

BIANCA MARFIL DIAS

**Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa
bloqueada em diferentes funções, em fêmur canino**

São Paulo

2021

BIANCA MARFIL DIAS

**Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa bloqueada
em diferentes funções, em fêmur canino**

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

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa

São Paulo

2021

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)

4000	Dias, Bianca Marfil Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa bloqueada em diferentes funções, em fêmur canino / Bianca Marfil Dias. – 2021. 72 f. : il. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2021. Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária. Área 1. Fratura. 2. Densitometria. 3. Ortopedia. 4. LCP. 5.
------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------



Comissão de Ética no Uso de Animais

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Universidade de São Paulo

CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA À CARGA AXIAL DE PLACAS BLOQUEADAS EM COMPRESSÃO, NEUTRALIZAÇÃO E PONTE EM FÊMURES CANINOS", protocolada sob o CEUA nº 3069130219 (ID 006189), sob a responsabilidade de **André Luís do Valle de Zoppa e equipe; Bianca Marfil Dias** - 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 20/02/2019.

We certify that the proposal "MECHANICAL CHARACTERIZATION OF THE AXIAL LOAD OF LOCKING PLATES IN COMPRESSION, NEUTRALIZATION AND BRIDGE IN CANINE FEMUR", utilizing 40 Dogs (males and females), protocol number CEUA 3069130219 (ID 006189), under the responsibility of **André Luís do Valle de Zoppa and team; Bianca Marfil Dias** - 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 02/20/2019.

Finalidade da Proposta: **Pesquisa**

Vigência da Proposta: de **03/2019** a **03/2021**

Área: **Clínica Cirúrgica Veterinária**

Origem: **Biotério do Departamento de Patologia da FMVZ USP**

Espécie: **Cães**

sexo: **Machos e Fêmeas**

idade: **2 a 8 anos**

N: **40**

Linhagem: **diferentes raças**

Peso: **25 a 30 kg**

Local do experimento: **Laboratório de Ortopedia e Traumatologia da FMVZ USP**

São Paulo, 12 de julho de 2021

Prof. Dr. Marcelo Bahia Labruna
Coordenador da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Camilla Mota Mendes
Vice-Coordenadora da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo



Comissão de Ética no Uso de Animais

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Universidade de São Paulo

São Paulo, 04 de fevereiro de 2021
CEUA N 3069130219
(ID 007418)

Ilmo(a). Sr(a).
Responsável: André Luís Do Valle De Zoppa
Área: Clínica Cirúrgica Veterinária

Título da proposta: "CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA À CARGA AXIAL DE PLACAS BLOQUEADAS EM COMPRESSÃO, NEUTRALIZAÇÃO E PONTE EM FÊMURES CANINOS".

CERTIFICADO (Alteração do cadastro versão de 19/janeiro/2021)

A Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, no cumprimento das suas atribuições, analisou e **APROVOU** a Alteração do cadastro (versão de 19/janeiro/2021) da proposta acima referenciada.

Resumo apresentado pelo pesquisador: "Solicito a mudança de título do trabalho intitulado : [Caracterização mecânica à carga axial de placas bloqueadas na função de compressão, neutralização e ponte em fêmures caninos]. Para: "Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa bloqueada em diferentes funções, em fêmur canino". Devido a banca avaliadora na qualificação sugerir essa mudança."

Comentário da CEUA: Mudança de título segundo sugestão da banca de qualificação.

Prof. Dr. Marcelo Bahia Labruna
Coordenador da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Camilla Mota Mendes
Vice-Coordenadora da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: DIAS, Bianca Marfil

Título: Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa bloqueada em diferentes funções, em fêmur canino

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

Data: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico este trabalho à minha família e meus amigos. Por todo apoio incondicional e por existirem em minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me guiado com fé e esperança para realização deste sonho.

À minha mãe, Sandra Giovedi, pelo amor incondicional, pelo cuidado e zelo comigo, por sempre segurar minha mão e ser a minha luz. Obrigada mãe por ser meu alicerce, devo tudo a você.

Ao meu irmão, Rodrigo Marfil Dias, por me apoiar, por me ajudar sempre que pode e por ser meu companheiro de vida, meu amigo fiel e companheiro para todas as horas.

Ao meu pai, Roberto Marfil Dias, meu grande professor da vida, me fez apta a lidar com todos os percalços e pedras no meu caminho. Através da sua vida eu me tornei quem sou hoje e me orgulho disso.

Ao meu grande incentivador, Thales Bregadioli, por sempre acreditar em mim mais do que eu mesma, por sempre me ajudar e estar ao meu lado nas minhas escolhas, por tornar esta fase mais leve e me tranquilizar nos momentos mais difíceis. Obrigada por ser o amigo, namorado, companheiro que eu quero para o resto da vida.

Ao meu amigo Anderson Souza, por sempre estar disponível e pronto para me ajudar, me dar conselhos e melhorar a execução desse trabalho. Você se doou como se o trabalho fosse seu e eu não tenho palavras suficientes para te agradecer. Você foi essencial e acredito que sem você esse trabalho não teria saído do papel, meu muitíssimo obrigado.

Aos meus avós Alzira Marfil e André Giovedi (*in memoriam*), por me permitirem viver momentos únicos de amor incondicional, lembranças que guardarei pro resto da minha vida.

À minha tia Sueli Rubinho (*in memoriam*), exemplo de força, luta e perseverança. Uma mulher guerreira, resiliente, em quem me espelho. Você foi cedo, tia, e nos mostrou como é preciso aproveitar cada momento. Estendo os meus agradecimentos para minha família, que são a minha base, o meu refúgio e minha alegria, os amo mais que tudo e não há felicidade maior do que estar ao lado de vocês.

À minha madrasta Margarete e ao meu padrasto Sérgio que são anjos na minha vida e cuidam do meu bem mais precioso. Agradeço todos os dias por meus pais os encontrarem.

À minha segunda família, Bregadioli, não há mais nenhum sonho em que vocês não estejam. Amo cada um e me sinto muito privilegiada por entrar nessa família.

Ao meu orientador e professor André Luis do Valle De Zoppa, por me dar essa oportunidade e me permitir realizar um sonho. Você está sempre disposto a nos ajudar e sempre foi muito solícito. O admiro não só pelo grande profissional de referência, mas pela excelente pessoa que você é.

À minha amiga Bianca Fiuza, que sempre foi meu exemplo profissional e lá atrás abriu uma porta e me deu oportunidade de trabalhar com o que amo. Sei que batalhei muito por isso, mas você me deu a possibilidade de realizar meu sonho e sempre serei eternamente grata por isso. Obrigada por acreditar em mim. Estendo meus agradecimentos ao seu marido, Fernando Brun, meu amigo e exemplo de profissional e pessoa. Sou grata por ter sido madrinha de casamento de vocês e por Deus me presentear com amigos como vocês.

Aos meus amigos com quem tive o prazer de compartilhar conhecimento e aprendizado na Metodista, Raquel, Jéssica Henriques, Jéssica Percy, Ivan, Felipe, Sheila, Priscila, Élide, Marcelo, Laís, Alice, Jordana, Itamar e Júnior. Obrigada por tornarem essa fase uma das melhores da minha vida.

Ao professor Anderson Coutinho com quem tive o primeiro contato na área de cirurgia, as primeiras aulas e ensinamentos. Sou grata por você ter me permitido, confiado e me encorajado a operar.

Aos meus amigos André Leite e Talita Capitano, excelentes veterinários e com quem tenho vontade de estar perto 24 horas por dia. Vocês trazem uma energia onde estão que transformam qualquer ambiente em alegria.

À minha auxiliar e amiga Gabriela Salatiel, obrigada por estar sempre disposta a me ajudar, tenho muito orgulho de você e tenho certeza que será uma grande cirurgiã.

Ao Gabriel Diamante, meu amigo, compadre e excelente profissional. Gabi, admiro a forma como trabalha e deseja um serviço de excelência, sua sinceridade, honestidade e o pai que se tornou. O Massi vai se orgulhar muito de você.

A Mizaele, que além de comadre se tornou minha grande amiga, quem admiro e aprendo diariamente. Obrigada por tudo, você é muito importante na minha vida. Obrigada por vocês me darem o melhor presente que poderiam dar, o Massimo.

Aos meus amigos Paulo Marinho e Carolina Zani, por quem tenho um carinho enorme. Amo estar na companhia de vocês. Os admiro como pessoas e profissionais. Obrigada Paulo, por fazer parte da minha banca de mestrado e por ser um profissional ímpar que todos admiram e respeitam.

À professora Cláudia Inglez por todas suas correções, pela sua gentileza e humildade, por me dar a honra do meu trabalho ser avaliado por você. Muito obrigada.

Ao Renato Otaviano, um exemplo de determinação, garra e perseverança atrás de tudo que almeja na sua vida. Você já conquistou muita coisa e irá conquistar muito mais, te admiro e me inspiro na sua determinação.

Aos Médicos Veterinários do Hospital Veterinário da FMVZ USP, especialmente a Viviane Galeazzi por todo aprendizado, oportunidade e confiança.

Aos enfermeiros do Setor de Cirurgia do HOVET FMVZ USP Jesus dos Anjos, Otávio Rodrigues e Clédsom Lélis. Obrigada por toda ajuda, ensinamento e paciência.

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

À empresa de implantes, Focus Ortopedia Veterinária, por ter concedido gentilmente o material para realização desse projeto e por contribuir para a pesquisa no Brasil.

Meu agradecimento especial para a razão de todos os meus esforços, os animais.

RESUMO

DIAS, B. M. **Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa bloqueada em diferentes funções, em fêmur canino.** [Mechanical behavior to the axial load of constructions with plate blocked in different functions, in canine femur]. 2021. 72 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.

O osso é o elemento estrutural básico do corpo de qualquer mamífero. No entanto, há pouca pesquisa disponível referente às propriedades mecânicas básicas da estabilização dos ossos longos de cães. Esses dados não somente explicam melhor as características das fraturas, como são necessários para o desenvolvimento de qualquer técnica de estabilização. Neste estudo foi realizada densitometria óptica radiográfica dos fêmures caninos após a esqueletização, com intuito de analisar a densidade mineral óssea das amostras e identificar valores densitométricos atípicos que pudessem comprometer a estabilização das configurações e, dessa forma, interferir nos resultados deste estudo. Após as análises ósseas, os valores foram interpretados através do teste estatístico de intervalo interquartilico que não identificou valores atípicos. As amostras foram preparadas para o ensaio mecânico e formou-se 4 grupos: grupo íntegro (composto somente de fêmures íntegros), grupo compressão (composto por fêmures com osteotomia transversa), grupo neutralização (composto por fêmures com osteotomia oblíqua) e grupo ponte (composto por fêmures com ostectomia de 10 milímetros), todas osteotomias e ostectomias foram fixadas com placa bloqueada em suas diferentes funções. A pesquisa foi realizada com 9 fêmures em cada grupo, totalizando 36 fêmures de cães adultos de distintas raças e gêneros e com *causa mortis* variadas. Os testes mecânicos foram realizados no Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da FMVZ-USP. Os dados provenientes da máquina de ensaios foram adquiridos por sistema computadorizado. Para a realização do ensaio de compressão axial, o fêmur foi posicionado longitudinalmente em relação ao eixo de movimento da máquina de ensaios. Os fêmures foram fixados com resina acrílica nas duas porções para perfeito modelamento não permitindo que a peça anatômica escapasse ou se soltasse durante o ensaio. Houve diferença estatística entre o grupo íntegro e neutralização ($p < 0.001$), íntegro e ponte ($p < 0.001$), compressão e neutralização ($p = 0.029$), compressão e ponte ($p = 0.002$), e neutralização e ponte ($p = 0.004$) no parâmetro rigidez. E no parâmetro força no limite

de resistência máxima houve diferença estatística entre os grupos íntegro e neutralização ($p < 0.001$), íntegro e ponte ($p < 0.001$), compressão e ponte ($p = 0.009$) e entre os grupos neutralização e ponte ($p < 0.001$). Não houve diferença estatística entre os grupos íntegro e compressão em nenhum dos parâmetros analisados. No parâmetro força no limite de resistência máxima não houve também diferença estatística entre os grupos compressão e neutralização. A determinação desses parâmetros em relação às diferentes configurações testadas nos demonstra que reconstruções ósseas, permitindo o compartilhamento de carga, são estatisticamente mais rígidas e resistem a mais carga antes de falhar. Diante disso, nossos resultados demonstram vantagens mecânicas consideráveis atribuídas à utilização da placa bloqueada em funções que permitam a reconstrução da coluna óssea do fêmur de cães.

Palavras-chave: Fratura, densitometria, ortopedia, LCP, osteossíntese.

ABSTRACT

DIAS, B.M. **Mechanical behavior to the axial load of constructions with locking plate in different functions, in canine femur.** [Comportamento mecânico à carga axial de construções com placa bloqueada em diferentes funções, em fêmur canino]. 2021. 72 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.

Bone is the basic structural element of any mammal's body. However, a few researches are available regarding the basic mechanical properties of the stabilization of long bones in dogs. These data not only better explain the characteristics of the fractures, but are necessary for the development of any stabilization technique. In this study, radiographic optical densitometry of canine femurs was performed after skeletonization, in order to analyze the bone mineral density of the samples and identify atypical densitometric values, which could compromise the stabilization of the configurations and thus interfere with the results of this study. After bone analysis, the values were analyzed using the statistical test, interquartile range, which did not identify outliers. The samples were prepared for the mechanical test, and 4 groups were formed: intact group (composed only of intact femurs), compression group (composed of femurs with transverse osteotomy), neutralization group (composed of femurs with oblique osteotomy) and bridge group (composed of femurs with 10 mm osteotomy), all osteotomies and osteotomies were fixed with a locking compression plate in their different functions. The research was carried out with 9 femurs in each group, totaling 36 femurs of dogs of different breeds and genders, adults with varied causes of death. Mechanical tests were performed at the Laboratory of Orthopedics and Comparative Traumatology at FMVZ-USP. The data from the testing machine was acquired by a computerized system. To perform the axial compression test, the femur was positioned longitudinally in relation to the axis of movement of the testing machine, the femurs were fixed with acrylic resin in the two portions for perfect modeling, not allowing the anatomical piece to slide or become loose during the rehearsal. There was a statistical difference between the healthy group and neutralization ($p < 0.001$), healthy and bridge ($p < 0.001$), compression and neutralization ($p = 0.029$), compression and bridge ($p = 0.002$) and neutralization and bridge ($p = 0.004$) in the stiffness parameter and in the strength parameter at the maximum resistance limit there was a statistical difference between the healthy and neutralization groups ($p < 0.001$), healthy and bridge (p

<0.001), compression and bridge ($p = 0.009$) and between the neutralization and bridge ($p < 0.001$). There was no statistical difference between the intact and compression groups in any of the analyzed parameters. In the strength parameter at the maximum resistance limit, there was also no statistical difference between the compression and neutralization group. The determination of these parameters in relation to the different configurations tested shows us that bone reconstructions, allowing load sharing, are statistically more rigid and resist more load before failing. Therefore, our results demonstrate considerable mechanical advantages attributed to the use of the blocked plaque in functions that allow the reconstruction of the bone column of the dog's femur.

Keywords: Fracture, densitometry, orthopedics, LCP, osteosynthesis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 ESTABILIDADE E CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA	17
2.2 FRATURAS EM FÊMUR	18
2.3 PLACAS BLOQUEADAS	18
2.3.1 Placa bloqueada em compressão	21
2.3.2 Placa bloqueada em neutralização	21
2.3.3 Placa bloqueada em ponte	22
2.4 BIOMECÂNICA E ENSAIO DE COMPRESSÃO	24
2.5 DENSITOMETRIA ÓPTICA RADIOGRÁFICA	25
3 OBJETIVOS	26
3.1 OBJETIVO GERAL	26
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	27
4 COMPORTAMENTO MECÂNICO À CARGA AXIAL DE CONSTRUÇÕES COM PLACA BLOQUEADA EM DIFERENTES FUNÇÕES, EM FÊMUR CANINO	28
4.1 INTRODUÇÃO	30
4.2 MATERIAL E MÉTODO	31
4.2.1 Espécimes	31
4.2.2 Densitometria óptica radiográfica	32
4.2.3 Seleção das amostras	35
4.2.4 Preparo das amostras	36
4.2.5 Delineamento experimental	36
4.2.6 Técnica cirúrgica	37
4.2.6.1 Grupo íntegro	37
4.2.6.2 Grupo compressão	37
4.2.6.3 Grupo neutralização	39
4.2.6.4 Grupo ponte	40

4.3 ENSAIO BIOMECÂNICO _____	41
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA _____	44
4.5 RESULTADOS _____	44
4.6 DISCUSSÃO _____	48
4.7 LIMITAÇÕES E PONTOS CRÍTICOS _____	52
4.8 CONCLUSÃO E SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA _____	53
REFERÊNCIAS _____	54
5 AVALIAÇÃO DA DENSIDADE MINERAL ÓSSEA POR MEIO DA DENSITOMETRIA ÓPTICA RADIOGRÁFICA EM 42 FÊMURES CANINOS _____	56
5.1 INTRODUÇÃO _____	57
5.2 MATERIAL E MÉTODO _____	58
5.3 RESULTADOS _____	61
5.4 DISCUSSÃO _____	63
5.5 CONCLUSÃO _____	64
REFERÊNCIAS _____	66
6 CONCLUSÕES GERAIS _____	68
REFERÊNCIAS _____	69

1 INTRODUÇÃO GERAL

A compreensão da biomecânica do osso intacto, das fraturas e das osteossínteses são necessárias para a melhor tomada de decisão do cirurgião na escolha da técnica cirúrgica, oferecendo ao paciente recuperação bem sucedida do tratamento de fraturas (HULSE; HYMAN, 2007; ROE, 2020).

