



DANIEL MUNHOZ GARCIA PEREZ NETO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA COMPARATIVA DA TÉCNICA
DE TPLO COM USO DE PARAFUSOS BICORTICAIS OU
MONOCORTICAIS EM MODELOS SINTÉTICOS DE TÍBIA DE
CÃES**

**LAVRAS – MG
2025**

DANIEL MUNHOZ GARCIA PEREZ NETO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA COMPARATIVA DA TÉCNICA DE TPLO COM USO
DE PARAFUSOS BICORTICAIS OU MONOCORTICAIS EM MODELOS SINTÉTICOS
DE TÍBIA DE CÃES**

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

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi
Orientador

Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto
Coorientador

**LAVRAS – MG
2025**

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

Perez Neto, Daniel Munhoz Garcia.

Avaliação biomecânica comparativa da técnica de TPLO com uso de parafusos
bicorticais ou monocorticais em modelos sintéticos de tíbias de cães / Daniel Munhoz
Garcia Perez Neto. - 2025.

84 p. : il.

Orientador: Leonardo Augusto Lopes Muzzi

Coorientador: Bruno Watanabe Minto

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Lavras, 2025.

Bibliografia.

1. Ortopedia veterinária. 2. Articulação do joelho. 3. Ligamento cruzado cranial.
4. Teste biomecânico. 5. Osteotomia tibial. I. Muzzi, Leonardo Augusto Lopes . II.
Minto, Bruno Watanabe. III. Universidade Federal de Lavras. IV. Título.

DANIEL MUNHOZ GARCIA PEREZ NETO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA COMPARATIVA DA TÉCNICA DE TPLO COM USO
DE PARAFUSOS BICORTICAIS OU MONOCORTICAIS EM MODELOS SINTÉTICOS
DE TÍBIA DE CÃES**

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

APROVADO em 24 de junho de 2025.

Prof. Dr. Fábio Lúcio Santos

Prof. Dr. Fernando Yoiti Kitamura Kawamoto

Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

Prof. Dr. Paulo Vinícius Tertuliano Marinho

DEG/UFLA

UNILAVRAS

UNESP Jaboticabal

IFSUL DE MINAS - Muzambinho

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi
Orientador

Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto
Coorientador

**LAVRAS – MG
2025**

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho de doutorado foi um percurso desafiador, repleto de aprendizados, superações e conquistas. Ao final desta jornada, é com gratidão e reconhecimento que registro meus sinceros agradecimentos aqueles que, de diferentes formas, contribuíram para sua concretização.

À Deus, pela saúde e disposição concedidas em todos os momentos dessa caminhada.

Aos meus pais Lisandra e Neto, por todo o incentivo e apoio, minha eterna gratidão pelo amor incondicional, pela educação e exemplo de integridade, trabalho e dedicação. Amo vocês!

À minha noiva Mayumi por todo o amor e companheirismo em todas as horas, agradeço pela paciência, compreensão e apoio. Obrigado por compartilhar os sonhos e compreender as ausências impostas por este projeto.

Aos meus orientadores Profº Leonardo Muzzi e Profº Bruno Minto, pela confiança, orientação, apoio e dedicação não apenas no doutorado, mas em grande parte da minha formação. A competência, paixão pela ortopedia veterinária e compromisso com a ciência foram fontes de inspiração ao longo deste processo.

Ao Profº Fábio Santos, meus mais sinceros agradecimentos pela generosidade em ceder o espaço e a estrutura de seu laboratório para a realização deste projeto. Sou muito grato pela confiança e liberdade concedida para desenvolvimento das atividades e por toda a orientação e ajuda. Sua disponibilidade, mesmo diante de uma agenda exigente, foi fundamental para execução deste estudo.

Aos membros da banca, professores Fernando, Luís Gustavo e Paulo, pelas valiosas contribuições, À Universidade Federal de Lavras, por ser minha segunda casa ao longo desses 14 anos de estudo, em especial a Faculdade de Medicina Veterinária e todos seus professores e colaboradores que foram essenciais não só a esta pesquisa, mais em toda minha formação.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio financeiro concedido em forma de bolsa durante o desenvolvimento deste estudo.

À Cão Médica – Ortopedia Veterinária, empresa parceira, pela contribuição com o fornecimento de materiais à valores mais acessíveis que viabilizou o projeto.

Ao meu irmão Vitor por todo o companheirismo e amizade.

Aos meus amigos de Lavras que me acolheram e se tornaram família que levarei para sempre.

À Malu, Jorge, Sofia e Meg meus cães, que foram mais que companheiros. Foi por meio da convivência com eles que compreendi a responsabilidade e obrigação de oferecer um serviço veterinário digno, ético e de qualidade.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho. A cada um, o meu mais sincero muito obrigado!

RESUMO

Avaliação biomecânica comparativa da técnica de TPLO com uso de parafusos bicorticais ou monocorticais em modelos sintéticos de tíbia de cães

A doença do ligamento cruzado cranial (LCCr) é a principal causa de claudicação em cães. Dentre as opções de tratamento cirúrgico, as técnicas de osteotomias tibiais são consideradas padrão ouro no tratamento da afecção, tendo destaque a osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO). O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência mecânica da construção placa-parafusos de TPLO fixados com parafusos proximais bicorticais ou monocorticais de diferentes comprimentos em modelos ósseos sintéticos de tíbia canina. O estudo consistiu em ensaio biomecânico compressivo, os quais foram divididos em 4 grupos compostos por 6 espécimes. A estabilização ocorreu por meio da técnica TPLO, variando-se o comprimento dos parafusos utilizados na fixação proximal da placa. O grupo G bicortical foi tratado com parafusos proximais bicorticais (controle), enquanto os grupos G 75%, G 50% e G 25% receberam parafusos com 75%, 50% e 25% do comprimento transcortical, respectivamente. As variáveis analisadas foram: carga máxima (CM), deslocamento na carga máxima (DCM), carga no colapso (CC), deslocamento no colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E). Em teste comparativo com o grupo controle (G bicortical), observou-se que o G 75% não apresentou diferença em nenhuma das variáveis analisadas; o G 50% não apresentou diferença apenas nas variáveis CM e CC, mas demonstrou redução nas demais variáveis; e o G 25% apresentou redução em todas as variáveis. Em teste comparando os grupos entre si nas variáveis estudadas, observou-se que nas variáveis CM e CC os G 75% e G 50% não apresentaram diferença entre si, mas o grupo 4 apresentou redução em relação aos demais grupos. Nas demais variáveis DCM, DC, DefC e E, os G 50% e G 25% não apresentaram diferença entre si, mas houve redução na comparação com os G 75%. Segundo a metodologia utilizada neste trabalho, conclui-se que a estabilização proximal da placa na técnica de TPLO com parafusos com 75% do diâmetro transcortical, apresenta desempenho biomecânico semelhante aos parafusos bicorticais, parafusos monocorticais com 50% do comprimento transcortical demonstraram desempenho biomecânico semelhante aos parafusos bicorticais apenas em algumas variáveis estudadas e parafusos monocorticais com 25% do comprimento transcortical demonstraram desempenho biomecânico inferior aos parafusos bicorticais em todas as variáveis estudadas.

Palavras-chave: articulação do joelho; ligamento cruzado cranial; osteotomia tibial; teste biomecânico.

ABSTRACT

Comparative biomechanical analysis of the TPLO technique using bicortical or monocortical screws in synthetic canine tibial models

Cranial cruciate ligament (CrCL) disease is the leading cause of lameness in dogs. Among the surgical treatment options, tibial osteotomy techniques are considered the gold standard, with particular emphasis on tibial plateau levelling osteotomy (TPLO). The aim of this study was to evaluate the mechanical resistance of the TPLO plate-screw construct fixed with either bicortical or monocortical proximal screws of varying lengths in synthetic canine tibial bone models. The study comprised a compressive biomechanical test, with specimens allocated into four groups, each containing six samples. Stabilisation was achieved using the TPLO technique, varying the length of the screws used for proximal plate fixation. Group G bicortical was treated with bicortical proximal screws (control), whereas groups G 75%, G 50%, and G 25% received monocortical screws with 75%, 50%, and 25% of the transcortical length, respectively. The variables analysed were: maximum load (ML), displacement at maximum load (DML), load at collapse (LC), displacement at collapse (DC), compressive strain (CS), and energy (E). In comparative testing against the control group (G bicortical), no significant differences were observed in any variable for G 75%; G 50% did not differ in ML and LC, but showed reductions in the remaining variables; G 25% exhibited reduced performance across all variables. When comparing the groups among themselves, no differences were observed between G 75% and G 50% in ML and LC; however, G 25% showed significantly lower values than the other groups. For the variables DML, DC, CS, and E, no differences were noted between G 50% and G 25%, but both showed reduced values compared to G 75%. According to the methodology employed in this study, it can be concluded that proximal plate fixation in the TPLO technique using screws with 75% of the transcortical diameter provides biomechanical performance comparable to bicortical screws. Monocortical screws with 50% of the transcortical length demonstrated comparable biomechanical performance to bicortical screws only in certain variables, whereas monocortical screws with 25% of the transcortical length exhibited inferior performance in all variables analysed.

Keywords: biomechanical test; cranial cruciate ligament; stifle joint; tibial osteotomy.

INDICADORES DE IMPACTO

O presente trabalho de doutorado, desenvolvido na Universidade Federal de Lavras (UFLA), consistiu em ensaio biomecânico realizado com tíbias sintéticas de cães, com o objetivo de avaliar diferentes comprimentos de parafusos monocorticais utilizados na estabilização da osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO). Os resultados obtidos demonstraram que o uso de parafusos monocorticais com mais de 50% do comprimento ósseo apresenta resistência biomecânica equivalente àquela proporcionada pelos parafusos bicorticais tradicionalmente empregados, sem prejuízo à estabilidade do implante cirúrgico. Essa constatação possui impactos tecnológicos e clínicos importantes, ao indicar a possibilidade de reduzir o comprimento dos parafusos proximais sem comprometer a resistência do sistema, minimizando, assim, os riscos de lesões intra-articulares, danos vasculares e nervosos, bem como promovendo a diminuição do tempo cirúrgico. O estudo contribui para o avanço da prática cirúrgica veterinária, oferecendo subsídios para protocolos mais seguros e eficientes. O caráter extensionista do trabalho se evidenciou na interação com outras instituições e ortopedistas veterinários de todo o Brasil, por meio da divulgação dos resultados em palestras, cursos e eventos voltados a profissionais da área e tutores de animais. O corpo técnico do trabalho foi formado por um orientador, um coorientador, um doutorando, um professor da engenharia, um técnico do setor de diagnóstico por imagem, equipe de diagnóstico por imagem de um hospital veterinário particular. O trabalho se enquadra nas áreas temáticas de Saúde, Tecnologia e Produção e Trabalho da Política Nacional de Extensão, e está alinhado aos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS) da ONU, em especial ao ODS 3 (Saúde e bem-estar) e ODS 4 (Educação de qualidade), ao promover inovação cirúrgica, qualificação profissional e práticas sustentáveis no uso de materiais cirúrgicos veterinários.

IMPACT INDICATORS

This doctoral research, conducted at the Federal University of Lavras (UFLA), comprised a biomechanical study using synthetic canine tibiae with the aim of evaluating different lengths of monocortical screws employed in the stabilisation of the tibial plateau levelling osteotomy (TPLO). The results demonstrated that the use of monocortical screws exceeding 50% of the transcortical bone length offers biomechanical resistance equivalent to that of traditionally employed bicortical screws, without compromising the stability of the surgical construct. This finding carries significant technological and clinical implications, as it suggests the feasibility of reducing the length of proximal screws without impairing construct strength, thereby minimising the risks of intra-articular injury, vascular and neural damage, and reducing surgical time. The study contributes to the advancement of veterinary surgical practice by providing evidence to support safer and more efficient protocols. Its extensionist character was evident through engagement with other institutions and veterinary orthopaedists across Brazil, via dissemination of results through lectures, training courses, and events aimed at professionals and animal guardians. The technical team consisted of a supervisor, co-supervisor, doctoral candidate, engineering professor, imaging technician, and the diagnostic imaging team of a private veterinary hospital. This work falls within the thematic areas of Health, Technology and Production, and Labour, as outlined by the National Extension Policy, and aligns with the United Nations Sustainable Development Goals (SDGs), particularly SDG 3 (Good Health and Well-being) and SDG 4 (Quality Education), by promoting surgical innovation, professional development, and sustainable practices in the use of veterinary surgical materials.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Imagens ilustrativas de joelho esquerdo de cão, A: ligamentos do joelho em vista lateral e B: ligamentos do joelho em vista medial.....	19
Figura 2 -	Imagens ilustrativas do joelho esquerdo de cão, A: vista lateral, e B: vista medial da cápsula articular. Observam-se cápsula articular, retináculos, fabelas e ligamentos colaterais.....	20
Figura 3 -	Esqueleto da articulação do joelho direito de cão. A: vista cranial; B: vista caudolateral.....	21
Figura 4 -	Imagem ilustrativa da vista dorsal da articulação do joelho, evidenciando os ligamentos e meniscos.....	23
Figura 5 -	Imagens ilustrativas de ligamentos de um joelho esquerdo de cão A: vista caudal; B: vista cranial.....	24
Figura 6 -	Imagens radiográficas da articulação femorotibiopatelar (joelho) em cães A: projeção mediolateral de um joelho normal; B: projeção mediolateral de um joelho com doença do ligamento cruzado cranial aguda; C: projeção mediolateral de um joelho com doença do ligamento cruzado cranial crônica; D: projeção caudocranial de um joelho com doença do ligamento cruzado cranial crônica.....	29
Figura 7 -	Imagens radiográficas da articulação femorotibiopatelar (joelho) de cão na projeção mediolateral. A: posicionamento convencional sem compressão tibial (NTC – non tibial compression); B: posicionamento com compressão tibial (TC – tibial compression), mostrando a distância entre a origem e a inserção (linha vermelha) do ligamento cruzado cranial. Ao comparar os dois métodos de posicionamento, observa-se que este animal apresentou deslocamento tibial de 5,6mm e o índice DPOI de 1,21.....	30
Figura 8 -	Imagem ilustrativa de reconstrução extracapsular por sutura fabelotibial em vista lateral.....	35
Figura 9 -	Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de TightRope. A: Perfuração do túnel femoral no sentido lateromedial em 45° graus em relação ao	

eixo femoral com posição de entrada ligeiramente craniodistal a fabela lateral com fio guia.; B: Perfuração do túnel femoral com broca canulada utilizando o fio guia.; C: Perfuração do túnel tibial no sentido lateromedial em 45° em relação ao eixo tibial com posição do ângulo de entrada ligeiramente caudal ao sulco do músculo extensor digital longo.; D: Perfuração do túnel tibial com broca canulada utilizando o fio guia.; E: Passagem do fio pelos túneis ósseos e ancoragem com bottons/cavilhas.; D: Vista craniomedial da cirurgia de TightRope, evidenciando os bottons/cavilhas ancorados na face media da tíbia e do fêmur.; E: Vista cranial da cirurgia de TightRope, evidenciando o trajeto do fio..... 36

Figura 10 - Imagem ilustrativa da teoria e técnica cirúrgica de avanço da tuberosidade tibial (*tibial tuberosity advancement – TTA*). A: A força de reação articular (seta cor de rosa) é aproximadamente paralela ao ligamento patelar e não ao eixo longo da tíbia, e com a doença do ligamento cruzado cranial resultará em um cisalhamento cranial da tíbia.; B: Ao avançar cranialmente a tuberosidade da tíbia de modo que o ligamento patelar fique perpendicular ao platô tibial durante a fase de apoio da marcha, a força de reação articular torna-se perpendicular ao platô tibial e resulta em uma força compressiva articular e o impulso cranial da tíbia é eliminado..... 37

Figura 11 - Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de osteotomia em cunha para nivelamento do platô tibial (*tibial closing wedge osteotomy – TCWO*). A: Marcação da cunha com tamanho para redução do ângulo do platô tibial para 5°.; B: Estabilização com placa de TPLO após a osteotomia e remoção da cunha, sendo corrigido o ângulo do platô tibial para 5°..... 39

Figura 12 - Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de osteotomia de nivelamento do platô tibial baseado no CORA (CBLO). Observa-se osteotomia radial convexa em relação ao platô tibial, rotação cranial do fragmento proximal e estabilização com placa e parafusos, e

	parafuso adicional na tuberosidade da tíbia em sentido craniocaudal passando pela linha de osteotomia.....	42
Figura 13 -	Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de osteotomia de nivelamento do platô tibial (<i>tibial plateau leveling osteotomy</i> – TPLO) A: Definição do ângulo do platô tibial e força de reação da articulação durante o suporte de peso (seta cor de rosa) é aproximadamente paralela ao eixo longitudinal da tíbia e resulta em uma força de cisalhamento direcionada cranialmente (seta amarela direcionada cranialmente) e uma força compressiva da articulação (seta amarela direcionada proximalmente).; B: Após osteotomia radial e nivelamento do platô tibial, as forças são convertidas em uma força compressiva a articulação (seta amarela) e o impulso cranial é eliminado.....	43
Figura 14	Planejamento de TPLO utilizando radiografia de articulação femurotibio Patelar (joelho) esquerda de cão realizado no software VPOP®-PRO.....	56
Figura 15	Radiografia de articulação femurotibio Patelar esquerda de cão, após corte radial com lâmina de 24mm, conforme planejado previamente no software VPOP®-PRO, ao lado encontra-se espécime do modelo e tamanho de placa utilizado no estudo.....	57
Figura 16	Imagem do software PrusaSlicer 2.9.0, de tíbia de canino após realização de corte radial com lâmina de 24mm conforme planejamento da TPLO. À esquerda é observada face lateral da tíbia distal e à direita a face lateral da tíbia distal. A porção inferior aos espécimes na cor verde são as bases, projetadas para manutenção dos espécimes estáveis durante toda a impressão 3D.....	57
Figura 17	Imagem do software PrusaSlicer 2.9.0, de tíbia de canino em corte transversal evidenciando o padrão e a porcentagem de preenchimento dos espécimes para impressão 3D.....	58
Figura 18	Imagem fotográfica da impressora Creality CR5 Pro H, utilizada na impressão dos corpos de prova.....	59

Figura 19	Imagem fotográfica de espécimes de fragmentos de tíbia impressos em PLA. A: Vista de face medial dos espécimes.; B: Vista dorsal do espécime proximal da tíbia, evidenciando a eminência intercondilar e o epicôndilos tibiais.....	59
Figura 20	Imagem em aspecto cranial dos espécimes de tíbia esquerda após estabilização dos fragmentos com placa de TPLO, de acordo com os grupos. Observa-se a redução dos comprimentos dos parafusos no segmento proximal da placa entre os grupos. Grupo bicortical: parafusos bicorticais com 100% do comprimento (controle). Grupo 75%: parafusos monocorticais com 75% do comprimento, Grupo 50%: parafusos monocorticais com 50% do comprimento e Grupo 25%: parafusos monocorticais com 25% do comprimento. No segmento distal da placa os parafusos possuem comprimentos iguais em todos os grupos.....	60
Figura 21	Imagem fotográfica de espécimes de tíbia de canino impressos em PLA após a realização de TPLO prontos para ensaio biomecânico.....	61
Figura 22	Imagens fotográficas do processo de fabricação da réplica femoral para congruência com a porção proximal da tíbia. Tarugo de ferro, sequência de desbaste para modelagem, comparação com fêmur modelo, acabamento com lixamento manual e soldagem de parafuso para fixação na célula de carga.....	61
Figura 23	Imagens fotográficas do aparato desenvolvido para estabilização dos espécimes para o ensaio biomecânico, triângulo retângulo com angulação de 45°, tubo soldado no centro para posterior cimentação de espécime em 135° com a célula de carga e cortes para fixação com parafusos na base da máquina de ensaio biomecânico. A direita observa-se espécime impresso de tíbia já inserido para realização da TPLO.....	64
Figura 24	Imagem de espécime de tíbia de canino impressa em PLA com estabilização de implantes de TPLO, fixada em base para estabilização para ensaio biomecânico de compressão.....	64

Figura 25 Imagem de tíbia impressa em PLA com estabilização de implantes de TPLO, fixada em base para estabilização submetida ao ensaio biomecânico de compressão em prensa INSTRON EMIC 23-20® 65

LISTA DE SIGLAS

APT	Ângulo do platô tibial
CBLO	Osteotomia de nivelamento baseado no CORA
CORA	Centro de rotação e angulação
DPOI	Distância entre os pontos de origem e inserção
LCCa	Ligamento cruzado caudal
LCCr	Ligamento cruzado cranial
LCL	Ligamento colateral lateral
LCM	Ligamento colateral medial
MP	Membro pélvico
MPs	Membros pélvicos
PLA	Ácido polilático
RM	Ressonância magnética
STL	Standard tessellation language
TC	Tomografia computadorizada
TPLO	Osteotomia de nivelamento do platô tibial
TPLO-M	Osteotomia de nivelamento do platô tibial modificada

SUMÁRIO

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA COMPARATIVA DA TÉCNICA DE TPLO COM USO DE PARAFUSOS BICORTICAIS OU MONOCORTICAIS EM MODELOS SINTÉTICOS DE TÍBIA DE CÃES	1
Avaliação biomecânica comparativa da técnica de TPLO com uso de parafusos bicorticais ou monocorticais em modelos sintéticos de tíbia de cães	6
1. INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DE LITERATURA – DOENÇA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL	20
2.1. ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO FEMOROTIBIOPATELAR (JOELHO)	20
2.2. ETIOPATOGENIA E EPIDEMIOLOGIA	26
2.3. DIAGNÓSTICO CLÍNICO	28
2.4. DIAGNÓSTICO POR IMAGEM	29
2.4.1. Radiografia	29
2.4.2. Ultrassonografia	32
2.4.3. Ressonância Magnética (RM)	33
2.4.4. Tomografia Computadorizada (TC)	33
2.4.5. Artroscopia	34
2.5. TRATAMENTO PARA DOENÇA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL	34
2.5.1. TERAPIA CONSERVADORA	34
2.5.2. TÉCNICAS INTRACAPSULARES	35
2.5.3. TÉCNICAS EXTRACAPSULARES	35
2.5.3.1. Sutura Fabelotibial	36
2.5.3.2. TightRope	36
2.5.4. OSTEOTOMIAS TIBIAIS	37
2.5.4.1. Avanço da tuberosidade tibial – TTA	38
2.5.4.2. Osteotomia em cunha para nivelamento do platô tibial (TCWO)	39

2.5.4.3. Osteotomia de nivelamento do platô tibial baseado no CORA - CBLO	40
2.5.4.4. Osteotomia de nivelamento do platô tibial - TPLO.....	41
REFERÊNCIAS	46
SEGUNDA PARTE – METODOLOGIA	52
1. OBJETIVOS.....	52
1.1. Objetivo geral	52
1.2. Objetivos específicos.....	52
2. HIPÓTESE	52
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	52
TERCEIRA PARTE – ARTIGO.....	64
AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA COMPARATIVA DE TPLO COM PARAFUSOS MONOCORTICAIS OU BICORTICAIS EM MODELOS SINTÉTICO DE TÍBIA DE CÃES	64
Resumo	64
1. Introdução.....	65
2. Materiais e Métodos	66
3. Resultados.....	71
4. Discussão	74
5. Conclusão	77
Referências	78

Este trabalho de tese está dividido em três partes. Na primeira parte está descrita uma ampla revisão de literatura sobre doença do ligamento cruzado cranial (LCCr), com abordagem aos tópicos de anatomia, etiopatogenia, diagnóstico e principais técnicas de tratamento cirúrgico. Na segunda está uma descrita de forma detalhada a metodologia utilizada no trabalho e na terceira parte está apresentado o trabalho científico intitulado “Avaliação biomecânica comparativa da técnica de TPLO com uso de parafusos bicorticais ou monocorticais em modelos sintéticos de tíbia de cães”, que já se encontra redigido com base nas normas da revista *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*.

