplicação da carga (LEWIS et al., 1993; LIDBETTER; GLYDE, 2000), diferentemente do CRIF em que a aplicação de carga numa barra cilíndrica independe do plano já que o momento de área de inércia é o mesmo (ZAHN et al., 2008).

Zahn et al. (2008) já haviam reportado, previamente, que o CRIF de diâmetro 5 mm tiveram valores de cargas e resistência ao arqueamento significativamente superiores que ambas as placas DCP e LCDCP 3.5 mm; entretanto, tal análise foi realizada apenas em modelos de substitutos de osso Canevasit com gap sob forças de compressão e torção em uma carga única até a falha do implante. Assim também, Bonin et al. (2014) compararam as propriedades biomecânicas da placa LC-DCP 3.5 mm e CRIF 5 mm, associados ao pino intramedular em fêmures de cadáver de cão e, contrariamente a Zahn et al. (2008), não encontraram diferença significativa na resistência a arqueamento, valores de carga ou ângulo de arqueamento até a falha do implante para os grupos de tratamento LC-DCP/pino e CRIF/pino.

Contrariamente aos estudos de Zahn et al. (2008) e similarmente ao estudo de Bonin et al. (2014), não se encontrou diferença significativa em ambos os grupos de tratamento para Deformação Máxima e Intermediária. Entretanto, sabe-se, que como as placas de reconstrução são desenhadas para serem mais aptas a contornar o limite ósseo, apresentam consequentemente, rigidez de deformação de arqueamento mais baixa (HULSE; HYMAN, 2007; ROBERTSON et al., 2009), para Força Máxima e Intermediária e para Rigidez, neste trabalho denominadas como

Rigidez 1 e 2. Além disso, denota-se a importância da metodologia deste projeto, uma vez que estabelecendo a avaliação pré contato do *gap* (Rigidez 1) e pós contato do *gap* (Rigidez 2), foi possível avaliar isoladamente os efeitos das forças de arqueamento diretamente sobre o implante e não sobre o tecido ósseo, como já descrito anteriormente (SOUZA et al., 2000; GUSMÃO; BELANGERO, 2009; DALMOLIN et al., 2013).

Ressalta-se como limitações a esse estudo os tipos de testes utilizados, uma vez que mimetizada a força de compressão assim como já testadas anteriormente por Goh et. al., (2009) em testes compressivos que simulam o aumento da carga pós operatória em fêmur, ainda assim não se avaliou outras forças sabidamente essenciais a movimentos fisiológicos do cão (tração, torção), que poderiam talvez demonstrar diferenças significativas, assim como já citados em trabalhos anteriormente referenciados, afim de comparar o CRIF a outros implantes em que o mesmo demonstrou por exemplo, maior fragilidade a outras forças como torção. Poderia ser realizado ainda um ensaio clínico, a partir deste projeto, que comparasse a área de contato osso/implante, com relação a manutenção de suprimento sanguíneo que cada um dos dois implantes testados nesse estudo interferem, afim de avaliar a influência desse fator associado a estabilidade e complicações dos implantes, em relação a evolução das fixações de tais fraturas a longo prazo (JAIN et al., 1999; ZAHN; MATIS, 2004; TOMLINSON, 2005; MILLIS; JACKSON, 2007).

A hipótese de que haveria uma diferença significativa quanto a resistência do CRIF 5mm em relação as placas de reconstrução 3.5 mm na fixação de fraturas distais de fêmur, não pôde ser completamente confirmada.

Conclusão

10 CONCLUSÃO

A comparação das propriedades biomecânicas estudadas, sob ensaio de compressão excêntrica, entre as fixações de fraturas distais de fêmur de cães com a placa de reconstrução e com o CRIF, não demonstrou diferenças estatisticamente significativas. Portanto, conclui-se que ambos os implantes demonstram resistência e rigidez semelhantes, sugerindo que a utilização do CRIF possa ser mais uma possível opção a tais fixações.