Em ensaios mecânicos com ossos, aconselham-se exames radiográficos prévios a fim de descartar fatores mecânicos e biológicos que possam comprometer a fixação e estabilização de fraturas alterando os resultados do estudo (HAK, 2010; ROE, 2020).

A densitometria óptica radiográfica é uma técnica radiológica não invasiva, precisa, de fácil execução e de baixo custo que avalia a densidade mineral óssea por meio de imagens radiográficas, auxiliando na instituição do diagnóstico de osteopenia/osteoporose e de enfermidades relacionadas à mineralização óssea (MURAMOTO, 2005; LOUZADA et. al; 2006). Essa técnica, contudo, é indicada para transpor as limitações visuais e a subjetividade da interpretação radiográfica simples (LOUZADA, et.al 1998).

Testes biomecânicos podem ser realizados com várias finalidades, para testar ou comparar diferentes métodos de fixação (BERNARDÉ et al., 2002; SCHMAEDECKE, 2007; MESQUITA et al., 2010), a fim de testar a resistência de diferentes implantes ou configurações (MESQUITA et al., 2010).

Em qualquer teste *ex vivo* de construções biomecânicas ortopédicas, as condições fisiológicas de carga sobre um membro não podem ser exatamente reproduzidas (GOH et al., 2009). As forças fisiológicas são complexas e sobrepostas, devendo ser consideradas separadamente para análise mecânica (CORDEY, 2000).

A força de compressão axial utilizada neste estudo, para analisar a resistência e rigidez tanto do osso íntegro quanto das diferentes funções de aplicação de placas para osteossínteses, tem por objetivo principal descrever o comportamento mecânico e comparar o resultado das amostras, a fim de direcionar a melhor aplicação das distintas funções das placas frente às fraturas de fêmur canino.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ESTABILIDADE E CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA

A estabilidade determina a quantidade de tensão no local da fratura e a tensão determina que tipo de consolidação ocorrerá no local da fratura. A consolidação primária ocorre quando a deformação relativa (ΔL) é menor do que 2%. Já a consolidação secundária ocorre quando a ΔL é mantida entre 2% e 10%. A consolidação óssea não ocorre quando a ΔL for maior do que 10%. O “Strain” (deformação relativa) é definido como a variação relativa na lacuna da fratura, dividida pela distância inicial (fratura lacuna tensão = $\Delta L / L$). A consolidação óssea primária ocorre quando há o tipo de estabilidade dita absoluta (fixação rígida) no local da fratura. A sua ocorrência requer que a deformação relativa seja mantida na faixa inferior a 2%. A placa de compressão fornece fixação rígida, minimizando tensão, diminuindo lacuna e movimento e impedindo aumento no comprimento da lacuna. A consolidação secundária ocorre quando há estabilidade relativa, mantida entre 2% e 10% (EGOL et al., 2004).

O tecido ósseo é um material viscoelástico. A elasticidade ocorre quando há relação proporcional entre tensão e deformação e a deformação gerada não é permanente, uma vez que, se retirada a carga aplicada, o material retorna imediatamente à sua forma de origem. Já a viscosa demora um certo tempo para ser iniciada após aplicação da carga e igualmente para retornar ao formato original quando a carga é removida (HULSE; HYMAN, 2003; ÖZKAYA; LEGER, 2003; LIRANI, 2004).

A aplicação de força externa (carga) em material biológico gera efeitos internos, como a mudança na forma do corpo que, geralmente, está associada à produção de forças internas. A tensão, que é definida como a força interna por unidade de área da secção transversal que uma parte de um corpo de um lado de um plano exerce na parte oposta do plano e que está intimamente associada com a área ou o plano, é um exemplo dos fenômenos físicos que ocorrem sobre sólidos sob carga que é o resultado da aplicação desta força externa e não a carga em si (ÖZKAYA; LEGER, 2003; LIRANI, 2004).

2.2 FRATURAS EM FÊMUR

As fraturas de fêmur são frequentes em cães e gatos, representando de 20 a 25% de todas as fraturas e 45% das fraturas dos ossos longos (UNGER; MONTAVON; HEIM, 1990; LARIN et al., 2001). O local mais frequente de fratura é a diáfise, representando 56% do total (BRADEN et al., 1995).

A carga excêntrica exercida sobre o fêmur durante o apoio exige conhecimento das forças de tensão/compressão e seus efeitos sobre os implantes (PERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

A face lateral do fêmur está sujeita a forças de distração ou tensão e a face medial a forças de impacto ou compressão. Quando uma placa é utilizada como implante para osteossíntese de fraturas diafisárias, é vital que a mesma seja aplicada na superfície óssea que está mais frequentemente sob uma força de distração ou tensão. Clinicamente, essas superfícies são a face lateral do fêmur, a face medial ou cranial da tíbia, a face cranial ou lateral do úmero e a superfície craniomedial ou cranial do rádio (PERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

Segundo Schatzker e Houlton (1982), o osso é um tecido capaz de se adaptar rapidamente à aplicação contrária de força, pois consegue armazenar energia em seu interior. No entanto, em quadros de fraturas, perde-se a integridade estrutural e, em frações de segundos, a energia armazenada é dissipada aos tecidos adjacentes. O grau de energia liberado é diretamente responsável tanto pelo número de fragmentos ósseos produzidos como pelo dano tissular regional, com criação de cavitações de grau variado.

A severidade da fratura e o grau de complexidade de seu tratamento são diretamente relacionados à intensidade do trauma original. As fraturas originadas por traumas de baixo impacto têm características de depressão unilateral, enquanto aquelas geradas por traumas de alto impacto apresentam características cominutivas (BERKSON; VIRKUS, 2006).

2.3 PLACAS BLOQUEADAS

O progresso da osteossíntese avançou na década de 1960 pelos estudos do grupo suíço *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (AO) e pelo

desenvolvimento da placa de compressão dinâmica (DCP - *Dinamic Compression Plate*) em 1969, em que se valia das leis do atrito para permitir a compressão fragmentária (ALLGÖWER et al., 1969; BIEDRZYCKI, 2018). No entanto, a observação de que o extenso contato da DCP com a superfície óssea interferia no periósteo subjacente e no suprimento sanguíneo para o córtex, prejudicando a consolidação óssea, levou ao desenvolvimento da placa de compressão dinâmica de baixo contato (LC-DCP - *Low Contact Dinamic Compression Plate* –) em 1990 (PERREN et al., 1990). A LC-DCP possui formato diferente que permite contato periosteal reduzido em aproximadamente 50% para minimizar a interferência biológica. Ainda que haja redução do contato da placa com o periósteo, a LC-DCP ainda demanda compressão periosteal para estabilização, causando distúrbio no suprimento vascular (ALLGÖWER et al., 1969; RÜEDI; BUCKLEY; MORAN, 2009; BIEDRZYCKI, 2018).

O uso bem-sucedido da LC-DCP depende das forças de atrito geradas entre o restante do contato reduzido da placa e o córtex do osso. Essa força de atrito é essencialmente limitada pelo grau de torque do parafuso, sendo o torque do parafuso proporcional à qualidade e à densidade óssea em que for aplicado. Usando parafusos convencionais, uma placa pode ser comprimida ao osso com força de 2000 a 3000 Newtons (MILLER; GOSWAMI; PRAYSON, 2008). Para superar esses desafios e aumentar o coeficiente de atrito entre placa e osso, foram utilizadas debridações de tecidos moles e cimentos ósseos entre a placa e osso. Todavia, ambos têm limitações e a remoção de tecido pode danificar ainda mais o suprimento sanguíneo do periósteo (BORGEAUD et al., 2000).

As primeiras tentativas de criar um dispositivo menos dependente da força de atrito da placa óssea incluíram o fixador de contato direto (PC-Fix – *Point Contact Fixator*) e o sistema de estabilização menos invasivo (placa LISS – *Less Invasive Stabilization System*) resultando no desenvolvimento da Placa Bloqueada de Compressão Dinâmica (LCP - *Locking Compression Plate* –) em 2001 (FRIGG, 2001; BIEDRZYCKI, 2018).

As placas bloqueadas foram gradualmente utilizadas em cirurgia veterinária, com poucas discussões quanto às diferenças entre elas e as técnicas bem estabelecidas de compressão dinâmica convencional. Em 2005, foi publicado o primeiro caso de aplicação clínica de uma placa bloqueada para correção de fratura em um paciente canino (SCHWANDT; MONTAVON, 2005; BARNHART, 2018).

Como descrito por Barnhart (2018), com o advento da placa bloqueada, muitos cirurgiões veterinários trocaram o sistema DCP pelo sistema bloqueado sem desenvolver melhor compreensão das diferenças fundamentais entre os dois sistemas. O equívoco inicial do próprio autor e a impressão de muitos médicos veterinários é que as construções bloqueadas eram "mais fortes" do que as com DCP. Contudo, o autor destaca que a tecnologia bloqueada não foi projetada para ser mais forte ou mais estável que a DCP. Contrariamente, a placa bloqueada foi criada para aprimorar os princípios da osteossíntese biológica a fim de promover a consolidação e minimizar os riscos de infecção que foram atribuídos, em parte, à lesão vascular periosteal causada pela grande força de atrito gerada entre as placas DCP e a superfície óssea (BARNHART, 2018).

Há uma ampla variedade de tamanhos e formatos de placas e parafusos que são mais frequentemente confeccionados em aço ou titânio (JOHNSTON et al., 2012; ARTHURS, 2015). A escolha do implante é dependente de diversos fatores, incluindo local de aplicação, tipo e localização da fratura, qualidade do osso, força requerida, custo e disponibilidade (WAGNER, 2003; CHAO et al., 2012; JOHNSTON et al., 2012).

As placas bloqueadas foram desenvolvidas levando em consideração os conceitos da osteossíntese biológica (BARNHART, 2018; JOHNSTON et al., 2012; WAGNER, 2003; SZYPRYT; FORWARD, 2009; IGNA; SCHUSZLER, 2010; CRONIER et al., 2010). Dentre as placas bloqueadas, existem as que aceitam apenas os parafusos bloqueados, as com orifícios combinados (que aceitam parafusos corticais e os bloqueados (GAUTIER; SOMMER, 2003; MILLER; GOSWAMI, 2007; SZYPRYT; FORWARD, 2009; SCOLARO; AHN, 2011; ARTHURS, 2015), e as que possuem os dois sistemas, mas em orifícios distintos (MERINO et al., 2013; ARTHURS, 2015).

Ao se utilizar as placas bloqueadas, faz-se necessário respeitar alguns conceitos básicos com relação ao contorno e ao comprimento da placa, além do número e posicionamento dos parafusos (GAUTIER; SOMMER, 2003; WAGNER, 2003; KUBIAK et al., 2006; NIEMEYER; SUDKAMP, 2006; MILLER; GOSWAMI, 2007; SZYPRYT; FORWARD, 2009; CHAO et al., 2012).

A principal diferença entre as placas bloqueadas e as convencionais é que a segunda depende da fricção da interface placa-osso e osso-parafuso. As placas não bloqueadas podem falhar com a rotação do parafuso, ou seja, a cabeça do parafuso

se movendo dentro do orifício do parafuso, o que leva ao afrouxamento do parafuso e perda sequencial de fixação do osso à placa (SMITH et al., 2007).

Algumas vantagens sobre o uso de placas bloqueadas e a estabilidade angular são: a estabilização de pequenos fragmentos distais e proximais; estabilização da fratura no osso osteoporótico; possibilitar estabilidade com parafusos monocorticais; menos parafusos necessários em comparação com osteossínteses com placas não bloqueadas e menor necessidade de moldagem das placas (SOMMER et al., 2003).

2.3.1 Placa bloqueada em compressão

As placas LCP conferem ângulo fixo e maior rigidez angular e axial à unidade da placa e parafuso ósseo quando comparadas às placas convencionais (FRIGG, 2001). No sistema LCP, devido aos seus orifícios combinados, pode-se utilizar parafuso cortical para realizar a compressão dinâmica e, após, associar parafusos bloqueados (princípios de compressão e bloqueio) (MERINO et al., 2013).

As funções das placas podem ser do tipo em ponte ou em compressão, sendo a primeira aplicada de forma que fique sob tensão ao receber carga axial e a segunda quando fragmentos da fratura estejam sob compressão, tanto em fraturas de traço simples quanto transversas (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2005; PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

A redução anatômica da coluna óssea permite a consolidação óssea primária e é importante por vários aspectos, tais como congruência articular, alinhamento correto do membro e maior resistência às forças atuantes, uma vez que a carga aplicada no membro é dividida entre osso e placa, pois a energia consegue se dissipar através dos fragmentos ósseos reduzidos anatomicamente (SCHATZKER; HOULTON, 1982).

2.3.2 Placa bloqueada em neutralização

A placa de neutralização é aplicada no lado de tensão do osso com o intuito de neutralizar ou superar as forças de torção, flexão, compressão e distração nas linhas de fratura. Para tanto, é fundamental que a fratura tenha sido previamente estabilizada sob compressão interfragmentar através da aplicação de tutores

primários que podem ser parafusos de compressão (*lag screw*), cerclagem, hemicerclagem ou fio interfragmentar (PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

Placas de neutralização são indicadas em fraturas instáveis que podem ser reconstruídas anatomicamente pelos tutores primários supracitados. São elas as fraturas longas oblíquas, em espiral ou múltiplas redutíveis da diáfise.

A aplicação de parafusos ósseos corticais como tutores primários envolve a sua inserção valendo-se de efeito compressivo para realizar a compressão interfragmentar. Além de fixação auxiliar, essa aplicação de parafuso ajuda na realização da redução da fratura durante a aplicação dos tutores secundários. A decisão de usar parafusos de compressão para estabilizar um fragmento ósseo deve ser ponderada, considerando o potencial de dano de suprimento sanguíneo inerente à manipulação do mesmo. Sendo assim, quando optado por esse método de fixação, o cirurgião deve ser gentil e eficiente na redução do fragmento e aplicação do parafuso compressivo para evitar danos ao potencial de consolidação do osso (PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

Os parafusos compressivos são preferíveis como tutores primários quando comparados às técnicas que utilizam fios de cerclagem. Isso ocorre porque os parafusos são mais eficientes que cerclagens na produção de compressão interfragmentar devido ao menor índice de erros técnicos durante a aplicação. Além disso, o parafuso compressivo causa menos interrupções no tecido mole e no suprimento sanguíneo periosteal e, caso haja falha do implante, a ruptura vascular de um parafuso solto é exponencialmente menor do que a de um fio de cerclagem frouxo (PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

2.3.3 Placa bloqueada em ponte

Em 1958, com a criação do grupo suíço AO, as fraturas multifragmentárias eram estabilizadas cirurgicamente com placas em compressão com o intuito de redução anatômica não biológica (FERNANDES et al., 1998).

A interpretação e ênfase desses princípios passaram por uma mudança gradual nos últimos anos, já que a AO promoveu o conceito de fixação biológica. A principal consideração nesse conceito é a proteção dos tecidos moles e o suprimento sanguíneo dos fragmentos da fratura. Isso significa que a redução anatômica, no sentido de reconstrução total de todas as linhas de fratura, é considerada necessária

apenas para fraturas articulares ou fraturas redutíveis. A união óssea direta sem calos é esperada sob este protocolo. Em contraposição, as fraturas multifragmentares irreduzíveis devem ser tratadas sem manipulação dos fragmentos a fim de proteger o suprimento sanguíneo. O local da fratura deve ser estabilizado por placa fixada a cada extremidade íntegra do osso ou por fixador esquelético externo ou por haste intramedular bloqueada. A consolidação nesse caso é pela via indireta, com a formação inicial de calo responsável por grande parte da estabilização (PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

Em relação ao comprimento da placa e o número de parafusos a serem utilizados, o estudo biomecânico com ulnas de cadáveres humanos de Sanders et al. (2002) concluiu que, em relação à rigidez em flexão da peça, o comprimento da placa é mais importante que o número de parafusos. Em um outro estudo biomecânico, Stoffel et al. (2003) recomendaram que, em fraturas com um pequeno espaço interfragmentário, um ou dois orifícios devem ser omitidos em cada lado da fratura. Para fraturas com um espaço interfragmentário maior, aconselha-se a colocação dos parafusos mais próximos da fratura (SUNADA et al., 2010).