PRIMEIRA PARTE – REFERENCIAL TEÓRICO

1. INTRODUÇÃO

A doença do LCCr é considerada uma das principais afecções ortopédicas causadoras de claudicação em cães, representando a principal causa de claudicação em membros pélvicos (MPs) (Chiu; Amsellem; Ho, 2018; Amimoto *et al.* 2020). Cães de porte médio a grande são os mais prevalentes, e raças como Labrador Retriever, Rottweiler e Golden Retriever apresentam maior incidência, principalmente em animais adultos de 4 a 7 anos (Engdahl *et al.*; Fung; Ficklin; Okafor, 2023; Ferrari *et al.* 2024). Esta afecção está associada aos processos degenerativos e multifatoriais, sendo caracterizada pela instabilidade articular do joelho, resultando em alterações biomecânicas significativas que culminam na progressão da osteoartrite (OA) e prejuízo funcional do membro afetado (Niebauer; Restucci, 2023). Embora a afecção tenha sido considerada por muito tempo ocasionada por evento traumático, a compreensão atual indica que o LCCr é geralmente lesionado devido a processos degenerativos agravados por uma combinação de fatores biomecânicos, genéticos, conformacionais, metabólicos e ambientais, que predisõem a degeneração progressiva do ligamento e eventual insuficiência ou ruptura (Pacheco *et al.*; Saban *et al.* 2023; Gollnick; McCarthy; Muir, 2024).

Os sinais clínicos associados à doença do LCCr variam de acordo com a gravidade da lesão e o tempo de evolução. A claudicação do membro com a doença pode ser súbita ou progressiva, acompanhada de dor à manipulação da articulação do joelho e aumento de volume articular devido ao derrame articular (Pacheco *et al.* 2023). O diagnóstico se dá pelo exame físico ortopédico onde é observada instabilidade articular pelos testes de gaveta e de compressão tibial, verificando avanço

cranial da tíbia em relação ao fêmur e, em casos crônicos, é possível palpar fibrose medial e também observar hipotrofia muscular devido ao desuso do membro (Fung; Ficklin; Okafor, 2023; Harrison; Muir, 2024).

O tratamento cirúrgico é amplamente recomendado para restaurar a estabilidade articular, devido ao resultado superior quando comparado com o tratamento conservador (Niebauer; Restucci; Engdahl *et al.* 2023). O tratamento conservador é indicado apenas em pacientes que apresentem comorbidades que contraindiquem a cirurgia, pois a progressão da osteoartrite e a persistência da claudicação são comuns nesta modalidade de tratamento (Husi *et al.* 2023). Dentre as técnicas cirúrgicas, é possível separar as técnicas em três tipos: suturas intracapsulares, suturas extracapsulares e osteotomias tibiais. Estudos trazem superioridade importante nos resultados da correção da doença do LCCr com técnicas cirúrgicas de osteotomias tibiais, com melhores resultados na utilização da técnica de osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO) (Krotscheck *et al.* 2016).

A técnica de TPLO é amplamente reconhecida como tratamento de escolha para estabilização dinâmica da articulação do joelho em casos de doença do LCCr. A técnica desenvolvida na década de 1990 foi amplamente disseminada principalmente após o desenvolvimento das placas bloqueadas, reduzindo os números de complicações e atingindo excelentes resultados (Chiu; Amsellem; Ho, 2018; Cavalcanti; Kim; Colee, 2020). A técnica consiste na realização de osteotomia radial na porção metafisária proximal da tíbia, a fim de reduzir o ângulo do platô tibial (APT) e assim neutralizar a translação cranial da tíbia em relação ao fêmur na fase de apoio durante a deambulação (Engdahl *et al.*; Husi *et al.*; Leal *et al.*; Shimada *et al.* 2023).

Avanços na tecnologia médica, como uso de guias personalizados impressos em 3D e novos designs de placas de fixação, têm sido explorados para melhor precisão cirúrgica e redução das complicações. Estudos biomecânicos e clínicos são fundamentais para obtenção de melhores resultados cirúrgicos que contribuam para melhora na recuperação funcional e no controle da progressão da osteoartrite (Wu *et al.* 2020; Kim *et al.* 2021).

A utilização de espécimes impressos em três dimensões (3D) tem se consolidado como uma ferramenta promissora nos estudos biomecânicos aplicados à ortopedia veterinária, especialmente na avaliação de implantes ósseos em cães. Essa tecnologia permite a produção de modelos anatômicos padronizados, com elevada reprodutibilidade e fidelidade geométrica em relação às

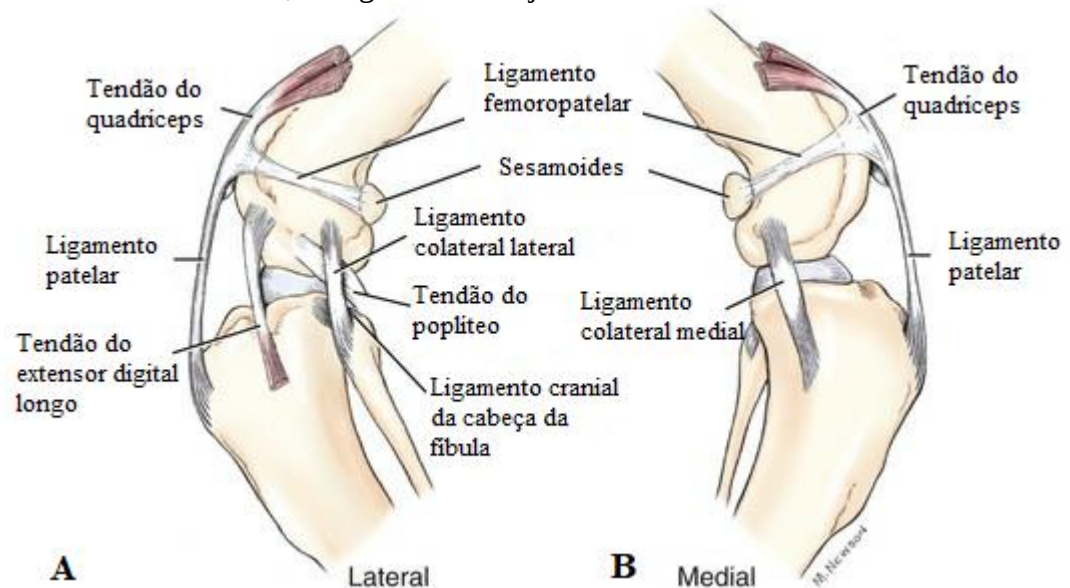
estruturas ósseas originais, minimizando a variabilidade inerente a espécimes biológicos. Além disso, os modelos impressos em 3D possibilitam o controle preciso de variáveis experimentais, como densidade e propriedades mecânicas do material, favorecendo a comparação entre diferentes técnicas ou dispositivos implantáveis. A padronização proporcionada por esses espécimes contribui para a obtenção de dados mais consistentes e reproduzíveis, tornando-os particularmente úteis em ensaios de validação de implantes ortopédicos, no desenvolvimento de novos dispositivos e na análise da estabilidade de diferentes métodos de fixação cirúrgica (Bohl, 2019).

2. REVISÃO DE LITERATURA – DOENÇA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL

2.1. ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO FEMOROTIBIOPATELAR (JOELHO)

O joelho é uma articulação complexa do tipo condilar sinovial, constituída por componentes ósseos e tecidos moles (Figura 1). Possui superfície de contato entre o fêmur e a tíbia e entre o fêmur e a patela (Costa; Nobile; Dias, 2022). Os principais movimentos realizados pela articulação são de extensão e flexão, mas apresenta também movimento limitado de rotação interna e externa (Evans; De Lahunta, 2010).

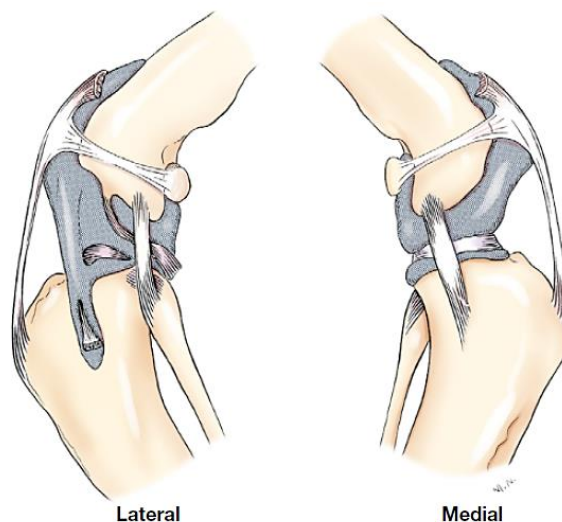
Figura 1 – Imagens ilustrativas do joelho esquerdo de cão, A: ligamentos do joelho em vista lateral, B: ligamentos do joelho em vista medial.



Fonte: Evans (2010).

A cápsula articular que reveste o joelho é formada por três compartimentos. Dois deles estão entre os côndilos femoral e tibial (sacos articulares femorotibiais), e o terceiro está abaixo da patela, entre patela e o fêmur (saco articular femoropatelar) (Figura 2). Todos os três sacos se comunicam entre si. Os sacos articulares femorotibiais se estendem caudalmente e dorsalmente para incorporar a articulação dos sesamoides do músculo gastrocnêmio (fabelas). O saco femorotibial lateral continua distalmente através do sulco extensor como a bainha do tendão de origem do músculo extensor digital longo e também envolve o tendão de origem do músculo poplíteo (Evans; De Lahunta, 2010). Auxiliares na estabilização patelar, existem os ligamentos femoropatelares medial e lateral, também chamados de retináculos, que são finas faixas fasciais que se estendem entre a patela e o sesamoide do músculo gastrocnêmico em cada lado (Liebich; König; Maierl, 2016).

Figura 2 – Imagens ilustrativas do joelho esquerdo de cão, A: vista lateral, e B: vista medial da cápsula articular. Observam-se cápsula articular, retináculos, fabelas e ligamentos colaterais.



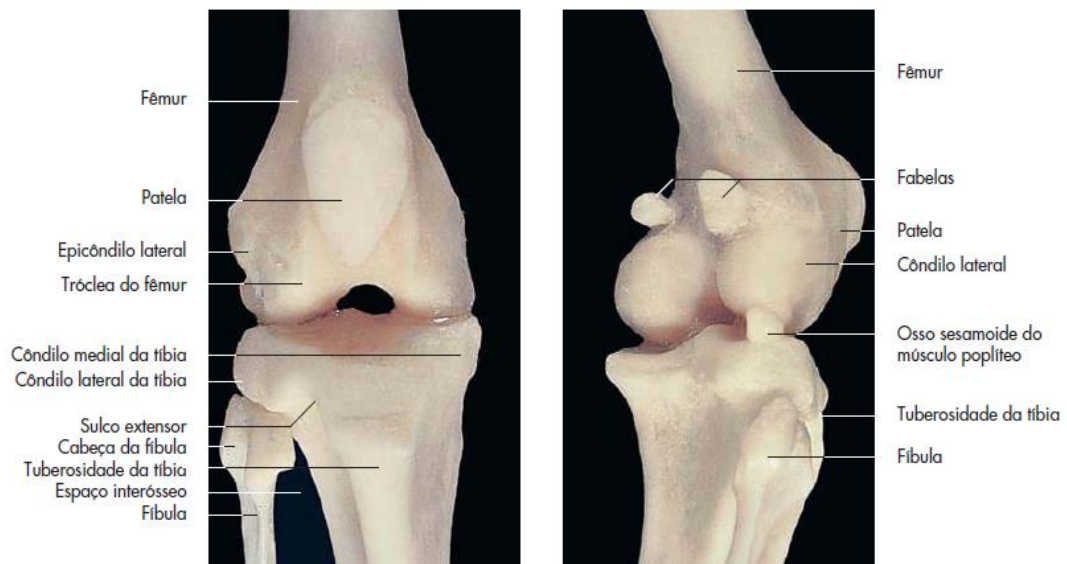
Fonte: Evans (2010).

A articulação do joelho é formada pelo encontro do fêmur distal, tíbia proximal e patela, dando origem a duas divisões articulares, a articulação tibiofemoral e patelofemoral. A primeira é responsável pela sustentação do peso e a segunda tem responsabilidade mecânica de extensão do joelho (Evans; De Lahunta, 2010).

O fêmur distal é formado pelos côndilos medial e lateral que possuem superfícies convexas e articulam com a tíbia, e pela tróclea que possui formato de sulco e é limitada pelas cristas trocleares medial e lateral, esta porção articula com a patela. Todas as regiões citadas anteriormente possuem superfícies recobertas por cartilagem hialina (Liebich; König; Maierl, 2016). Na região mais ventral da tróclea, na fossa intercondilar, estão os pontos de origem dos ligamentos cruzados (Liebich; König; Maierl, 2016). As superfícies caudais dos côndilos femorais, possuem pequenas facetas que articulam com os sesamoides do músculo gastrocnêmio (fabelas), medial e lateral (Costa; Nobile; Dias, 2022).

A tíbia proximal apresenta um formato ligeiramente convexo no plano sagital e triangular com o ápice cranial no plano transversal (Costa; Nobile; Dias, 2022). A superfície proximal se divide em duas áreas, a área articular que é recoberta por cartilagem hialina e possui divisão semelhantes em côndilos medial (ovalada) e lateral (arredondada) (Figura 3), sendo separados pela eminência intercondilar (Kowaleski *et al.* 2017). Craniomedialmente à eminência intercondilar é o ponto de inserção do LCCr, e cranialmente encontram-se os ligamentos meniscais craniais (Evans; De Lahunta, 2010).

Figura 3 – Esqueleto da articulação do joelho direito de cão. A: vista cranial; B: vista caudolateral.



Fonte: König (2016).

No aspecto caudal da tíbia, mais precisamente na face medial do côndilo lateral, está a inserção do ligamento cruzado caudal. Também na face caudal há o sulco poplíteo, pelo qual percorrem a artéria e veia poplíteas. No aspecto cranio lateral da tíbia, há um sulco onde percorre o tendão do músculo extensor digital longo. No aspecto cranial da tíbia, na região com geometria mais aguda, encontra-se a tuberosidade da tíbia, ponto de inserção do ligamento patelar e tendões dos músculos sartório e bíceps femoral (Costa; Nobile; Dias, 2022). A fíbula se articula com a tíbia a partir de uma faceta articular na superfície caudolateral da tíbia (Liebich; König; Maierl, 2016).

A patela do cão possui formato ovalado e levemente convexo, que tende a ser congruente com o sulco troclear femoral para que ocorra seu perfeito deslizamento. É subdividida em base (porção proximal) e ápice (porção distal). Sua superfície caudal é recoberta de cartilagem hialina e articula com a tróclea. A patela é estabilizada lateralmente pelos retináculos e cápsula articular e proximalmente pelo tendão dos músculos do quadríceps femoral (formado pelos músculos: reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio) e distalmente pelo ligamento patelar inserido na tuberosidade da tíbia (Evans; De Lahunta, 2010). Possui função fundamental na eficiência biomecânica da extensão do joelho (Costa; Nobile; Dias, 2022).

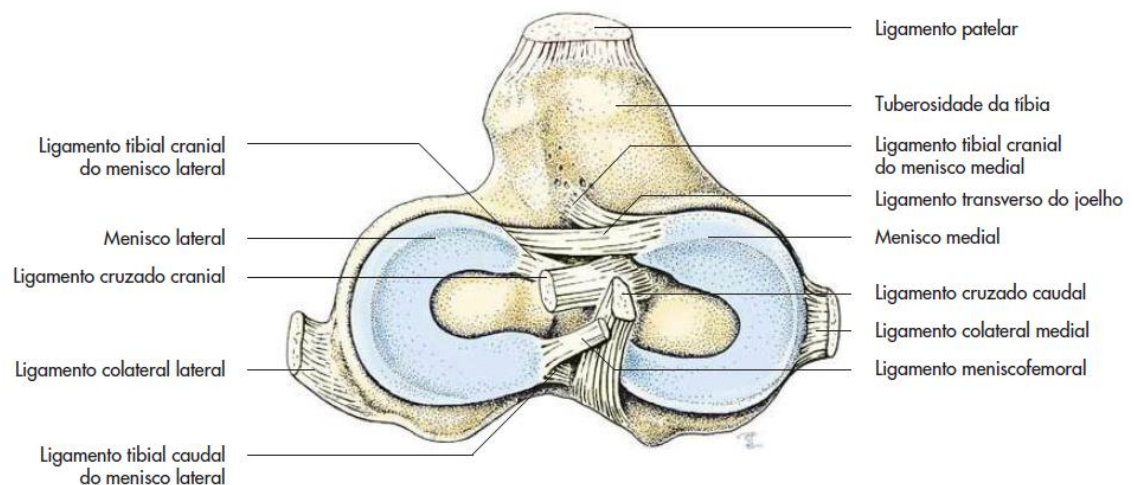
Os sesamoides do músculo gastrocnêmico (fabelas) se localizam caudalmente aos côndilos femorais. São nas fabelas que estão inseridas as origens das cabeças do músculo gastrocnêmio. A fabela lateral possui maior tamanho quando comparada à medial e estão inseridas no fêmur pelos ligamentos fabelofemorais (Kowaleski *et al.* 2017).

Os ligamentos colaterais são fundamentais na manutenção da estabilidade do joelho quanto a adução e abdução, principalmente durante a fase de extensão. O ligamento colateral medial (LCM) tem sua origem no epicôndilo femoral medial e inserção na porção medial proximal da tíbia e permanece tenso durante toda a amplitude de movimento. O ligamento colateral lateral (LCL) tem origem no epicôndilo femoral lateral e inserção na cabeça da fíbula e permanece tenso apenas durante a fase de extensão da articulação (Kowaleski *et al.* 2017; Costa; Nobile; Dias, 2022).

Os meniscos se encontram entre cada côndilo femoral e tibial correspondente. Esses são estruturas fibrocartilaginosas semilunares (ou em forma de “C”) com margens periféricas espessas e áreas centrais finas e côncavas que compensam a incongruência existente entre o fêmur e a tíbia, tendo a função de harmonizar e estabilizar o movimento da articulação. Cada menisco se fixa às áreas intercondilares cranial e caudal da tíbia por meio dos ligamentos meniscotibiais cranial e caudal. O ligamento transverso conecta as extremidades craniais dos meniscos. A parte caudal do

menisco lateral é fixada à fossa intercondilar do fêmur pelo ligamento meniscofemoral. O menisco medial é fixado ao ligamento colateral medial, e se move acompanhando a tíbia quando o joelho é flexionado (Figura 4). O menisco lateral é separado do ligamento colateral lateral pelo tendão de origem do músculo poplíteo. Quando a articulação do joelho é flexionada, a tíbia gira medialmente e o menisco lateral se move caudalmente no côndilo tibial, acompanhando o côndilo femoral lateral (Liebich; König; Maierl, 2016).

Figura 4 – Imagem ilustrativa da vista dorsal da articulação do joelho, evidenciando os ligamentos e meniscos.