REFERÊNCIAS

- BARBOSA, A. A.; HENRIQUE, G.; MORAES, K.; ALMEIDA, R.; TORRES, D.; RODRIGUES, C. S.; MÜLLER, E. S. Avaliação da qualidade óssea mediante parâmetros morfométricos , bioquímicos e biomecânicos em frangos de corte Evaluation of bony quality through biochemical , morphometrics and biomechanical aspects of broilers Introdução. **Revista Brasileira de Zootecnia**, v. 39, n. 4, p. 772–778, 2010.
- BONIN, G. A.; BAKER, S. T.; DAVIS, C. A.; BERGERSON, C. M.; HILDEBRANDT, A. A.; HULSE, D. A.; KERWIN, S. C.; MORENO, M. R.; SAUNDERS, W. B. In vitro biomechanical comparison of 3.5 mm LC-DCP/intramedullary rod and 5 mm clamp-rod internal fixator (CRIF)/intramedullary rod fixation in a canine femoral gap model. **Veterinary Surgery**, v. 43, n. 7, p. 860–868, out. 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24484218>>. Acesso em: 15 abr. 2015.
- BRADEN, T. D.; EICKER, S. W.; ABDINOOR, D.; PRIEUR, W. D. Statistical report characteristics of 1000 femur fractures in the dog and cat. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 8, p. 203–209, 1995.
- BRINKER, W. O. Fractures. In: **Canine Surgery**. 2. ed. ed. Santa Barbara: American Veterinary Publications, 1974. p. 949–1048.
- DALMOLIN, F.; PINTO-FILHO, S. T. L.; CORTES, A. M.; BRUN, M. V.; CAUDURO, C. R.; SCHOSSLER, J. E. W. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos. **Ciência Rural**, v. 43, n. 9, p. 1675–1682, 2013.
- ENGEL, E.; KNEISS, S. Salter-harris fractures in dogs and cats considering problems in radiological reports--a retrospective analysis of 245 cases between 1997 and 2012. **Berl Munch Tierarztl Wochenschr**, v. 127, n. 1–2, p. 77–83, 2014.
- ETHIER, C. R.; SIMMONS, C. A. Introduction. In: **Introductory biomechanics - from cells to organisms**. 1. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2007. p.

FIGUEIREDO, A. V. **Estudo biomecânico ex vivo em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando placa bloqueada, clamp rod internal fixation, pino com cimento ósseo e técnica segmentar modificada.** 2013. 2013.

FLORIN, M.; ARZDORF, M.; LINKE, B.; AUER, J. a. Assessment of Stiffness and Strength of 4 Different Implants Long-Bone Fracture Model Using a Bone Substitute. **Veterinary Surgery: VS**, v. 34, n. n.3, p. 231–238, 2005.

GAMPER, S.; STEINER, A.; NUSS, K.; OHLERTH, S.; FÜRST, A.; FERGUSON, J. G.; AUER, J. A.; LISCHER, C. Clinical evaluation of the CRIF 4.5/5.5 system for long-bone fracture repair in cattle. **Veterinary Surgery**, v. 35, n. 4, p. 361–368, 2006.

GAUTIER, E.; SOMMER, C. Guidelines for the clinical application of the LCP. **Injury**, v. 34, n. Supplement 2, p. 63–76, 2003.

GRAUER, G. F.; BANKS, W. J.; ELLISON, G. W. Incidence and mechanisms of distal femoral physeal fractures in the dog and cat. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 17, p. 579–586, 1981.

GUSMÃO, C. V. B.; BELANGERO, W. D. Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, n. 4, p. 299–305, 2009.

GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 6. ed. [s.l.] Interamericana, 1984.

HAERDI, C.; COSTA, R. D.; AUER, J. A.; LINKE, B.; STEINER, A. Mechanical comparison of 3 different clamp and 2 different rod types of a new veterinary internal fixation system, 4.5/5.5-mm VetFix. **Veterinary Surgery**, v. 32, n. 5, p. 431–438, 2003.

HAERDI-LANDERER, C.; STEINER, A.; LINKE, B.; WAHL, D.; SCHNEIDER, E.; HEHLI, M.; FREI, R.; AUER, J. A. Comparison of double dynamic compression plating

versus two configurations of an internal veterinary fixation device: Results of in vitro mechanical testing using a bone substitute. **Veterinary Surgery**, v. 31, n. 6, p. 582–588, 2002.

HARASEN, G. Fractures involving the distal extremity of the femur: Part 2 - The mature patient. **Canadian Veterinary Journal**, v. 43, n. 2, p. 131–132, 2002.

HIGGINS, T. F.; PITTMAN, G.; HINES, J.; BACHUS, K. N. Biomechanical analysis of distal femur fracture fixation: fixed-angle screw-plate construct versus condylar blade plate. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 21, n. 1, p. 43–46, 2007.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biomechanical of Fracture Fixation Failure. **Veterinary Clinics of North America: small animal practice**, v. 21, p. 647–667, 1991.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biomecânica e fisiologia das fraturas. In: **SLATTER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2007. p. 1785–1792.