Nas fraturas cominutivas, há maior preocupação com o alinhamento e alongamento ósseo, como no estudo de Fernandes et al. (1998), onde foram tratadas com placa em ponte trinta fraturas multifragmentares em região diafisária da tíbia, e as complicações mais observadas foram os desvios rotacionais e angulares em cinco casos.

A vantagem do uso de placa em configuração ponte é a possibilidade de sua aplicação com manipulação mínima dos fragmentos ósseos favorecendo a manutenção do suprimento sanguíneo remanescente. Como maior desvantagem dessa função da placa, cita-se a impossibilidade de compartilhamento de cargas entre placa e coluna óssea, sendo a placa responsável por absorver completamente todas as forças de flexão, torção e compressão do suporte de peso, tornando-se mais suscetível à fadiga do implante e falha em comparação a construções de placa em compressão ou neutralização. Como opção para contrapor tais desvantagens, Hulse et al. (1997) sugeriram e descreveram o uso de um pino intramedular, em conjunto com uma placa em ponte, para reduzir o estresse na placa (PIERMATTEI; FLO; DECAMP, 2006).

2.4 BIOMECÂNICA E ENSAIO DE 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 do ponto de vista mecânico. A descrição das propriedades mecânicas é importante para entender o desempenho do material a ser estudado quando a carga for aplicada. Deste modo, tornou-se ferramenta essencial nos estudos da ortopedia (ETHIER; SIMMONS, 2007; ROE, 2020).

A compreensão básica da biomecânica, das propriedades estruturais e materiais do osso, assim como dos efeitos que as forças apresentam em ossos longos e, conseqüentemente, sobre os processos de reparação óssea, permite ao cirurgião ortopédico tomar decisões racionais na escolha do método mais adequado para fixação das fraturas (RADASCH, 1999; SCHMAEDECKE, 2007).

Os ensaios biomecânicos são realizados colocando uma amostra em uma máquina de teste e simulando as cargas ou deslocamentos que podem ser experimentados no paciente. A carga e o deslocamento são registrados simultaneamente, sendo posteriormente analisados para ajudar na compreensão de um cenário de reparo específico. A estrutura pode ser testada em flexão, compressão ou torção, ou uma combinação de cargas para fornecer um entendimento completo de desempenho biomecânico. Quando os implantes são posicionados excêntrica em relação ao eixo de carregamento, o que ocorre em muitos modelos de simulação de fraturas, o carregamento axial ou a compressão da amostra causa flexão do implante (ROE, 2020).

Consideram-se duas principais razões que justificam o estudo das propriedades biomecânicas dos ossos para ortopedia: a primeira é que esse conhecimento possibilita delinear o comportamento ósseo em vida, considerando, entre outros aspectos, quais forças musculares que os ossos podem suportar e qual o impacto de energia que podem absorver; a segunda é que, pelo conhecimento do comportamento mecânico ósseo, entende-se qual o comportamento desse tecido, a maneira que se comporta como material e como sua particular arquitetura e sua geometria estrutural e transversal determinam suas propriedades biomecânicas (CURREY, 1970; DINIZ et al., 2005).

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 à 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. No osso esponjoso ou trabecular, existe uma diferença microestrutural e menor tamanho das trabéculas comparada ao osso cortical, resultando em menor resistência e rigidez (NORDIN; FRANKEL, 2003; LIRANI, 2004; HUISKES; VAN RIETBERGEN, 2005; DALMOLIN et al., 2013).

Quando a força é aplicada a um objeto fixo, este se deforma. Se a deformação é de tal magnitude que, ao ser removida, o objeto reassume posição e conformação original, denomina-se “deformação elástica”. Quando a carga é aplicada até o ponto em que o objeto não é mais capaz de reverter sua forma original, têm-se o “ponto de quiescência”. A deformação permanente é denominada “deformação plástica” e, por fim, com a continuidade da aplicação da carga, obtém-se o “ponto de fratura” (SCHWARZ, 1996). Dessa maneira, tem-se que fraturas em ossos ocorrem quando a carga aplicada sobre determinada região do tecido ósseo supera sua capacidade de resistência (SCHMAEDECKE, 2007).

As normas específicas que determinam as dimensões e forma do corpo de prova não estão definidas ainda para materiais biológicos (PENHA, 2004). Os materiais biológicos em ensaios biomecânicos podem ser classificados em não destrutivos, como são os casos de exames radiográficos ou ultrassonográficos, por exemplo, e em destrutivos, isto é, quando promovem rupturas ou inutilização do material ensaiado (LIRANI, 2004).

2.5 DENSITOMETRIA ÓPTICA RADIOGRÁFICA

A densitometria óptica radiográfica é uma técnica radiológica não invasiva, precisa, de fácil execução e de baixo custo que avalia a variação da densidade mineral óssea por meio de imagens radiográficas. Ela é indicada para transpor as limitações visuais e a subjetividade da interpretação radiográfica simples (DA SILVA et al., 2007).

Por meio da avaliação da densidade do tecido ósseo, é possível detectar precocemente lesões locais ou doenças sistêmicas, auxiliar no diagnóstico de osteopenia, além de ser possível acompanhar o processo de evolução ou reparação do tecido ósseo de forma quantitativa (MURAMOTO; STERMAN; PINTO, 2005; FONSECA, 2007).

O método envolve a obtenção de uma imagem radiográfica óssea simultaneamente com uma escala de referência feita a partir de uma liga de alumínio ou de hidroxiapatita, os quais possuem densidade semelhante à do tecido ósseo. Após o processamento da imagem, o osso e a escala de referência são então avaliados e a densidade óptica radiográfica é expressa em valores equivalentes aos degraus do material de que é constituída a escala (ADAMS, 2010).

Apesar da densitometria radiográfica ser um método de fácil realização e baixo custo, as variações radiográficas referentes à kilovoltagem, tempo de exposição, espessura dos tecidos moles, posicionamento e também fatores no processamento do filme podem causar alterações nos resultados finais, diminuindo, assim, a eficácia do método. Portanto, há necessidade de padronização da metodologia empregada para evitar qualquer influência nos valores obtidos (ALVES; STERMAN, 2010).

A padronização desta técnica pode ser realizada através do estabelecimento de curvas de calibração provenientes dos valores de densitometria óptica radiográfica de um penetrômetro, uma escala graduada de características conhecidas, servindo como um referencial densitométrico, convertendo assim os valores da densidade óptica radiográfica para valores em espessura de um padrão radiografado simultaneamente à região a ser analisada (MURAMOTO; STERMAN; PINTO, 2005; ADAMS, 2010; ALVES; STERMAN, 2010).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Determinar e descrever a resistência e a rigidez mecânica sob carga axial destrutiva de fêmures íntegros, osteotomizados e ostectomizados estabilizados com placas LCP (*locking compression plate*) em funções de compressão, neutralização e ponte.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Determinar qual das funções de placas bloqueadas é mais rígida e resistente à carga axial antes de falhar.

Avaliar a homogeneidade das amostras através da densitometria óptica radiográfica.

Demonstrar a superioridade mecânica à carga axial das construções estabilizadas com placa bloqueada que permitem reconstrução da coluna óssea.

VETERINARY AND COMPARATIVE ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY

4 COMPORTAMENTO MECÂNICO À CARGA AXIAL DE CONSTRUÇÕES COM PLACA BLOQUEADA EM DIFERENTES FUNÇÕES, EM FÊMUR CANINO

Bianca Marfil Dias^a, Anderson Fernando de Souza^a, Thales Bregadioli^a, Renato Otaviano do Rego^a, Gabriel Diamante^a, André Luis do Valle De Zoppa^a.

^aDepartamento de Cirurgia, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, São Paulo- SP, Brasil.

Endereço para correspondência:

Bianca M. Dias, Departamento de Cirurgia, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, CEP: 05508-270, 87, Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, São Paulo, SP, Brasil. (e-mail: biancamarfildias@gmail.com).

RESUMO

Objetivo: Comparar e descrever o comportamento mecânico do fêmur íntegro e das construções com placa bloqueada em função compressiva, neutralização e ponte em ensaios de compressão axial.

Material e métodos: O estudo baseou-se em 36 fêmures de cães de distintas raças e gêneros, de 2 a 7 anos de idade, massa corporal de 20 a 40 quilogramas, com causa mortis variada. Foram formados quatro grupos: grupo íntegro, grupo compressão, grupo neutralização e grupo ponte, compostos de 9 fêmures cada grupo. Os testes biomecânicos foram realizados no Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ-USP). Os dados provenientes da máquina de ensaios foram

adquiridos por meio de sistema computadorizado. 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 copo acoplado à base da máquina e a porção proximal do fêmur conectada ao atuador cilíndrico preso à célula de carga da máquina. Nas duas porções foram colocadas camadas de resina para que se moldassem ao formato do fêmur em específico e os fêmures não escapassem ou se soltassem durante os ensaios.

Resultados: Houve diferença estatística entre os grupos íntegro e neutralização ($p < 0.001$), íntegro e ponte ($p < 0.001$), compressão e neutralização ($p = 0.029$), compressão e ponte ($p = 0.002$) e neutralização e ponte ($p = 0.004$) no parâmetro rigidez. No parâmetro força no limite de resistência máxima houve diferença estatística entre os grupos íntegro e neutralização ($p < 0.001$), íntegro e ponte ($p < 0.001$), compressão e ponte ($p = 0.009$) e entre os grupos neutralização e ponte ($p < 0.001$), mas não houve diferença estatística entre os grupos compressão e neutralização. Não houve diferença estatística entre os grupos íntegro e compressão em nenhum dos parâmetros analisados.

Conclusão e relevância clínica: Os traços de fratura que permitem reconstrução anatômica demonstraram maior resistência e rigidez mecânica. A escolha das diferentes funções do implante em distintos traços de fratura pode determinar o sucesso cirúrgico, a fim de que ocorra a consolidação desejada antes da falha do implante.

Palavras-chave: Fratura, ortopedia, LCP, osteossíntese, biomecânica.

4.1 INTRODUÇÃO

Compreender os princípios mecânicos que determinam o desempenho dos implantes, como os implantes e os ossos interagem e o ambiente mecânico subsequente da fratura em ossos longos é essencial para a estabilização bem sucedida da fratura e a recuperação sem intercorrências [1]. Fatores mecânicos e biológicos podem influenciar a estabilização de placas bloqueadas, sendo seus efeitos sobre a consolidação de fraturas importantes para a escolha da função que a placa irá exercer [1,2].

As propriedades biomecânicas dos ossos afetam diretamente a maneira como se comportam quando são submetidos a cargas durante permanência em estação e movimentação [2,3]. O osso cortical apresenta comportamento viscoelástico, modificando as suas propriedades mecânicas e a sua deformação em resposta às cargas em que o tecido é submetido [1,4]. Fraturas ocorrem quando a carga aplicada sobre determinada região do osso supera sua capacidade de resistência [5,6].

Em fraturas que não permitem a reconstrução da coluna óssea, as cargas primárias durante o suporte de peso são axiais ao longo da extremidade do eixo ósseo. Tais cargas são transferidas do osso ao parafuso e então para a placa, retornando aos parafusos após o foco da fratura e, por fim, novamente ao osso em sua outra extremidade. É importante ressaltar que o parafuso é integralmente e sempre parte da transmissão de forças nas áreas de fratura [7].

A maioria das falhas ósseas e de placas bloqueadas ocorrem devido à escolha inadequada da configuração para o padrão de fratura [8-11]. Para obter sucesso na consolidação óssea, deve-se realizar um planejamento pré-operatório ideal para cada tipo de fratura, o que, por sua vez, requer compreensão da influência de diferentes variáveis no comportamento mecânico de construções com placa bloqueada [12].

Determinar as propriedades biomecânicas tem importância clínica para o estudo das forças que resultam em falhas ósseas ou dos implantes nas osteossínteses de ossos longos nas espécies alvo, bem como a forma como se comportam os implantes e seus parâmetros biomecânicos quando utilizados para o reparo de fraturas em fêmures caninos.

4.2 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 3069130219. 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 (FMVZ-USP).

4.2.1 Espécimes

Foram coletados 18 pares de fêmures de cão, totalizando 36 fêmures de distintas raças e gêneros, de 2 a 7 anos de idade, com massa corporal entre 20 a 40 quilogramas (kg), provenientes do Departamento de Patologia da FMVZ-USP. Todos os animais vieram a óbito por motivos não relacionados a este estudo.

Os fêmures dos cães permaneceram acondicionados em sacos plásticos devidamente identificados e mantidos sob congelamento à temperatura de -20 °C por até seis meses. Este procedimento visou não alterar as propriedades físicas dos ossos.

Posteriormente, as peças para o ensaio piloto foram descongeladas à temperatura ambiente e hidratadas em solução fisiológica. As avaliações foram realizadas no prazo máximo de 12 horas após o descongelamento das peças.

4.2.2 Densitometria óptica radiográfica

A avaliação da densidade óssea mineral por meio da densitometria óptica radiográfica verificou a homogeneidade das amostras e avaliou a existência de valores atípicos que poderiam prejudicar a fixação e resistência das amostras durante os ensaios biomecânicos.

A densitometria óptica radiográfica realizada foi baseada no método de avaliação da densidade mineral óssea descrito por Selim [13].

Imagens radiográficas das peças foram obtidas nas projeções mediolateral e craniocaudal e, junto ao cassete, foi posicionado uma escala de alumínio (penetrômetro) (Figura 1) com distância foco-filme de um metro e os feixes de raios colimados na área de interesse. A técnica padronizada foi 65kVp de tensão e 1,8mAs de tempo de exposição.

Figura 1 - Fêmur e penetrômetro posicionados sobre o cassete para obtenção das imagens radiográficas.



Fonte: DIAS (2021).

O penetrômetro de alumínio foi utilizado para a calibração do sistema de tonalidades. A escala possui 25 degraus de alumínio com diferença de 1mm de altura entre eles. Desta forma, o 1º degrau possui 1mm de altura e o 25º, 25mm.

As imagens obtidas foram analisadas com auxílio do programa ImageJ 1,46r®. A área de interesse para a determinação da densidade óssea foi a diáfise e metáfise dos fêmures na projeção craniocaudal.

As imagens foram salvas no formato JPG para o processamento no programa. Com a ferramenta de seleção “ponto”, selecionou-se a área direita de cada degrau da escala de alumínio e foi aferida sua tonalidade média de cinzas. A sequência das medições foi realizada do 1º ao 25º degrau (Figura 2). Posteriormente, a ferramenta de seleção poligonal foi utilizada para selecionar as áreas de interesse (metáfise e

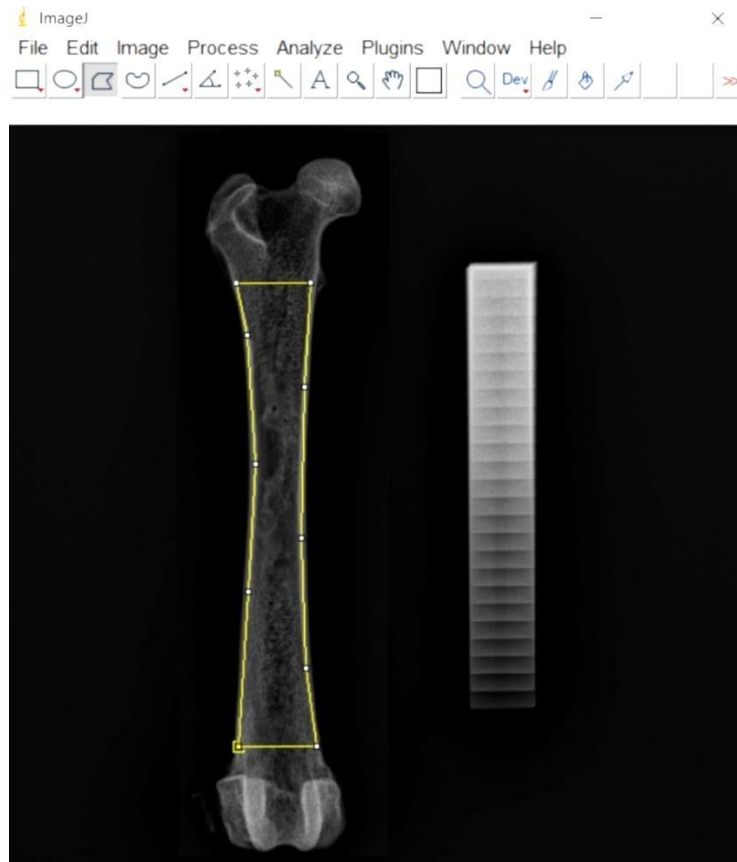
diáfise do fêmur) e aferir sua tonalidade média de cinzas (Figura 3). Para cada imagem radiográfica, foi feita a avaliação da tonalidade média de cinzas da escala de alumínio a fim de que cada espécime tivesse a sua própria escala padrão, evitando a utilização de uma escala única e possível viés em relação a pequenas variações de técnica que cada imagem pudesse apresentar.