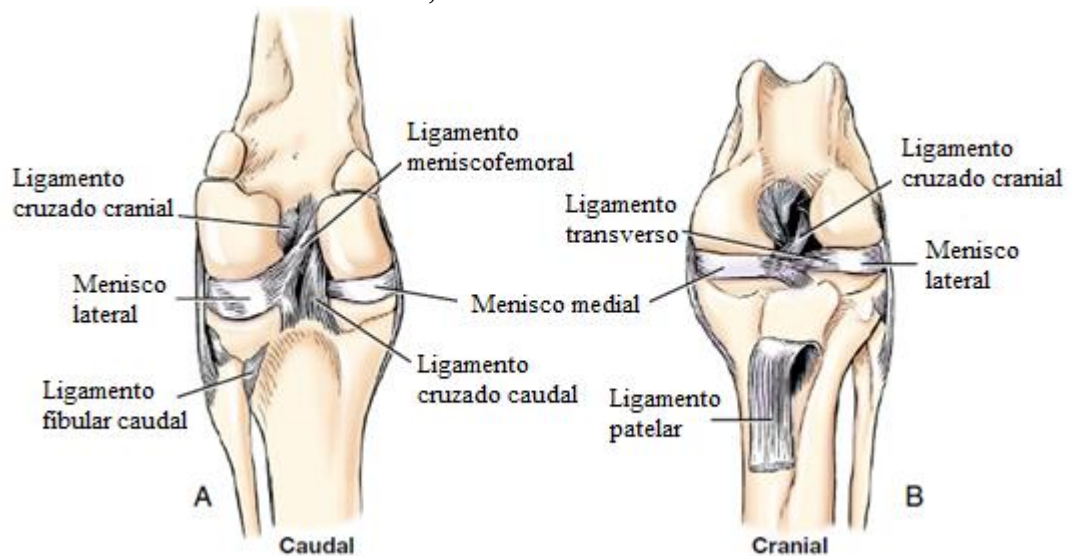
Fonte: König (2016).

O LCCr é considerado intra-articular e extrassinovial, pois encontra-se recoberto pela membrana sinovial. Possui origem na porção caudolateral da fossa intercondilar do fêmur e sua inserção se dá na porção medial da área intercondilar proximal da tíbia, tendo direcionamento em sentido craniomedial. Em seu ponto médio, cruza-se com o ligamento cruzado caudal (LCCa), por isso da nomenclatura de ambos. O LCCr possui duas bandas, a banda craniomedial, que permanece tensa durante toda a amplitude articular (flexão e extensão), e a banda caudolateral, que permanece

tensa apenas durante a extensão (DeCamp *et al.* 2016). O LCCr desempenha funções biomecânicas essenciais para o bom funcionamento da articulação do joelho, incluindo: restrição do deslocamento cranial da tíbia em relação ao fêmur, limitação da rotação interna da tíbia durante a flexão e também evita a hiperextensão da articulação (Saban *et al.* 2023).

O LCCa, assim como o cranial, é considerado intra-articular e extrassinovial (Figura 5). Este ligamento é mais largo e mais longo, quando comparado ao LCCr e tem sua origem na porção craniomedial da fossa intercondilar do fêmur e sua inserção se dá na margem medial do sulco do músculo poplíteo, tendo direcionamento caudodistal (DeCamp *et al.* 2016).

Figura 5 – Imagens ilustrativas de ligamentos de um joelho esquerdo de cão A: vista caudal; B: vista cranial.



Fonte: Evans (2010).

A vascularização regional é constituída pela artéria poplíteia, que é originada a partir da artéria femoral, que por sua vez é originada da artéria ilíaca externa. A artéria poplíteia se localiza no interior do músculo poplíteo e, além de emitir ramos para o interior da articulação do joelho (artérias geniculares), se divide em artéria tibial cranial e caudal, a cranial percorre a face craniolateral e juntamente com a veia tibial e nervo fibular, percorrem em sentido distal pela face cranial da tíbia (Kowaleski *et al.* 2017; Costa; Nobile; Dias, 2022).

A artéria e veia tibial cranial é constituída por ramificação da poplítea e inicialmente percorrem intimamente a superfície óssea caudal da tíbia e na altura da cabeça da fíbula, é emitido um ramo responsável pela irrigação da cápsula articular do joelho (Costa; Nobile; Dias, 2022).

O tendão do músculo extensor digital longo, se origina na fossa extensora, localizada na superfície articular lateral do côndilo femoral lateral, e percorre distalmente, passando pelo sulco extensor na face lateral da tíbia proximal e logo após fica recoberto pelo músculo tibial cranial e tem como principal função, a extensão dos dígitos (Evans; De Lahunta, 2010).

A inervação do joelho provém do nervo fibular e nervo tibial, ambos provindos do nervo isquiático, sendo formados na metade distal da coxa, entre os músculos bíceps femoral e adutor magno. O nervo tibial percorre profundamente entre as cabeças lateral e medial do músculo gastrocnêmio, inervando o músculo gastrocnêmio, as cabeças do músculo flexor digital profundo e poplíteo, e emite ramos para as regiões caudal e plantar do membro (Costa; Nobile; Dias, 2022).

Para que a articulação realize os movimentos de forma harmônica, é necessário a função de vários músculos em sinergismo, dentre eles estão: Os músculos do quadríceps femoral que são inervados pelo nervo femoral e representa o maior volume muscular cranial ao fêmur. O quadríceps é composto por quatro músculos que são separados em suas origens e se inserem juntamente na patela pelo tendão patelar, e possuem a função extensora da articulação do joelho e flexora do quadril. O músculo poplíteo é inervado pelo nervo tibial e possui como função a flexão e rotação interna da articulação do joelho. O músculo gastrocnêmio, inervado pelo nervo tibial, tem como função realizar a extensão do tarso e flexionar a articulação do joelho. O músculo flexor superficial dos dedos, também inervado pelo nervo tibial, é responsável pela flexão da articulação do joelho, flexão dos dedos e extensão do tarso (Liebich; König; Maierl, 2016).

2.2. ETIOPATOGENIA E EPIDEMIOLOGIA

A doença do LCCr é a afecção mais comum que afeta a articulação do joelho e a causa mais comum de claudicação dos membros pélvicos em cães. A afecção afeta a estabilidade da articulação, permitindo a translação cranial da tíbia em relação ao fêmur, causando desconforto e levando inevitavelmente à osteoartrite (Engdahl *et al.* 2023; Gollnick; McCarthy; Muir, 2024).

A etiopatogenia da doença do LCCr ainda não foi completamente esclarecida, devido a existência de casos em que esta afecção ocorre devido a trauma. Porém, a literatura científica atual sugere que grande parte das injúrias do LCCr em cães são advindas de processos degenerativos

progressivos, ocasionando inflamação, microtraumas articulares, lassidão articular, rupturas ligamentares parciais e, posteriormente, rupturas completas (DeCamp *et al.* 2016). Embora ainda sem completa definição, a degeneração articular pode estar relacionada a múltiplos fatores como: raça, idade, massa corporal, anormalidades conformacionais ósseas, ambiente, esterilização precoce e artropatias imunomediadas (Kowaleski *et al.* 2017).

A natureza do processo degenerativo progressivo do LCCr por meio da degradação da matriz de colágeno e eventualmente ocasionando a falha biomecânica de sua função tem como explicação fisiológica o conjunto de mecanismos patogénéticos celulares, humorais e metabólicos. A regulação positiva e persistência de mediadores inflamatórios, metaloproteinases da matriz, especialmente a ativação da colagenase, a ação da relaxina nos tecidos conjuntivos modulando a fibrólise e a colagenólise, a reatividade imune e autoimune, hipovascularidade, biomecânica e fatores genéticos, são as principais causadoras da afecção (Restucci *et al.* 2022).

As alterações histológicas da doença do LCCr incluem: redução do número de fibroblastos, metaplasia condroide dos ligamentócitos, redução do colágeno tipo I na composição das fibras e aumento do número de proteases e metaloproteinases, enzimas que destroem a matriz extracelular, enfraquecendo o ligamento. Estudos envolvendo anticorpos anti-colágeno I e II, sinovite linfoplasmocitária e presença de imunocomplexos em amostras de líquido sinovial de cães com doença do LCCr, sugerem fortemente o envolvimento do sistema imunológico sobre o processo de degeneração articular (Nobile; Costa; Dias, 2022).

O processo degenerativo do LCCr é natural, aumentando a doença do LCCr de modo que a idade avança, no entanto, acredita-se que devido a predisposição em alguns animais, este processo ocorra precocemente. Animais de grande porte, das raças Rottweiler, Terra-nova, Staffordshire Terrier e Labrador Retriever, apresentam maior prevalência da afecção, por outro lado, existem algumas raças que possuem maior resistência do LCCr, assim sendo rara sua insuficiência, como exemplo, cães da raça Greyhounds (Kowaleski *et al.* 2017).

Condições ambientais como tipo de piso (escorregadio), escadas e rampas, e também o sobrepeso corporal (obesidade), representam um fator de sobrecarga na articulação do joelho, assim acelerando o processo degenerativo (Nobile; Costa; Dias, 2022). Alterações conformacionais articulares também tem grande importância na doença do LCCr, pois alteram a dinâmica articular e exigem mais do LCCr. Como exemplo cita-se a luxação patelar e o ângulo do platô tibial (APT), que pode ser significativamente elevado em pacientes, aumentando a força de translação cranial da

tíbia em relação ao fêmur e consequentemente sobrecarregando o LCCr (Kowaleski *et al.* 2017; Ferrigno *et al.* 2020). A castração precoce, antes dos seis meses de idade, em cães de raças grandes e gigantes, pode estar associada a interferências no desenvolvimento natural das placas de crescimento, resultando em APT excessivo (Griffon, 2010).

As rupturas agudas do LCCr são menos frequentes e geralmente têm origem traumática e ocorre quando a sobrecarga ou impacto excedem a resistência do ligamento. Ocorrem principalmente devido a hiperextensão e/ou rotação interna excessiva da articulação do joelho, que podem ser devido à queda em buracos, apreensão do membro, quedas ou saltos de grandes alturas e traumas de alto impacto (Nobile; Costa; Dias, 2022). As rupturas traumáticas em animais em fase de crescimento, geralmente não ocorrem devido a ruptura ligamentar e sim pela avulsão do ligamento nas suas inserções ósseas, principalmente na inserção tibial (DeCamp *et al.* 2016; Kowaleski *et al.* 2017).

2.3. DIAGNÓSTICO CLÍNICO

O diagnóstico da doença do LCCr em cães envolve uma combinação de histórico clínico, exame físico e exames de imagem (DeCamp *et al.* 2016). O histórico clínico geralmente inicia com o relato dos tutores que o animal apresenta claudicação do membro acometido, com agravamento após exercícios, e a claudicação pode ser intermitente ou persistente (Schulz; Hayashi; Fossum, 2019). A claudicação pode ter início súbito, especialmente se o ligamento romper de forma aguda, ou pode se desenvolver gradualmente se o ligamento se tornar insuficiente pelo processo degenerativo (Kowaleski *et al.* 2017). Geralmente o paciente apresenta dificuldades para se levantar, sentar, subir e descer escadas e realizar exercícios de alta intensidade (Schulz; Hayashi; Fossum, 2019). Em casos crônicos observa-se hipotrofia muscular no membro afetado e agravamento progressivo da claudicação (Pacheco *et al.* 2023).

Ao exame físico ortopédico, durante a palpação da articulação, será observado inchaço devido à efusão articular, podendo apresentar dor à movimentação articular, principalmente em amplitudes extremas, e ainda hipotrofia muscular em casos crônicos (DeCamp *et al.* 2016; Gollnick; McCarthy; Muir, 2024). Na movimentação da articulação em amplitudes extremas, pode-se observar desconforto e “click” (estalo) meniscal, devido à elevação da porção caudal do menisco medial ocasionado pela translação da tíbia em relação ao fêmur (Kowaleski *et al.* 2017).

Dois exames ortopédicos específicos para diagnóstico da doença do LCCr são os testes de gaveta e de compressão tibial, ambos os testes devem ser realizados com o paciente em decúbito

lateral, com o membro a ser examinado voltado para cima (Schulz; Hayashi; Fossum, 2019). No teste de gaveta, uma das mãos do avaliador vai posicionada no fêmur, mais especificamente com o dedo polegar na fabela e o dedo indicador sobre a patela, enquanto a outra mão vai na tíbia, mais especificamente com o dedo polegar na cabeça da fíbula e o dedo indicador sobre o aspecto cranial da tuberosidade da tíbia, e então é realizado o movimento craniocaudal, visando observar a translação cranial da tíbia em relação ao fêmur. O teste de compressão tibial é realizado com a articulação do joelho estendida, uma mão deve envolver o fêmur cranialmente, de modo ao dedo indicador fique sobre o ligamento patelar e aspecto cranial da tuberosidade da tíbia e com a outra mão é realizada a flexão da articulação tibiotársica, com isso a compressão da musculatura caudal somada ao ângulo do platô tibial, promove o avanço cranial da tíbia em relação ao fêmur, observada pelo deslocamento do dedo sobre o ligamento patelar e aspecto cranial da tuberosidade da tíbia (Nobile; Costa; Dias, 2022). É importante salientar que em animais jovens, este movimento pode estar aumentado devido à instabilidade ligamentar juvenil, porém estes animais não apresentam sintomatologia clínica. Em cães com rupturas parciais ou rupturas crônicas, o movimento de translação cranial da tíbia pode estar reduzido devido a resquícios de fibras ligamentares íntegras ou devido a fibrose periarticular (DeCamp *et al.* 2016).

2.4. DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

O diagnóstico por imagem é essencial para avaliar a doença do LCCr, caracterizar as alterações secundárias de osteoartrite e guiar o planejamento cirúrgico. As técnicas mais comuns incluem radiografia, ultrassonografia, ressonância magnética (RM), tomografia computadorizada (TC) e artroscopia (Kowaleski *et al.* 2017).

2.4.1. Radiografia

O estudo radiográfico é o método de imagem mais amplamente utilizado devido à disponibilidade, custo relativamente baixo e capacidade de identificar alterações da osteoartrite secundárias à doença do LCCr. Porém, como limitações, não é possível a avaliação direta do LCCr e dos meniscos (Pacheco *et al.* 2023).

Para esta modalidade diagnóstica, são necessárias pelo menos duas projeções radiográficas que são mediolateral e craniocaudal. Na projeção mediolateral (Figura 6) é possível avaliar efusão

articular, osteófitos e deslocamento cranial da tíbia em relação ao fêmur. Na craniocaudal é possível avaliar o alinhamento do membro e a presença de osteoartrite (Danielski; Solano; Yeadon, 2022).

Os achados radiográficos sugestivos da DLCCr são a efusão articular, que é evidenciada pelo deslocamento cranial do coxim gorduroso infrapatelar; a osteoartrite secundária, que é observada em casos crônicos pela formação de osteófitos nos bordos articulares da tíbia e do fêmur; e o avanço cranial da tíbia, que pode ser observado em rupturas completas ou em radiografias sob estresse (Kowaleski *et al.* 2017).

Para o planejamento cirúrgico de técnicas de osteotomias, é necessário o correto posicionamento com magnificação para adequada mensuração do APT. As radiografias devem estar com a articulação no centro da emissão da radiação, aparecer a tíbia completamente na imagem, e o tálus deve estar presente, com os côndilos femorais sobrepostos. Radiografias com desalinhamento entre os côndilos femorais maior que 3 mm podem comprometer a precisão da mensuração do APT, e assim comprometer o planejamento e o resultado das osteotomias (Danielski; Solano; Yeadon, 2022).

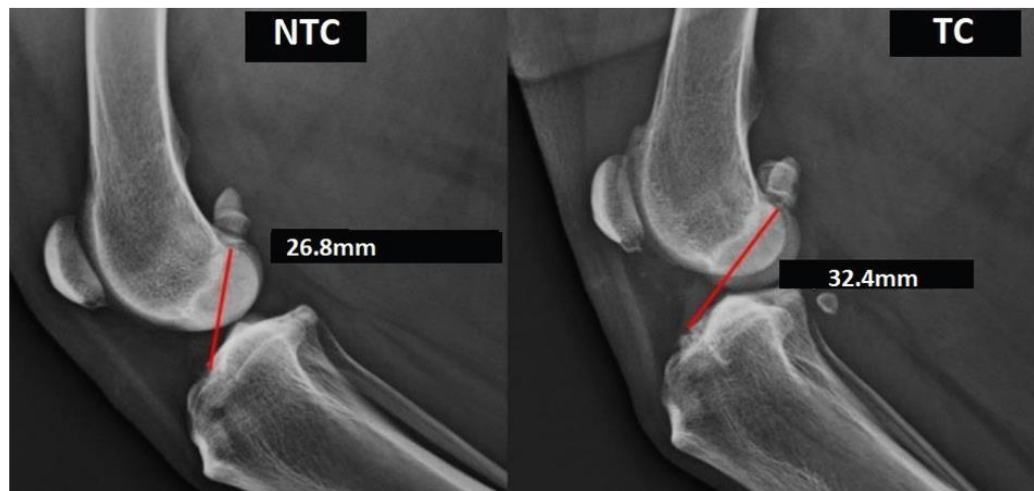
Figura 6 – Imagens radiográficas da articulação femorotibiopatelar (joelho) em cães A: projeção mediolateral de um joelho normal; B: projeção mediolateral de um joelho com doença do ligamento cruzado cranial aguda; C: projeção mediolateral de um joelho com doença do ligamento cruzado cranial crônica; D: projeção caudocranial de um joelho com doença do ligamento cruzado cranial crônica.



Fonte: Kowaleski (2017).

Para evidenciar o avanço cranial da tíbia em relação ao fêmur, é possível na projeção mediolateral, executar a radiografia sob estresse, realizando a compressão tibial com a flexão do tarso, como realizada no teste de compressão tibial para diagnóstico clínico da doença do LCCr. Um parâmetro quantitativo relevante é o índice DPOI (distância entre os pontos de origem e inserção) do LCCr (Figura 7). Valores de DPOI acima de 1,18 indicam ruptura do LCCr com alta especificidade e sensibilidade (Pacheco *et al.* 2023).

Figura 7 – Imagens radiográficas da articulação femorotibiopatelar (joelho) de cão na projeção mediolateral. A: posicionamento convencional sem compressão tibial (NTC – non tibial compression); B: posicionamento com compressão tibial (TC – tibial compression), mostrando a distância entre a origem e a inserção (linha vermelha) do ligamento cruzado cranial. Ao comparar os dois métodos de posicionamento, observa-se que este animal apresentou deslocamento tibial de 5,6mm e o índice DPOI de 1,21.



Fonte: Pacheco (2023).

2.4.2. Ultrassonografia

O exame ultrassonográfico é uma ferramenta não invasiva e de custo moderado que permite avaliar diretamente o LCCr, bem como estruturas associadas, como meniscos, formação de osteófitos e efusão articular (Kowaleski *et al.* 2017).

No LCCr normal é comum observar estrutura fibrilar com ecogenicidade homogênea, e no LCCr doente observa-se descontinuidade das fibras, aumento da ecogenicidade e presença efusão articular. Nas lesões meniscais frequentemente são observadas hiperecogenicidade ou lacerações dos meniscos, mais frequentemente no menisco medial (Schmutterer *et al.* 2024).

A ultrassonografia pode ser indicada quando o diagnóstico clínico é inconclusivo, e sua eficácia aumenta com o uso de equipamentos de alta resolução e operadores experientes. Apresenta vantagem de ser um exame não invasivo, permitir a avaliação dos tecidos moles intra e periarticulares e ser útil principalmente em pacientes que possuem contraindicação para sedação (DeCamp *et al.* 2016). Possui baixa capacidade para identificação direta do ligamento lesionado, e a sensibilidade para o diagnóstico da lesão do LCCr é de aproximadamente 15%, porém a sensibilidade e especificidade para detecção de lesões meniscais é de aproximadamente 90% (Arnault *et al.* 2009). Como limitações, pode-se citar a dependência pela habilidade do operador e não permitir a avaliação detalhada de alterações ósseas (DeCamp *et al.* 2016).

2.4.3. Ressonância Magnética (RM)

A ressonância magnética (RM) é considerada o padrão ouro para a avaliação das estruturas articulares em humanos e está se tornando cada vez mais utilizada na medicina veterinária (Kowaleski *et al.* 2017).

Em um joelho saudável é possível observar o LCCr como estrutura homogênea com baixo sinal em sequências ponderadas em T1 e T2, já no joelho com doença do LCCr é observado interrupção ou descontinuidade do sinal do ligamento, com aumento do sinal em T2 devido à inflamação ou edema. Os meniscos também são visualizados e quando lesados apresentam alteração na região central ou periférica. Com a RM é possível o diagnóstico direto de rupturas completas ou parciais do LCCr, além de identificar lesões associadas como o derrame articular e sinovite (Knebel *et al.* 2024).

A RM tem alta sensibilidade e especificidade para diagnóstico da doença do LCCr e visualização de tecidos moles e líquidos articulares, e como limitações cita-se o elevado custo, necessidade de sedação ou anestesia e menor disponibilidade em clínicas veterinárias (Knebel *et al.* 2024).

2.4.4. Tomografia Computadorizada (TC)

A tomografia computadorizada (TC) oferece imagens tridimensionais detalhadas da articulação do joelho, sendo especialmente útil para avaliação óssea e planejamento cirúrgico (DeCamp *et al.* 2016).

Em um joelho com a doença do LCCr é possível observar e avaliar alterações anatômicas associadas a afecção, como o avanço cranial da tíbia, formação de osteófitos e alterações na morfologia do platô tibial. É importante ferramenta no planejamento de osteotomias corretivas complexas como a TPLO e correção de desvios angulares associados à DLCCr, além de diagnóstico de fraturas ou alterações ósseas não detectadas na radiografia (Gollnick; McCarthy; Muir, 2024).

Apresenta alta precisão para avaliação óssea e melhor exatidão no planejamento cirúrgico como vantagem quando comparado com a radiografia (Kim *et al.* 2022), e como limitação menor capacidade de avaliação de tecidos moles quando comparado com a RM (Gollnick; McCarthy; Muir, 2024).

2.4.5. Artroscopia

A artroscopia é uma ferramenta diagnóstica e terapêutica na doença do LCCr, permitindo a visualização direta do interior da articulação, sendo possível a confirmação visual de rupturas parciais ou completas do LCCr, avaliação e tratamento simultâneo de lesões meniscais e identificação de sinovite e erosões cartilaginosas. É o exame padrão ouro para o tratamento de lesões meniscais, apresentando alta sensibilidade e especificidade para as afecções, porém é uma técnica invasiva, de custo elevado e requer treinamento especializado do operador (Kowaleski *et al.* 2017).

