

UNIVERSIDADE DE LISBOA

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA



UNIVERSIDADE  
DE LISBOA



MODELAÇÃO DE IMAGENS 2D PARA IMPRESSÃO DE GUIAS TRIDIMENSIONAIS EM CASOS  
DE OSTEOTOMIA DE NIVELAMENTO DO PLATEAU TIBIAL

JOANA BRILHANTE MARTINS

ORIENTADOR:

Doutor António Manuel Correia Martinho Lopes

COORIENTADOR:

Doutor António José Almeida Ferreira

2021

UNIVERSIDADE DE LISBOA

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA



UNIVERSIDADE  
DE LISBOA



MODELAÇÃO DE IMAGENS 2D PARA IMPRESSÃO DE GUIAS TRIDIMENSIONAIS EM CASOS  
DE OSTEOTOMIA DE NIVELAMENTO DO PLATEAU TIBIAL

JOANA BRILHANTE MARTINS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA VETERINÁRIA

JÚRI:

PRESIDENTE:

Doutor João José Martins Afonso

VOGAIS:

Doutor Luís Miguel Alves Carreira

Doutor António Manuel Correia Martinho Lopes

ORIENTADOR:

Doutor António Manuel Correia Martinho Lopes

COORIENTADOR:

Doutor António José Almeida Ferreira

# DECLARAÇÃO RELATIVA ÀS CONDIÇÕES DE REPRODUÇÃO DA TESE OU DISSERTAÇÃO

Nome: Joana Brilhante Martins

Título da Tese ou Dissertação:

Modelação de imagens 2D para impressão de guias tridimensionais em casos de osteotomia de nivelamento do *plateau* tibial

Ano de conclusão (indicar o da data da realização das provas públicas): 2021

Designação do curso de

Mestrado ou de

Doutoramento:

Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Área científica em que melhor se enquadra (assinale uma):

Clínica

Produção Animal e Segurança Alimentar

Morfologia e Função

Sanidade Animal

Declaro sobre compromisso de honra que a tese ou dissertação agora entregue corresponde à que foi aprovada pelo júri constituído pela Faculdade de Medicina Veterinária da ULISBOA.

Declaro que concedo à Faculdade de Medicina Veterinária e aos seus agentes uma licença não-exclusiva para arquivar e tornar acessível, nomeadamente através do seu repositório institucional, nas condições abaixo indicadas, a minha tese ou dissertação, no todo ou em parte, em suporte digital.

Declaro que autorizo a Faculdade de Medicina Veterinária a arquivar mais de uma cópia da tese ou dissertação e a, sem alterar o seu conteúdo, converter o documento entregue, para qualquer formato de ficheiro, meio ou suporte, para efeitos de preservação e acesso.

Retenho todos os direitos de autor relativos à tese ou dissertação, e o direito de a usar em trabalhos futuros (como artigos ou livros).

Concordo que a minha tese ou dissertação seja colocada no repositório da Faculdade de Medicina Veterinária com o seguinte estatuto (assinale um):

- Disponibilização imediata do conjunto do trabalho para acesso mundial;
- Disponibilização do conjunto do trabalho para acesso exclusivo na Faculdade de Medicina Veterinária durante o período de  6 meses,  12 meses, sendo que após o tempo assinalado autorizo o acesso mundial\*;

\* Indique o motivo do embargo (OBRIGATORIO)

Os dados da dissertação serão utilizados para a redação de um artigo científico.

Nos exemplares das dissertações de mestrado ou teses de doutoramento entregues para a prestação de provas na Universidade e dos quais é obrigatoriamente enviado um exemplar para depósito na Biblioteca da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa deve constar uma das seguintes declarações (incluir apenas uma das três):

- É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.
- É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA TESE/TRABALHO (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.) APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.
- DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.) NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO.

Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa, 27 de Julho de 2021

Assinatura:   (indicar aqui a data da realização das provas públicas)

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar agradeço ao meu orientador, Professor António Martinho Lopes, e ao meu coorientador, Professor António Ferreira, pela confiança que depositaram em mim neste projeto, pelo apoio e por tudo o que me ensinaram. Um especial agradecimento ao António Martinho que foi muito mais do que um orientador. Para além de um profissional de excelência, que admiro e que me motiva todos os dias a ser uma melhor médica veterinária, tornou-se um companheiro e amigo com quem espero continuar a trabalhar no futuro.

Ao Professor Telmo Nunes e à Professora Isabel Neto pela ajuda no tratamento de dados e análise estatística.

À Rita Rosa, que me acolheu desde o início e com quem desenvolvi uma amizade para a vida. Não só, uma profissional que admiro e que todos os dias contribui para a minha paixão pela cirurgia, como também um ser humano excepcional que me ajudou em todos os momentos deste meu percurso. Espero, sinceramente, que esta equipa maravilha se mantenha por muitos anos. Obrigada por seres quem mais acredita em mim desde sempre.

À Equipa do Hospital Escolar Veterinário por toda a paciência e ensinamentos que me transmitiram ao longo destes meses, por me fazerem sentir parte da equipa e por toda a amizade. À equipa da cirurgia, especialmente à Professora Lisa Mestrinho, Dra Leonor Iglésias, Dra Rita Rosa e Dra Ana Reinho e aos enfermeiros (Patrícia, Raquel, Luís e Soraia), por me motivarem todos os dias e investirem no meu desenvolvimento teórico e prático na área cirúrgica. Um carinho especial aos meus amigos que levo para a vida Patrícia Capelas, Raquel Bastos e Luís Silva, aos três o meu eterno obrigada.