Figura 2 – Ferramenta de seleção “ponto” utilizada para aferir a tonalidade de cinza de cada degrau de alumínio do penetrômetro, utilizando o programa ImageJ 1,46r® padronizada individualmente para cada fêmur.



Fonte: DIAS (2021).

Figura 3 – Ferramenta de seleção “polígono” para aferir a tonalidade média de cinza da metáfise e diáfise do fêmur, utilizando o programa ImageJ 1,46r®.



Fonte: DIAS (2021).

Os resultados obtidos foram armazenados em forma de tabela com os valores de tonalidade de cinza de cada degrau e tonalidade da área de interesse. O valor obtido da área de interesse foi convertido em unidade de milímetros de alumínio (mmAl) a partir da tonalidade média de cinza, mediante a função “tendência” do software Microsoft Office Excel 365®.

4.2.3 Seleção das amostras

O critério de exclusão das amostras foi a partir de valores atípicos da densidade mineral óssea e alterações macroscópicas ósseas, tais como histórico

cirúrgico em fêmur e neoformações ósseas. Para a inclusão no estudo, foram selecionadas amostras de cães de 2 a 7 anos de idade de distintas raças e gêneros, com massa corporal entre 20 a 40 quilogramas (kg).

4.2.4 Preparo das amostras

Foram utilizadas 36 amostras, nove de cada grupo. O comprimento das amostras foi mensurado para que as osteotomias e as ostectomias ficassem sempre no ponto médio do osso.

Com o auxílio de serra manual, foram realizadas osteotomias transversas para colocação de placa bloqueada compressiva. Para as osteotomias oblíquas, foi definido 30 graus de inclinação e padronizadas com um goniômetro conforme classificação da AO para esses tipos de fratura [14]. Para as fraturas cominutivas, foi realizado ostectomia de 10 mm, padronizadas com um paquímetro. A ostectomia foi realizada após a fixação a fim de não perder alinhamento e comprimento.

4.2.5 Delineamento experimental

O estudo foi realizado de forma prospectiva, comparativa e randomizada por meio de programa computacional Excel[®]. Foram formados quatro grupos:

- Grupo íntegro (GI): composto de 9 fêmures caninos íntegros, sem placa.
- Grupo compressão (GC): composto de 9 fêmures caninos com osteotomia transversa promovida em região diafisária, estabilizada com placa bloqueada em função compressiva.

- Grupo neutralização (GN): composto de 9 fêmures caninos com osteotomia oblíqua promovida em região diafisária, reduzida com parafuso compressivo (tutor primário) e placa bloqueada em função de neutralização (tutor secundário).

- Grupo ponte (GP): composto de 9 fêmures caninos com ostectomia de 10 milímetros em região diafisária estabilizada com placa bloqueada em função de ponte.

Todos os grupos foram radiografados antes e após os ensaios para as análises.

4.2.6 Técnica cirúrgica

4.2.6.1 Grupo íntegro

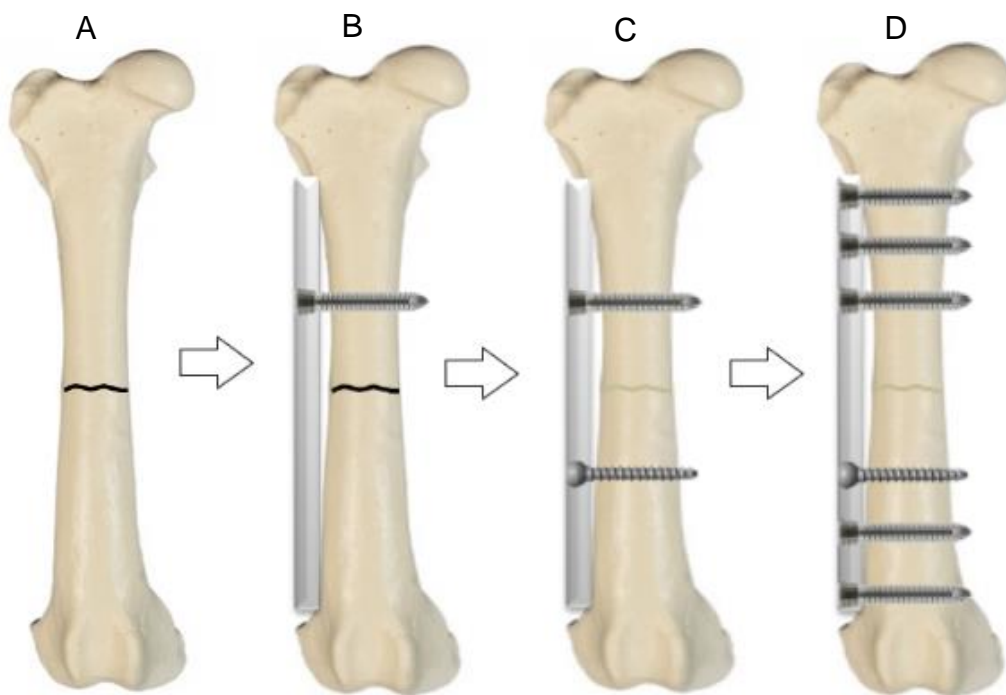
Nos fêmures íntegros não foi realizado nenhum tipo de procedimento além da esqueletização. Os fêmures deste grupo foram posicionados diretamente na máquina de ensaio.

4.2.6.2 Grupo compressão

Após a realização das osteotomias transversas, foram utilizadas placas bloqueadas de 3,5mm com 11 orifícios, parafusos corticais e parafusos bloqueados 3,5mm, todos implantes da marca Focus[®], aço inoxidável 316L ASTM F138 laminado. Um parafuso bloqueado bicortical proximal foi posicionado no terceiro orifício bloqueado da placa, contando de proximal para distal. Posteriormente, foi realizada a redução da fratura e o parafuso cortical compressivo distal mais próximo da fratura foi colocado no terceiro orifício cortical da placa contando distal para proximal. Após a compressão dinâmica, os demais parafusos bloqueados bicorticais, do primeiro e

segundo orifício proximal e distal, foram posicionados e bloqueados (Figura 4). Anteriormente à perfuração, foi realizado pré-retorcimento com retorcedor manual de placas.

Figura 4 – Passo a passo da colocação dos implantes no grupo compressão. A –Osteotomia transversa em terço médio de fêmur; B – Após o pré-retorcimento da placa, o parafuso bloqueado é colocado no terceiro orifício proximal; C –O parafuso cortical compressivo é colocado no terceiro orifício distal da placa e é realizada compressão dinâmica; D – Construção concluída com dois parafusos bloqueados proximais e dois distais bicorticais



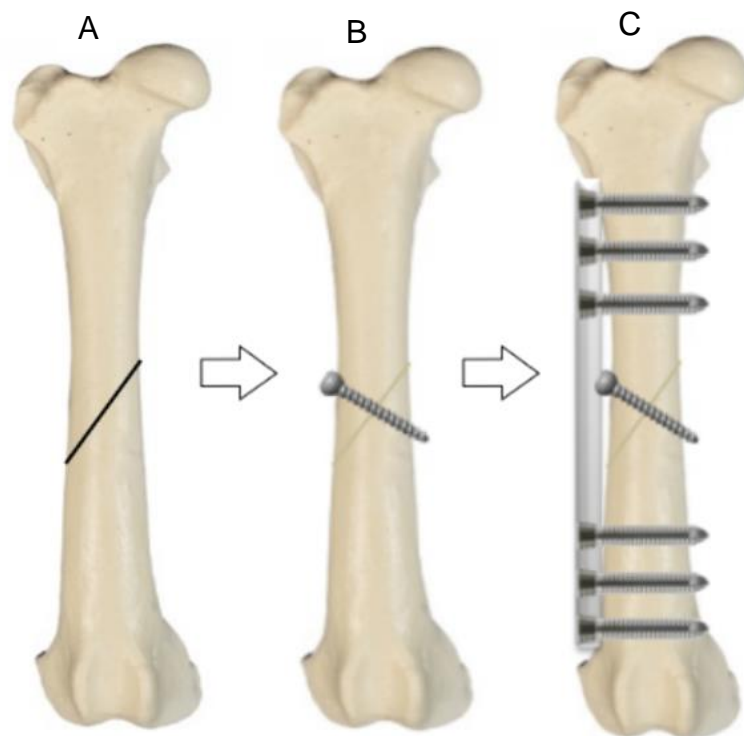
Fonte: DIAS (2021).

Para colocação do parafuso bloqueado, seguiam-se os passos de perfuração com broca e guia 2,8mm, medição bicortical do comprimento do orifício, macheamento utilizando macho de bloqueio para parafuso 3,5mm com guia 3,5mm e fixação do parafuso bloqueado com o comprimento preterido. Para colocação do parafuso cortical, a broca e guia compressivo utilizados foram 2,5mm e o macho cortical 3,5mm.

4.2.6.3 Grupo neutralização

As osteotomias oblíquas foram realizadas todas no mesmo sentido, de lateral para medial e de distal para proximal. Os fêmures foram colocados em um mini torno de bancada (“morsa”) para facilitar a redução das fraturas. Essas foram reduzidas com pinça de redução ponta-ponta para colocação do parafuso compressivo (*lag screw*). A primeira perfuração na cortical *cis* foi realizada com guia cortical 3,5mm e broca 3,5mm, e na segunda perfuração, cortical *trans*, foi utilizado guia cortical 2,5mm e broca 2,5mm, medição bicortical do comprimento do orifício, macheamento utilizando macho cortical 3,5mm com guia 3,5mm. A angulação de 90 graus do parafuso em relação à linha de fratura foi mantida em todas as reduções (Figura 5).

Figura 5 – Passo a passo da colocação dos implantes no grupo neutralização. A –Osteotomia oblíqua em terço médio do fêmur; B –Parafuso para compressão interfragmentária é colocado; C – Colocação da placa pré-moldada com três parafusos proximais e três parafusos distais bloqueados bicorticais.



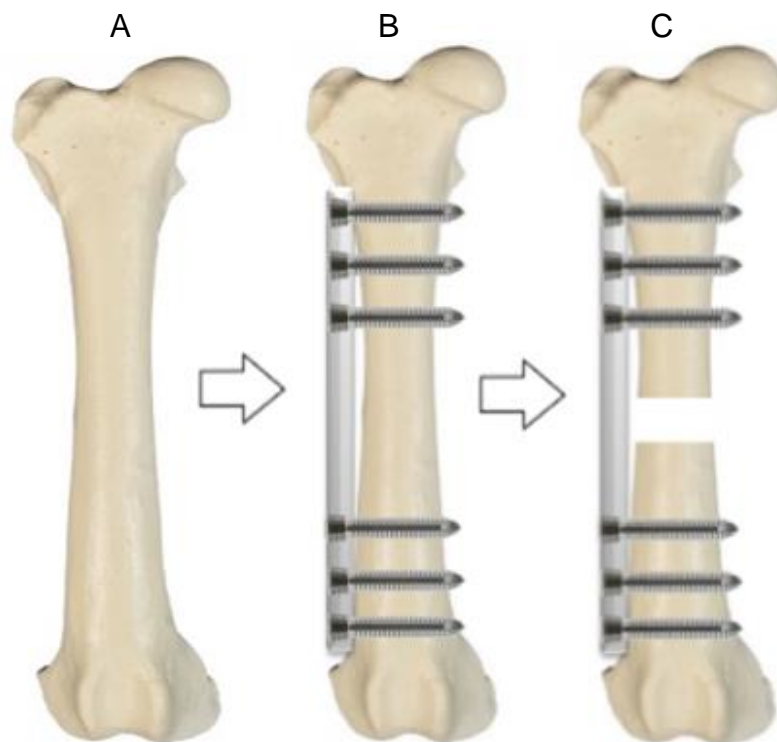
Após o pré-retorcimento da placa, foi realizada a colocação dos parafusos bloqueados, sendo três nos primeiros orifícios proximais e três nos últimos orifícios distais. A perfuração foi realizada com broca e guia 2,8mm, medição bicortical do comprimento do orifício, macheamento utilizando macho de bloqueio para parafuso 3,5mm com guia 3,5mm e fixação do parafuso bloqueado com o comprimento preterido.

4.2.6.4 Grupo ponte

A colocação dos parafusos bloqueados foi feita de forma idêntica ao grupo GN. Após o pré-retorcimento da placa, os três parafusos proximais foram colocados nos três primeiros orifícios e os três parafusos distais colocados nos três últimos orifícios. A perfuração foi realizada com broca e guia 2,8mm, medição bicortical do comprimento do orifício, macheamento utilizando macho de bloqueio para parafuso 3,5mm com guia 3,5mm e fixação do parafuso bloqueado com o comprimento preterido.

As ostectomias de 10mm foram realizadas após a implantação das placas para que desvios torcionais, angulares e perda de comprimento fossem evitados (Figura 6).

Figura 6 – Passo a passo da colocação dos implantes no grupo ponte. A – Fêmur íntegro; B – Colocação da placa pré-moldada e dos parafusos bloqueados; C - Osteotomia de 10mm após a colocação da placa.



Fonte: DIAS (2021).

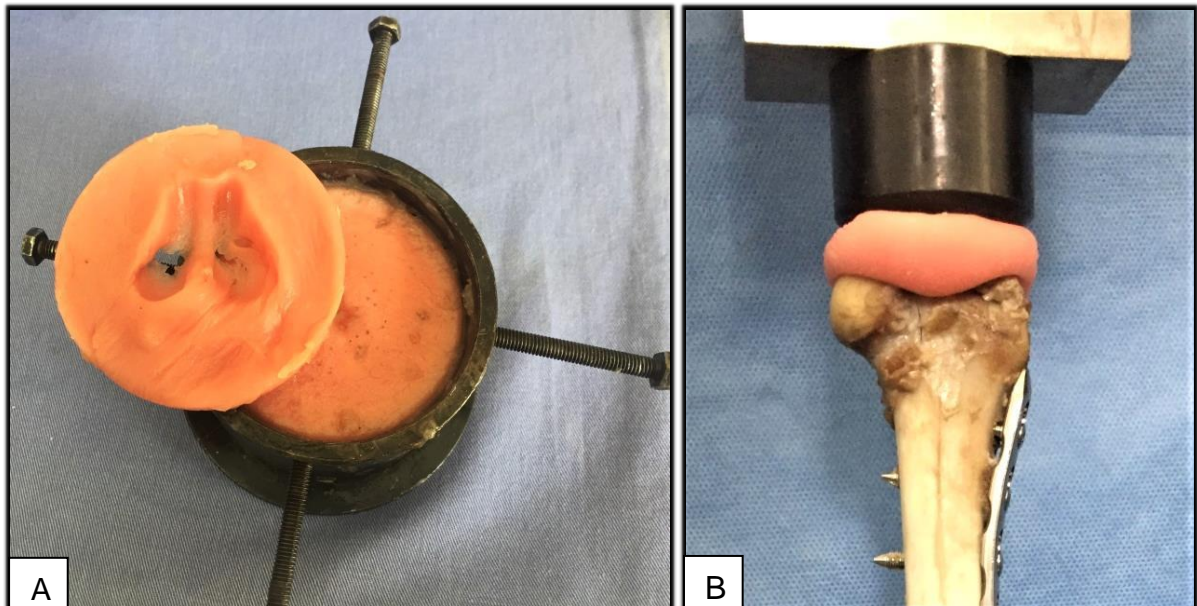
4.3 ENSAIO BIOMECÂNICO

Para a realização dos testes mecânicos, os fêmures foram posicionados 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 copo acoplado à base da máquina, e a porção proximal do fêmur foi conectada a um atuador cilíndrico preso à célula de carga da máquina.

O dispositivo acoplado à base da máquina foi preenchido por resina acrílica auto polimerizante até faltar um centímetro da sua borda para que assim as amostras não encostassem na parede do dispositivo antes que ocorresse a falha. A porção distal do fêmur foi posicionada no centro do dispositivo e este novamente preenchido

por uma fina camada de resina para evitar que os côndilos se deslocassem dentro do dispositivo (Figura 7). Da mesma forma, a porção proximal do fêmur foi encaixada no centro do atuador cilíndrico utilizando uma camada de resina acrílica entre a superfície côncava do atuador e porção proximal do fêmur, assegurando uma distribuição homogênea de pressão (Figura 7). As camadas de resina foram padronizadas para todas as peças.

Figura 7 – Demonstração do molde de resina feito para cada fêmur. A - Dispositivo preenchido por resina e a fina camada de resina impedindo que os côndilos se desloquem dentro do dispositivo; B - Camada de resina entre a porção proximal do fêmur e o centro do atuador cilíndrico.



Fonte: DIAS (2021).

Após o posicionamento dos fêmures e secagem da resina (Figura 8), foram realizados os ensaios biomecânicos no Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da FMVZ-USP, em máquina universal de ensaios mecânicos Kratos, modelo KE 3000, dotada de célula de carga de 29430 N (3000 kgf) e velocidade de deslocamento de 5 mm/min. Foram estabelecidos como padrão de segurança valor

de carga máxima de 1000 kgf, deslocamento máximo de 30mm e término de ensaio caso a carga de ruptura ultrapasse 80% da carga máxima.