Os métodos de diagnóstico por imagem são ferramentas fundamentais no manejo da doença do LCCr, permitindo não apenas confirmar o diagnóstico, mas também caracterizar alterações associadas e planejar intervenções terapêuticas. Radiografias são a base inicial para o diagnóstico, enquanto ultrassonografia e ressonância magnética oferecem informações mais detalhadas sobre os tecidos moles e meniscos. A tomografia computadorizada e a artroscopia têm aplicações específicas em casos complexos e no planejamento cirúrgico. A escolha do método deve ser guiada pela suspeita clínica, disponibilidade de equipamentos, treinamento e objetivos do tratamento (Kowaleski *et al.*, 2017).

2.5. TRATAMENTO PARA DOENÇA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL

2.5.1. TERAPIA CONSERVADORA

As terapias conservadoras sem intervenção cirúrgica no manejo de pacientes com doença do LCCr apresentam resultados insatisfatórios. Possui indicação apenas para pacientes de pequeno porte, idosos ou com condições de saúde que contraindiquem a cirurgia (DeCamp *et al.* 2016). Comparado com as correções cirúrgicas, os resultados são inferiores levando ao desenvolvimento de osteoartrite mais precocemente e consequentemente incapacidade físico-funcional (Kowaleski *et al.* 2017).

Dentre as medidas conservadoras inclui-se a restrição de atividades físicas, controle de peso, administração de anti-inflamatórios e analgésicos e fisioterapia para fortalecimento muscular e melhora na mobilidade articular (Brioschi; Arthurs, 2021).

2.5.2. TÉCNICAS INTRACAPSULARES

As técnicas intracapsulares utilizadas no tratamento da doença do LCCr foram as primeiras a serem descritas na medicina veterinária e são utilizadas com o intuito de substituir o LCCr doente ou rompido por um análogo, no mesmo posicionamento intra-articular, com material biológico ou sintético (Filgueiras, 2022).

Paatsama em 1952 propôs a substituição do LCCr doente por enxerto autógeno de fásia lata. O enxerto era inserido através de túneis realizados na tíbia e no fêmur, respeitando o trajeto e o posicionamento fisiológico do ligamento rompido, sendo suturado aos tecidos moles periarticulares. Mais tarde, adaptações da técnica original foram descritas, onde o enxerto de fásia lata passava sobre o topo do côndilo femoral lateral (“*over-the-top*”) (Filgueiras, 2022). Em estudo realizado técnica intracapsular com implante de tereftalato de polietileno reforçado em cães, avaliando com análise de marcha, circunferência dos membros, placas de força e artroscopia. A claudicação reduziu em média 51,7 %, a assimetria dos membros reduziu em média 86% e a força vertical de apoio e impulso aumentaram significativamente, porém em avaliação artroscópica aos 6 meses de pós-operatório, apenas 2 implantes permaneceram íntegros e funcionais (Johnson, 2022). Embora os resultados de estabilização e progressão da osteoartrite sejam desanimadores, adaptações técnicas com a utilização de artroscopia e novos materiais são estudados, como tiras de polietileno de ultra-alto-peso-molecular (UHMWPE) (Ödman *et al.* 2024).

2.5.3. TÉCNICAS EXTRACAPSULARES

As técnicas de sutura extracapsular têm como objetivo estabilizar indiretamente a articulação do joelho por meio da aplicação de suturas que substituem a função do LCCr doente, restringindo o deslocamento cranial da tíbia em relação ao fêmur. Estudos indicam que estas técnicas apresentam resultados clínicos satisfatórios, principalmente em cães de porte pequeno a médio (DeCamp *et al.* 2016).

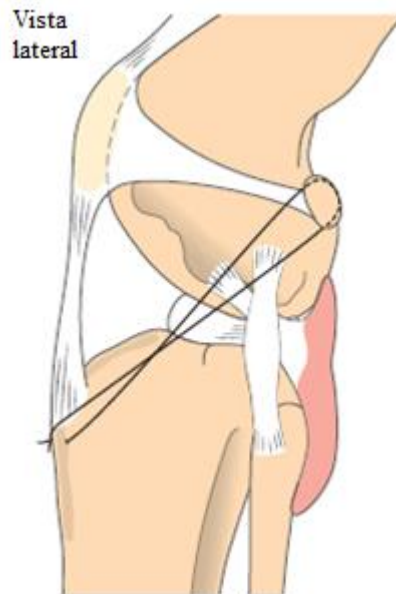
Os materiais utilizados podem ser variáveis, geralmente são fios sintéticos que podem ser monofilamentares, como o nylon fluorcarbono, ou multifilamentares, como o polipropileno. Como vantagem, os monofilamentares são preferencialmente utilizados devido a facilidade de disponibilidade e menor suscetibilidade à infecção (DeCamp *et al.* 2016; Muzzi, 2022). Os pontos de fixação dos implantes são de grande importância para o correto funcionamento do mecanismo

de estabilização indireta da articulação e retorno funcional da articulação, reduzindo as falhas na sutura (Hulse *et al.* 2010).

2.5.3.1. Sutura Fabelotibial

A sutura fabelotibial é uma técnica de reconstrução ligamentar para a doença do LCCr, onde é realizada uma perfuração na tíbia e um fio sintético é passado por este orifício e ancorado na fabela lateral (sesamoide do músculo gastrocnêmio) (Figura 8). É uma técnica que corrige o deslocamento cranial e rotacional da tíbia em relação ao fêmur. No estudo comparando as complicações graves da sutura fabelotibial com outras técnicas de osteotomia para correção da doença do LCCr, foi observado que quando aplicada a técnica em pacientes jovens e/ou com peso corporal acima de 11,7 kg, o índice de complicações da técnica de sutura fabelotibial foi superior quando comparado às técnicas de TPLO e TTA. Desta maneira, a utilização da técnica de sutura fabelotibial deve ser apenas para pacientes leves com idade avançada (Engdahl *et al.* 2021).

Figura 8 – Imagem ilustrativa de reconstrução extracapsular por sutura fabelotibial, em vista lateral.



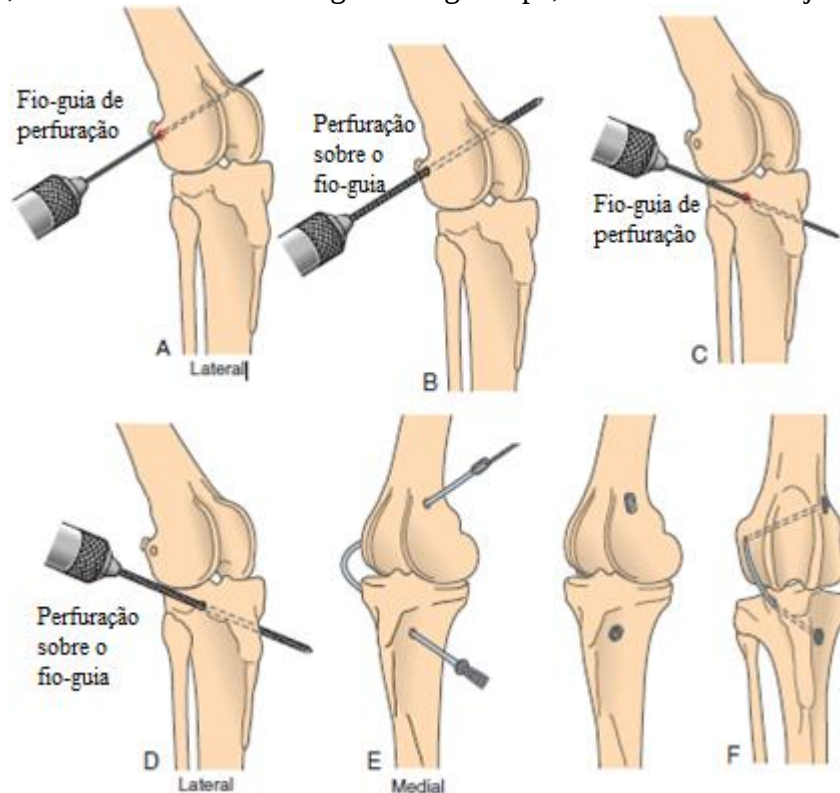
Fonte: Schulz (2019).

2.5.3.2. TightRope

A técnica de TightRope é uma modificação da sutura fabelotibial, na qual são realizados tuneis ósseos na tíbia e no fêmur em pontos quase isométricos, com estabilização por fio/tira de

polietileno multifilamento revestido por poliéster trançado (Figura 9). Como vantagem é a estabilização muito próxima ao fisiológico em todas as amplitudes de movimento (Muzzi, 2022). Como adaptação, outros tipos de fios podem ser utilizados e atados em *bottoms* cirúrgicos (Abreu *et al.* 2018).

Figura 9 – Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de TightRope. A: Perfuração do túnel femoral no sentido lateromedial em 45° graus em relação ao eixo femoral com posição de entrada ligeiramente craniodistal a fábula lateral com fio guia.; B: Perfuração do túnel femoral com broca canulada utilizando o fio guia.; C: Perfuração do túnel tibial no sentido lateromedial em 45° em relação ao eixo tibial com posição do ângulo de entrada ligeiramente caudal ao sulco do músculo extensor digital longo.; D: Perfuração do túnel tibial com broca canulada utilizando o fio guia.; E: Passagem do fio pelos túneis ósseos e ancoragem com *bottoms*/cavilhas.; D: Vista craniomedial da cirurgia de TightRope, evidenciando os *bottoms*/cavilhas ancorados na face medial da tíbia e do fêmur.; E: Vista cranial da cirurgia de TightRope, evidenciando o trajeto do fio.



Fonte: Schulz (2019).

2.5.4. OSTEOTOMIAS TIBIAIS

As osteotomias para correção da doença do LCCr buscam a modificação na biomecânica do joelho a fim de promover estabilidade articular dinâmica, sem a necessidade de realizar a

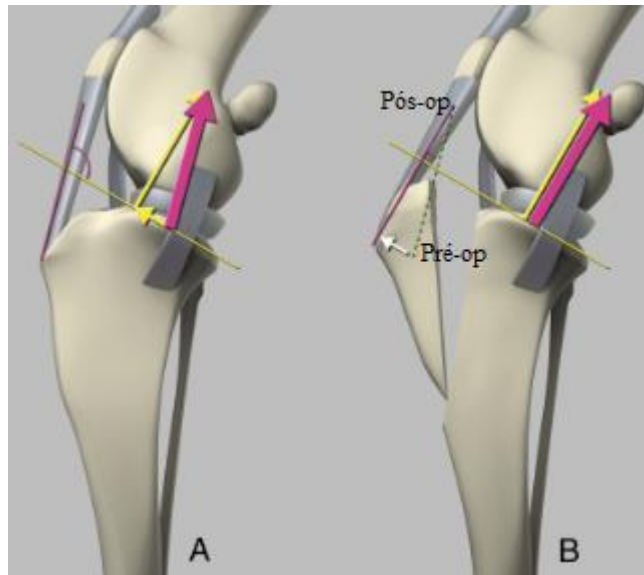
substituição do ligamento lesionado ou estabilização extracapsular, uma vez que o joelho deixa de depender da função do LCCr (Muzzi, 2022). De modo geral as osteotomias são tecnicamente mais complexas em comparação com as outras técnicas e exigem uma capacitação específica do cirurgião ortopedista.

2.5.4.1. Avanço da tuberosidade tibial – TTA

A cirurgia de avanço da tuberosidade tibial (*tibial tuberosity advancement* – TTA) foi desenvolvida para o tratamento da doença do ligamento cruzado cranial na veterinária por Tepic e Montavon em 2002, e a técnica tem como objetivo avançar a tuberosidade tibial, alterando a posição de inserção do ligamento patelar para que o mesmo fique perpendicular (90°) com a inclinação do platô tibial, modificando a dinâmica das forças atuantes no joelho, eliminando o deslocamento cranial da tibia. A técnica envolve uma osteotomia linear longitudinal na tuberosidade tibial, que é então avançada e estabilizada com implantes específicos, podendo utilizar para a estabilização uma placa dedicada ou espaçador *cage* (Muzzi, 2022) (Figura 10). É considerada menos invasiva que outras técnicas de osteotomia tibial e apresenta menor tempo cirúrgico. Contudo, é mais indicada para cães com APT dentro de determinados limites e pode não ser adequada para todos os casos (DeCamp *et al.* 2016).

Os resultados da técnica cirúrgica quando aplicada em pacientes com APT dentro da normalidade são bons, retornando o apoio funcional do membro e minimizando a evolução da osteoartrite quando comparados às suturas extracapsulares. Porém quando comparado com TPLO, os resultados são inferiores, principalmente na avaliação em longo prazo (Hulse *et al.* 2010).

Figura 10 – Imagem ilustrativa da teoria e técnica cirúrgica de avanço da tuberosidade tibial (*tibial tuberosity advancement* – TTA). A: A força de reação articular (seta cor de rosa) é aproximadamente paralela ao ligamento patelar e não ao eixo longo da tibia, e com a doença do ligamento cruzado cranial resultará em um cisalhamento cranial da tibia.; B: Ao avançar cranialmente a tuberosidade da tibia de modo que o ligamento patelar fique perpendicular ao platô tibial durante a fase de apoio da marcha, a força de reação articular torna-se perpendicular ao platô tibial e resulta em uma força compressiva articular e o impulso cranial da tibia é eliminado.



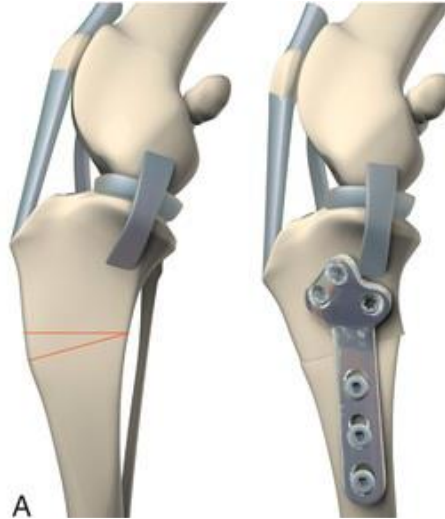
Fonte: Kim (2008).

2.5.4.2. Osteotomia em cunha para nivelamento do platô tibial (TCWO)

A técnica de osteotomia em cunha para nivelamento do platô tibial (*tibial closing wedge osteotomy* – TCWO) consiste em remover uma cunha óssea da tíbia proximal para reduzir o ângulo do platô tibial. Após a remoção, as extremidades ósseas são aproximadas e fixadas com placa e parafusos (Figura 11). Embora eficaz, pode resultar em encurtamento do membro e alteração do eixo mecânico da tíbia, devido a isso sendo menos utilizada (Kim *et al.* 2008). Adaptações como a de Chevron minimizam o encurtamento do osso, porém a variação angular das linhas de osteotomia torna a técnica mais complexa e suscetível a erros (Kim *et al.* 2008).

Em estudo comparando o ângulo do eixo anatômico-mecânico entre as técnicas de TPLO e TCWO no tratamento de pacientes com mais de 30° de APT, foi observado uma melhor manutenção do eixo anatômico-mecânico nas cirurgias de TCWO, além de uma menor redução da altura da patela no grupo tratado com TCWO. Em avaliação após 60 dias, foi observado um aumento na espessura do ligamento patelar em 60% dos casos tratados com TPLO e nenhum caso tratado com TCWO teve um aumento desta espessura, concluindo que para pacientes com elevado APT a TCWO consegue preservar melhor a anatomia fisiológica do membro quando comparado com a TPLO (Guénégó; Vezzoni; Vezzoni, 2021).

Figura 11 – Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de osteotomia em cunha para nivelamento do platô tibial (*tibial closing wedge osteotomy – TCWO*). A: Marcação da cunha com tamanho para redução do ângulo do platô tibial para 5°; B: Estabilização com placa de TPLO após a osteotomia e remoção da cunha, sendo corrigido o ângulo do platô tibial para 5°.



Fonte: Kowaleski (2017).

2.5.4.3. Osteotomia de nivelamento do platô tibial baseado no CORA - CBLO

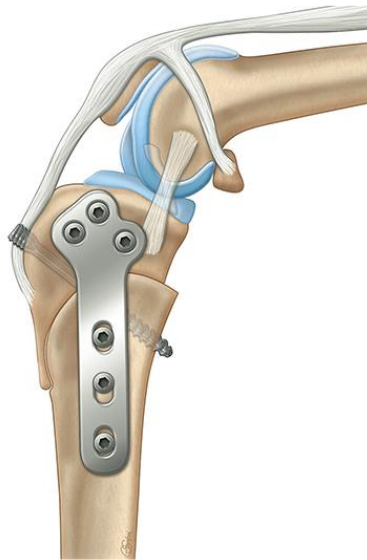
A osteotomia de nivelamento do platô tibial baseado no CORA (*CORA based leveling osteotomy – CBLO*), é uma técnica cirúrgica de osteotomia utilizada para correção da doença do LCCr desenvolvida com base no conceito CORA (centro de rotação e angulação) (Figura 12), que consiste em alinhar os eixos anatômicos proximal e distal da tíbia no plano sagital (Schmaedecke, 2022).

Diferente da TPLO é realizado um corte radial convexo em relação ao platô tibial, onde o centro da lâmina da serra é posicionado no CORA (centro de rotação de angulação) (Putame *et al.* 2019) e preconiza-se um APT após o procedimento de 9 a 12° (Raske *et al.* 2013). Devido a utilização do CORA como centro da lâmina, preserva-se maior estoque proximal, permitindo uma melhor facilidade de aplicação dos implantes, e também pode ser realizada em pacientes jovens com a placa fisária aberta. Para estabilidade adicional a placa e parafusos, é recomendado adicionar um parafuso na tuberosidade da tíbia, passando pela linha de osteotomia no sentido craniocaudal (Whitney; Butler; Dycus, 2021).

Em análise computacional comparando as técnicas de CBLO e TPLO, ambos os métodos convertem forças tangenciais em forças compressivas, mas com padrões diferentes ao longo da movimentação articular. A CBLO apresentou mais força em quadríceps e ligamento patelar,

podendo aumentar o risco de tendinite patelar e consequentemente o espessamento do mesmo, enquanto a TPLO gera menos forças articulares e no quadríceps, mas maior compressão em ângulos de extensão ampla, que podem aumentar o risco de lesões meniscais e osteoartrite (Putame *et al.* 2019).

Figura 12 – Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de osteotomia de nivelamento do platô tibial baseado no CORA (CBLO). Observa-se osteotomia radial convexa em relação ao platô tibial, rotação cranial do fragmento proximal e estabilização com placa e parafusos, e parafuso adicional na tuberosidade da tibia em sentido craniocaudal passando pela linha de osteotomia.



Fonte: <https://mydogsymptoms.com/cora-based-leveling-osteotomy-cblo/> (2025).

2.5.4.4. Osteotomia de nivelamento do platô tibial - TPLO

Dentre todas as técnicas cirúrgicas para correção da doença do LCCr, a osteotomia de nivelamento do platô tibial (*Tibial Plateau Leveling Osteotomy* – TPLO) é a mais estudada na atualidade. Diversos estudos apontam a técnica como a escolha que mais se aproxima do ideal, mesmo com inúmeras discussões e controvérsias sobre o assunto (Minto, 2022).

A TPLO consiste em uma osteotomia semicircular (radial) proximal da tibia com serra oscilatória e subsequente rotação do fragmento proximal, nivelando o platô tibial em aproximadamente 5° graus. A estabilização dos segmentos ósseos é realizada com uso de placa dedicada e parafusos, sendo que atualmente os parafusos são em sua maioria bloqueados, contando apenas com um parafuso compressivo na porção distal da placa. Os parafusos são escolhidos de acordo com o estoque ósseo transcortical e podem ser de tamanho variável de acordo com a

preferência do cirurgião. Geralmente são utilizados parafusos bicorticais que proporcionam maior resistência e estabilidade ao implante (Figura 13). Assim, neutraliza-se a força de translação cranial da tíbia em relação ao fêmur, suprimindo a função do LCCr doente e resgatando a estabilidade da articulação (Minto, 2022).

A técnica foi descrita em 1993 por Slocum e desde então vem sofrendo adaptações que visam preservar o mecanismo de funcionamento articular o mais próximo do fisiológico. Excelentes resultados são observados quando comparadas as outras técnicas e há possibilidade de realização em pacientes de qualquer porte/peso, devido ao desenvolvimento dos implantes dedicados e de diversos tamanhos (Kim *et al.* 2009; Bergh; Peirone, 2012; Krotscheck *et al.* 2016; Knigh; Danielski, 2018).

O planejamento da TPLO consiste em uma radiografia bem-posicionada para definição do APT, localização da eminência intercondilar, identificação do local correto para posicionamento da lâmina, e mensuração de outros pontos de referência (D1, D2 e D3). A lâmina escolhida deve ser de 1/3 a 1/4 da largura da tíbia proximal (da tuberosidade da tíbia até região caudal do platô tibial), assim minimizando complicações de fraturas da tuberosidade tibial (Fujino; Honnami; Mochizuki, 2020).

A TPLO é uma técnica que corrige a doença do LCCr de maneira dinâmica, em que a alteração do APT não reduz o avanço da tíbia no teste de gaveta, porém este reduz o avanço tibial durante o apoio e no teste de compressão tibial. Uma função que a TPLO não corrige é a rotação medial da tíbia. Assim, recomenda-se a manutenção do LCCr nas cirurgias de TPLO quando o ligamento se encontra insuficiente ou rompido parcialmente, reduzindo desta forma o deslocamento rotacional medial (*pivot shift*) (Shimada *et al.* 2020). A técnica não restaura completamente a cinemática patelofemoral normal, resultando em um leve deslocamento cranial da patela, possivelmente por alterações osteoartíticas como o espessamento cartilaginoso e osteófitos. O impacto clínico desta alteração ainda não foi bem definido, mas os resultados podem contribuir para complicações do mecanismo extensor, como a tendinite patelar e osteoartrite (Zann *et al.* 2020).