Aos meus colegas de estágio, sem os quais estes meses não teriam sido a mesma coisa, especialmente ao Miguel, Érica e à Team Cirurgia (Rita, Márcia, Joana).

Aos Zezadas, por todas as vivências ao longo destes seis anos. Não poderia ter pedido melhores pessoas com quem partilhar esta etapa. Um especial agradecimento ao Miguel, o meu companheiro de todas as horas, ao Bernardo, a minha alma gémea, à Marta e à Helena por esta tripla magnífica, ao Duda por todo companheirismo e por acreditar sempre em mim e ao João por ser o maior cavalheiro deste grupo e me meter sempre um sorriso na cara.

Ao Diogo por ter iluminado a minha vida e me ter tornado numa melhor pessoa. Levo-te comigo sempre e esta conquista também é tua, pelo teu sonho de ser Médico Veterinário. Faço-o por ti também.

Aos meus amigos Rita, Carolina e Tiago, por estarem desde sempre presentes nos melhores e piores momentos e me darem uma mão todas as vezes que preciso.

Por último, mas não menos importante, à minha família. Obrigada pelo amor, pela confiança e por me deixarem crescer nos meus próprios termos. Um especial obrigada à minha mãe, ao meu pai, aos meus irmãos, à minha avó e ao meu tio.

A todos o meu sincero agradecimento, sem vocês não seria possível.

# MODELAÇÃO DE IMAGENS 2D PARA IMPRESSÃO DE GUIAS TRIDIMENSIONAIS EM CASOS DE OSTEOTOMIA DE NIVELAMENTO DO PLATEAU TIBIAL

## RESUMO

A rotura de ligamento cruzado cranial (RLCCr) é uma das causas mais comuns de claudicação no Cão. A osteotomia de nivelamento do *plateau* tibial (TPLO), é uma das técnicas mais realizadas para eliminar a instabilidade articular gerada. Para tal, é essencial realizar um planeamento detalhado e assegurar a sua transposição para o campo cirúrgico.

Este trabalho teve como objetivo criar pela primeira vez uma guia cirúrgica tridimensional (3D), obtida a partir de imagens radiográficas mediolaterais (2D) padronizadas para o planeamento da TPLO, com o propósito de aumentar a precisão cirúrgica e facilitar a osteotomia, esperando-se também obter uma diminuição do tempo cirúrgico.

Consistiu num estudo prospetivo de 14 cães com RLCCr divididos num grupo de controlo (n=6), nos quais se realizou uma TPLO convencional e um grupo de estudo (n=8) nos quais foi utilizada a guia. Foi realizada a avaliação radiográfica pré e pós-cirúrgica da TPLO, com medição do ângulo do *plateau* tibial, os ângulos mecânicos mediais proximal e distal da tibia, D1, D2 e D3 e rotação de forma a calcular as suas diferenças pré e pós-cirúrgicas. O esboço do perfil da guia foi desenhado a partir do perfil da tibia e a linha de osteotomia no programa de visualização médica (Horos™), o qual foi posteriormente exportado para um *software* 3D CAD (SolidWorks), no qual foi calibrado e transformado numa imagem 3D. Após algumas modificações procedeu-se à impressão do modelo em 3D utilizando nylon e uma tecnologia FDM. As distâncias dos perfis da guia no Horos™, SolidWorks e impressão 3D foram comparadas. Foi também determinado se a utilização da guia levaria a uma osteotomia mais ortogonal, ao determinar o desvio da linha de osteotomia no plano frontal. Foram ainda registados os tempos de posicionamento de osteotomia (TPO) e final de cirurgia (TFC) para realizar as comparações entre grupos.

A diferença de D1 pré e pós-cirúrgico foi superior no grupo de controlo com uma mediana de 0,24 cm, em relação ao grupo de estudo, cuja mediana foi de 0,08 cm ( $p = 0,018$ ). Não se verificaram diferenças significativas entre grupos em relação às restantes medidas. A média do TFC no grupo de controlo (82,00 min) foi superior à do grupo de estudo (63,00 min) ( $p = 0,017$ ). A mediana do TPO foi superior no grupo de controlo (5,50 min) relativamente à do grupo de estudo (3,00 min) ( $p = 0,038$ ).

Os resultados obtidos revelam que é possível criar uma guia cirúrgica 3D a partir de imagens 2D para realização de TPLO. A utilização da guia diminui o tempo cirúrgico e não diminui a precisão cirúrgica, sendo até mais precisa em D1.

**Palavras-chave:** RLCCr, TPLO, precisão cirúrgica, impressão em 3D, guia cirúrgica.

## 2D IMAGES MODULATION FOR PRINTING TRIDIMENSIONAL GUIDES IN CASES OF TIBIAL PLATEAU LEVELLING OSTEOTOMY

### ABSTRACT

Cranial cruciate ligament rupture (CrCLR) is one of the most common causes of lameness in dogs. Tibial *plateau* levelling osteotomy (TPLO) is one of the most commonly used techniques to abolish the developed joint instability. To achieve that, it is crucial to perform a thorough surgical planning and to assure its translation to the intraoperative field.

It was an objective of this paper, to create for the first time a three-dimensional (3D) surgical guide, built from mediolateral radiographic images (2D) standardized for TPLO planning. This guide aims to increase surgical precision and to facilitate the osteotomy, and therefore reduce surgical time.