Figura 8 – Posicionamento do fêmur do grupo ponte no dispositivo para realização do ensaio biomecânico



Fonte: DIAS (2021).

Os parâmetros foram enviados ao computador com auxílio de um sistema de aquisição analógica TRACOMP-W95 (TRCV61285) permitindo a gravação dos parâmetros e gráficos para posterior análise. O ensaio foi todo acompanhado, sendo determinado o término do ensaio como o momento em que a curva de força apresentasse um declínio causado por fratura óssea ou falha dos implantes.

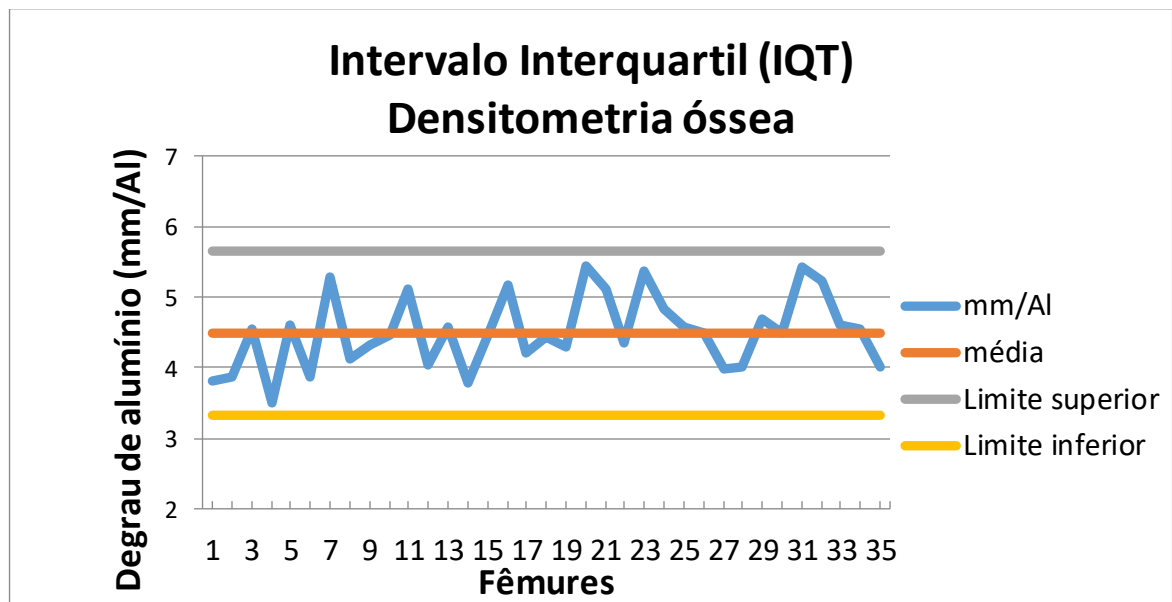
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro Wilk, a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene e a homogeneidade das matrizes de covariância pelo teste M de Box. Para comparação das variáveis biomecânicas entre os grupos, foi realizada a análise de variância multivariada (MANOVA) utilizando o critério de Pillai, seguido pelo teste post-hoc de Games-Howell. O tamanho da amostra foi previamente definido, através dos dados coletados de ensaios pilotos de quatro amostras por grupo, através da estimativa do poder do teste, baseado no teste ANOVA (ANOVA Fixed effects, omnibus, one-way) do software G*Power (versão 3.1.9.7) [15]. Valores de $P < 0.05$ foram considerados significativos.

4.5 RESULTADOS

Após a análise da densitometria óptica radiográfica dos 36 fêmures, o resultado foi submetido à análise estatística a fim de verificar a homogeneidade das amostras por meio da identificação de valores atípicos (*outliers*). Os dados obtidos foram analisados por meio do intervalo interquartil (IQT) (Gráfico 1).

Gráfico 1 – Intervalo interquartil referente aos valores em mm/Al das amostras analisadas



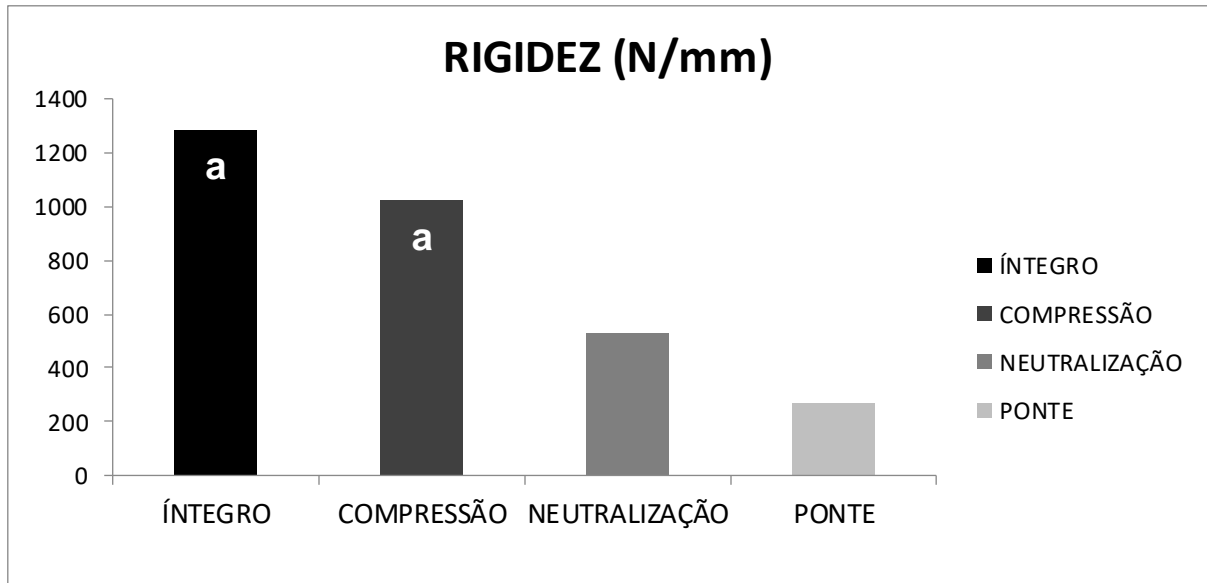
Fonte: DIAS (2021).

Após a realização do intervalo interquartil, não foi verificado valores atípicos entre as amostras avaliadas.

Em relação à avaliação macroscópica óssea, nenhuma das alterações do critério de exclusão foram observadas em qualquer um dos 36 fêmures.

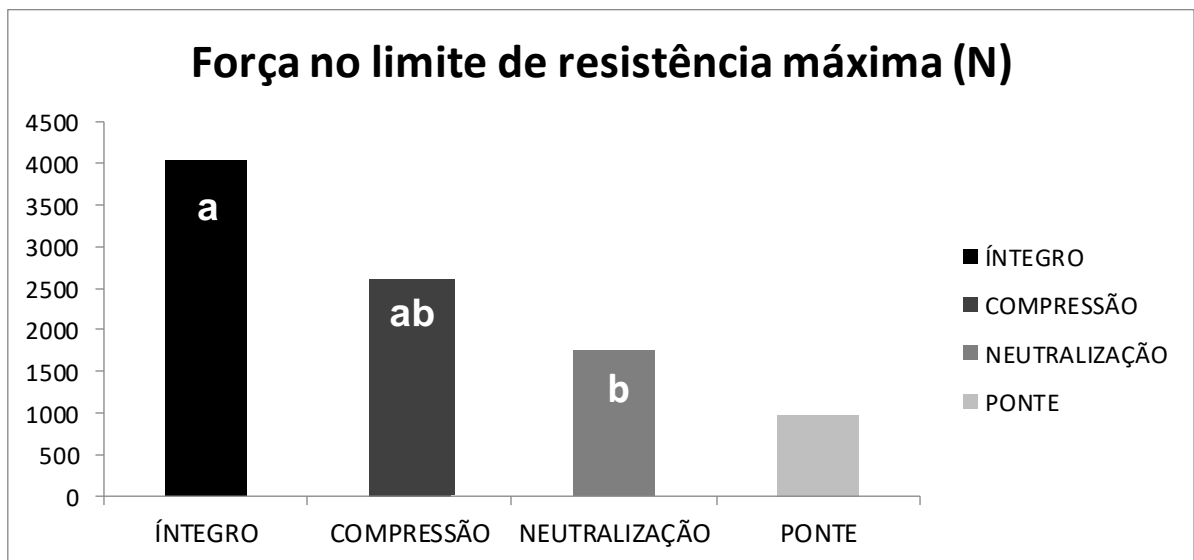
De acordo com os resultados dos testes mecânicos, foi encontrada diferença estatística em relação ao parâmetro rigidez (Gráfico 2) entre os grupos íntegro e neutralização ($p < 0.001$), íntegro e ponte ($p < 0.001$), compressão e neutralização ($p = 0,029$), compressão e ponte ($p = 0,002$) e neutralização e ponte ($p = 0.004$). Em relação ao parâmetro força no limite de resistência máxima (Gráfico 3 e Figura 9), houve diferença estatística entre os grupos íntegro e neutralização ($p < 0.001$), íntegro e ponte ($p < 0.001$), compressão e ponte ($p = 0.009$) e neutralização e ponte ($p < 0.001$).

Gráfico 2 – Variável média da rigidez nos respectivos grupos. Letras iguais indicam médias estatisticamente iguais.



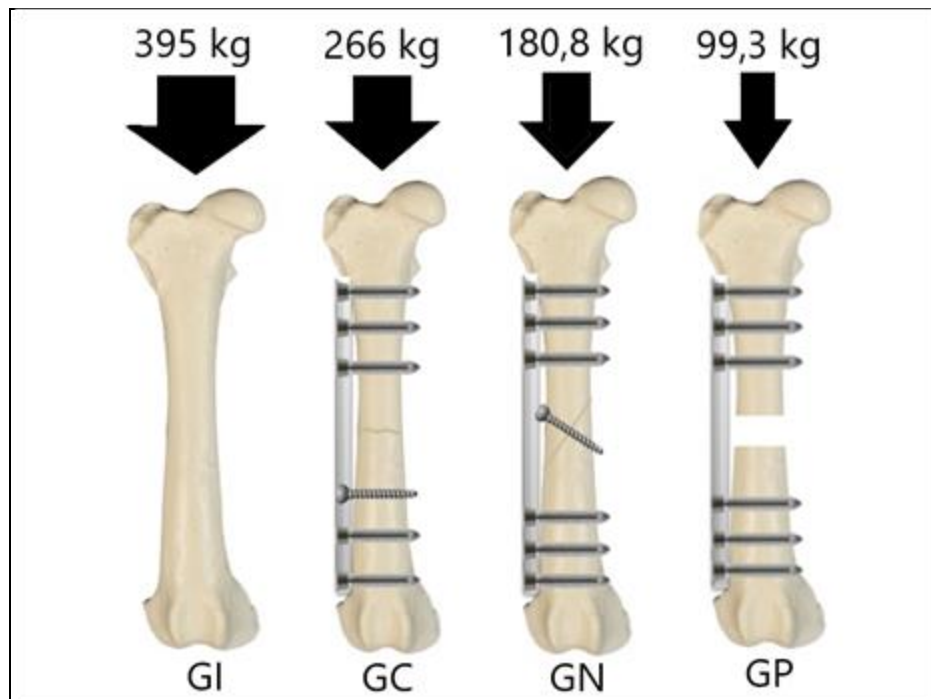
Fonte: DIAS (2021).

Gráfico 3 – Variável média da força no limite de resistência máxima nos respectivos grupos. Letras iguais indicam médias estatisticamente iguais.



Fonte: DIAS (2021).

Figura 9 – Variável média da carga máxima (em kg) necessária para falha nos respectivos grupos.

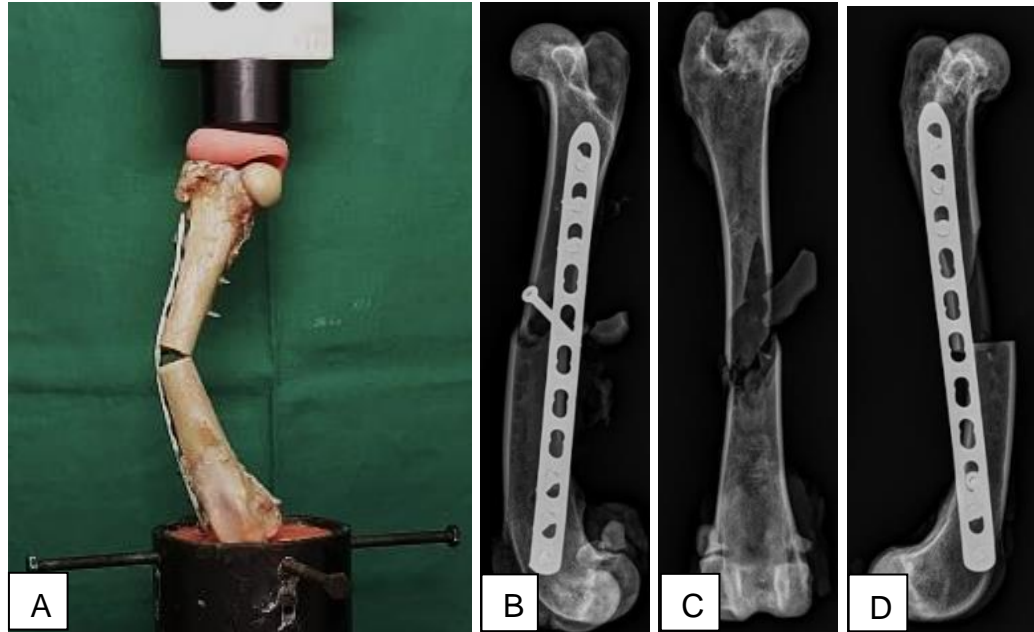


Fonte: DIAS (2021).

Não houve diferença estatística entre os grupos íntegro e compressão ($p=0.447$) em relação ao parâmetro rigidez e não houve diferença estatística entre os grupos íntegro e compressão ($p=0.086$) e neutralização e compressão ($p=0.180$) em relação ao parâmetro força no limite de resistência máxima.

Em relação às falhas das amostras após o ensaio, observou-se ausência de quebra/fratura do implante tanto da placa quanto dos parafusos em todos os ensaios. Nos ensaios do grupo ponte, houve flexão da placa na região de falha óssea em todas as amostras (Figura 10). No grupo neutralização, houve fratura óssea na região do parafuso compressivo, seguido de flexão da placa. Nos grupos compressão e íntegro, houve fraturas em região de metáfise distal, proximal e em terço médio.

Figura 10 – Imagens das respectivas falhas dos fêmures. A - Flexão da placa na amostra do grupo ponte durante o ensaio mecânico; B - Fratura óssea em região do parafuso compressivo e flexão da placa na amostra do grupo neutralização; C - Fratura em terço médio na amostra do grupo íntegro; D - Fratura em terço médio em uma amostra do grupo compressão.



Fonte: DIAS (2021).

4.6 DISCUSSÃO

De acordo com An et al. [16], os efeitos nas propriedades mecânicas advindos da estocagem a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ por curtos períodos são pequenos em forças axiais, sendo o máximo efeito reportado à redução de 4,6% da força torsional do osso. Não foram verificados efeitos significantes do congelamento por até oito meses. Após 8 meses de congelamento, nenhum teste foi realizado, desencorajando-se o uso de amostras com congelamento superior a esse período. Em concordância, os ossos do presente estudo foram armazenados por até 6 meses e os ensaios mecânicos realizados apenas sob carga axial, não interferindo, portanto, nos resultados do ensaio realizado.

Neste estudo, foi preconizada a avaliação macroscópica, avaliação radiográfica e avaliação da densidade mineral óssea por meio da densitometria óptica radiográfica,

já que o comportamento mecânico das fraturas e osteossínteses dependem das propriedades materiais do tecido ósseo, as quais podem ser influenciadas por diferentes fatores, como a densidade mineral óssea, a orientação das fibras colágenas, a porosidade, o conteúdo mineral, a idade do animal e a sua conformação anatômica [17-19]. Dessa forma, a fim de excluir amostras danificadas que invalidariam os resultados dos nossos ensaios mecânicos e corroborando com nossa metodologia, aconselham-se exames radiográficos prévios a fim de descartar anormalidades ósseas que possam comprometer o resultado do estudo.

A escolha da utilização da placa LCP nas estabilizações deste estudo deve-se a sua crescente utilização na rotina veterinária com extrapolação da experiência prévia com placas DCP, sem comprovação ou descrição de seu comportamento mecânico em diferentes funções. Além disso, as vantagens biológicas das placas bloqueadas com menor dano ao periósteo encorajam sua utilização em construções que compartilham carga entre implante e coluna óssea. Neste sentido, um estudo conduzido por Zhao et al. [20], em que compararam os efeitos da fixação das placas LC-DCP e LCP em fêmures íntegros de cães vivos, demonstraram superioridade na recuperação morfológica, histológica, maior densidade óssea mineral e propriedades mecânicas nas fixações com placa LCP em comparação às placas LC-DCP.