A cirurgia de TPLO pode ser realizada de várias maneiras, com ou sem a utilização do *jig*, e também com guias cirúrgicos personalizados em 3D. Em estudo comparando a eficácia do guia cirúrgico impresso em 3D com a utilização de *jig*, foi observada redução de 35% do tempo cirúrgico, além de reduzir significativamente a variação do APT e os desvios de inclinação e torção

da linha de osteotomia, tornando a cirurgia mais breve e precisa com a utilização do guia personalizado 3D (Kim *et al.* 2021). Em estudo avaliando o posicionamento do *jig* em TPLO de cães foi observada introdução do pino proximal no espaço intra-articular em 5,32% dos casos, o que deve se atentar ao seu posicionamento para evitar lesões à cartilagem articular e meniscos, que podem impactar na recuperação do paciente (Cavalcanti; Kim; Colee, 2020; Lee; Kang; Kim, 2022).

Em estudo com fluoroscopia avaliando a cinemática da marcha após a TPLO em cães foi observado que após a cirurgia os joelhos apresentavam padrão de flexão semelhantes aos joelhos saudáveis. A subluxação cranial da tíbia em relação ao fêmur foi associada ao maior APT pós-operatório ($7,2^\circ \pm 2,6^\circ$) com duração da claudicação no pós-operatório de $4,2 \pm 2,5$ meses. A subluxação caudal da tíbia em relação ao fêmur foi associada ao menor APT pós-operatório ($2,9^\circ \pm 2,7^\circ$) e apresentou duração de claudicação mais curta de $0,9 \pm 0,6$ meses. A instabilidade rotacional foi reduzida em todos os pacientes submetidos à TPLO, porém mesmo permanecendo em baixos níveis, pode predispor a lesões meniscais tardias e progressão da osteoartrite. Assim, foi recomendado que a associação da TPLO com técnicas de controle rotacional da tíbia pode melhorar os resultados pós-operatórios (Tinga; Kim; Banks, 2020).

Em geral, os resultados de correção da doença do LCCr com a técnica de TPLO são excelentes, principalmente quando o paciente apresenta apenas a ruptura ligamentar parcial. Cães com ruptura completa ou com ruptura completa e lesão meniscal também se recuperam bem e apresentam apoio satisfatório no longo prazo, mas nestes casos a doença articular degenerativa se manifestará mais precocemente. Lesões meniscais devem ser tratadas de modo a ser o mais conservador possível, pois menissectomias amplas podem colaborar para o desenvolvimento acelerado da osteoartrite (Shimada *et al.* 2020). Em situações específicas, meniscos lesados podem ser suturados por cirurgiões experientes via artroscopia, e a sutura meniscal se mostrou eficaz quando associada à TPLO, podendo apresentar impacto positivo nos resultados clínicos (Rocheleau *et al.* 2024.)

Em estudo realizado com joelhos de cadáveres caninos, avaliando o joelho com o LCCr íntegro e após a realização de TPLO com APT de 6° e 1° , foram utilizados sensores de movimentos para análise cinemática e sensores de mapeamento de pressão entre o fêmur e ambos os meniscos. Observou-se que a transecção do LCCr alterou significativamente a cinemática do joelho, resultando em deslocamento cranial da tíbia, rotação interna e subluxação medial. A TPLO com

APT de 1º resultou em redução significativa na força de contato em ambos os meniscos em comparação com o LCCr intacto, e nenhuma alteração significativa na pressão máxima ou na localização da pressão máxima foi observada em qualquer configuração de TPLO. O trabalho sugere que o APT mais próximo de 1º pode ser benéfico para minimizar a carga sobre os meniscos e retardar a progressão da osteoartrite (Schmutterer *et al.* 2022).

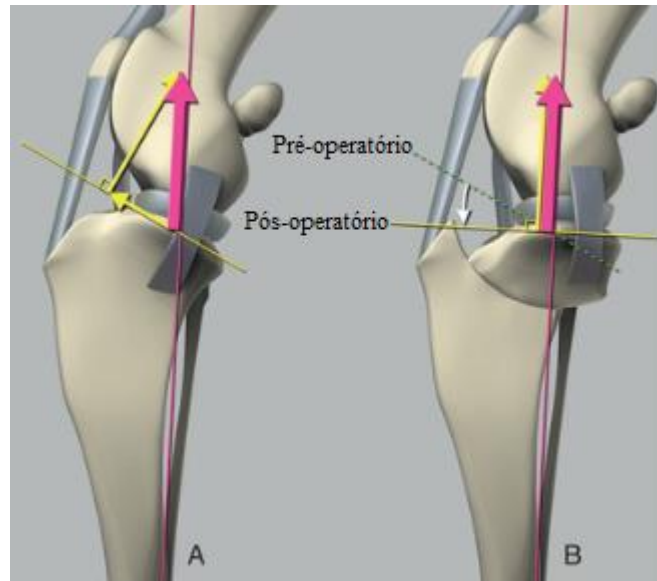
A lesão iatrogênica da artéria tibial cranial é uma complicação grave no transcirúrgico da TPLO e a mesma deve ser ligada quando lesionada inadvertidamente, pois possui grande calibre e pode causar importante impacto hemodinâmico ao paciente. A artéria tibial cranial é uma estrutura vascular que pode ser lesada durante a osteotomia da cirurgia, porém esta sofre uma compressão significativa (em média 81% do seu diâmetro) ao se realizar a rotação adequada do fragmento proximal da tibia, assim podendo não necessitar da ligadura. Porém, é necessário considerar a anatomia vascular para minimizar essas lesões no momento da osteotomia (Cieciora *et al.*; Roses; Oliva; Arnott, 2022).

A lesão iatrogênica do nervo fibular não é uma complicação comum na TPLO, porém foram relatados três casos que apresentaram lesão no mesmo, em que os pacientes apresentaram hipotrofia do músculo tibial cranial, incapacidade de flexão da articulação tibiotársica e claudicação discreta persistente. Observou-se que a causa da lesão neural não foi devido ao corte e sim pelo posicionamento caudal da placa, em que a perfuração ou a compressão pelo parafuso mais caudal causou este dano, sendo recomendado cuidado no posicionamento da placa para perfuração óssea e na introdução do parafuso. Avaliação minuciosa da marcha durante o acompanhamento pós-operatório foi recomendado para identificação precoce da lesão (Anderson *et al.* 2024).

O ligamento colateral medial (LCM) pode sofrer deslocamento ou alteração na posição de sua inserção devido as modificações anatômicas causadas pela osteotomia e rotação do segmento ósseo proximal. Embora a TPLO seja eficaz no tratamento da doença do LCCr, ela pode impactar negativamente na inserção tibial do LCM, afetando a estabilidade medial do joelho. Assim, é recomendada atenção à anatomia durante o planejamento e execução da cirurgia para minimizar possíveis complicações associadas ao LCM (Palierne *et al.* 2023).

Figura 13 – Imagem ilustrativa da técnica cirúrgica de osteotomia de nivelamento do platô tibial (*tibial plateau leveling osteotomy* – TPLO) A: Definição da inclinação do platô tibial e força de reação da articulação durante o suporte de peso (seta cor de rosa) é aproximadamente paralela ao eixo longitudinal da tibia e resulta em uma força de cisalhamento direcionada cranialmente (seta amarela direcionada cranialmente) e uma força compressiva da articulação (seta amarela

direcionada proximalmente).; B: Após osteotomia radial e nivelamento do platô tibial, as forças são convertidas em uma força compressiva a articulação (seta amarela) e o impulso cranial é eliminado.



Fonte: Kim (2008).

REFERÊNCIAS

- ABREU, Thais Guimarães Moratto *et al.* Técnica de TightRope modificada no tratamento da doença do ligamento cruzado cranial em cães: resultados a longo prazo. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v.38, n.8, p.1631-1637, 2018.
- AMIMOTO, Hirokazu *et al.* Force Plate Gait Analysis and Clinical Results after Tibial Plateau Leveling Osteotomy. **Journal of Small Animal Practice**, v. 61, n. 04, p. 190-196, 2020.
- ANDERSON, Oliver *et al.* Permanent iatrogenic fibular nerve injury following tibial plateau levelling osteotomy. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.37, n.05, p.251-255, 2020.
- ARNAULT, Fabien *et al.* Diagnostic value of ultra-sonography to assess stifle lesions in dogs after cranial cruciate ligament rupture: 13 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.22, n.06, p.479-485, 2009.
- BERGH, Mary Sarah; PEIRONE, Bruno. Complications of tibial plateau levelling osteotomy in dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.25, n.05, p.349-358, 2012.
- BRIOSCHI, Valentina; ARTHURS, Gareth. Cranial cruciate ligament rupture in small dogs (<15 kg): a narrative literature review. **Journal of Small Animal Practice**, v.62, n.12, p.1037-1050, 2021.
- CAVALCANTI, Jacqueline Vallim Jacobina; KIM, Stanley Eunwoo; COLEE, James. Intra-articular proximal jig pin placement during tibial plateau leveling osteotomy. **Open Veterinary Journal**, v.9, n.04, p.335-338, 2019.
- CHIU, King Wa *et al.* Influence of fixation systems on complications after tibial plateau leveling osteotomy in dogs greater than 45.4 kilograms (100 lb). **Veterinary Surgery**, v.48, n.04, p.505-512, 2019.
- CIECIORA, Lena-Charlott *et al.* Ex vivo evaluation of the cranial tibial artery and its compression through fragment rotation during tibia plateau levelling osteotomy: an angiographic three-dimensional reconstruction. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.35, n.04, p.220-229, 2022.
- COSTA, Rodrigo Casarin; NOBILE, Matheus; DIAS, Luís Gustavo Gosuen. In: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de ortopedia de cães e gatos**, vol 2, 1ª ed. MedVet, cap 33, p.1151-1161, 2022.
- DANIELSKI, Alan; SOLANO, Miguel Angel; YEADON, Russel. The effect of femur positioning on measurement of tibial plateau angle: an in vitro study. **Animals**, v.12, n.23, a.3419, 2022.

DECAMP, Charles E. *et al.* **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair**, 5ª ed: Elsevier, cap 18, p.597-669, 2016.

DEPUY SYNTHES. TPLO System - Surgical Technique, 2022. Disponível em: <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.jnjmedtech.com/system/files/pdf/106937-220808%20TPLO%20System%20ST%20-%20NEW%20v3.pdf>. Acesso em: 12 de novembro de 2024.

ENGDAHL, Karolina *et al.* Long-term outcome in dogs with cranial cruciate ligament disease evaluated using the canine orthopaedic index. **VetRecord**, v.193, n.12, p.16-30, 2023.

ENGDAHL, Karolina *et al.* Risk factors for severe postoperative complications in dogs with cranial cruciate ligament disease – A survival analysis. **Preventive Veterinary Medicine**, v.191, an.105350, 2021.

EVANS, Howard Edward; DE LAHUNTA, Alexander. **Guide to the dissection of the dog**, 7ª ed. Elsevier, cap 2, p.69-75, 2010.

FERRARI, Francesco *et al.* Effect of cranial tibial artery laceration on radiographic bone healing and perioperative complications in dogs undergoing tibial plateau leveling osteotomy. **Research in Veterinary Science**, v.175, n.105322, 2024.

FERRIGNO, Cássio Ricardo Auada *et al.* Comparative analysis of vertical forces in dogs affected with cranial cruciate ligament disease and tibial plateau angles greater or less than 25 degrees. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.33, n.06, p.387-390, 2020.

FILGUEIRAS, Richard da Rocha. In: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de ortopedia de cães e gatos**, vol 2, 1ª ed. MedVet, cap 33, p.1198-1201, 2022.

FUJINO, Hiroko; HONNAMI, Muneki; MOCHIZUKI, Mochizuki. Preoperative planning for tibial plateau leveling osteotomy based on proximal tibial width. **The Journal of Veterinary Medical Science**, v.82, n.5, p.661-667, 2020.

FUNG, Canny; FICKLIN, Michael; OKAFOR, Chika. Associations between meniscal tears and various degrees of osteoarthritis among dogs undergoing TPLO for cranial cruciate ligament rupture. **BMC Research Notes**, v.16, n.36, 2023.

GOLLNICK, Hailey Rose; MCCARTHY, Jessica; MUIR, Peter. Tibial fracture associated with use of arthrex self-tapping screws during tibial plateau leveling osteotomy in dogs and development of transcortical tibial fractures. **Veterinary Surgery**, v.53, n.06, p.1009-1018, 2024.

GRIFFON, Dominique J. A review of the pathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease as a basis for future preventive strategies. **Veterinary Surgery**, v.39, n.04, p.399-409, 2010.

GUÉNÉGO, Laurent; VEZZONI, Aldo; VEZZONI, Luca. Comparison of tibial anatomical-mechanical axis angles and patellar positions between tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) and modified cranial closing wedge osteotomy (AMA-based CCWO) for the treatment of cranial

cruciate ligament disease in large dogs with tibial plateau slopes greater than 30° and clinically normal Labrador retrievers. **BMC Veterinary Research**, v.17, n.368, p.1-13, 2021.

HARRISON, Jacqueline Misha; MUIR, Peter. Outcome in 12 dogs with chronic radiographic cranial tibial subluxation after tibial plateau leveling osteotomy (2019-2021). **Hindawi Case Reports in Veterinary Medicine**, 2024.

HULSE, Don *et al.* Determination of isometric points for replacement of a lateral suture in treatment of the cranial cruciate ligament stifle. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, n.23, v.03, p.163-167, 2010.

HUSI, Benjamin *et al.* Comparative kinetic and kinematic evaluation of TPLO and TPLO combined with extra-articular lateral augmentation: A biomechanical study. **Veterinary Surgery**, v.52, n.04, 2023.

JOHNSON, Tiffany; CONZEMIUS, Michael. Outcome of cranial cruciate ligament replacement with an enhanced polyethylene terephthalate implant in the dog: A pilot clinical trial. **Veterinary Surgery**, v.1, n.08, p.1215-1222, 2022.

KIM, Jayon *et al.* Preoperative planning using computed tomography in tibial plateau levelling osteotomy: A comparison with conventional radiography. **Veterinary Medicine and Science**, v.8, n.03, p.959-965, 2022.

KIM, Jayon *et al.* Efficacy of a customized three-dimensional printing surgical guide for tibial plateau leveling osteotomy: a comparison with conventional tibial plateau leveling osteotomy. **Frontiers in Veterinary Science**, v.8, n.751908, 2021.

KIM, Stanley Eunwoo *et al.* Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. **Veterinary Surgery**, v.38, n.01, p.23-32, 2009.

KIM, Stanley Eunwoo *et al.* Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. **Veterinary Surgery**, v.37, n.02, p.111-125, 2008.

KNEBEL, Julia *et al.* Low-field magnetic resonance imaging for the detection of medial meniscal lesions in cranial cruciate-deficient stifle joints in dogs. **Animals**, v.14, n.21, a.3097, 2024.

KNIGHT, Rebekah; DANIELSKI, Alan. Long-term complications following tibial plateau levelling osteotomy in small dogs with tibial plateau angles > 30°. **VetRecord**, v.182, n.16, p.461-461, 2018.

KÖNIG, Horst Erich; LIEBICH, Hans-Georg. **Anatomia dos animais domésticos – Texto e atlas colorido**. 6a ed. Porto Alegre, p.223-288, 2016.

KOWALESKI, Michael P.; BOUDRIEAU, Randy J.; POZZI, Antonio. In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary Surgery: Small Animal**, 2ª ed. Elsevier, cap 61, p.2925-3075, 2017.

KROTSCHKEK, Ursula *et al.* Long term functional outcome of tibial tuberosity advancement vs. tibial plateau leveling osteotomy and extracapsular repair in a heterogeneous population of dogs. **Veterinary Surgery**, v.45, n.02, p.261-268, 2016.

LEAL, R. A *et al.* Comparison of radiographic scoring systems for assessment of bone healing after tibial plateau leveling osteotomy in dogs. **Frontiers in Veterinary Science**, v.10, 2023.

LEE, Seungeon *et al.* Evaluation of a customized 3D-printed saw guide for tibial plateau leveling osteotomy: an ex vivo study. **Veterinary Surgery**, v.51, n.06, p.963-973, 2022.

LIEBICH, Hans-Georg; KÖNIG, Horst Erich; MAIERL, Johann. In: KÖNIG, H. E.; LIEBICH, H-G. **Anatomia dos animais domésticos – Texto e atlas colorido**, 6a ed. Porto Alegre, cap 4, p.223-288, 2016.

MINTO, Bruno. Watanabe. In: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de ortopedia de cães e gatos**, vol 2, 1ª ed. MedVet, cap 33, p.1214-1242, 2022.

MUZZI, Leonardo Augusto Lopes. In: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de ortopedia de cães e gatos**, vol 2, 1ª ed. MedVet, cap 33, p.1202-1213, 2022.

NIEBAUER, Gert Willhelm; RESTUCCI, Brunella. Etiopathogenesis of canine cruciate ligament disease: A scoping review. **Animals**, v.187, n.13, 2023.

NOBILE, Matheus; COSTA, Rodrigo Casarin; DIAS, Luís Gustavo Gosuen. In: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de ortopedia de cães e gatos**, vol 2, 1ª ed. MedVet, cap 33-3, p.1189-1198, 2022.

ÖDMAN, Sven *et al.* Intra-articular surgical reconstruction of a canine cranial cruciate ligament using an ultra-high-molecular-weight polyethylene ligament: case report with six-month clinical outcome. **Veterinary Sciences**, n.11, an.334, 2024.

PACHECO, Larissa Teixeira *et al.* Cranial translocation measurements for radiographic diagnosis of cranial cruciate ligament rupture in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.261, n.10, p.1495-1500, 2023.

PALIERNE, Sophie *et al.* Impacts of tibial plateau levelling osteotomy on the tibial insertion of the medial collateral ligament of the canine stifle joint – a cadaveric study. **Research in Veterinary Science**, v.154, n.154, p.66-72, 2023.

PETERSON, Lindsay; KIM, Stanley Eunwoo; BIEDRZYCKI, Adam Henry. Evaluation of a crescent saw guide for tibial plateau-leveling osteotomy: an ex vivo study. **Veterinary Surgery**, v.51, n.03, p.509-519, 2022.

PUTAME, Giovanni *et al.* Surgical treatments for canine anterior cruciate ligament rupture: Assessing functional recovery through multibody comparative analysis. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v.7, an.180, 2019.

RASKE, Matthew *et al.* Stabilization of the CORA based leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament injury using a bone plate augmented with a headless compression screw. **Veterinary Surgery**, v.42, n.6, p.759-764, 2013.

RESTUCCI, Brunella *et al.* Immunoexpression of relaxin and its receptors in stifle joints of dogs with cranial cruciate ligament disease. **Animals**, v.12, n.7, p.819, 2022.

ROCHELEAU, Patrick *et al.* Short-term outcomes of 43 dogs treated with arthroscopic suturing for meniscal tears associated with cranial cruciate ligament disease. **Veterinary Surgery**, v.53, n.5, p.881-892, 2024.

ROSES, Leonor; OLIVA, Paula Lopez; ARNOTT, Davinia. Rotation of the tibial plateau segment to control arterial haemorrhage during tibial plateau levelling osteotomy: a cadaveric experimental study and nine clinical cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.35, n.05, p.331-338, 2022.

SABAN, Charles *et al.* Concurrent bucket handle meniscal treated with arthroscopic partial meniscectomy does not influence midterm outcomes after tibial plateau leveling osteotomy. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.84, n.10, p.01-08, 2023.

SCHMAEDECKE, Alexandre. In: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de ortopedia de cães e gatos**, vol 2, 1ª ed. MedVet, cap 33, p.1257-1263, 2022.

SCHMUTTERER, Johannes Maximilian *et al.* Evaluation of meniscal load and load distribution in the sound canine stifle at different angles of flexion. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.37, n.05, p.230-235, 2024.

SCHMUTTERER, Johannes Maximilian *et al.* Evaluation of meniscal load and load distribution in the canine stifle after tibial plateau levelling osteotomy with postoperative tibia plateau angles of 6 and 1 degrees. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.35, n.02, p.73-80, 2022.

SCHULZ, Kurt; HAYASHI, Kei; FOSSUM, Theresa Welch. In: FOSSUM, T. W. **Small animal surgery**, 5ª ed. Elsevier, Part. 3, cap.34, p.1134-1279, 2019.

SHIMADA, Masakazu *et al.* Long-term outcome and progression of osteoarthritis in uncomplicated cases of cranial cruciate ligament rupture treated by tibial plateau leveling osteotomy in dogs. **The Journal of Veterinary Medical Science**, v.82, n.07, p.908-916, 2020.

SHIMADA, Masakazu *et al.* Comparison of patellar position and moment arm between tibial plateau leveling osteotomy and cranial closing wedge ostectomy: An ex vivo study. **Open Veterinary Journal**, v.13, n.03, p.262-269, 2023.

SHIMADA, Masakazu *et al.* Biomechanical effects of tibial plateau levelling osteotomy on joint instability in normal canine stifles: an in vitro Study. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.33, n.5, p.301-307, 2020.

TINGA, Selena *et al.* Femorotibial kinematics in dogs treated with tibial plateau leveling osteotomy for cranial cruciate ligament insufficiency: an in vivo fluoroscopic analysis during walking. **Veterinary Surgery**, v.49, n.03, p.456-467, 2020.

WHITNEY, Melody *et al.* Ex vivo biomechanical comparison of four center of rotation angulation based leveling osteotomy fixation methods. **Veterinary Surgery**, n.51, v.01, p.157-162, 2022.

WU, Dan *et al.* 3D-printed PLA/HÁ composite structure as synthetic trabecular bone: A feasibility study using fused deposition modeling. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.103, n.103608, 2020.