IRUBETAGOYENA, I.; VERSET, M.; PALIERNE, S.; SWIDER, P.; AUTEFAGE, A. Ex vivo cyclic mechanical behaviour of 2.4 mm locking plates compared with 2.4 mm limited contact plates in a cadaveric diaphyseal gap model. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 26, n. 6, p. 479–488, 2013.

JAIN, R.; PODWORNY, N.; HUPEL, T. M.; WEINBERG, J.; SCHEMITSCH, E. H. Influence of plate design on cortical bone perfusion and fracture healing in canine segmental tibial fractures. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 13, n. 3, p. 178–186, 1999.

JOHNSON, A. L.; SMITH, C. W.; SCHAEFFER, D. J. Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases (1987-1997). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 5, p. 1157–1161, 1998.

JOHNSTON, S. A.; LANCASTER, R. L.; HUBBARD, R. P.; PROBST, C. W. A

Biomechanical Comparison of 7-Hole 3.5 mm Broad and 5-Hole 4.5 mm Narrow Dynamic Compression Plates. **Veterinary Surgery**, v. 20, n. 4, p. 235–239, jul. 1991. Disponível em: <<http://www.readcube.com/articles/10.1111%2Fj.1532-950X.1991.tb01252.x>>. Acesso em: 9 jun. 2015.

KIM, S. E.; LEWIS, D. D. Corrective osteotomy for procurvatum deformity caused by distal femoral physeal fracture malunion stabilised with String-of-Pearls locking plates: Results in two dogs and a review of the literature. **Australian Veterinary Journal**, v. 92, n. 3, p. 75–80, 2014.

LEVENSTON, M. E. Periosteal bone formation stimulated by externally induced bending strains. **Journal of Bone and Mineral Research : the official Journal of the American Society for Bone and Mineral Research**, v. 10, n. 4, p. 671, 1995.

LEWIS, D. D.; VAN EE, R. T.; OAKES, M. G.; ELKINS, A. D. Use of Reconstruction Plates for Stabilization of fractures and Osteotomies Involving the Supracondylar Region of the Femur. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 29, p. 171–178, 1993.

LIDBETTER, D. A.; GLYDE, M. R. Supracondylar femoral fractures in adult animals. **Compendium on Continuing Education for the Practising Veterinarian**, v. 22, p. 1041–1053, 2000.

LIRANI, A. P. R. **Estudo comparativo dos efeitos do ultra- som e do laser de baixa intensidade no**. 2004. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, 2004.

MICLAU, T.; REMIGER, A.; TEPIC, S.; LINSEY, R.; MCIFF, T. A Mechanical comparison of the dynamic compression plate, limited contact-dynamic compression plate, and point contact fixator. **Journal of orthopaedic trauma**, v. 9, n. 1, p. 17–22, 1995.

MILLIS, D. L.; JACKSON, A. M. Uniões tardias, não-uniões e más uniões. In:

SLATTER, D. **manual de cirurgia de pequenos animais**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2007. p. 1849–1861.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: GUANABARA KOOGA LTDA., 2011.

NYE, R.; EGGER, E.; HUHTA, J. Acute failure characteristics of six methods for internal fixation of canine femoral oblique fractures. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 9, p. 106–110, 1996.

OLMSTEAD, M. Fractures of the femur. In: BRINKER, W.; HOHN, R.; PRIEUR, W. (Ed.). **Manual of internal fixation in the small animals**. New York: Springer-Verlag, 1984. p. 165–175.

ÖZKAYA, N.; LEGER, D. Introdução à biomecânica: terminologia básica e conceitos. In: **Nordin, M.; Frankel, V. H. Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. p. 1–18.

PERREN, S. M.; CORDEY, J.; RAHN, B. A.; GAUTIER, E.; SCHNEIDER, E. Early Temporary Porosis of Bone Induced by Internal Fixation Implants. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 232, p. 139–151, 1988.

PIERMATTEI, D. L.; FLO, G. L.; DECAMP, C. E. Fratura do fêmur e da patela. In: **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2009. p. 580–636.

REEMS, M. R.; BEALE, B. S.; HULSE, D. A. Use of a plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994-2001). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 223, n. 3, p. 330–335, 2003.