This was a prospective study of 14 dogs with CrCLR parted in a control group (n=6) which were submitted to TPLO without the use of the guide, and a study group, (n=8) in which the surgical guide was used. A radiographic study of pre and post-surgical images was performed, which included measurement of tibial *plateau* angle, medial mechanical proximal and distal tibial angles and D1, D2, D3 and rotation to determine the differences between pre and post-surgical measures and angles. The guide's graft was designed based on the tibial profile and the osteotomy line in the medical images visualization *software* (Horos™), which was exported to a 3D CAD *software* (SolidWorks) and transformed into a 3D image. After making some modifications, the model was printed in nylon using a FDM technology. The distances in Horos™, SolidWorks and 3D print were compared. By measuring the osteotomy line deviation in the frontal plane, it was evaluated if the surgery with the guide attained a more orthogonal osteotomy. The osteotomy positioning time (TPO) and the surgery final time (TFC) were registered for the comparison between groups.

The differences in pre and post-surgical D1 were superior in the control group, with a median of 0,24 cm, in comparison with the study group with a median of 0,08 cm ( $p = 0,018$ ). There were no significant differences between groups within other measurements. Mean TFC in the control group (82,00 min) was superior to the mean of the study group (63,00 min) ( $p = 0,017$ ). Median TPO was also superior in the control group (5,50 min) in comparison with the median of the study group (3,00 min) ( $p = 0,038$ ).

The results obtained revealed that it is possible to create a 3D surgical guide from 2D images for TPLO. The use of the guide decreases the surgical time and doesn't influence the surgical precision, besides increases the precision in D1.

**Keywords:** CrCLR, TPLO, surgical precision, 3D printing, surgical guide.

## ÍNDICE

DECLARAÇÃO RELATIVA ÀS CONDIÇÕES DE REPRODUÇÃO DA TESE OU DISSERTAÇÃO .....	ii
AGRADECIMENTOS .....	iii
RESUMO .....	iv
ABSTRACT .....	v
ÍNDICE .....	vi
ÍNDICE DE FIGURAS .....	ix
ÍNDICE DE TABELAS .....	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS .....	xi
LISTA DE ABREVIATURAS .....	xii
1 DESCRIÇÃO DAS ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O ESTÁGIO CURRICULAR.....	1
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
2.1 Introdução.....	4
2.2 Articulação Femorotibiopatelar.....	5
2.2.1 Anatomia.....	5
2.2.2 Biomecânica .....	9
2.3 Rotura do ligamento cruzado cranial.....	11
2.3.1 Etiopatogenia e fatores predisponentes .....	11
2.3.2 Biomecânica da articulação femorotibiopatelar com rotura do ligamento cruzado cranial .....	14
2.3.3 Diagnóstico .....	15
2.3.3.1 Anamnese e avaliação ortopédica .....	15
2.3.3.2 Radiografia .....	17
2.3.3.3 Ecografia .....	19
2.3.3.4 Tomografia computadorizada.....	20
2.3.3.5 Ressonância Magnética .....	20

2.3.3.6 Artrotomia e Artroscopia.....	20
2.3.4 Tratamento médico .....	21
2.3.5 Tratamento cirúrgico .....	21
2.3.5.1 Técnicas extra-capsulares .....	22
2.3.5.2 Técnicas intracapsulares.....	23
2.3.5.3 Osteotomias corretivas.....	23
2.3.5.3.1 Osteotomia cranial tibial em cunha.....	23
2.3.5.3.2 Avanço da tuberosidade tibial.....	24
2.3.5.3.3 Osteotomia de nivelamento do plateau tibial.....	25
2.3.5.3.3.1 Planeamento pré-cirúrgico .....	25
2.3.5.3.3.2 Técnica cirúrgica .....	27
2.3.5.3.3.3 Complicações e resultados .....	28
2.3.5.3.4 Osteotomia de nivelamento baseado no centro de angulação de rotação .....	29
2.4 Modelos tridimensionais (3D).....	30
<b>3 ESTUDO PROSPETIVO: MODELAÇÃO DE IMAGENS 2D PARA IMPRESSÃO DE GUIAS TRIDIMENSIONAIS EM CASOS DE OSTEOTOMIA DE NIVELAMENTO DO PLATEAU TIBIAL .....</b>	<b>32</b>
3.1 Objetivos.....	32
3.2 Materiais e métodos .....	32
3.2.1 População em estudo .....	32
3.2.1.1 Critérios de inclusão.....	33
3.2.1.2 Critérios de exclusão.....	33
3.2.2 Avaliação radiológica .....	34
3.2.2.1 Medições pré-cirúrgicas .....	34
3.2.2.2 Medições pós-cirúrgicas.....	35
3.2.3 Modelação de imagens 2D para 3D .....	36
3.2.4 Procedimento cirúrgico .....	40
3.2.5 Análise estatística .....	44
3.3 Resultados.....	45
3.3.1 Caracterização da população em estudo .....	45
3.3.2 Determinação da diferença nas medidas comprimento, largura e rotação entre Horos, SolidWorks e guia impressa.....	46
3.3.3 Determinação da precisão da osteotomia .....	48
3.3.4 Tempos cirúrgicos.....	50