ZANN, Geoffrey *et al.* The effect of tibial plateau leveling osteotomy on patellofemoral kinematics in dogs: an in vivo study. **Veterinary Surgery**, n.49, v.02, p.207-213, 2020.

SEGUNDA PARTE – METODOLOGIA

1. OBJETIVOS

1.1. Objetivo geral

Avaliar por meio de testes biomecânicos quatro métodos de estabilização do fragmento ósseo proximal da tíbia na cirurgia de osteotomia de nivelamento do platô tibial. Sendo eles com parafusos bicorticais, parafusos monocorticais com 75, 50 e 25% do comprimento transcortical.

1.2. Objetivos específicos

Avaliar e comparar os quatros métodos de estabilização do fragmento proximal da cirurgia de osteotomia de nivelamento do platô tibial em testes de compressão utilizando corpos de prova padronizados, impressos em PLA.

Avaliar os métodos de estabilização do fragmento proximal da tíbia após a estabilização da TPLO por meio do teste biomecânico de compressão, no qual serão analisadas as seguintes variáveis: carga máxima (CM), deslocamento na carga máxima (DCM), carga no colapso (CC), deslocamento no colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E).

2. HIPÓTESE

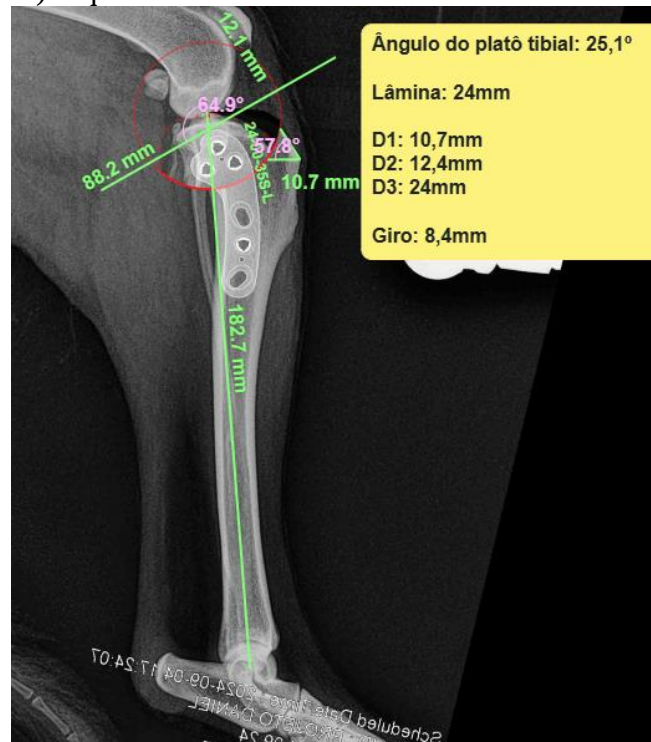
Formula-se a hipótese de que os espécimes estabilizados com parafusos bicorticais apresentem resultados biomecânicos de fixação superiores aos espécimes com parafusos monocorticais e à medida que é reduzido o comprimento dos parafusos monocorticais, a resistência a compressão dos espécimes será reduzida também.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

As atividades do projeto foram desenvolvidas no Laboratório de Vibrações Mecânicas do Departamento de Engenharia e setor de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de Lavras. Uma tíbia esquerda foi extraída e dissecada de um cão de 28 kg de peso corporal que veio a óbito devido a causas não relacionadas a afecções ortopédicas. O osso foi radiografado com a

utilização de marcador radiográfico esférico nas projeções mediolateral e craniocaudal para planejamento cirúrgico da osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO). O planejamento da TPLO foi realizado no software VPOP® PRO (Veterinary Preoperative Orthopaedic Planning Tool), identificando o ângulo de platô tibial de 25,1° e selecionada para o procedimento a lâmina radial de 24 mm e placa de 3,5 mm de tamanho médio, lado esquerdo. As medidas de referência para o correto posicionamento da lâmina de osteotomia sobre o osso tibial foram D1: 10,7 mm, D2: 12,4 mm e D3: 24 mm com um giro de 8,4 mm para a obtenção de um ângulo de platô tibial de 5° (Figura 14).

Figura 14 – Planejamento de TPLO utilizando radiografia de articulação femurotibiopatelar (joelho) esquerda de cão realizado no software VPOP®-PRO.



Fonte: Do autor (2024).

Foi realizada a osteotomia conforme o planejamento da TPLO (Figura 15) e realizado o exame de tomografia computadorizada dos fragmentos ósseos, com tomógrafo da marca GE HealthCare (General Electric Company) modelo Revolution ACT1 de 8 canais, utilizando cortes de 0,5mm com *preset* de coluna vertebral.

Figura 15 – Radiografia de articulação femurotibiopatelar esquerda de cão, após corte radial com lâmina de 24mm, conforme planejado previamente no software VPOP®-PRO, ao lado encontra-se espécime do modelo e tamanho de placa utilizado no estudo.

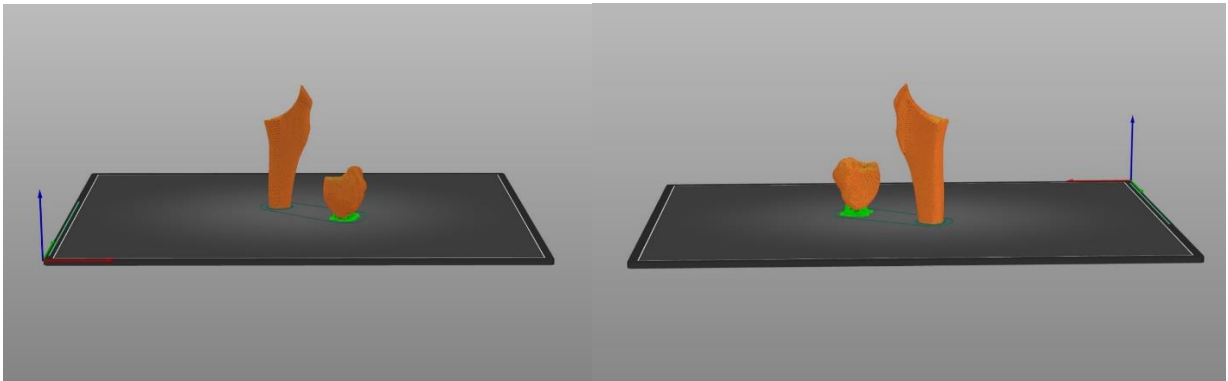


Fonte: Setor de diagnóstico por imagem, Hospital veterinário da UFLA (2024).

O arquivo foi editado com a separação dos fragmentos ósseos e exportado em formato STL (*standard tessellation language*) com a utilização do software RadiAnt DICOM Viewer versão 2024.1. Com o software Meshmixer versão 3.5 foi realizada a edição da imagem para regularização das bordas distorcidas e exportado arquivo em STL para manipulação e criação do Gcode.

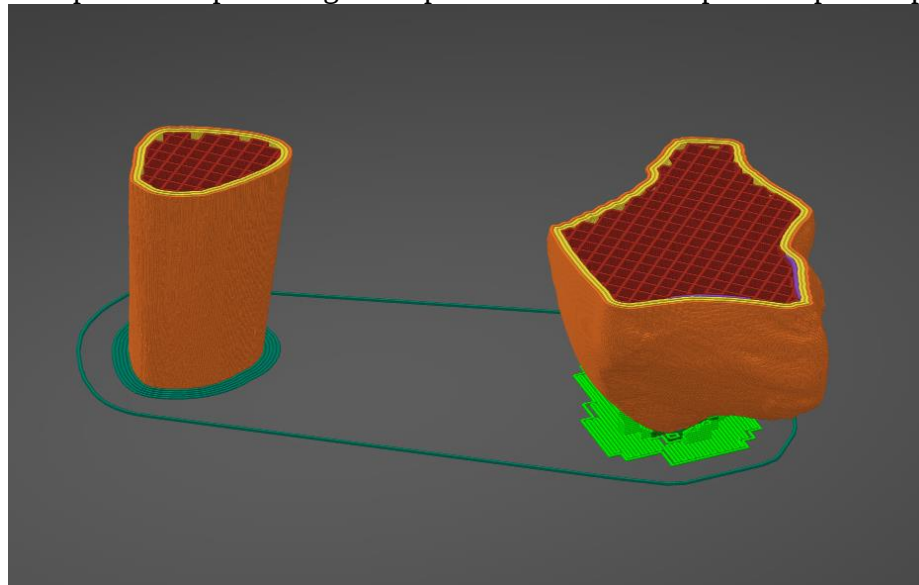
O arquivo Gcode foi gerado com o software PrusaSlicer 2.9.0 com a densidade de preenchimento de 50%, padrão de preenchimento Grid, o filamento selecionado para as impressões foi o PLA (ácido polilático) da cor branca de 1,75mm de diâmetro (Figura 16 e 17). Nas configurações da impressora 3D, padronizou-se a temperatura do bico extrusor e da cama para a primeira camada foi de 210° e 60° Celsius respectivamente e após a primeira camada de 205° e 60° Celsius respectivamente, conforme recomendado para o material de impressão.

Figura 16 – Imagem do software PrusaSlicer 2.9.0, de tibia de canino após realização de corte radial com lâmina de 24mm conforme planejamento da TPLO. À esquerda é observada face lateral da tibia distal e à direita a face lateral da tibia distal. A porção inferior aos espécimes na cor verde são as bases, projetadas para manutenção dos espécimes estáveis durante toda a impressão 3D.



Fonte: Prof. Dr. Fábio Lúcio dos Santos (2024).

Figura 17 – Imagem do software PrusaSlicer 2.9.0, de tíbia de canino em corte transversal evidenciando o padrão e a porcentagem de preenchimento dos espécimes para impressão 3D.

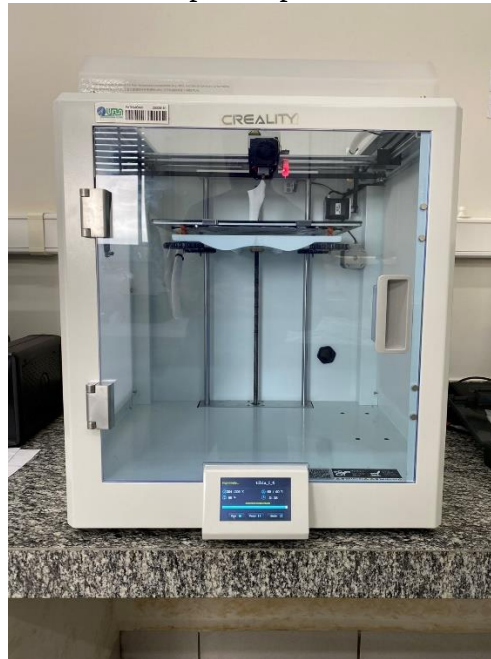


Fonte: Prof. Dr. Fábio Lúcio dos Santos (2024).

A definição do preenchimento de 50% foi selecionada conforme avaliação radiográfica de impressões em diversos preenchimentos, onde com 50% de preenchimento foi obtido imagem radiográfica que apresentou o contraste das camadas cortical e medular mais próximas quando comparado com as imagens radiográficas do osso utilizado para o experimento.

Os espécimes foram impressos em impressora 3D da marca Creality modelo CR 5 PRO H (Figura 18), utilizando um bico extrusor de 0,4mm e foram produzidos em duas partes separadamente (fragmento proximal e tíbia distal) em PLA (ácido polilático) e após armazenados em pote hermético juntamente com sachês de sílica para minimizar a degradação dos espécimes até o momento dos testes biomecânicos (Figura 19).

Figura 18 – Imagem fotográfica da impressora Creality CR5 Pro H, utilizada na impressão dos corpos de prova.



Fonte: Laboratório de vibrações mecânicas, Departamento de Engenharia UFLA (2024).

Figura 19 – Imagem fotográfica de espécimes de fragmentos de tíbia impressos em PLA. A: Vista de face medial dos espécimes.; B: Vista dorsal do espécime proximal da tíbia, evidenciando a eminência intercondilar e o epicôndilos tibiais.



Fonte: Laboratório de vibrações mecânicas, Departamento de Engenharia UFLA (2024).

A estabilização dos fragmentos foi realizada com a execução da TPLO seguindo o planejamento realizado no VPOP[®] e para a estabilização foi utilizada uma placa de TPLO 3,5mm tamanho M, do lado esquerdo, de modelo curva da empresa Cão Médica.

Foi marcado nos espécimes com caneta retroprojektor a medida do giro do fragmento proximal, conforme planejamento e estabilizado temporariamente com pinça ponta-ponta tipo AO para o adequado posicionamento da placa no espécime impresso e compressão dos fragmentos na linha de osteotomia.

Foram realizadas a estabilização do fragmento proximal da TPLO de 4 maneiras, formando assim 4 grupos. No grupo bicortical ou controle, foram utilizados parafusos bicorticais, no grupo 75% foram utilizados parafusos monocorticais, com comprimento de 75% dos bicorticais, no grupo 50% foram utilizados parafusos monocorticais, com comprimento de 50% dos parafusos bicorticais e no grupo 25% foram utilizados parafusos monocorticais com comprimento de 25% dos parafusos bicorticais (Figura 20). No fragmento distal, foram utilizados parafusos bicorticais em todos os orifícios, e o parafuso cortical adicionado a sede de compressão dinâmica, foi perfurado e parafusado em posição neutra (Figura 21).

Figura 20 – Imagem em aspecto cranial dos espécimes de tíbia esquerda após estabilização dos fragmentos com placa de TPLO, de acordo com os grupos. Observa-se a redução dos comprimentos dos parafusos no segmento proximal da placa entre os grupos. Grupo bicortical: parafusos bicorticais com 100% do comprimento (controle). Grupo 75%: parafusos monocorticais com 75% do comprimento, Grupo 50%: parafusos monocorticais com 50% do comprimento e Grupo 25%: parafusos monocorticais com 25% do comprimento. No segmento distal da placa os parafusos possuem comprimentos iguais em todos os grupos.



Fonte: Do autor (2025).

Figura 21 – Imagem fotográfica de espécimes de tíbia de canino impressos em PLA após a realização de TPLO prontos para ensaio biomecânico.



Fonte: Universidade Federal de Lavras (2024).

Para criar a congruência da célula de carga com o platô tibial do espécime testado, foi utilizado uma réplica do fêmur distal esculpida ferro. Para a confecção foi utilizado um tarugo de ferro que foi fixado em um torno morsa e com a utilização de uma esmerilhadeira angular de disco de 4.½ polegadas foi esculpido conforme o fêmur retirado de cadáver de cão junto com a tíbia utilizada no estudo. A comparação com o fêmur de referência foi realizada de forma visual e com a mensuração de paquímetro, primeiramente com disco de desbaste de medidas 4.½ x ¼ x 7/8 e acabamento com disco flap de 4.½ e granulometria 120. Após, foi realizado acabamento com lixa manual aumentando a gradativamente a granulometria de modo a ficar com aspecto polido, utilizando lixa de 180, 220, 400 e 600 G (Figura 22).

Figura 22 – Imagens fotográficas do processo de fabricação da réplica femoral para congruência com a porção proximal da tíbia. Tarugo de ferro, sequência de desbaste para modelagem, comparação com fêmur modelo, acabamento com lixamento manual e soldagem de parafuso para fixação na célula de carga.





Fonte: Do autor (2024).

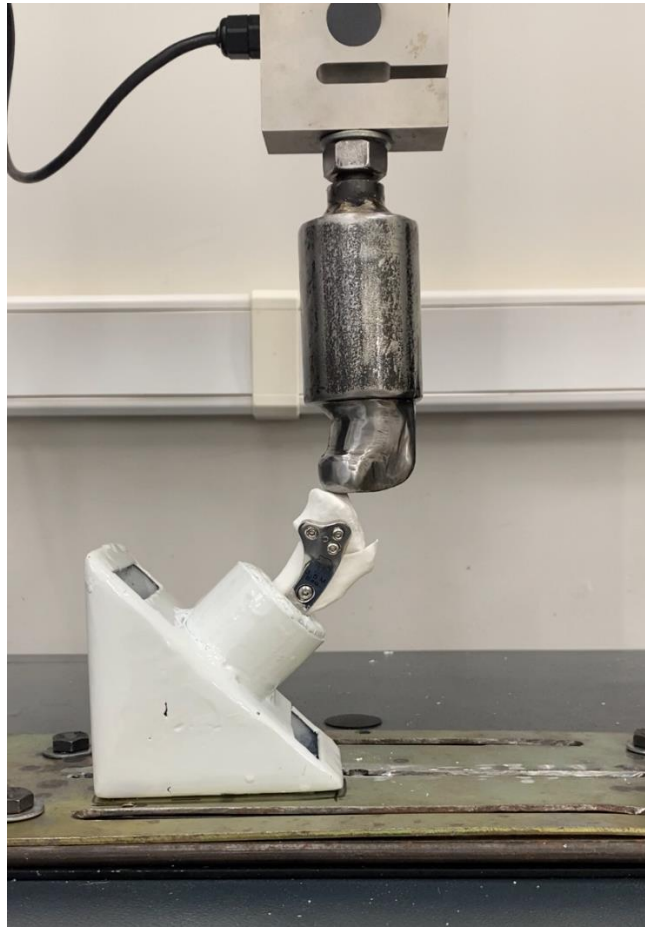
Para a fixação do espécime, foi confeccionado um triângulo com angulação de 45° em ferro e um tubo de ferro foi soldado no centro do mesmo, foram realizados cortes na base do triângulo para fixação com parafusos na base da máquina de ensaio biomecânico. Após foi utilizado um espécime com a TPLO já realizada e estabilizada temporariamente no centro do tubo com fita isolante e o tubo foi preenchido com polimetilmetacrilato (PMMA) em fase líquida (Figura 23). Após, foi removido o espécime e realizado acabamento com micro retífica no alinhamento dos parafusos e bordas da placa com fresa esférica de 1 mm para ser possível a colocação *plug and play* de outros espécimes, um ângulo de 135° foi formado entre o fêmur da célula de carga e a tibia impressa em 3D (Figura 24).

Figura 23 – Imagens fotográficas do aparato desenvolvido para estabilização dos espécimes para o ensaio biomecânico, triângulo retângulo com angulação de 45°, tubo soldado no centro para posterior cimentação de espécime em 135° com a célula de carga e cortes para fixação com parafusos na base da máquina de ensaio biomecânico. A direita observa-se espécime impresso de tibia já inserido para realização da TPLO.



Fonte: Do autor (2024).

Figura 24 – Imagem de espécime de tibia de canino impressa em PLA com estabilização de implantes de TPLO, fixada em base para estabilização para ensaio biomecânico de compressão.



Fonte: Universidade Federal de Lavras, 2024.

Os espécimes foram submetidos ao teste biomecânico de compressão com aplicação de força na direção vertical por uma prensa INSTRON EMIC 23-20[®] na velocidade de 5 mm/min (International, 2014), com célula de carga de 20.000 N, em temperatura ambiente de aproximadamente 22°C (Figura 25). Foi aplicada força de compressão sobre os corpos de prova até ocorrer a falha do sistema detectada pela máquina. Foram avaliadas as seguintes variáveis: carga máxima (CM), deslocamento na carga máxima (DCM), carga no colapso (CC), deslocamento no colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E). Após o teste biomecânico, as amostras foram avaliadas e classificadas quanto o comportamento de falha dos corpos de prova.

Figura 25 – Imagem de tíbia impressa em PLA com estabilização de implantes de TPLO, fixada em base para estabilização submetida ao ensaio biomecânico de compressão em prensa INSTRON EMIC 23-20[®].



Fonte: Universidade Federal de Lavras, 2024.

Os dados foram apresentados na forma de estatística descritiva, tais como média e desvio padrão (ou mediana), menor valor e maior valor encontrado para cada variável analisada.

Os dados foram submetidos à análise estatística sendo considerado um nível de significância de 5% de probabilidade ($p \leq 0,05$). Foram realizados testes de normalidade de Shapiro-Wilk para os grupos avaliados considerando-se as seguintes variáveis de resposta: carga máxima (N), deslocamento na carga máxima (mm), carga no colapso (N), deslocamento no colapso (mm), deformação à compressão (mm mm^{-1}) e energia (J).

Posteriormente, os dados foram submetidos à análise de variância com objetivo avaliar a influência dos tratamentos (grupos) avaliados sobre às variáveis de resposta. As médias dos tratamentos (grupos) avaliados, para cada variável resposta, foram estudadas por meio de teste de Dunnett, considerando o grupo bicortical como controle. Para os demais tratamentos, excetuando-se o controle, as médias foram estudadas por meio do teste de Scott-Knott. Em todos os testes estatísticos considerou-se nível de significância de 5% de probabilidade.

As análises estatísticas foram realizadas empregando-se o software R, versão 4.4.2.

TERCEIRA PARTE – ARTIGO

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA COMPARATIVA DE TPLO COM PARAFUSOS MONOCORTICAIS OU BICORTICAIS EM MODELOS SINTÉTICO DE TÍBIA DE CÃES

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência mecânica de implantes de TPLO fixados com parafusos proximais monocorticais ou bicorticais em ossos sintéticos padronizados.

Design do estudo: Este estudo consistiu em ensaio biomecânico conduzido com vinte e quatro tíbias sintéticas de cães, confeccionadas em PLA (ácido polilático) por meio de impressão 3D, as quais foram divididas aleatoriamente em quatro grupos compostos por seis espécimes cada. As tíbias foram submetidas à estabilização por meio da técnica de osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO), variando-se o comprimento dos parafusos monocorticais utilizados na fixação proximal. O grupo bicortical foi tratado com parafusos proximais bicorticais (controle), enquanto os grupos 75%, 50% e 25% receberam parafusos proximais com 75%, 50% e 25% do comprimento transcortical, respectivamente. Todos os espécimes foram submetidos a ensaios mecânicos de compressão em uma máquina de testes universal, com avaliação das seguintes variáveis: carga máxima (CM), deslocamento na carga máxima (DCM), carga no colapso (CC), deslocamento no colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E).