Os testes mecânicos podem ser de natureza destrutiva e não destrutiva. Os destrutivos objetivam verificar a força máxima suportada por um corpo de prova em determinada situação de aplicação de força, seja ela cíclica ou progressiva. Já os não destrutivos permitem aplicar forças em diferentes sentidos, permitindo a reprodução similar das forças fisiológicas em um mesmo corpo de prova [21]. O ensaio destrutivo com aplicação de força progressiva objetivou avaliar a força máxima necessária para a falha das construções, não simulando, portanto, as forças fisiológicas comuns do

ção durante a deambulação, sendo interessante nesse estudo para a descrição da resistência e rigidez das construções nos diferentes traços de fratura.

A maioria das falhas de placas bloqueadas ocorrem devido à configuração inadequada da osteossíntese para o padrão de fratura. A mesma configuração de placa e parafusos irá se comportar de maneira diferente quando utilizada em diferentes traços de fratura [12]. Alguns estudos citam variáveis de posicionamento do parafuso, como a quantidade e distribuição dos parafusos, como responsáveis pelos casos de falha de implante e não consolidação óssea [22-23]. Para tentar neutralizar a influência dos parafusos sobre o comportamento mecânico exercido na placa, foi utilizado um padrão de três parafusos proximais e três distais com a mesma distribuição, não sendo avaliado nesse caso a resistência e rigidez das amostras em diferentes configurações de parafusos.

Um dos parâmetros mais importantes que alteram a rigidez da configuração é o comprimento da área de trabalho, definido como a distância entre os dois parafusos mais próximos de cada lado da fratura. Pequenos comprimentos de trabalho em uma fratura simples podem causar grandes tensões na placa [10,24-25], mas em fraturas cominutivas, são áreas de trabalho maiores que resultam em maiores chances de falha da placa [22]. A área de trabalho de acordo com a configuração dos parafusos foi padronizada no presente estudo. No entanto, os diferentes traços de fratura exerceram diferentes tipos de tensões sobre a placa.

Em fraturas transversas com a utilização da placa em função compressão, onde a consolidação óssea primária é o objetivo, a redução da fratura é mais importante do que a configuração dos parafusos [26]. Quando a redução anatômica perfeita não é alcançada, o local de inserção dos parafusos será crítico e irá controlar o ambiente de consolidação ou tensões na placa por alterar a área de trabalho da

placa [24-25]. Diante disso, realizamos análise radiográfica após realização da compressão a fim de garantir resultados confiáveis, já que a redução parcial das osteotomias poderia afetar os resultados dos ensaios. Em estudo sobre os efeitos mecânicos de fraturas simples com compressões insuficientes, pequenas lacunas de 1mm diminuíram a rigidez exponencialmente [28].

A reconstrução da coluna óssea permite compartilhar carga entre osso e implante tornando as estabilizações mais rígidas. No entanto, a reconstrução exige maior manipulação dos fragmentos podendo causar dano biológico maior. Neste trabalho, comprovamos estatisticamente a maior rigidez e resistência mecânica do grupo neutralização comparado ao grupo ponte, onde não há compartilhamento de carga. A superioridade mecânica das configurações que permitem reconstruções ósseas proporciona benefícios clínicos. Horn et al. [28] demonstraram que os pacientes tratados com parafuso compressivo e placa de neutralização apresentaram apoio precoce do membro e consolidação óssea mais rápida comparado aos pacientes em que não realizaram reconstrução do mesmo traço de fratura. Acreditamos que os benefícios mecânicos das técnicas de reconstrução da coluna óssea são potencializados quando associados às vantagens biológicas relacionadas aos sistemas de placa bloqueada, que atuam como um fixador interno protegendo os aspectos biológicos da fratura.

Nas osteossínteses de fraturas cominutivas sem nenhum contato ósseo com placa ponte, a tensão sobre parafusos e placa aumenta com o aumento do comprimento da área de trabalho [12,24], tornando tal construção menos rígida e resistente à carga axial em comparação a construções que permitiram a reconstrução anatômica e compartilhamento de carga conforme descrito em nossos resultados. Cientes dessa característica mecânica das placas em ponte, diversos autores

concordam em adicionar parafusos mais próximos à área da fratura cominutiva, diminuindo a área de trabalho e, por consequência, diminuindo a deformação e o estresse nos parafusos e placa, o que poderia tornar mais rígida e menos suscetível a falha as construções no grupo ponte [12,24,29].

Não houve diferença estatística entre os grupos compressão e íntegro nos parâmetros analisados, demonstrando eficácia mecânica quando se realiza compressão interfragmentária em fraturas de traço simples, restabelecendo rigidez e força máxima antes da falha semelhantes aos valores pré-osteotomia. Além disso, a utilização de um parafuso bloqueado e um parafuso compressivo no lado oposto demonstrou-se eficaz para compressão de osteotomias transversas.

A placa utilizada em diferentes funções para diferentes traços de fratura resultou em comportamentos mecânicos distintos de acordo, principalmente, com a reconstrução anatômica das amostras. De acordo com Macleod e Pankaj [12], a principal razão para as falhas é o planejamento insuficiente da técnica cirúrgica. As construções devem ter comprimento, estabilidade e fixação corretos para cada tipo de fratura e o cirurgião deve estar familiarizado com os princípios e comportamentos biomecânicos das construções.

4.7 LIMITAÇÕES E PONTOS CRÍTICOS

As forças normais que ocorrem durante a deambulação do cão são complexas e não são simuladas durante os ensaios mecânicos *ex vivo*. Além disso, neste estudo simulamos somente a força de compressão axial aplicada ao eixo anatômico do fêmur, não refletindo o comportamento *in vivo* da espécie. Outro ponto a se pensar é a aplicação da força máxima necessária para a falha da configuração de forma

progressiva, não se tratando, portanto, de um ensaio cíclico que avalia a fadiga da amostra utilizada, o que possivelmente refletiria melhor o comportamento de falha dos implantes em situações clínicas.

A força axial foi aplicada no eixo anatômico do fêmur, pois a aplicação da carga em seu eixo mecânico resultaria em fratura do colo femoral. Dessa maneira, estaríamos testando a força máxima necessária para a fratura do colo femoral e não necessariamente das configurações com placas.

4.8 CONCLUSÃO E SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA

Conclui-se que reconstrução e compressão dinâmica de osteotomia transversa com placa LCP restabelece a rigidez e resistência máxima do fêmur íntegro sob carga axial.

Osteotomias oblíquas estabilizadas com um parafuso compressivo e uma placa LCP em neutralização resistem à 45% mais carga axial antes de falhar e são 49% mais rígidas em comparação a placas bloqueadas LCP ponte em falha óssea crítica.

Portanto, osteotomias que permitem redução e reconstrução da coluna óssea, estabilizados com placas LCP em modo compressivo ou neutralização são mais resistentes e rígidos à carga axial quando comparados a osteotomia estabilizada com LCP em modo ponte que não permite compartilhamento de carga. Dessa forma, sugere-se que a reconstrução da coluna óssea proteja o implante da falha, sendo este fator mecânico relevante durante a tomada de decisão frente aos diferentes traços de fraturas.

REFERÊNCIAS

- [1] Roe S. Biomechanics of Fracture Fixation. *Vet Clin North Am – Small Anim Pract.* 2020;50(1):1-15. doi:10.1016/j.cvsm.2019.08.009
- [2] Hak DJ, Toker S, Yi C, Toreson J. The influence of fracture fixation biomechanics on fracture healing. *Orthopedics.* 2010;33(10). doi:10.3928/01477447-20100826-20
- [3] JEE, WS. Integrated bone tissue physiology : Anatomy and physiology. *Bone Mech Handb.* 2001
- [4] Gibson TWG, Moens NMM, Runciman RJ, Holmberg DL, Monteith GM. The biomechanical properties of the feline femur. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(4):312-317. doi:10.3415/VCOT-07-08-0077
- [5] Hulse D, Hyman W, Nori M, Slater M. Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Vet Surg.* 1997;26(6):451-459. doi:10.1111/j.1532-950X.1997.tb00516.x
- [6] Schmaedecke A. Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação às forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães - estudo in vitro. May 2007. doi:10.11606/T.10.2007.tde-06062007-154221
- [7] Kraus KH, Ness MG. The SOP locking plate system- Biomechanics. In: Bojrab MJ, Naldron DR, Toombs JP. *Current techniques in small animal surgery.* Danvers: Teton New Media. 2014:793-797
- [8] Ehlinger M, Adam P, Bonnomet F. Minimally invasive locking screw plate fixation of non-articular proximal and distal tibia fractures. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96(7):800-809. doi:10.1016/j.otsr.2010.03.025
- [9] Toro G, Calabrò G, Toro A, De Sire A, Iolascon G. Locking plate fixation of distal femoral fractures is a challenging technique: A retrospective review. *Clin Cases Miner Bone Metab.* 2015;12(Suppl 1):55-58. doi:10.11138/ccmbm/2015.12.3s.054
- [10] Sommer C, Gautier E, Müller M, Helfet DL, Wagner M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury.* 2003;34(SUPPL. 2):B43-54. doi:10.1016/j.injury.2003.09.024
- [11] Gueorguiev B, Lenz M. Why and how do locking plates fail? *Injury.* 2018;49:S56-S60. doi:10.1016/S0020-1383(18)30305-X
- [12] MacLeod AR, Pankaj P. Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates: device configuration and other considerations. *Injury.* 2018;49:S12-S18. doi:10.1016/S0020-1383(18)30296-1
- [13] Selim MB. Avaliação estrutural do osso terceiro metacarpiano equino frente à implantação de biopolímero à base de mamona. [Masters Dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2014. doi:10.11606/D.10.2014.tde-18072014-113131
- [14] Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R. *AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat.* Thieme; 2005: 273-285
- [15] Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007(39):175-191
- [16] An YH, Barfield WR, Draughn RA. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. *Mech Test bone bone-implant interface.* 2000:23-40
- [17] de Castro Junior AF, de Castro BK, da Silveira Neto LL, Mota NL, Aarestrup BJ V. *Embriologia*

e histofisiologia do tecido ósseo: revisão de literatura e bases histofisiológicas das principais doenças ósseas metabólicas. *Bol do Cent Biol da Reprodução*. 2008;27(1/2)

- [18] Mesquita LR, Muzzi LAL, Muzzi RAL, et al. Atuação das forças de compressão e flexão sobre fraturas experimentalmente induzidas em fêmures de caninos estabilizados com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (plate-nail) e com a associação do pino intramedular e placa óssea (plate-rod)-estudo comparativo. In: Congresso De Pós-Graduação Da Universidade Federal Fluminense. vol 19; 2010
- [19] Filho EM, Costa LAVS, Freitas PMC, Oliveira DC, Teixeira MW, Costa FS. Utilização da tomografia computadorizada quantitativa como teste de resistência para avaliação de placas ósseas. *Arq Bras Med Vet e Zootec*. 2012;64(3):766-768. doi:10.1590/S0102-09352012000300033
- [20] Zhao X, Jing W, Yun Z, et al. An experimental study on stress-shielding effects of locked compression plates in fixing intact dog femur. *J Orthop Surg Res*. 2021;16(1):1-11. doi:10.1186/s13018-021-02238-3
- [21] Dalmolin F, Pinto Filho STL, Cortes AM, Brun MV, Cauduro CR, Schossler JEW. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - Fundamentos teóricos. *Cienc Rural*. 2013;43(9):1675-1682. doi:10.1590/S0103-84782013000900022
- [22] Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2010;96(4 SUPPL.):S17-S36. doi:10.1016/j.otsr.2010.03.008
- [23] Forster MC, Komarsamy B, Davison JN. Distal femoral fractures: A review of fixation methods. *Injury*. 2006;37(2):97-108. doi:10.1016/j.injury.2005.02.015
- [24] Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP - How can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003;34(SUPPL. 2):B11-9. doi:10.1016/j.injury.2003.09.021
- [25] Ellis T, Bourgeault CA, Kyle RF. Screw position affects dynamic compression plate strain in an in vitro fracture model. *J Orthop Trauma*. 2001;15(5):333-337
- [26] Leahy M. When locking plates fail. *AAOS Now*. 2010;5(5):9
- [27] Oh JK, Sahu D, Ahn YH, et al. Effect of fracture gap on stability of compression plate fixation: A finite element study. *J Orthop Res*. 2010;28(4):462-467. doi:10.1002/jor.20990
- [28] Horn C, Döbele S, Vester H, Schäffler A, Lucke M, Stöckle U. Combination of interfragmentary screws and locking plates in distal meta-diaphyseal fractures of the tibia: A retrospective, single-centre pilot study. *Injury*. 2011;42(10):1031-1037. doi:10.1016/j.injury.2011.05.010
- [29] Giordano V, Paes RP, de-Queiroz GB, et al. Qual é a área de trabalho ideal na fixação de uma fratura da diáfise do fêmur com placa em ponte? Estudo multinacional transversal. *Rev Col Bras Cir*. 2017:328-339

5 AVALIAÇÃO DA DENSIDADE MINERAL ÓSSEA POR MEIO DA DENSITOMETRIA ÓPTICA RADIOGRÁFICA EM 42 FÊMURES CANINOS

Avaliação da densidade mineral óssea por meio da densitometria óptica radiográfica em 42 fêmures caninos

Evaluation of bone mineral density through radiographic optical densitometry in 42 canine femurs

Análisis de la densidad ósea mediante densitometría óptica radiográfica en 42 fémures caninos

Clínica Veterinária, Ano XXVI, n. 150, p.64-69, 2021

DOI: 10.46958/rcv.2021.XXVI.n.150.p.64-69

Bianca Marfil Dias

MV, CRMV-SP: 35.503

aluna de mestrado

FMVZ/USP

biancamarfildias@gmail.com

Anderson F. de Souza

MV, CRMV-SP: 39.797

aluno de doutorado

FMVZ/USP

anderson.sji@hotmail.com

André Luis do V. De Zoppa

MV, CRMV-SP: 10.149

prof. dr. associado

Depto. Cirurgia, FMVZ/USP

alzoppa@usp.br

Resumo: O objetivo deste estudo é avaliar a densidade mineral óssea por meio da densitometria óptica radiográfica em 42 fêmures caninos e validar a densitometria óptica radiográfica como parâmetro de homogeneidade de amostras de tecido ósseo utilizadas em ensaios biomecânicos, além de contribuir para o diagnóstico de osteoporose em cães. A densitometria óptica radiográfica foi realizada por meio do programa ImageJ 1,46r[®]. Após a seleção dos degraus de alumínio e da área de interesse do fêmur, os dados obtidos foram armazenados em forma de tabela e convertidos em mm/Al mediante a utilização da função tendência do *software* Microsoft Office Excel[®]. Após análise estatística, observou-se ausência de valores atípicos (*outliers*) nas amostras analisadas. As peças avaliadas eram homogêneas, e os dados densitométricos obtidos podem se somar à escassa referência densitométrica encontrada na literatura veterinária. Estes resultados tornam-se relevantes para estudos que testam a resistência mecânica óssea, fornecendo ferramentas para homogeneizar e validar os ensaios biomecânicos.

Unitermos: esqueleto, raio-X, mineralização, biomecânica

Abstract: This study evaluates the bone mineral density of 42 canine femurs using radiographic optical

densitometry and validates radiographic optical densitometry as a parameter to standardize bone tissue samples used in biomechanical tests, contributing to the diagnosis of osteoporosis in dogs. The ImageJ 1.46r[®] program was used for the radiographic optical densitometry. After selecting the aluminum steps and the area of interest in the femur, the data obtained were stored in a table and converted into mm/Al using the MS Excel[®] trend function. Statistical analysis demonstrated the absence of atypical values (outliers) in the samples analyzed. The samples evaluated were homogeneous and the densitometric data obtained may contribute to reducing the scarcity of densitometric references in the veterinary literature. Ex vivo biomechanical studies may benefit from the method used in this study to standardize their sample when evaluating bone mineral density, validating their respective projects

Keywords: skeleton, x-ray, mineralization, biomechanics

Resumen: El objetivo del presente estudio fue analizar la densidad ósea mediante densitometría óptica radiográfica en 42 fémures caninos y validar la técnica como parámetro de homogeneidad de muestras de tejido óseo usadas en ensayos biomecánicos, además de ofrecer datos para el diagnóstico de osteoporosis en perros. La densitometría óptica radiográfica se realizó con el programa ImageJ 1,46[®]. Después de seleccionar los pasos del aluminio y el área del fémur, los datos fueron vertidos en una tabla y convertidos a mm/Al a través de la función tendencia del programa Microsoft Office Excel[®]. Una vez realizados los análisis estadísticos de las muestras, se pudo observar que no hubo valores atípicos. Las muestras de hueso analizadas resultaron ser homogéneas y los datos de densitometría pueden ser sumados a las escasas referencias de la literatura veterinaria. Estos resultados pueden ser relevantes para estudios que prueban la resistencia mecánica del hueso, dando herramientas para homogenizar y validar los ensayos biomecánicos.