3.4 Discussão .....	51
3.5 Conclusão.....	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	60
ANEXOS .....	73

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Anatomia da articulação femorotibiopatelar.....	8
Figura 2. Projeção mediolateral em 90° de flexão da articulação femorotibial e tibiotársica de um animal com rotura de ligamento cruzado cranial. ....	18
Figura 3. Planeamento pré-cirúrgico e medições efetuadas utilizando o <i>software</i> Horos™.....	35
Figura 4. Medições pós-cirúrgicas .....	36
Figura 5. Sequência das etapas para a impressão de uma guia cirúrgica tridimensional através da modelação de uma imagem bidimensional, utilizando dois <i>softwares</i> (Horos™ e SolidWorks).....	37
Figura 6. Imagem do <i>software</i> SolidWorks das etapas de construção das estruturas de suporte 1 e 2. ....	38
Figura 7. Imagem do <i>software</i> SolidWorks representativa da construção do segmento de rotação do arco de osteotomia.....	39
Figura 8. Impressora CBOT C-D1 utilizada para a impressão da guia cirúrgica através da tecnologia FDM. ....	39
Figura 9. Guia impressa após remoção das estruturas de suporte. ....	40
Figura 10. Exemplos da medição do comprimento, largura e rotação da guia nos três formatos. ....	40
Figura 11. Utilização intra-cirúrgica da guia.....	43

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Valores médios de TPA obtidos em diversos estudos.....	6
Tabela 2 - Caracterização da população em estudo quanto à raça .....	45
Tabela 3 - Caracterização da população em estudo quanto ao membro pélvico afetado e grau de claudicação a passo e a trote .....	45
Tabela 4 - Dados do grupo de controlo e de estudo e da amostra total relativos à diferença das medidas D1, D2, D3 e rotação e dos ângulos mMPTa e mMDTA entre dois períodos diferentes (pré e pós-cirúrgico) e da diferença do TPA pós-cirúrgico para 5° e desvio da linha de osteotomia, bem como o resultado do teste T de amostras independentes (diferença D2 e D3) e de teste de Mann-Whitney U (diferença D1, diferença rotação, diferença TPA para 5°, desvio linha de osteotomia e diferença mMDTa).....	49
Tabela 5 - Dados relativos à duração de dois momentos cirúrgicos em minutos e resultado do teste T de amostras independentes (TCF) e de teste de Mann-Whitney U (TPO).....	50

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Número de cirurgias assistidas por área .....	3
Gráfico 2 - Distribuição do comprimento da guia em diferentes formatos .....	46
Gráfico 3 - Distribuição da largura da guia em diferentes formatos .....	47
Gráfico 4 - Distribuição da rotação da guia em diferentes formatos .....	47

## LISTA DE ABREVIATURAS

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

ABS – Acrilonitrila butadieno estireno

AINEs – Anti-inflamatórios não esteroides

ASA – Associação Americana de Anestesiologistas, do inglês *American Society of Anesthesiologists*

BdCdL – Banda caudolateral

BdCrM – Banda craniomedial

CAD – Desenho assistido por computador, do inglês *Computed-Aided Design*

CAM – Programa de construção assistida por computador, do inglês *Computer-Aided Manufacturing*

CAMV's – Centros de Atendimento Médico-Veterinário

CBLO – Osteotomia de nivelamento baseada no CORA, do inglês *CORA Based Levelling Osteotomy*

cm – Centímetros

CORA - Centro de rotação de angulação, do inglês *Center of Rotation of Angulation*

CTWO – Osteotomia em cunha tibial cranial, do inglês *Cranial Tibial Wedge Osteotomy*

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DWG – *Drawing*

FDM – Modelação por deposição de material fundido, do inglês *Fused Deposition Modelling*

HEV – Hospital Escolar Veterinário

IIQ – Intervalo interquartil

LCCd – Ligamento cruzado caudal

LCCr – Ligamento cruzado cranial

LCL – Ligamento colateral lateral

LCM – Ligamento colateral medial

LMTCd – Ligamento meniscotibial caudal

LMTCr – Ligamento meniscotibial cranial

min – Minutos

mm – Milímetros

mMDTa – Ângulo mecânico medial distal tibial, do inglês *mechanical medial distal tibial angle*

mMOPTa – Ângulo mecânico medial da osteotomia proximal tibial, do inglês *mechanical medial osteotomy proximal tibial angle*

mMPTa – Ângulo mecânico medial proximal tibial, do inglês *mechanical medial proximal tibial angle*

MP – Membro pélvico  
MPD – Membro pélvico direito  
MPE – Membro pélvico esquerdo  
PTA – Ângulo do tendão patelar  
RLCCr – Rotura do ligamento cruzado cranial  
RM – Ressonância magnética  
SLA – Estereolitografia, do inglês *Stereolithography Apparatus*  
STL – *Stereolithography File*  
TA – Tempo de artrotomia  
TC – Tempo de cirurgia  
TFC – Tempo final de cirurgia  
TM – *Trade mark*  
TPA – Ângulo do *plateau* tibial  
TPJ – Tempo de posicionamento de *jig*  
TPLO – Osteotomia de nivelamento do plateau tibial, do inglês *Tibial Plateau Levelling Osteotomy*  
TPO – Tempo de posicionamento de osteotomia  
TTA – Avanço da tuberosidade tibial, do inglês *Tibial Tuberosity Advancement*

## **1 DESCRIÇÃO DAS ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O ESTÁGIO CURRICULAR**

O último semestre do Mestrado Integrado em Medicina Veterinária consiste na realização de um estágio curricular. No período compreendido entre 2 de setembro de 2019 e 28 de fevereiro de 2020, efetuei o estágio curricular no Hospital Escolar Veterinário (HEV) da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa. Durante este período tive oportunidade de acompanhar os vários serviços do Hospital, nomeadamente Medicina Geral, Medicina Interna, Internamento, Radiologia, Ecografia, Dermatologia, Oftalmologia, Oncologia e Cirurgia. O meu estágio incidiu principalmente na área de cirurgia, sendo este o serviço onde dediquei mais tempo. Realizei no total aproximadamente 1196 horas. Para além das tarefas de estágio, pude acompanhar a grande maioria das cirurgias em regime de urgência, que decorreram no período de novembro de 2019 a dezembro de 2020. Tive ainda a oportunidade de acompanhar o meu orientador em cirurgias (a grande maioria cirurgias ortopédicas) em regime ambulatório no mesmo período, acompanhando aproximadamente 170 cirurgias.