Resultados: Considerando a significância de 95% ($p \leq 0,05$) em teste de Dunnet em comparação com o grupo bicortical (controle), o grupo 75% não apresentou diferença em nenhuma das variáveis analisadas; o grupo 50% não apresentou diferença nas variáveis CM e CC, mas demonstrou diferença com redução significativa nas demais variáveis, o grupo 25% apresentou diferença com redução significativa em todas as variáveis. No teste de Scott-Knott comparando os grupos entre si nas variáveis estudadas, observou-se que nas variáveis CM e CC os grupos 75% e 50% não apresentaram diferença significativa entre si, porém nas demais variáveis DCM, DC, DefC e E, o grupo 50% apresentou redução significativa. O grupo 25% apresentou redução significativa nas variáveis CM e CC quando comparado com os demais grupos (75% e 50%) e não apresentou diferença significativa nas demais variáveis com o grupo 50%.

Conclusão: A estabilização proximal da TPLO com parafusos monocorticais com 75% do comprimento transcortical, demonstram desempenho biomecânico semelhante aos parafusos bicorticais. Parafusos monocorticais com 50% do comprimento transcortical demonstraram desempenho biomecânico semelhante aos parafusos bicorticais apenas em algumas variáveis estudadas. Parafusos monocorticais com 25% do comprimento transcortical demonstraram desempenho biomecânico inferior aos parafusos bicorticais em todas as variáveis estudadas.

Keywords: Biomechanical test; Cranial cruciate disease; Osteoarthritis; Stifle

1. Introdução

A doença do ligamento cruzado cranial (LCCr) é considerada uma das principais afecções ortopédicas causadoras de claudicação e osteoartrose em cães, representando a principal causa de claudicação em membros pélvicos nesta espécie (MPs) (Chiu, 2018; Amimoto, 2020). Uma combinação de fatores genéticos, biomecânicos e ambientais colaboram para o desenvolvimento da doença (Todorovic, 2022), que está associada a processos degenerativos e caracterizada pela instabilidade articular, resultando em alterações biomecânicas significativas que culminam na progressão da osteoartrite (OA) e prejuízo funcional do membro afetado (Niebauer, 2023). O tratamento cirúrgico é amplamente recomendado para restaurar a estabilidade articular, devido ao resultado superior quando comparado com o tratamento conservador (Niebauer; Engdahl, 2023; Kwananocha, 2024).

Muitos estudos mostram superioridade importante nos resultados da correção da doença do LCCr com uso das técnicas cirúrgicas de osteotomias, dentre as quais a osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO) parece ter os melhores resultados (Krotscheck, 2016; Moore, 2020; Wemmers, 2023). A técnica consiste na realização de osteotomia radial na porção metafisária proximal da tíbia, a fim de reduzir o ângulo do platô tibial (APT) e assim neutralizar a translação cranial da tíbia em relação ao fêmur na fase de apoio durante a deambulação (Engdahl; Husi; Leal; Shimada, 2023). A TPLO apresenta retorno funcional mais rápido, menor taxa de falha mecânica e maior estabilidade dinâmica quando comparada com outras técnicas (Wemmers, 2022).

Na técnica de TPLO, usualmente realiza-se a fixação da placa com parafusos bicorticais. A utilização de parafusos monocorticais representa estratégia cirúrgica otimizada, que torna o procedimento significativamente mais breve e menos invasivo, contribuindo não apenas para a

redução do tempo cirúrgico, mas também para a diminuição da morbidade associada. Este método está associado a menores taxas de seroma, infecção do sítio cirúrgico, além de mitigar substancialmente o risco de lesões iatrogênicas à artéria tibial cranial decorrentes da perfuração com a broca ou da colocação dos parafusos bicorticais. Adicionalmente, reduz-se o risco de penetração inadvertida de parafusos no espaço articular, uma complicação potencialmente grave que pode comprometer o resultado do procedimento e o prognóstico funcional do paciente (Bergh, 2012; Ferrari, 2024).

Até o presente momento, não há dados biomecânicos comparando a resistência quanto a configuração da fixação proximal da placa de TPLO em relação ao comprimento dos parafusos. O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar, por meio de testes biomecânicos, a resistência de quatro métodos de fixação da placa no fragmento proximal da tibia com a técnica de TPLO utilizando modelos sintéticos padronizados. As configurações de fixação do segmento proximal avaliados foram: parafusos bicorticais, ou parafusos monocorticais com 75%, 50% e 25% do comprimento transcortical. Formulou-se a hipótese de que os espécimes estabilizados com parafusos bicorticais apresentariam resultados biomecânicos superiores e, a redução no comprimento dos parafusos monocorticais gradativa reduziria a resistência dos espécimes à forças de compressão.

2. Materiais e Métodos

As atividades do projeto foram desenvolvidas no Departamento de Medicina Veterinária e no Laboratório de Vibrações Mecânicas do Departamento de Engenharia da Universidade Federal de Lavras. Um espécime de osso da tibia (esquerda) foi extraído e dissecado de um cão de 28 kg de peso corporal que veio a óbito devido a causas não relacionadas a afecções ortopédicas. O osso foi radiografado com a utilização de marcador radiográfico esférico nas projeções mediolateral e craniocaudal para planejamento cirúrgico da técnica de TPLO. O planejamento da TPLO foi realizado no software VPOP[®] PRO (Veterinary Preoperative Orthopaedic Planning Tool), sendo mensurado o ângulo de platô tibial (APT) de 25,1° e selecionada para o procedimento de osteotomia uma lâmina radial de 24 mm e placa de TPLO de 3,5 mm de tamanho médio, lado esquerdo. As medidas de referência para o correto posicionamento da lâmina de osteotomia sobre o osso tibial foram D1: 10,7 mm, D2: 12,4 mm e D3: 24 mm, com rotação calculada de 8,4 mm do segmento ósseo proximal para a obtenção do APT de 5° (Fugino, 2020).

Foi realizada a osteotomia radial no osso tibial, conforme o planejamento da técnica de TPLO. Em seguida, foi realizado o exame de tomografia computadorizada dos fragmentos ósseos tibiais e as imagens tomográficas foram editadas para produção dos espécimes sintéticos da tibia por impressão 3D. O arquivo Gcode foi gerado com a densidade de preenchimento de 50% em padrão Grid. A definição do preenchimento de 50% foi selecionada após avaliações radiográficas de impressões 3D em diferentes preenchimentos, em que 50% de preenchimento obteve-se imagem radiográfica que apresentou o contraste das camadas cortical e medular do espécime mais próximo da imagem radiográfica quando comparado ao osso selecionado para o experimento. O filamento selecionado para as impressões 3D foi o PLA (ácido polilático) da cor branca de 1,75 mm de diâmetro.

Com a produção de 24 espécimes sintéticos da tibia, a estabilização dos fragmentos foi realizada com a execução da técnica de TPLO (Fugino, 2020) seguindo o planejamento prévio. Foi utilizada uma placa de TPLO 3,5 mm tamanho médio (WS curve plate by Cão Médica, Campinas - São Paulo, Brazil). A fixação da placa de TPLO foi realizada conforme manual da AO veterinária (Depuy Synthes, 2022), primeiramente os fragmentos de tibia impresso em PLA foram posicionados seguindo o planejamento prévio da cirurgia com o giro do fragmento proximal, foi utilizado uma pinça ponta-ponta do tipo AO para estabilização e compressão dos fragmentos. O espécime em PLA foi introduzido em um gabarito feito por um tubo de aço inoxidável preenchido de PMMA e inserido a placa de TPLO na face medial da tibia. Foi realizado o correto posicionamento conforme gabarito e a placa estabilizada temporariamente no fragmento distal com pinça do tipo espanhola e realizada perfuração do espécime no orifício combinado em posicionamento neutro, após foi introduzido o parafuso cortical em posição neutra, após, foram perfurados o orifício proximal cranial e introduzido parafuso bloqueado e o orifício proximal e introduzido parafuso bloqueado. Seguiu-se para a estabilização distal com o orifício intermediário com parafuso bloqueado e proximal com parafuso bloqueado no orifício caudal da placa, finalizando com o orifício distal com parafuso bloqueado.

No fragmento proximal da tibia, a estabilização da placa de TPLO foi realizada de quatro maneiras diferentes de acordo com a configuração dos parafusos bloqueados, formando assim 4 grupos compostos por 6 espécimes de tibia em cada: No grupo bicortical (controle), foram utilizados parafusos bicorticais; no grupo 75% foram utilizados parafusos monocorticais, com comprimento de 75% dos parafusos bicorticais; no grupo 50% foram utilizados parafusos

monocorticais, com comprimento de 50% dos parafusos bicorticais; e no grupo 25% foram utilizados parafusos monocorticais com comprimento de 25% dos parafusos bicorticais. No segmento distal da tíbia, a estabilização da placa de TPLO foi realizada de forma igual para todos os grupos, utilizando 2 parafusos bloqueados distais e 1 parafuso cortical em posição neutra (Figura 1).

Figura 1 – Imagem em aspecto cranial dos espécimes de tíbia esquerda após estabilização dos fragmentos com placa de TPLO, de acordo com os grupos. Observa-se a redução dos comprimentos dos parafusos no segmento proximal da placa entre os grupos. Grupo bicortical: parafusos bicorticais com 100% do comprimento (controle). Grupo 75%: parafusos monocorticais com 75% do comprimento, Grupo 50%: parafusos monocorticais com 50% do comprimento e Grupo 25%: parafusos monocorticais com 25% do comprimento. No segmento distal da placa os parafusos possuem comprimentos iguais em todos os grupos.

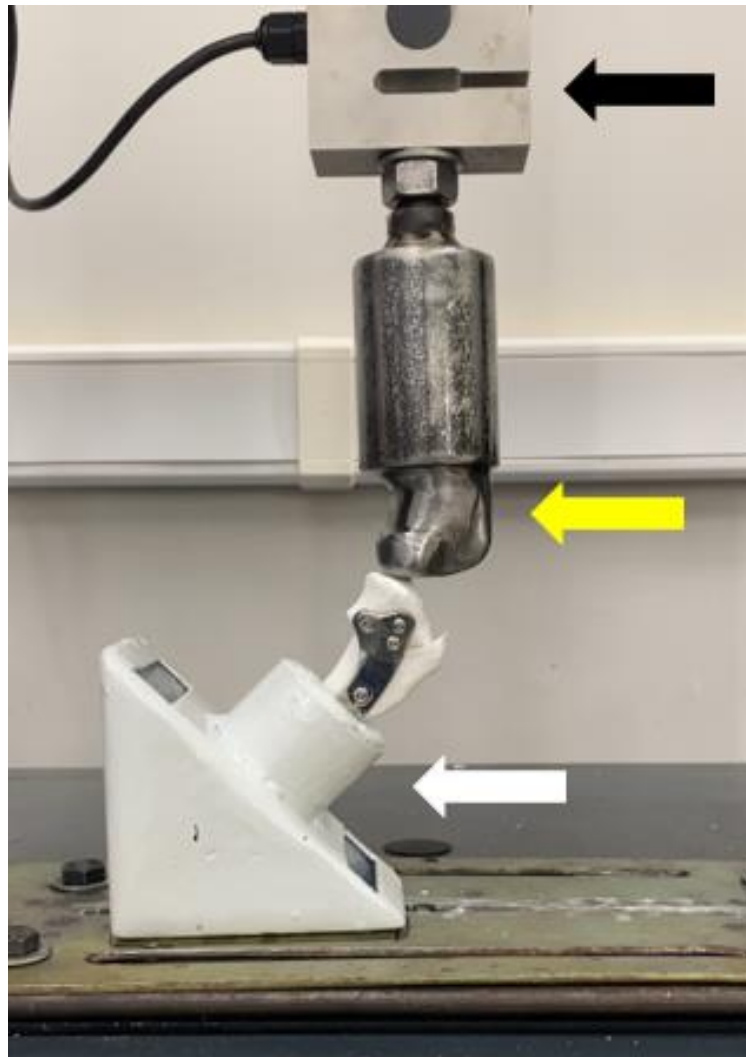


Para criar a congruência da célula de carga com o platô tibial do espécime testado, foi utilizado uma réplica do fêmur distal esculpida em metal, que foi fixada na célula de carga localizada na parte superior da máquina de ensaio mecânico. Para a fixação do espécime da tíbia na parte inferior da máquina, foi confeccionado aparato em metal e polimetilmetacrilato, que

permitiu a padronização do posicionamento em angulação de 135° em relação a célula de carga em todos os testes.

Os espécimes tibiais foram submetidos ao teste biomecânico de compressão com aplicação de força na direção vertical por prensa de ensaio mecânico INSTRON EMIC 23-20® na velocidade de 5 mm/min (INTERNATIONAL, 2014), com célula de carga de 20kN, em temperatura ambiente de aproximadamente 22°C (Figura 2). Foi aplicada força de compressão sobre os corpos de prova até ocorrer a falha do sistema detectada pela máquina. Foram avaliadas as seguintes variáveis: carga máxima (CM), deslocamento na carga máxima (DCM), carga no colapso (CC), deslocamento no colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E).

Figura 2 – Imagem do espécime de tíbia esquerda com implante de TPLO, fixado na máquina e submetido ao ensaio biomecânico de compressão. Observa-se na parte superior da máquina, o fêmur esculpido em metal (seta amarela) fixado à célula de carga (seta preta). Na parte inferior da máquina, o espécime de tíbia foi fixado a um aparato de metal e polimetilmetacrilato (seta branca).



Os dados foram apresentados na forma de estatística descritiva, tais como média e desvio padrão (ou mediana), menor valor e maior valor encontrado para cada variável analisada.

Os dados foram submetidos à análise estatística sendo considerado um nível de significância de 5% de probabilidade ($p \leq 0,05$). Foram realizados testes de normalidade de Shapiro-Wilk para os tratamentos (grupos) avaliados considerando-se as seguintes variáveis de resposta: carga máxima (N), deslocamento na carga máxima (mm), carga no colapso (N), deslocamento no colapso (mm), deformação à compressão (mm mm⁻¹) e energia (J). Posteriormente, os dados foram submetidos à análise de variância com objetivo de avaliar a influência dos tratamentos (grupos) sobre às variáveis de resposta. As médias dos tratamentos (grupos) avaliados, para cada variável resposta, foram estudadas por meio de teste de Dunnett, considerando o tratamento T1 (Grupo 1) como controle. Para os demais tratamentos, excetuando-

se o controle, as médias foram estudadas por meio do teste de Scott-Knott. Em todos os testes estatísticos considerou-se nível de significância de 95% de probabilidade.

As análises estatísticas foram realizadas empregando-se o software R, versão 4.4.2 (R CORE TEAM, 2024).

3. Resultados

Todas as variáveis avaliadas no ensaio mecânico de compressão axial estático seguiram uma distribuição normal (Tabela 1).

Tabela 1 - Resultados dos testes estatísticos de normalidade dos resíduos e análise de variância para as variáveis de resposta estudadas

Variáveis	Normalidade dos Resíduos	Análise de Variância
Carga máxima (N)	p-valor = 0,604 ^{ns}	F = 14,09 p-valor < 0,001 [*]
Deslocamento na carga máxima (mm)	p-valor = 0,981 ^{ns}	F = 14,38 p-valor < 0,001 [*]
Carga no colapso (N)	p-valor = 0,786 ^{ns}	F = 14,06 p-valor < 0,001 [*]
Deslocamento no colapso (mm)	p-valor = 0,131 ^{ns}	F = 12,79 p-valor < 0,001 [*]
Deformação à compressão (mm mm ⁻¹)	p-valor = 0,839 ^{ns}	F = 16,06 p-valor < 0,001 [*]
Energia (J)	p-valor = 0,991 ^{ns}	F = 19,91 p-valor < 0,001 [*]

Teste de normalidade de resíduos - Shapiro-Wilk: * significativo segundo o teste de Shapiro-Wilk à 5% de probabilidade e ns não significativo à 5% de probabilidade.

Análise de variância: * significativo segundo o teste de Shapiro-Wilk à 5% de probabilidade e ns não significativo à 5% de probabilidade.

Na análise das médias dos grupos avaliados, para cada variável resposta, estudadas por meio de teste de Dunnett a 5% de probabilidade, considerando o grupo bicortical como controle, nenhuma diferença significativa foi observada entre o grupo bicortical e o grupo 75%. Na análise comparativa entre o grupo bicortical e o grupo 50%, não foi observada diferença significativa nas variáveis carga máxima (CM) e carga no colapso (CC), mas houve diferença significativa com diminuição no valor das variáveis: deslocamento na carga máxima (DCM) em 21%, deslocamento

no colapso (DC) em 25%, deformação à compressão (Def C) em 25% e energia (E) em 26%. Na comparação entre o grupo bicortical e o grupo 25% foi observada diferença significativa com diminuição dos valores em todas as variáveis analisadas: carga máxima (CM) com redução em 15%, deslocamento na carga máxima (DCM) em 28%, carga no colapso (CC) em 16%, deslocamento no colapso (DC) em 26 %, deformação à compressão (DefC) em 29% e energia (E) em 39% (Tabela 2).

No teste de Scott-Knott para análise comparativa entre os grupos em cada variável estudada, observou-se que nas variáveis carga máxima (CM) e carga no colapso (CC) os grupos 75% e 50% não apresentaram diferença significativa entre si, mas o grupo 25% apresentou redução significativa nos valores destas variáveis em relação aos demais grupos. Nas demais variáveis deslocamento na carga máxima (DCM), deslocamento no colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E), os grupos 75% e 50% apresentaram diferença, com redução significativa no grupo 50%. No grupo 50%, foi observada redução dos valores nas variáveis deslocamento na carga máxima (DCM) em 13%, deslocamento no colapso (DC) em 18%, deformação à compressão (DefC) em 16% e energia (E) em 14%. No grupo 25%, foi observada redução dos valores nas variáveis carga máxima (CM) em 10% e carga no colapso (CC) em 10% quando comparado com o grupo 50%, porém nas demais variáveis não foi observado diferença significativa (Tabela 2 e Gráfico 1).

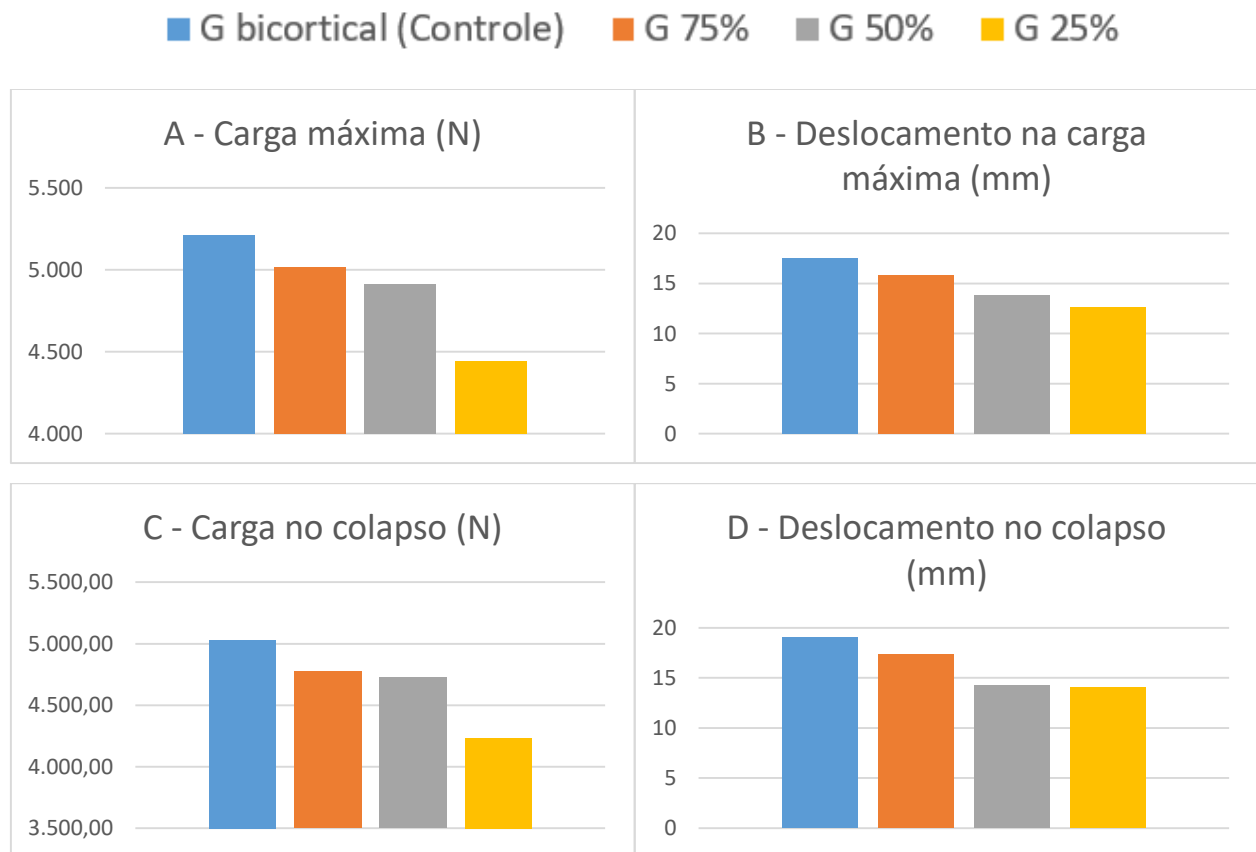
Tabela 2 – Resultados dos testes estatísticos dos dados dos grupos avaliados em relação às variáveis consideradas no estudo.