Palabras clave: esqueleto, rayos X, mineralización, biomecánica

5.1 INTRODUÇÃO

O processo de remodelação óssea está ligado a fatores metabólicos externos ou internos, sistêmicos ou locais que podem estar relacionados a estresse mecânico, nutrição, atuação da vitamina D, calcitonina, hormônio paratireóideo, tireóideo e hormônios sexuais¹⁻³.

A densitometria óssea em imagens radiográficas é um método eficiente de avaliar a desmineralização óssea ocorrida no hiperparatireoidismo secundário nutricional e no hipertireoidismo, ao contrário das avaliações bioquímicas séricas de cálcio, fósforo e fosfatase alcalina^{4,5}.

A avaliação da densidade mineral óssea (DMO) pode auxiliar na instituição do diagnóstico de osteopenia, na monitoração seriada do osso em resposta a injúrias, nas intervenções cirúrgicas e terapêuticas e em estratégias preventivas relacionadas ao metabolismo ósseo^{6,7}.

A utilização da técnica de densitometria radiográfica tornou-se simples principalmente com a evolução e o fácil acesso a equipamentos de informática. Assim, o que antes necessitava de um densitômetro óptico hoje é realizado com *scanner* para digitalizar as imagens radiográficas, ou a partir da própria imagem radiográfica digital e de um programa computacional para a determinação da densidade radiográfica⁸.

A DMO pode ser estimada por meio de métodos invasivos e não invasivos, que são divididos em métodos radiológicos e não radiológicos⁹. Alterações do processo de mineralização óssea inferiores a 30% de seu conteúdo não são detectáveis no exame radiográfico simples, devido às limitações visuais¹⁰.

A densitometria óptica radiográfica enquadra-se nos métodos não invasivos radiológicos, medindo a DMO e apresentando grande importância na área da saúde, pela capacidade de auxiliar a compreensão do processo de mineralização óssea com boa precisão e aplicabilidade, por dispensar o procedimento anestésico e pelo baixo custo^{6,9}.

A padronização da técnica radiográfica, porém, é um obstáculo devido às suas variações, tais como influência da quilovoltagem, da miliamperagem, do feixe anódico e do tempo de exposição, necessitando, portanto, de padronização da metodologia empregada para evitar qualquer influência nos valores obtidos^{11,12}.

O estabelecimento de curvas de calibração provenientes dos valores de densitometria óptica radiográfica de um penetrômetro – uma escala graduada de características conhecidas – auxilia na padronização dessa técnica, servindo como um referencial densitométrico e convertendo assim os valores da densidade óptica radiográfica em valores da espessura de um padrão radiografado simultaneamente à região a ser analisada. Muitos trabalhos adotaram a conversão para valores em milímetros de alumínio (mm/Al), devido ao fato de esse material exibir uma curva de absorção da radiação similar à dos ossos^{6,13}.

Este trabalho apresenta a avaliação da densidade mineral óssea por meio da densitometria óptica radiográfica em 21 pares de fêmures caninos, a fim de agregar dados literários para os valores densitométricos nas espécies-alvo.

Existem poucos trabalhos sobre densitometria óssea na medicina veterinária. Este trabalho, mesmo tendo sido feito em cadáveres, tem como objetivo revisar essa técnica, que simplifica a aplicação e a obtenção do diagnóstico. Espera-se que a osteoporose venha a ser mais frequentemente diagnosticada na medicina veterinária por meio da aplicação dessa técnica.

5.2 MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo foram utilizados 21 pares de fêmures de cadáveres de cães que morreram por motivos variados, não tendo sido sacrificados para a realização do

trabalho. Não houve predileção por raça ou sexo. Os cães eram adultos, com massa corporal entre 20 e 40 kg e sem alterações ortopédicas (traumáticas ou neoplásicas), e alguns deles apresentavam alterações degenerativas (osteoartrose) e/ou displásicas (displasia coxofemoral).

Os fêmures foram radiografados por um aparelho de raios-X composto por emissor portátil ^a e por painel digital ^b. A técnica radiográfica foi de 65 kV, e o tempo de exposição, de 1,8 mAs. A distância padronizada foi de 1 m entre o emissor e a peça, radiografada diretamente sobre o cassete. As radiografias foram realizadas nas projeções mediolateral e craniocaudal. Junto ao cassete foi fixado o penetrômetro de alumínio, usado como referência densitométrica (liga padronizada pela ABNT) (Figura 1).

Figura 1 – Fêmur e escala de alumínio (penetrômetro) posicionados diretamente sobre o cassete para realização das radiografias



Para as leituras da densitometria óptica radiográfica referentes a DMO em mm/Al, utilizou-se o programa ImageJ 1,46r[®] ^c, usado também por outros autores para avaliação da DMO em projetos com animais ¹⁴⁻¹⁶. A área de interesse para a determinação da densidade óssea foi a diáfise e a metáfise dos fêmures na projeção craniocaudal. As imagens foram salvas no formato JPG para o processamento do programa. Com a ferramenta de seleção “ponto”, selecionou-se a área esquerda de cada degrau da escala de alumínio e aferiu-se a média de tons de cinza, que poderiam variar de 0 (totalmente negro) a 256 (totalmente branco). A sequência das

medições foi realizada do 1º ao 25º degrau (Figura 2).

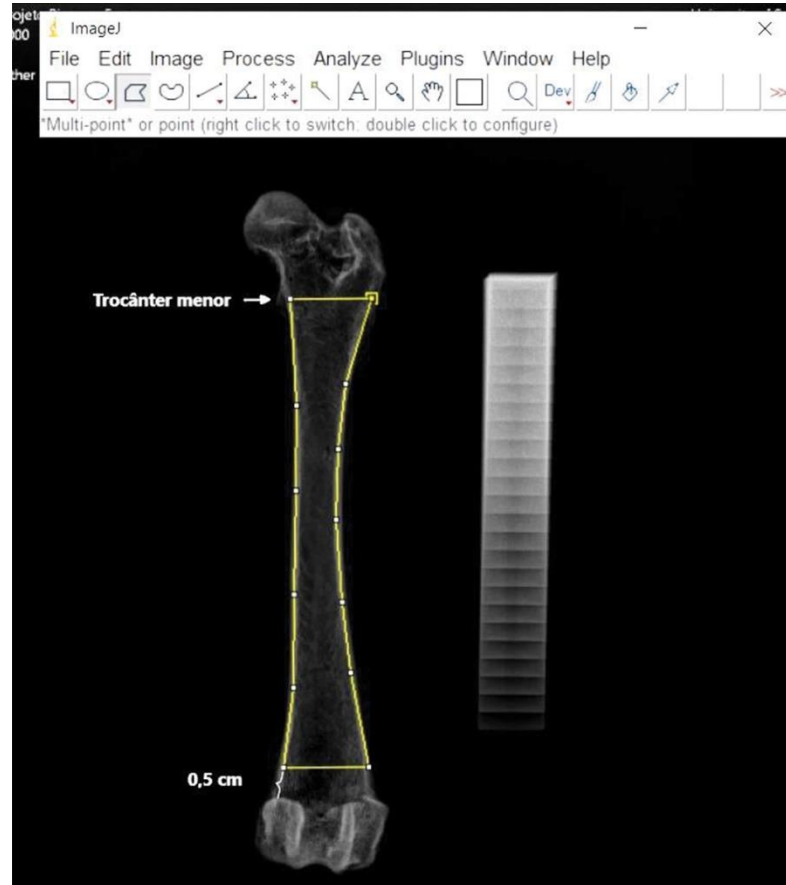
Figura 2 – Ferramenta “ponto” para seleção de cada degrau da escala de alumínio



Apesar da padronização da técnica radiográfica, não é possível a realização de imagens idênticas em relação à variação de tonalidades de cinza ⁶; devido a isso, buscou-se eliminar possíveis vieses utilizando as escalas individuais para cada amostra.

Posteriormente, a ferramenta de seleção poligonal foi utilizada para selecionar as áreas de interesse (metáfise e diáfise) e aferir a média de tons de cinza. A seleção foi padronizada a partir do trocânter menor e 0,5 cm acima dos côndilos (Figura 3).

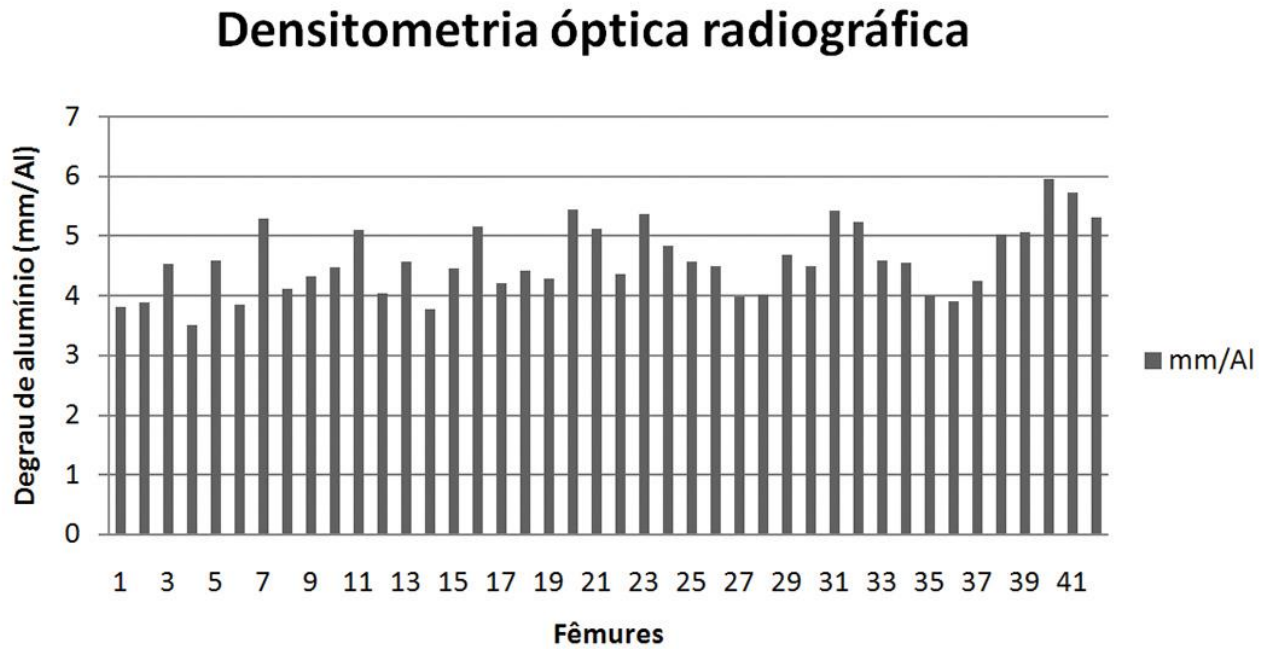
Figura 3 – Ferramenta “polígono” para seleção da área de interesse em um fêmur esquerdo



5.3 RESULTADOS

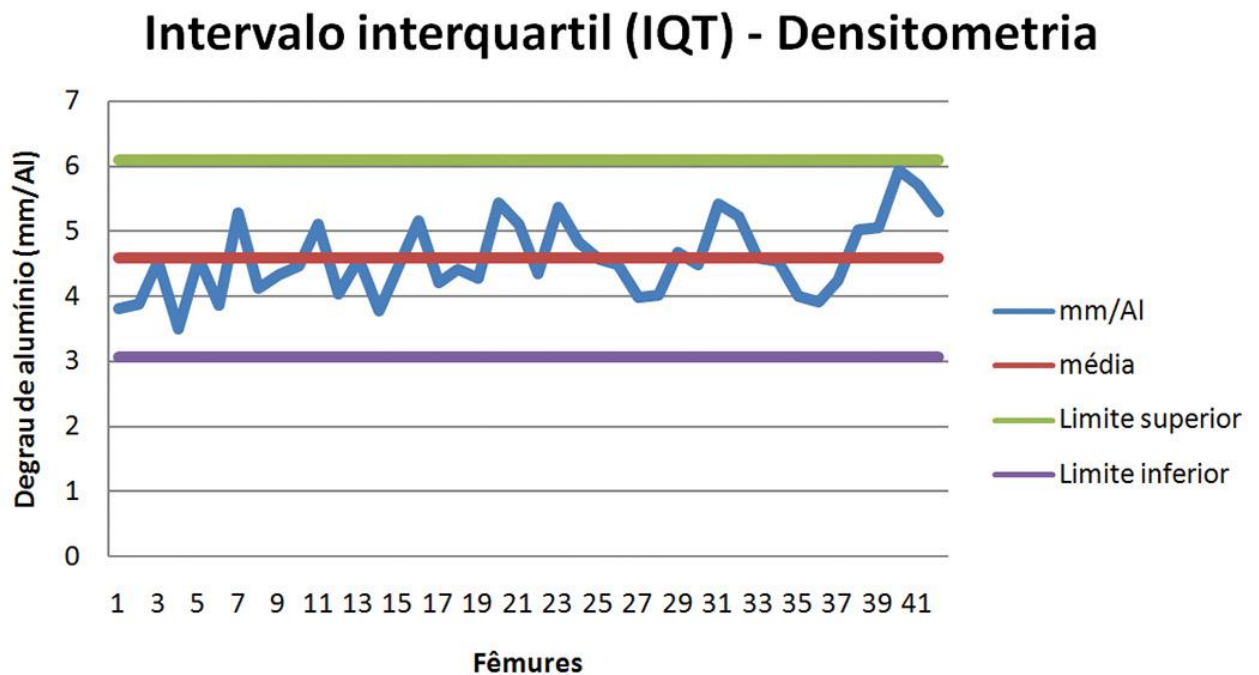
Após a análise dos dados, os valores das 42 amostras foram armazenados em forma de tabela para cada imagem analisada, juntamente com as informações de suas respectivas escalas de alumínio, para então serem convertidos em mm/Al. Os resultados foram obtidos mediante a utilização da função “tendência” do *software* Microsoft Office Excel 365[®] e registrados em forma de gráfico (Figura 4).

Figura 4 – Densitometria óptica radiográfica dos 42 fêmures analisados



A análise estatística da densitometria radiográfica dos 42 espécimes foi realizada por meio do intervalo interquartil (IQT) a fim de verificar valores atípicos das amostras (Figura 5).

Figura 5 – Intervalo interquartil referente aos espécimes analisados expressos por gráfico linear



Após a análise estatística, observou-se ausência de valores atípicos nos espécimes analisados e a homogeneidade das amostras.

5.4 DISCUSSÃO

Por meio deste estudo, é possível comprovar que a densitometria óptica radiográfica é um método de avaliação da densidade mineral óssea de fácil execução e baixo custo do exame para o tutor, com boa precisão e seguro, em concordância com autores que usaram o mesmo método ^{9,17,18}.

A avaliação da densitometria óssea pode auxiliar na instituição do diagnóstico de osteopenia, bem como na monitoração seriada do osso em resposta a afecções, a intervenções cirúrgicas e terapêuticas e em estratégias preventivas relacionadas ao metabolismo ósseo ^{6,7}. Em um trabalho com 12 cadelas, estimou-se a densidade mineral óssea por meio da avaliação radiográfica, antes e após a ovariectomia, com ou sem reposição hormonal; no grupo em que não foi feita a reposição hormonal, observou-se redução da densidade mineral óssea ¹⁹. Outros dois trabalhos sobre indução a tirotoxicose (hipertireoidismo) e hiperparatireoidismo secundário nutricional com 16 gatos e 10 gatos respectivamente, observaram

redução da mineralização óssea por densitometria óptica radiográfica e relataram ser esse um método efetivo para avaliação ^{4,5}.

No presente trabalho, optou-se por realizar a avaliação e a descrição da densidade mineral óssea dos fêmures caninos, a fim de que os dados densitométricos obtidos possam se somar à escassa referência densitométrica encontrada na literatura veterinária. Em um estudo sobre densitometria óssea em tíbia de cães da raça golden retriever, os valores médios de densidade mineral óssea na região epifisária mostraram-se mais elevados, seguidos pelos da região metafisária e diafisária ²⁰. Isso ocorre porque, quando se seleciona essa região, o programa calcula a média dos tons de cinza na área selecionada para chegar ao valor densitométrico final, incluindo o canal medular, cuja radiopacidade é menor.

Em outro estudo que analisou a densitometria óssea em rádio de cães da raça poodle em um grupo de 112 animais também se observou diferença significativa entre a região metafisária e a diafisária ⁶.

As regiões metafisária e diafisária foram as áreas de interesse desta pesquisa, devido ao fato de a ocorrência de fratura em fêmur ser mais comum na região diafisária ²¹.

Este estudo se refere à análise da densidade óssea mineral em peças anatômicas após a sua esqueletização, impossibilitando, portanto, a sua comparação em fêmures de animais vivos, cujos tecidos moles influenciariam na mensuração da densitometria óptica radiográfica. Porém, em se tratando de estudos *ex vivo* biomecânicos, os valores obtidos e a metodologia utilizada podem servir de referência para valores densitométricos e para a homogeneização das amostras.