Nos departamentos de Medicina Geral e Medicina Interna, pude acompanhar diversos clínicos em consultas nas quais me foi permitido realizar anamneses, exames físicos, participar na discussão de um plano de diagnóstico e tratamento. Foi ainda possível, a realização de procedimentos de colheita de sangue, vacinações, cistocentese, punção aspirativa por agulha fina, entre outros. Participei na discussão dos casos clínicos e na realização de um relatório final para entregar ao tutor. Tive ainda a oportunidade de assistir a procedimentos como endoscopias digestivas altas e baixas, broncoscopias, punção de medula óssea, entre outros.

Relativamente à área de Imagiologia, durante a rotação de Radiologia, assisti à realização de diversas radiografias e tomografias. Neste serviço acompanhei os clínicos na realização dos exames, escolha de constantes utilizadas, posicionamento dos animais, interpretação das imagens e realização de relatórios de tomografia. Na rotação de ecografia presenciei diversas ecografias abdominais e torácicas, realização de biópsias e punções hepáticas e esplénicas ecoguiadas.

Na rotação de Oftalmologia, assisti e participei nas consultas desta especialidade, onde realizei exames oftalmológicos completos e observei a realização de diversos procedimentos como eletrorretinografia e ecografia ocular.

Relativamente ao serviço de Dermatologia, tive oportunidade de assistir a consultas desta especialidade, bem como a diversos procedimentos como vídeo-otoscopias e realização de biópsias cutâneas. Pude recolher algumas histórias clínicas, realizar citologias auriculares, cutâneas e realizar tricogramas.

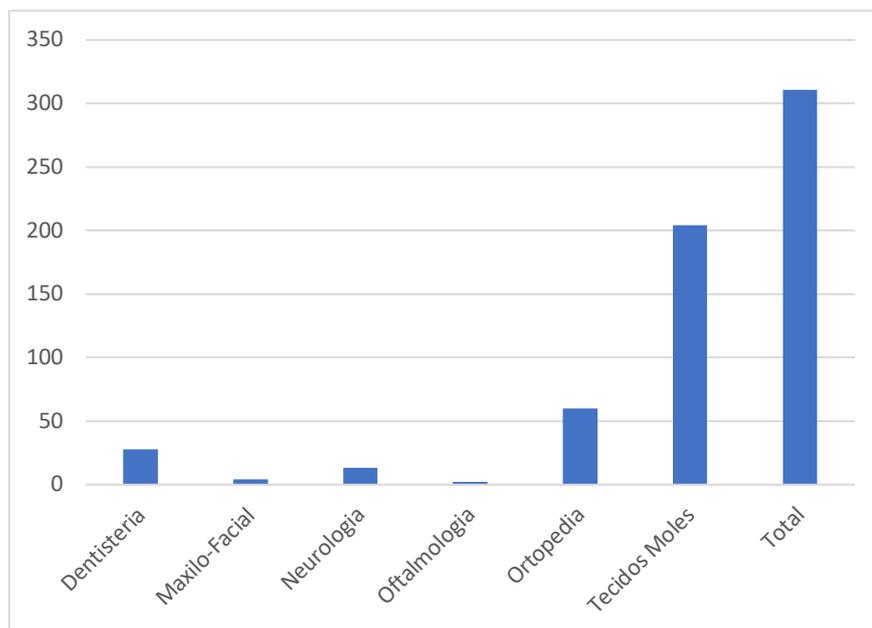
Nos turnos de Internamento que ocorreram durante os 6 meses, os quais incluíram dias, noites e fins de semana, pude assistir à passagem de casos, com discussão dos casos clínicos presentes nesta unidade, realizei a monitorização dos animais internados, monitorizei transfusões sanguíneas, participei na preparação e administração de medicações, colocação de cateteres endovenosos, participei em reanimações cardiopulmonares e auxiliei em casos urgentes, entre outros.

No decurso da rotação de Oncologia, acompanhei diversos pacientes oncológicos, assistindo às consultas desta especialidade e às sessões de quimioterapia, nas quais me familiarizei com os fármacos quimioterápicos utilizados bem como o manejo dos pacientes oncológicos.

Durante a rotação de cirurgia tive oportunidade de assistir a um total de 311 procedimentos cirúrgicos (Gráfico 1), sendo muitas vezes ajudante do cirurgião. Do total das cirurgias acompanhadas, a maior frequência foi referente a cirurgias de tecidos moles. No decorrer da atividade do bloco cirúrgico tive a oportunidade de colocar cateteres endovenosos, realizar toda a preparação pré-cirúrgica dos animais, elaborar protocolos e monitorizar várias anestésias. Na área de odontologia e cirurgia oral adquiri competências para realizar radiografias dentárias intraorais e procedimentos de destarização, polimento dentário e extração de alguns dentes. Na área de cirurgia oftalmológica assisti a enucleação, faco-emulsificação do cristalino com implante de lente intraocular para correção de cataratas, entre outras cirurgias.