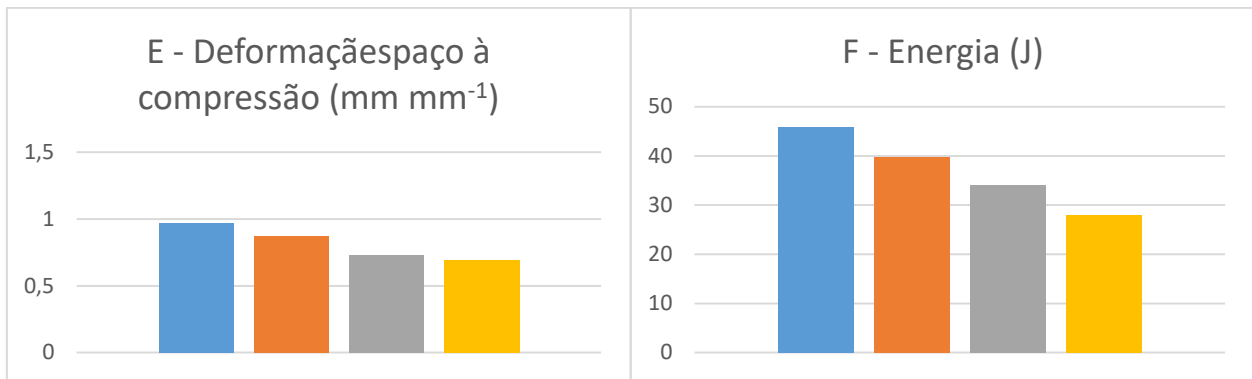
Variáveis	Grupos			
	G bicortical (Controle)	G 75%	G 50%	G 25%
Carga máxima (N)	5.211,87	5.016,61 ns A	4.911,83 ns A	4.441,85 - B
Deslocamento na carga máxima (mm)	17,59	15,83 ns A	13,84 - B	12,62 - B
Carga no colapso (N)	5.029,60	4.776,79 ns A	4.723,49 ns A	4.234,44 - B
Deslocamento no colapso (mm)	19,01	17,35 ns A	14,23 - B	14,01 - B
Deformação espaço à compressão (mm mm ⁻¹)	0,97	0,87 ns A	0,73 - B	0,69 - B
Energia (J)	45,97	39,68 ns A	33,95 - B	28,07 - B

Pelo teste de Dunnett, ao nível de significância de 5% de probabilidade, (-) significativo e inferior em relação ao controle na linha, (+) significativo e superior em relação ao controle na linha e (ns) não significativo em relação ao controle na linha.

Para os demais tratamentos, excetuando-se o controle (G bicortical), pelo teste de Scott-Knott ao nível de significância de 5% de probabilidade, médias seguidas da mesma letra, na linha, não diferem entre si.

Gráfico 1 – Gráficos obtidos a partir do ensaio biomecânico de compressão em estabilização proximal da técnica de TPLO com diferentes comprimentos de parafusos, grupo bicortical, grupo 75%, grupo 50% e grupo 25%. Gráfico 1A: Carga máxima (N); Gráfico 1B: Deslocamento na carga máxima (mm); Gráfico 1C: Carga no colapso (N); Gráfico 1D: Deslocamento no colapso (mm); Gráfico 1E: Deformação à compressão (mm/mm-1); Gráfico 1F: Energia (J).





4. Discussão

O presente estudo forneceu contribuição significativa para a compreensão dos aspectos mecânicos envolvidos na estabilização da técnica de TPLO. Utilizando modelos de ossos sintéticos padronizados, foi possível isolar variáveis estruturais e avaliar a resistência dos espécimes frente à força de compressão, simulando as cargas funcionais aplicadas durante a locomoção. Os resultados obtidos evidenciam diferenças na resistência mecânica em função do tipo de fixação ou configuração implantada, permitindo análise comparativa entre os grupos (Bleakley, 2021). Observou-se que a redução do comprimento dos parafusos proximais resulta na diminuição da estabilidade do sistema de fixação da osteotomia, sendo esta redução mais acentuada nos parafusos com 25% do comprimento transcortical. Assim o encurtamento dos parafusos proximais pode comprometer a resistência mecânica do sistema. Os achados têm implicações clínicas relevantes, ao oferecer embasamento científico para a escolha da configuração que fornece melhor estabilidade ao sistema, reduzindo complicações de falhas mecânicas com parafusos de até 75% do diâmetro transcortical. Além disso, o caráter controlado do experimento proporciona base sólida para o desenvolvimento de futuros estudos in vivo e aprimoramento da técnica na prática ortopédica veterinária.

Neste trabalho, observou-se que a resistência biomecânica do sistema reduz à medida que o comprimento dos parafusos diminui. Verificou-se semelhança na resistência na variável carga máxima (CM) entre parafusos bicorticais e parafusos monocorticais com 75% e 50% do comprimento transcortical. No entanto, houve redução na resistência do sistema com uso de parafusos com 25% do comprimento transcortical. Em estudo comparativo de fixação óssea com parafusos bicorticais, monocorticais com 50% do comprimento transcortical e monocorticais curtos para estabilização de úmeros de cadáveres de cães, observou-se comportamento semelhante: os

bicorticais foram superiores, seguidos pela redução de 20 a 40% da resistência nos parafusos monocorticais com 50% do comprimento transcortical e redução de 65 a 74% nos parafusos monocorticais curtos. Esses valores elevados na perda da resistência podem estar relacionados à variabilidade biológica dos ossos de cadáveres e à região óssea avaliada, já que os testes foram realizados na metáfise proximal, diáfise e metáfise distal de úmeros conservados de cães (Vaughn, 2016).

Em estudo utilizando ossos tibiais conservados de cães, a estabilização de TPLO foi realizada com parafusos bloqueados convencionais e parafusos “*bone-screw-fastener*” no sistema 3,5mm. No teste de carga máxima, realizado após ensaio cíclico com 30000 ciclos a 1000 N, não foi observado diferença significativa na carga máxima entre os tratamentos, com resistência média de 3.194 ± 797 N (Kettleman, 2023). No presente estudo, não foi realizado ensaio cíclico, o grupo 4, com os parafusos de apenas 25% do comprimento transcortical, resistiu a 4.441,85 N em teste de carga máxima, confirmando a resistência dos implantes utilizados, embora não tenha se igualado ao grupo controle. De forma geral, a grande resistência dos implantes encontrada neste estudo pode ser atribuída à ausência de teste cíclico prévio nos espécimes.

Esta pesquisa demonstrou que na avaliação da carga máxima (CM) e da carga no colapso (CC), redução de até 50% do comprimento transcortical dos parafusos não alterou a resistência do sistema. No entanto, na avaliação do descolamento na carga máxima (DCM), deslocamento do colapso (DC), deformação à compressão (DefC) e energia (E), apenas os parafusos monocorticais com 75% do comprimento transcortical não alteraram a resistência do sistema quando comparados com o grupo bicortical. Os parafusos com 25% do comprimento apresentaram redução significativa e alteraram a resistência do sistema. Destacam-se que todos os grupos apresentaram valores superiores à carga fisiológica estimada (Voss, 2007). Em um estudo biomecânico com configurações da associação placa e pino intramedular (*plate-rod*) em fraturas de fêmures caninos da raça Greyhound, avaliou-se a estabilização com placa e parafusos bicorticais ou monocorticais. Não foi descrita diferença significativa na resistência entre as técnicas, e todos os grupos suportaram cargas máximas superior em 2,5 vezes a carga fisiológica estimada (≈ 500 N), apesar de o comprimento dos parafusos monocorticais não terem sido descritos (Field, 2016).

Estudo biomecânico avaliando a resistência no ensaio de flexão até a falha de estabilização do sistema com placa e parafusos bicorticais e monocorticais em osteotomia de clavícula humana, observou redução de 24% na resistência do sistema com parafusos monocorticais (Looft, 2017),

resultado semelhante ao obtido no presente estudo. Resultados semelhantes foram observados em outro estudo comparando parafusos bicorticais e parafusos monocorticais longos na estabilização de fraturas cominutivas de rádio em humanos (Overturf, 2014). Os resultados apresentados neste trabalho foram também observados na atual pesquisa na comparação entre parafusos bicorticais e monocorticais com 75% do comprimento transcortical.

Estudo avaliando implantes de TPLO com diferentes materiais demonstrou resistência significativamente maior em implantes de titânio com parafusos monocorticais distais em comparação a implantes de aço inoxidável com parafusos bicorticais em todos os orifícios (Bleahley, 2021). Apesar da diferença de material, os resultados reforçam a viabilidade de parafusos monocorticais, como também observado neste atual estudo nos grupos com 75% e 50% do comprimento transcortical.

Neste trabalho, foi utilizada a técnica e placa de TPLO convencional, promovendo total contato entre os fragmentos ósseos e a placa, com distribuição de carga entre o osso sintético e o implante. Em estudo biomecânico comparando a TPLO convencional e a TPLO modificada (TPLO-M) para correção da doença do LCCr juntamente com a luxação patelar, observou-se uma redução de 10% na resistência dos espécimes com TPLO-M, mesmo apenas com 70% de contato entre os fragmentos ósseos (Jeong, 2024). Assim, constatou-se que, mesmo com menor contato entre os fragmentos ósseos, os parafusos com 75% do comprimento transcortical demonstraram-se adequados para suportar cargas fisiológicas, sugerindo aplicabilidade mesmo em técnicas de TPLO modificadas.

Uma complicação cirúrgica em que há a necessidade de revisão e substituição do comprimento do parafuso ou alteração do posicionamento da placa é a penetração intra-articular do parafuso proximal da placa de TPLO (Krotscheck, 2012). Nesta pesquisa, verificou-se a possibilidade de redução do comprimento dos parafusos bicorticais para monocorticais em até 50% do comprimento transcortical sem alterar a resistência à carga máxima. Isto reduz o risco de invasão do espaço intra-articular inadvertidamente, embora essa complicação seja minimizada com o uso de placas bloqueadas pré-moldadas (Krotscheck, 2012).

A escolha da impressão dos corpos de prova em PLA foi devido à sua composição e resistência biomecânica. O PLA é um termoplástico biodegradável e bioativo derivado de substâncias à base de açúcar, como amido de milho, cana-de-açúcar, raiz de mandioca. Embora o PLA tenha uma temperatura de transição vítrea menor do que ABS e seja mais quebradiço, ele

apresenta maior resistência ao impacto e tenacidade, além de desempenho análogo ao osso vivo (Bohl, 2019).

De acordo com Bohl (2019), Moreno e Zheng (2022) e Trebacz (2024), variações de materiais, densidade de preenchimento, padrão de preenchimento e orientação da impressão permitem a reprodução confiável de um modelo que imita o osso. Durante o teste piloto deste trabalho, espécimes foram impressos em várias configurações de preenchimento e orientação. A configuração com orientação transversal e preenchimento de 50% foi a que mais se assemelhou ao osso, tanto durante o procedimento cirúrgico quanto em radiografias, devido ao contraste de radiopacidade entre as camadas cortical e medular.

Como limitações do estudo, destaca-se que apenas a tíbia foi utilizada como corpos de prova, sendo que a fíbula foi excluída devido a sua participação biomecânica secundária (Piermattei, 2016; Dyce, 2017). A utilização de modelos sintéticos possibilitou a padronização dos corpos de prova, favorecendo a análise biomecânica comparativa entre os grupos. No entanto, mesmo que o padrão de preenchimento e orientação da impressão 3D tenha reproduzido as características ósseas naturais, os dados obtidos com os modelos sintéticos precisam ser analisados com cautela ao serem extrapolados para o osso tibial in vivo. Ademais, este estudo não teve o propósito metodológico para a realização de ensaios mecânicos de flexão ou torção, ou ainda ensaios compressivos cíclicos, mas sim avaliar a resistência da construção em ensaios mecânicos de compressão axial.

5. Conclusão

Seguindo a metodologia utilizada neste trabalho, conclui-se que a estabilização proximal da placa de TPLO Cão Médica curva 3,5 mm tamanho M na técnica de TPLO em corpos de prova padronizados impressos em PLA, pode ser realizada com parafusos monocorticais com 75% do comprimento transcortical, pois demonstraram desempenho biomecânico semelhante aos parafusos bicorticais. Parafusos monocorticais com 50% do comprimento transcortical demonstraram desempenho biomecânico semelhante aos parafusos bicorticais apenas em algumas variáveis estudadas. Parafusos monocorticais com 25% do comprimento transcortical demonstraram desempenho biomecânico inferior aos parafusos bicorticais em todas as variáveis estudadas.

Declaração de conflito de interesses

Os autores declaram que a pesquisa foi conduzida na ausência de qualquer relação financeira que possa ser interpretada como potencial conflito de interesses.

Agradecimentos

Este estudo foi financiado por meio de bolsas estudantis concedidas pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq). Expressamos nossos sinceros agradecimentos ao Laboratório de Vibrações Mecânicas do Departamento de Engenharia da Escola de Engenharia e aos Departamentos de Cirurgia, Patologia e Diagnóstico por Imagem da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Federal de Lavras pelo valioso apoio prestado.

O espécime ósseo, proveniente de um cadáver canino, foi gentilmente cedido pelo Departamento de Patologia Veterinária e as imagens radiográficas foram obtidas no Departamento de Diagnóstico por Imagem, ambos da Universidade Federal de Lavras.

Os implantes utilizados foram adquiridos com custo reduzido junto à empresa brasileira Cão Médica, como parte de uma iniciativa de apoio à pesquisa.

Informações de financiamento

O estudo foi financiado por meio de bolsas concedidas aos estudantes pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Referências

Amimoto H, Koreeda T, Ochi Y. et al. Force Plate Gait Analysis and Clinical Results after Tibial Plateau Leveling Osteotomy. Vet Comp Orthop Traumatol. 2020;33(03):183-188. doi:10.1055/s-0039-1700990

ASTM International. Standard test method for tensile properties of plastics. ASTM International; 2014. Accessed May 21, 2019 at: <https://www.astm.org/d0638-14.html>

Bergh MS, Peirone B. Complications of tibial plateau levelling osteotomy in dogs. Vet Comp Orthop Traumatol. 2012;25(05):349-358.doi:10.3415/VCOT-11-09-0122

Bleakley S, Palmer R, Miller N, McGilvray K, Tepic S. Biomechanical comparison of tibial plateau leveling osteotomy performed with a novel titanium alloy locking plate construct vs. an established stainless-steel locking plate construct. *Front Vet Sci.* 2021;8:698159.doi:10.3389/fvets.2021.698159.

Bohl MA, Morgan CD, Mooney MA, et al. Biomechanical testing of a 3D-printed L5 vertebral body model. *Cureus.* 2019;11(1):e3893. doi:10.7759/cureus.3893

Chiu KW, Amsellem PM, Ho PS. Influence of fixation systems on complications after tibial plateau leveling osteotomy in dogs greater than 45.4 kilograms (100 lb). *Vet Surg.* 2019;48(4):505-512. doi:https://doi.org/10.1111/vsu.13151

Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. *Textbook of Veterinary Anatomy.* 5th ed. Saunders; 2017.

Engdahl K, Bergstrom A, Hoglund O, Moldal ER. Long-term outcome in dogs with cranial cruciate ligament disease evaluated using the canine orthopaedic index. *Vet Rec.* 2023;193(12):16-30. doi:https://doi.org/10.1002/vetr.3172

Ferrari F, Tamburro R, Longo M, Brioschi FA, Auletta L, Stefanello D. Effect of cranial tibial artery laceration on radiographic bone healing and perioperative complications in dogs undergoing tibial plateau leveling osteotomy. *Res Vet Sci.* 2024;175:105322. doi:10.1016/j.rvsc.2024.105322

Field EJ, Parsons K, Etches JA, Hamilton K, Burton NJ. Effect of monocortical and bicortical screw numbers on the properties of a locking plate-intramedullary rod configuration. An in vitro study on a canine femoral fracture gap model. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2016;29(6):459-465. doi:10.3415/VCOT-16-03-0040

Fugino H, Honnami M, Mochizuki M. Preoperative planning for tibial plateau leveling osteotomy based on proximal tibial width. *J Vet Med Sci.* 2020;82(5):661-667. doi:10.1292/jvms.19-0501

Husi B, Park B, Lampart M, Evans R, Possi A. Comparative kinetic and kinematic evaluation of TPLO and TPLO combined with extra-articular lateral augmentation: A biomechanical study. *Vet Surg.* 2023;52(5):686-696. doi:<https://doi.org/10.1111/vsu.13955>

Jeong E, Jeon Y, Kim T, Lee D, Roh Y. Assessing the effectiveness of modified tibial plateau leveling osteotomy plates for treating cranial cruciate ligament rupture and medial patellar luxation in small-breed dogs. *Animals.* 2024;14(1937):1-11. doi:10.3390/ani14131937

Kettleman WS, Jaffe MH, Wills RW, Dietz SJ, Elder SH. Ex vivo biomechanical evaluation of a bone-screw-fastener for tibial plateau leveling osteotomy. *Front Vet Sci.* 2023;10:1207563. doi:10.3389/fvets.2023.1207563

Krotscheck U, Nelson SA, Todhunter RJ, Stone M, Zhang Z. Long term functional outcome of tibial tuberosity advancement vs. tibial plateau leveling osteotomy and extracapsular repair in a heterogeneous population of dogs. *Vet Surg.* 2016;45(2):261-268. doi:<https://doi.org/10.1111/vsu.12445>

Krotscheck U, Thompson MS, Ryan KK, Mohammed HO. Comparison of TPA, bone healing, and intra-articular screw placement using conventional nonlocked application of surgeon-contoured versus locked application of precontoured TPLO plates in dogs. *Vet Surg.* 2012;41(8):931-937. doi:10.1111/j.1532-950X.2012.01053.x

Kwananocha I, Akaraphutiporn E, Upariputti R, Lekchareonsuk C, Wangdee C. Short-term outcomes of cranial cruciate ligament rupture treated surgically with tibial plateau leveling osteotomy or non-surgically in small-breed dogs weighing less than 10 kg. *J Vet Med Sci.* 2024;86(4):428-435. doi:<https://doi.org/10.1292/jvms.23-0512>

Leal RA, Lambrechts NE, Crowley JD, et al. Comparison of radiographic scoring systems for assessment of bone healing after tibial plateau leveling osteotomy in dogs. *Front Vet Sci.* 2023;10. doi:<https://doi.org/10.3389/fvets.2023.1147386>

Looft JM, Corrêa L, Patel M, Rawlings M, Ackland DC. Unicortical and bicortical plating in the fixation of comminuted fractures of the clavicle: a biomechanical study. *ANZ J Surg.* 2017;87(11):915-920. doi:<https://doi.org/10.1111/ans.14139>

Moore, EV, Weeren R, Paek M. Extended long-term radiographic and functional comparison of tibial plateau leveling osteotomy vs tivil tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Surg.* 2020;49(1):146-154. doi:<https://doi.org/10.1111/vsu.13277>

Moreno CR, Santschi EM, Janes J, Liu J, Kim D-G, Litsky AS. Compression generated by cortical screws in na artificial bone model of an equine medial femoral condylar cyst. *Vet Surg.* 2022;51(5):833-842. doi:10.1111/vsu.13814

Niebauer GW, Restucci B. Etiopathogenesis of canine cruciate ligament disease: A scoping review. *Animals.* 2023;13(2):187. doi:<https://doi.org/10.3390/ani13020187>

Overturf SJ, Morris RP, Gugala Z, Lindsey RW. Biomechanical comparison of bicortical locking versus unicortical far-cortex-abutting locking screw-plate fixation for comminuted radial shaft fractures. *J Hand Surg Am.* 2014;39(10):1907-1913. doi:10.1016/j.jhsa.2014.06.141.

Pierrattei DL, Flo GL, DeCamp CR. Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of Smal Animal Orthopedics and Fracture Repair. 5th ed. St. Louis, MO: Elsevier; 2016; Part III-Fractures and orthopedic conditions of the hindlimb - cap.18 – The stifle joint; cap.19 – Fractures of the tibia and fibula, 616-706.

R CORE TEAM. R: A language and environment for statistical computing. Vienna: R Foundation for Statistical Computing, 2024. Versão 4.4.2. Disponível em: <https://www.R-project.org/>. Acesso em: 27 de dezembro de 2024.

Shimada M, Murakami S, Tanigawa T, Kanno N, Harada Y, Hara Y. Comparison of patelar position and moment arm between tibial plateau leveling osteotomy and cranial closing wedge ostectomy: An ex vivo study. *Open Vet J.* 2023;13(3):262-269. doi:10.5455/OVJ.2023.v13.i3.2

Todorović AZ, Macanović MVL, Mitrović MB, Krstić NE, Bree HJJvan, Gielen IMLC. The role of tibial plateau angle in canine cruciate ligament rupture – a review of the literature. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2022;35(6):351-361. doi:10.1055/s-0042-1750316

Trebacz P, Frymus J, Pawlik M. Comparison of the visibility of canine menisci before and after tibial plateau leveling osteotomy: 3D-printed model study. *Animals*. 2024;14:65. doi:<https://doi.org/10.3390/ani14010065>

Vaughn DP, Syrcle JA, Ball JE, et al. Pullout strength of monocortical and bicortical screws in meta-phiseal and diaphyseal regions of the canine humerus. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2016;29(6):466-474. doi:10.3415/VCOT-15-11-0192

Voss K, Imhof J, Kaestner S, et al. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2007;20(4):299-304. doi:10.1160/VCOT-07-01-0008

Wemmers AC, Pawlak S, Medl N. Economic considerations on cost and pricing of two surgical techniques for treating cranial cruciate disease in dogs. *Animals*. 2023;13:1505. doi:<https://doi.org/10.3390/ani13091505>

Zheng L, Huang X, Li C, Li P, Lin Z, Huang S. 3D printed trabeculae conditionally reproduce the mechanical properties of the actual trabeculae – A preliminary study. *Heliyon*. 2022;8(12):e12101. doi:10.1016/j.heliyon.2022.e12101