A comparação de parâmetros de densidade mineral óssea com os valores obtidos de resistência biomecânica óssea é de extrema importância para a validação de dados biomecânicos ²².

Por ser precisa e de fácil aplicação, a metodologia utilizada neste estudo para estimar a densidade óssea mineral por meio da avaliação radiográfica em animais vivos pode vir a contribuir para facilitar o diagnóstico de diversas enfermidades relacionadas à mineralização óssea.

5.5 CONCLUSÃO

O *software* de processamento de imagens ImageJ 1,46r[®] mostrou-se de fácil

manuseio, com boa precisão na leitura da densidade óptica das imagens radiográficas de fêmures caninos.

A densitometria óptica radiográfica é um excelente método para avaliação da densidade mineral óssea, contribuindo para facilitar o diagnóstico de afecções relacionadas ao processo de mineralização. Dessa forma, torna-se relevante para estudos que testam a resistência mecânica óssea, fornecendo ferramentas para homogeneizar e validar os ensaios biomecânicos.

Produtos utilizados

- a) Min X Ray. Nothbrook, IL, EUA
- b) SoundEklin. Carlsbad, CA, EUA
- c) ImageJ, EUA, imagej.nih.gov/ij/download/

REFERÊNCIAS

- 01-EVANS, H. E. The skeleton. In:____. **Miller's anatomy of the dog**. 3. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1993. p. 122-218. ISBN: 978-0721632001.
- 02-WASSERMAN, R. H. ; KALLFELZ, F. A. ; LUST, G. Ossos, articulações e líquido sinovial. In: REECE, W. O. ; SWENSON, M. J. **Dukes fisiologia dos animais domésticos**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. p. 488-520. ISBN: 978-8527703307.
- 03-GUYTON, A. C. ; HALL, J. E. Balanços dietéticos; regulação da alimentação; obesidade e inanição; vitaminas e minerais. In:____. **Guyton & Hall tratado de fisiologia médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. p. 887-904. ISBN: 978-85-352-3735-1.
- 04-RAHAL, S. C. ; MORTARI, A. C. ; CAPORALI, E. H. G. ; VULCANO, L. C. ; SANTOS, F. A. M. ; TAKAHIRA, R. K. ; CROCCI, A. J. Densitometria óptica radiográfica na avaliação do hiperparatireoidismo secundário nutricional induzido em gatos jovens. **Ciência Rural**, v. 32, n. 3, p. 421-425, 2002. doi: 10.1590/S0103-84782002000300009.
- 05-COSTA, F. S. ; CARDOSO, M. J. L. ; MUNIZ, L. M. R. ; VULCANO, L. C. ; PADOVANI, C. R. Determinação de desmineralização óssea em gatos após tirotoxicose experimental. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 43, n. 5, p. 695-701, 2006.
- 06-MURAMOTO, C. ; STERMAN, F. A. ; PINTO, A. C. B. C. F. Estabelecimento de valores de densidade mineral óssea (DMO) das regiões metafisária e diafisária do rádio de cães da raça Poodle por meio da densitometria óptica radiográfica. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 42, n. 2, p. 89-97, 2005. ISSN: 1413-9596.
- 07-FONSECA, A. A. R. **Avaliação do efeito da formalina na descalcificação de espécimes anatómicos, por meio da densidade radiográfica e concentração de cálcio**. 2007. 98 f. Tese (Doutorado em Estomatologia Clínica) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.
- 08-FERNANDES, R. A. **Correlação entre densidade radiográfica - DR e absorciometria por raios-x de duas energias - DXA: estudo *in vitro***. 2019. 67f. Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária, Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho, Araçatuba, 2019.
- 09-LOUZADA, M. J. Q. ; PELÁ, C. A. ; BELANGERO, W. D. ; SANTOS-PINTO, R. Metodologia para avaliação de densidade em imagem radiográfica. **RBE: Caderno de Engenharia Biomédica**, v. 14, n. 2, p. 37-47, 1998.
- 10-GARTON, M. J. ; ROBERTSON, E. M. ; GILBERT, F. J. ; GOMERSALL, L. ; REID, D. M. Can radiologists detect osteopenia on plain radiographs? **Clinical Radiology**, v. 49, n. 2, p. 118-122, 1994. doi: 10.1016/s0009-9260(05)83453-1.
- 11-VOGEL, J. M. ; ANDERSON, J. T. Rectilinear transmission scanning of irregular bones for quantification of mineral content. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 13, n. 1, p. 13-18, 1972. ISSN: 0161-5505.
- 12-ALVES, J. D. S. ; STERMAN, F. A. Determinação da densidade mineral óssea da extremidade distal do rádio de cães da raça Rottweiler, por meio da densitometria óptica radiográfica. **Veterinária e Zootecnia**, v. 17, n. 2, p. 229-237, 2010. ISSN: 0102-5716.
- 13-ADAMS, J. E. Radiogrammetry and radiographic absorptiometry. **Radiologic Clinics of North America**, v. 48, n. 3, p. 531-540, 2010. doi: 10.1016/j.rcl.2010.03.006.
- 14-SELIM, M. B. **Avaliação estrutural do osso terceiro metacarpiano equino frente à implantação do biopolímero à base de mamona**. 2013. 123 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013. doi: 10.11606/D.10.2014.tde-18072014-113131.
- 15-DAL-BÓ, I. S. **Estudo biomecânico comparativo da resistência de segmentos ósseos de rádios de cães autoclavados ou desvitalizados em nitrogênio líquido**. 2014. 95 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São

- Paulo, São Paulo, 2014. doi: 10.11606/D.10.2016.tde-12082015-173730.
- 16-LHAMAS, C. L. **Avaliação por densitometria óssea e microtomografia computadorizada 3D de (compósito) manta óssea à base de quitosana, hidroxiapatita e colágeno, como reparo de falhas ósseas induzidas experimentalmente em tíbias de ovinos.** 2016. 88 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016. doi: 10.11606/D.10.2017.tde-21022017-121035.
- 17-STERMAN, F. A. **Avaliação da densidade mineral óssea em equinos atletas destinados ao enduro equestre pelo método de densitometria óptica radiográfica.** 2002. 147 f. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002. ISSN: 0104-3463.
- 18-SILVA, S. B. ; FERRIGNO, C. R. A. ; STERMAN, F. A. ; BACCARIN, D. C. B. ; YAZBEK, K. V. B. ; MURAMOTO, C. ; AMAKU, M. Plasma rico em plaquetas combinado a hidroxiapatita na formação do calo ósseo em fraturas induzidas experimentalmente no rádio de cães. **Ciência Rural**, v. 37, n. 4, p. 1045-1051, 2007. ISSN: 0103-8478.
- 19-SCHMIDT, C. ; FRANCO, S. R. V. S. ; VULCANO, L. C. ; GODOY, C. L. B. ; RAISER, A. G. Densidade mineral óssea em cadelas submetidas à ovariosterectomia com e sem reposição estrogênica oral. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 58, n. 4, p. 506-510, 2006. doi: 10.1590/S0102-09352006000400009.
- 20- ROBSON, G. F. ; BALIEIRO, J. C. C. ; STERMAN, F. A. ; PINTO, A. C. B. C. F. ; MIGLINO, M. A. ; ZATZ, M. ; AUADA, C. R. F. Estudo longitudinal da densidade mineral óssea em cães jovens da raça Golden Retriever: correlações com idade e peso corpóreo. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 43, n. 5, p. 681-687, 2006. ISSN: 1413-9596.
- 21-BRADEN, T. D. ; EICKER, S. W. ; ABDINOOR, D. ; PRIEUR, W. D. Characteristics of 1000 femur fractures in the dog and cat. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 8, n. 4, p. 203-209, 1995. doi: 10.1055/s-0038-1632457.
- 22-FERRETTI, J. L. ; COINTRY, G. R. ; CAPOZZA, R. F. ; CAPIGLIONI, R. ; CHIAPPE, M. A. Analysis of biomechanical effects on bone and on the muscle-bone interactions in small animal models. **Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions**, v. 1, n. 3, p. 263-274, 2001.

6 CONCLUSÕES GERAIS

Os estudos mecânicos em ortopedia são importantes para elucidar o comportamento e a interação dos implantes ortopédicos para fixação das fraturas em diferentes configurações. A densitometria óptica radiográfica auxilia na avaliação da homogeneidade das amostras, fornecendo dados mais confiáveis.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, Judith E. Radiogrammetry and radiographic absorptiometry. **Radiologic Clinics**, v. 48, n. 3, p. 531-540, 2010.
- ALLGÖWER, M. et al. Clinical experience with a new compression plate" DCP". **Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum**, v. 125, p. 45–61, 1969.
- ALVES, J. D. S.; STERMAN, F. de A. Determinação da densidade mineral óssea da extremidade distal do rádio de cães da raça rottweiler, por meio da densitometria óptica radiográfica. **Vet. Zoot.**, p. 229–237, 2010.
- ARTHURS, G. Advances in internal fixation locking plates. **In Practice**, v. 37, n. 1, p. 13–20, 2015.
- BARNHART, M. D. Pitfalls of Locking Plate Applications. **Locking Plates in Veterinary Orthopedics**, p. 7–12, 2018.
- BERKSON, E. M.; VIRKUS, W. W. High-energy tibial plateau fractures. **JAAOS- Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 14, n. 1, p. 20–31, 2006.
- BIEDRZYCKI, A. H. Dynamic Compression vs. Locking Plating– Is One “Better”? A Review of Biomechanical Principles and in vitro Testing. **Locking plates in veterinary orthopedics**, p. 25–39, 2018.
- BORGEAUD, M. et al. Mechanical analysis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora. **Injury**, v. 31, n. SUPPL.3, p. 29–92, 1 set. 2000.
- BRADEN, T. D. et al. Characteristics of 1000 Femur Fractures in the Dog and Cat. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 08, n. 04, p. 203–209, 9 fev. 1995.
- CHAO, Peini et al. Biomechanical concepts applicable to minimally invasive fracture repair in small animals. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v. 42, n. 5, p. 853-872, 2012.
- CURREY, J. D. The mechanical properties of bone. **Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)**, v. 73, p. 210–231, 1970.
- DA SILVA, S. B. et al. Platelet-rich plasma combined with hydroxyapatite on bone callus formation in experimental radii fractures in dogs. **Ciencia Rural**, v. 37, n. 4, p. 1045–1051, 2007.
- DALMOLIN, F. et al. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - Fundamentos teóricos. **Ciencia Rural**, v. 43, n. 9, p. 1675–1682, ago. 2013.
- DINIZ, J. S. et al. Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão

bibliográfica. **Encontro Latino Americano de Iniciação Científica**, v. 9, 2005.

EGOL, K. A. et al. Biomechanics of locked plates and screws. **Journal of orthopaedic trauma**, v. 18, n. 8, p. 488–493, 2004.

ETHIER, C. R.; SIMMONS, C. A. **Introductory biomechanics: from cells to organisms**. Cambridge University Press, 2007.

FERNANDES, H.J.A. et al. Tratamento de fraturas diafisárias instáveis do fêmur pelo método de placa em ponte. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 33, n. 6, p. 417-425, 1998.

FONSECA, A. A. R. Avaliação do efeito da formalina na descalcificação de espécimes anatômicos, por meio da densidade radiográfica e concentração de cálcio. 2007.

FRIGG, R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). **Injury**, v. 32, n. SUPPL.2, p. 63–66, 1 set. 2001.

GAUTIER, E.; CH, Sommer. Biological internal fixation--guidelines for the rehabilitation. **Therapeutische Umschau. Revue thérapeutique**, v. 60, n. 12, p. 729-735, 2003.

HUISKES, R.; VAN RIETBERGEN, B. Biomechanics of bone. **C. MV, RH, editors. Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-biology. 3rd ed: Lippincott Williams & Wilkins**, p. 123–180, 2005.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biomecânica e biologia das fraturas. **SLATTER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais**, v. 3, p. 1785–1792, 2003.

JOHNSON, A. L.; HOULTON, J. E. F.; VANNINI, R. **AO principles of fracture management in the dog and cat**. [s.l.] Georg Thieme Verlag, 2005.

JOHNSTON, S.A. et al. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. **Veterinary surgery: small animal**. St. Louis: Elsevier Saunders, 2012. cap. 43, p.576-607.

KUBIAK, E. N. et al. The Evolution of Locked Plates. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 88, n. suppl_4, p. 189–200, dez. 2006.

LARIN, A. et al. Repair of diaphyseal femoral fractures in cats using interlocking intramedullary nails: 12 cases (1996-2000). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 219, n. 8, p. 1098–1104, 15 out. 2001.

LIRANI, A. P. R. **Estudo comparativo dos efeitos do ultra-som e do laser de baixa intensidade no reparo ósseo de tíbia de rato**. 2004. Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.

MERINO, M. K. A. et al. The effect of locked screw angulation on the biomechanical properties of the S.P.S. Free-Block plate. **Veterinary and Comparative**

Orthopaedics and Traumatology, v. 26, n. 2, p. 117–122, 18 dez. 2013.

MILLER, Danielle L.; GOSWAMI, Tarun. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1049-1062, 2007.

MILLER, Danielle L.; GOSWAMI, Tarun; PRAYSON, Michael J. Overview of the locking compression plate and its clinical applications in fracture healing. **Journal of surgical orthopaedic advances**, v. 17, n. 4, p. 271-281, 2008.

MURAMOTO, C.; STERMAN, F. D. A.; PINTO, A. C. B. de C. F. Estabelecimento de valores de densidade mineral óssea (DMO) das regiões metafisária e diafisária do rádio em cães da raça Poodle por meio da Densitometria Óptica Radiográfica. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 42, n. 2, p. 89, 1 abr. 2005.

NIEMEYER, P.; SUDKAMP, N. P. Principles and clinical application of the locking compression plate (LCP). **Acta Chir Orthop Traumatol Cech**, v. 73, n. 4, p. 221–228, 2006.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3. ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 2003.

ÖZKAYA, N.; LEGER, D. Introdução à biomecânica: terminologia básica e conceitos. **NORDIN, M; FRANKEL, VH Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. São Paulo: Manole, p. 1–14, 2003.

PENHA, V. T. B. B. **Efeitos do congelamento e descongelamento sucessivos nas propriedades mecânicas em ossos corticais**. 2004. Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.

PERREN, S. M. et al. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 109, n. 6, p. 304–310, nov. 1990.

PIERMATTEI, D. L.; FLO, G. L.; DECAMP, C. E. **Small animal orthopedics and fracture repair**. USA: Saunders Elsevier, 2006.

RADASCH, R. M. **Biomechanics of bone and fractures. The Veterinary clinics of North America. Small animal practice** Elsevier, , 1 set. 1999.

ROE, S. **Biomechanics of Fracture Fixation Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**. W.B. Saunders, , 1 jan. 2020.

RÜEDI, T. P.; BUCKLEY, R.; MORAN, C. G. AO principles of fracture management. **Ann R Coll Surg Engl**, v. 91, n. 5, p. 448–449, 2009.

SCHATZKER, J.; HOULTON, J. E. F. Concepts of fracture stabilization. **Bone in Clinical Orthopaedics. Sumner-Smith G. Philadelphia: WB Saunders**, p. 387–

398, 1982.

SCHMAEDECKE, A. **Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação às forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães - estudo in vitro**. 2007. Tese (Doutorado em Ciências) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/10/10137/tde-06062007-154221/en.php>. Acesso em: 6 jul. 2021.

SCHWANDT, C. S.; MONTAVON, P. M. Locking Compression Plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 18, n. 3, p. 194–198, 22 fev. 2005.

SCHWARZ, P. D. Biomecânica das fraturas do esqueleto apendicular: causas e avaliação. **BOJRAB, MJ Mecanismos da moléstia na cirurgia dos pequenos animais**, v. 2, p. 1161–1181, 1996.

SCOLARO, J.; AHN, J. Locked plating in practice: indications and current concepts. **Univ Pennsylvania Orthop J**, v. 21, p. 18–22, 2011.

SMITH, W. R. et al. Locking plates: tips and tricks. **JBJS**, v. 89, n. 10, p. 2298–2307, 2007.

SOMMER, C. et al. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). **Injury**, v. 34, n. SUPPL. 2, p. B43-54, 1 nov. 2003.

SUNADA, E. E. et al. Biomechanical study of the osteosynthesis stiffness with bridging plates in cadaveric tibial models. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, n. 2, p. 66–70, 2010.

SZYPRYT, P.; FORWARD, D. The use and abuse of locking plates. **Orthopaedics and Trauma**, v. 23, n. 4, p. 281–290, 1 ago. 2009.

UNGER, M.; MONTAVON, P. M.; HEIM, U. F. A. Classification of Fractures of Long Bones in the Dog and Cat: Introduction and Clinical Application. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 03, n. 02, p. 41–50, 10 fev. 1990.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **Injury**, v. 34, n. SUPPL. 2, p. B31-42, 1 nov. 2003.