Tive ainda a oportunidade de executar, sob a supervisão de um cirurgião, alguns procedimentos cirúrgicos como: orquiectomias, ovariectomias, mastectomias, exérese de neoplasias cutâneas, correção de otomastoidites, colocação de tubos de esofagostomia, enterotomias, esplenectomias, gastrotomias, gastrectomias, biópsias intestinais, biópsias cutâneas, cistotomia, enucleação, amputação de pavilhão auricular, amputações de cauda, biópsias ósseas, remoção de cavilhas e de fixadores externos.

**Gráfico 1 - Número de cirurgias assistidas por área**



Devido à complexidade de alguns casos cirúrgico, em conjunto com os cirurgiões do HEV envolvi-me na interpretação de exames complementares de diagnóstico, tais como imagens radiográficas, ecográficas e de tomografia computadorizada, pelo que também desenvolvi as minhas competências nestas áreas, nomeadamente na modelação de modelos tridimensionais como ferramenta para o planeamento cirúrgico.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Introdução

A rotura do ligamento cruzado cranial (RLCCr) corresponde a uma das causas mais comuns de claudicação no cão (Kowaleski et al. 2018). Esta condição pode ser alvo de tratamento médico ou cirúrgico, sendo que a abordagem médica apresenta melhores resultados para cães com peso inferior a 15 kg (Vasseur 1984). Existem várias técnicas cirúrgicas descritas que podem ser agrupadas em técnicas intra-articulares, extra-articulares e as que envolvem osteotomias corretivas (DeCamp et al. 2016). Dentro das várias opções cirúrgicas, atualmente, a TPLO é a técnica mais frequentemente realizada e com maiores taxas de sucesso (Duerr et al. 2014; Krotscheck et al. 2016; Pfeil et al. 2018; Moore et al. 2020). Esta técnica cirúrgica pretende alcançar uma estabilidade craniocaudal da articulação femorotibio Patelar por meio de uma osteotomia radial da tibia e rotação subsequente do seu segmento proximal de modo a nivelar o *plateau* tibial (Slocum and Slocum 1993). Para tal é essencial a realização de um planeamento pré-cirúrgico detalhado, bem como a sua reprodutibilidade intra-cirúrgica (Kowaleski et al. 2018). Para o planeamento pré-cirúrgico é necessário realizar radiografias padronizadas para a obtenção de distâncias que irão definir o local da osteotomia. A precisão do posicionamento da osteotomia pode potencialmente influenciar o resultado pós-cirúrgico. Esta, depende da transposição do planeamento pré-cirúrgico para o campo operatório e da realização de uma osteotomia no local pretendido (Tan et al. 2014). Uma das técnicas descritas para aumentar a precisão cirúrgica é a utilização de um *jig* com uma guia da serra associada. Esta guia facilita a realização da osteotomia e a orientação da mesma (Tan et al. 2014).

Com o desenvolvimento biomédico e evolução das técnicas cirúrgicas torna-se cada vez mais comum a utilização de modelos 3D e de guias cirúrgicas de forma a aumentar a precisão cirúrgica, facilitar o procedimento, diminuir os tempos cirúrgicos e potenciar a recuperação dos doentes. A comunidade médica, quer de medicina humana como de veterinária, geralmente utiliza imagens bidimensionais obtidas a partir de radiografias, tomografia computadorizada e ressonância magnética para o estudo dos casos e construir estes modelos (Tack et al. 2016). Da revisão bibliográfica realizada, não foi encontrada nenhuma descrição de uma guia que predetermine o local de osteotomia sem que seja necessário a medição intra-cirúrgica de distâncias. Tal como não foi encontrado nenhum estudo que tenha realizado a modelação de guias cirúrgicas individuais para a utilização na TPLO quer por métodos tridimensionais quer bidimensionais.

Este trabalho consistiu na criação de uma guia de osteotomia tridimensional com o intuito de facilitar o processo de osteotomia, eliminando as medições intra-cirúrgicas e o número de marcações ósseas, avaliando se aumenta a precisão e diminui o tempo cirúrgico.

## 2.2 Articulação Femorotibiopatelar

### 2.2.1 Anatomia

A articulação femorotibiopatelar é formada por três ossos longos: o fêmur, a tíbia e a fíbula e por quatro ossos sesamoides: a patela, as fabelas lateral e medial (localizadas nas cabeças do músculo gastrocnémio) e o sesamoide do músculo poplíteo (intercalado no tendão de origem do músculo poplíteo). De acordo com o número de superfícies articulares, esta é classificada como uma articulação composta, sendo que compreende as articulações femorotibial, femoropatelar e tibiofibular proximal (Evans and Lahunta 2013). A articulação femorotibial, inclui os côndilos femorais arredondados que se articulam com os côndilos tibiais, quase planos, tornando esta articulação incongruente, pelo que existem duas estruturas fibrocartilágneas semilunares entre estas extremidades ósseas, que melhoram a congruência da articulação, os meniscos lateral e medial (Payne and Constantinescu 1993). Como os meniscos subdividem a cavidade intra-articular, a articulação femorotibiopatelar é melhor classificada como uma articulação sinovial condilar complexa (Evans and Lahunta 2013).