ROBERTSON, C.; CELESTRE, P.; MAHAR, A.; SCHWARTZ, A. Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in two different positions. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**,

v. 18, n. 2, p. 204–209, 2009. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.10.002>>. Acesso em: 22 set. 2016.

SCHWANDT, C. S. **Schawandt c: user manual for the 4.5/5.5 mm vetfix: development of new veterinary internal fixation system, from the prototype to the final version.** 2001. of Bern, 2001.

SILBERNAGEL, J. T.; JOHNSON, A. L.; PIJANOWSKI, G. J.; EHRHART, N.; SCHAEFFER, D. J. A mechanical comparison of 4.5 mm narrow and 3.5 mm broad plating systems for stabilization of gapped fracture models. **Veterinary Surgery**, v. 33, n. 2, p. 173–179, 2004.

SOUZA, R. A.; DIAMANTINO, A. G.; NASCIMENTO, A.; XAVIER, M. Propriedades Mecânicas do tecido ósseo e riscos de fraturas. In: ENCONTRO LATINO AMERICANO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 13; ENCONTRO LATINO AMERICANO DE PÓS-GRADUAÇÃO, 9., 2009. São José dos Campos. 2009, **Anais...**2000.

STOFFEL, K.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GÄCHTER, A.; KUSTER, M. S. Biomechanical testing of the LCP - How can stability in locked internal fixators be controlled? **Injury**, v. 34, n. Supplement 2, p. SB11-SB19, 2003.

[CSL STYLE ERROR: reference with no printed form.]

TOMLINSON, J. Fractures of the distal femur. In: JOHNSON, A. L.R.; HOULTON, J. E.F.; VANNINI, R. (Ed.). **AO principles of fracture management in the dog and cat.** Davos Platz, Switzerland: Thieme, 2005. p. 297–303.

UNGER, M.; MONTAVON, P.; HEIM, U. Classification of fractures of long bones in the dog and cat introduction and clinical application. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 3, p. 41–50, 1990. Disponível em: <<http://www.schattauer.de/de/magazine/uebersicht/zeitschriften-a-z/vcot/contents/archive-2002-1988/issue/1640.html>>. Acesso em: 2 mar. 2015.

WÄHNERT, D.; HOFFMEIER, K.; FRÖBER, R.; HOFMANN, G. O.; MÜCKLEY, T. Distal

femur fractures of the elderly--different treatment options in a biomechanical comparison. **Injury**, v. 42, n. 7, p. 655–659, 2011.

ZAHN, K.; FREI, R.; WUNDERLE, D.; LINKE, B.; SCHWIEGER, K.; GUERGUIEV, B.; POHLER, O.; MATIS, U. Mechanical properties of 18 different AO bone plates and the clamp-rod internal fixation system tested on a gap model construct.

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, v. 21, n. 3, p. 185–194, 2008.

ZAHN, K.; MATIS, U. Biomechanical comparison of the VetFix system and commonly used AO bone plates. In: 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich. **Anais...** Munich: ESVOT-VOS, 2002.

ZAHN, K.; MATIS, U. The clamp rod internal fixator - Application and results in 120 small animal fracture patients. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 17, n. 3, p. 110–120, 2004.

Apêndices

APÊNDICE A - Valores de todas as variáveis para cada ensaio realizado no grupo CRIF.