O fêmur, distalmente compreende três superfícies articulares, como se pode observar na figura 1 - uma no seu aspeto cranial, a tróclea femoral (que articula com a patela) e duas nos côndilos medial e lateral (que articulam com a tíbia). Os côndilos femorais são ambos convexos quer transversalmente quer no plano sagital e são separados por uma fossa intercondilar oblíqua que caudalmente se encontra mais lateral do que na sua porção cranial. A porção caudal desta fossa contém o local de inserção do ligamento cruzado cranial (LCCr) (Fitch et al. 1995; Evans and Lahunta 2013). Os côndilos femorais contactam com a tíbia diretamente a um nível axial, no entanto a porção abaxial contacta com os meniscos lateral e medial (Robbins 1990 citado por Carpenter Jr e Cooper 2000). Na face abaxial dos côndilos, encontram-se os epicôndilos femorais medial e lateral, onde se inserem proximalmente os ligamentos colaterais medial e lateral, respetivamente (Evans and Lahunta 2013).

A superfície articular da tíbia, o *plateau* tibial, que inclui os côndilos lateral (quase circular) e medial (oval), que são côncavos transversalmente e convexos sagitalmente, apresenta uma inclinação caudodistal. A média do ângulo do *plateau* tibial (TPA) no cão varia entre 18° e 29° (Tabela 1), no entanto alguns cães têm um TPA superior a 34°, que é considerado excessivo (Talaat et al. 2006). Os côndilos são separados, no plano sagital, por uma eminência intercondilar não articular, de onde surgem dois tubérculos intercondilares, um medial (mais cranial) e outro lateral, cujas superfícies articulares se localizam abaxialmente. Proximocranialmente localiza-se a tuberosidade tibial, que corresponde a um processo quadrangular onde se insere o tendão patelar. Distalmente a esta estende-se o bordo cranial da tíbia, previamente denominado de crista da tíbia. O sesamoide do músculo

poplíteo localiza-se no aspeto caudolateral do plateau tibial (König and Liebich 2002; Griffith et al. 2007; Evans and Lahunta 2013).

**Tabela 1 - Valores médios de TPA obtidos em diversos estudos**

<b>Autores</b>	<b>Raças</b>	<b>Integridade LCCr</b>	<b>Média TPA ± desvio padrão (°)</b>
Morris and Lipowitz (2001)	-	Intacto	18,10
		Roturado	23,76
Wilke et al. (2002)	Galgo	Intacto	22,5 ± 0,84
	Retriever do Labrador	Intacto	27,97 ± 0,66
Pacchiana et al. (2003)	-	Roturado	26,20 ± 0,30
Priddy et al. (2003)	-	Roturado	26,20 ± 4,00
Reif and Probst (2003)	Retriever do Labrador	Intacto	23,60 ± 3,50
		Roturado	23,50 ± 3,10
Stauffer et al. (2006)	-	Roturado	26,00
Dismukes et al. (2008)	Retriever do Labrador	Roturado	26,20 ± 3,70
	Outras raças	Roturado	27,00 ± 3,90
Fox et al. (2020)	-	Roturado	29,00 ± 3,70

**LCCr – Ligamento cruzado cranial; TPA – Ângulo do *plateau* tibial.**

A patela corresponde a uma ossificação do tendão de inserção do músculo quadrícepe. Esta altera a direção de tração do tendão do músculo quadrícepe femoral à medida que se move ao longo da tróclea femoral, assegura uma maior superfície de suporte ao tendão, tendo um efeito protetor do mesmo. A porção do tendão do quadrícepe que se encontra entre a patela e a sua inserção na tuberosidade tibial é denominada tendão patelar (Evans and Lahunta 2013).

Todas as articulações sinoviais têm uma cavidade articular, uma cápsula articular (que inclui uma membrana sinovial interior e uma fibrosa mais externa), líquido sinovial e cartilagem articular. A cápsula articular desta articulação é a maior de todo o corpo, contém três sacos que comunicam entre si, um infrapatelar, e dois tibiofemorais, sendo estes últimos subdivididos, pelos meniscos, em sacos meniscofemorais e meniscotibiais. Distalmente à patela, a camada fibrosa e a membrana sinovial da cápsula articular são separadas por um corpo adiposo infrapatelar, sendo este último extrasinovial (Evans and Lahunta 2013).

Os meniscos lateral e medial, são as estruturas fibrocartilagíneas em forma de C que se interpõem entre os côndilos femorais e tibiais (Figura 1 b). Num corte transversal, têm uma forma de cunha, sendo mais espessos na periferia, onde estão ligados à cápsula articular.

São compostos por água, colagénio (maioritariamente colagénio tipo I), glicosaminoglicanos, proteoglicanos e outras células. As suas funções passam por melhorar a congruência e estabilidade da articulação femorotibial, absorvem e distribuem cargas mecânicas e são essenciais para a lubrificação da articulação e proprioceção (Pozzi and Cook 2018). O menisco medial encontra-se firmemente ancorado à tibia através dos ligamentos meniscotibial cranial (LMTCr) e caudal (LMTCd), que se inserem nas fossas intercondilares cranial e caudal respetivamente. Está ainda ligado ao ligamento colateral medial (LCM) e à cápsula articular, pelo ligamento coronário. O menisco lateral não está tão eficazmente ancorado à tibia como o medial. O LMTCr lateral insere-se na fossa intercondilar cranial. No entanto, o LMTCd lateral, que pode ou não estar presente, pode estar cranial ou caudalmente ao local de inserção do ligamento cruzado caudal, na incisura poplíteia (Pozzi and Cook 2018). Unindo os dois polos craniais dos meniscos, surge o ligamento intermeniscal, localizado cranialmente ao ligamento cruzado cranial (LCCr). Existe ainda o ligamento meniscofemoral que resulta numa ligação entre o polo caudal do menisco lateral e o aspeto caudomedial da fossa intercondilar do fémur (Griffith et al. 2007; Evans and Lahunta 2013). O menisco lateral tem uma menor ligação à cápsula articular do que o medial, sendo que o tendão do músculo poplíteo se interpõe entre a cápsula e o menisco. A mobilidade resultante do menisco lateral explica a sua baixa prevalência de lesões em comparação com o medial (Pozzi and Cook 2018).