ID	Lado	Grupo	Defo zero (mm)	Força maxima (kgf)	Força maxima (N)	Deformação máxima abs(mm)	Deformação máxima real(mm)	Rigidez 1 (kgf/mm)	Rigidez 2 (kgf/mm)	Rigidez 1 (N/mm)	Rigidez 2 (N/mm)	Força intermediaria (kgf)	Força intermediaria (N)	Deformação intermediaria abs(mm)	Deformação intermediaria real (mm)
1-CRIF	E	CRIF	0,13	366,75	3597,8175	8,55	8,42	38,18182	77,71382	374,5637	762,3726	89,25	875,5425	2,98	2,85
2 - CRIF	D	CRIF	0	273,75	2685,4875	14,22	14,22	27,80612	30,36178	272,7780	297,8491	43,5	426,735	3,14	3,14
3 -CRIF	E	CRIF	0	276	2707,56	8,04	8,04	26,3507	104,4355	258,5004	1024,5123	126	1236,06	3,64	3,64
4 - CRIF	E	CRIF	0	136,5	1339,065	8,6	8,6	24,5455	26,9388	240,7914	264,2696	30	294,3	1,26	1,26
5 - CRIF	D	CRIF	0	81,75	801,9675	8,19	8,19	53,8761	25,4082	528,5245	249,2544	36,75	360,5175	0,81	0,81
6 - CRIF	E	CRIF	0	371,25	3641,9625	4,04	4,04	76,2274	150,5644	747,7908	1477,0368	111,75	1096,2675	1,96	1,96
7 - CRIF	E	CRIF	0	126	1236,06	8,11	8,11	20,6494	40,8558	202,5706	400,7954	72,75	713,6775	6,09	6,09
8 - CRIF	E	CRIF	0	93	912,33	11,62	11,62	8,0462	15,7375	78,9332	154,3849	36	353,16	5,53	5,53
9 - CRIF	E	CRIF	0	221,25	2170,4625	19,63	19,63	8,109	30,8713	79,5493	302,8475	41,25	404,6625	11,06	11,06
10 - CRIF	D	CRIF	0	279,75	2744,3475	8,72	8,72	14,7881	90,8832	145,0713	891,5642	36,75	360,5175	4,27	4,27
11 - CRIF*	E	CRIF	0	239,25	2347,0425	6,74	6,74	23,6862	55,1816	232,3616	541,3315	57,75	566,5275	3,35	3,35
				Média	2198,55		9,67			287,40	578,75		608,00		4,00
				Mediana	2347,04		8,42			240,79	400,80		426,74		3,35
				Desvio	1006,39		4,18			199,52	413,86		328,23		2,85
				Padrão											
				Minimo	801,97		4,04			78,93	154,38		294,30		0,81
				Máximo	3641,96		19,63			747,79	1477,04		1236,06		11,06
				CV (%)	45,78		43,26			69,42	71,51		53,99		71,25

*Valores de indivíduos outliers

APÊNDICE B - Valores de todas as variáveis para cada ensaio realizado no grupo Placa.

Ensaio	Lado	Def. zero (mm)	Força máxima (kgf)	Força máxima (N)	Def. Máx. abs (mm)	Def. máx. real(mm)	Rigidez 1 (kgf/mm)	Rigidez 2 (kgf/mm)	Rigidez 1 (N/mm)	Rigidez 2 (N/mm)	Força intermediaria (kgf)	Força intermediaria (N)	Def. intermediaria abs(mm)	Def. intermediaria real (mm)
'	D	2,17	284,25	2788,49	6,29	4,12	73,34	132,09	719,48	1295,85	115,5	1133,06	4,79	2,62
2 - PLACA	E	0,07	325,25	3190,70	7,15	7,08	50,31	83,91	493,59	823,19	153,75	1508,29	4,17	4,1
3 - PLACA	D	0	330,75	3244,66	5,09	5,09	30,96	85,52	303,68	838,99	59,25	581,24	2,01	2,01
4 - PLACA	D	0	257,25	2523,62	6,44	6,44	61,25	74,41	600,90	729,92	102,75	1007,98	2,56	2,56
5 - PLACA	E	0	180	1765,80	4,46	4,46	38,88	74,17	381,39	727,58	65,25	640,10	2,41	2,41
6 - PLACA	D	0	259,5	2545,70	8,86	8,86	26,86	46,07	263,50	451,90	108,75	1066,84	4,28	4,28
7 - PLACA	D	0	195,75	1920,31	6,25	6,25	20,26	54,83	198,75	537,86	55,5	544,46	3,22	3,22
8- PLACA	D	0	132,75	1302,28	2,94	2,94	32,14	57,14	315,32	560,51	20,25	198,65	0,84	0,84
9 - PLACA	D	0	360,75	3538,96	11,44	11,44	34,64	61,41	339,85	602,46	63,75	625,39	3,71	3,71
10 - PLACA	E	0	243	2383,83	12,53	12,53	12,37	46,79	121,35	459,02	26,25	257,51	2,93	2,93
11 – PLACA*	D	0	255	2501,55	7,31	7,31	40,14	67,78	393,77	664,88	78	765,18	4,3	4,3
			Média	2518,72		6,96			375,60	699,29		757,15		2,87
			Mediana	2523,62		6,44			339,85	664,88		640,10		2,78
			Desvio	672,02		2,99			173,74	238,18		391,56		1,03
			Padrão											
			Minimo	1302,28		2,94			121,35	451,90		198,65		0,84
			Máximo	3538,96		12,53			719,48	1295,85		1508,29		4,28
			CV (%)	26,68		43,03			46,26	34,06		51,71		35,94

*Valores de indivíduos outliers