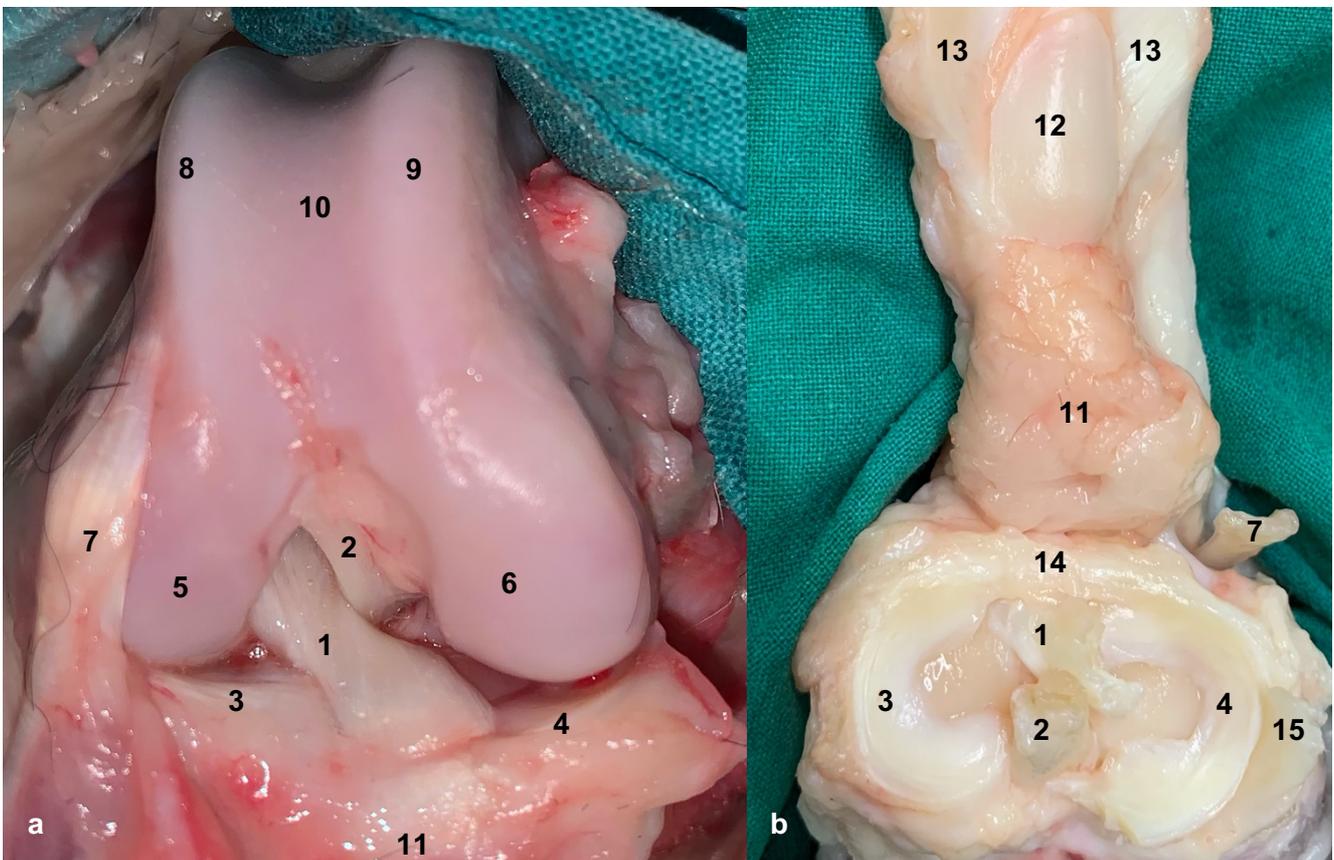
A estabilidade primária da articulação femorotibiopatelar é assegurada pelos ligamentos femorotibiais, designadamente os ligamentos colaterais lateral e medial, que são desenvolvidos a partir da camada fibrosa da cápsula articular e os ligamentos cruzados (Evans and Lahunta 2013; Kowaleski et al. 2018). O ligamento colateral lateral (LCL) tem origem no epicôndilo femoral lateral e estende-se caudodistalmente pela cápsula articular inserindo-se na cabeça da fíbula e no côndilo tibial lateral adjacente, passando por cima do tendão do músculo poplíteo. O LCM, tem origem no epicôndilo medial femoral, encontra-se unido à cápsula articular e ao menisco medial, e insere-se numa área retangular da tibia proximal medial. O LCL está menos aderente à cápsula articular, e não tem ligação com o menisco lateral. Funcionalmente o LCM tem dois componentes, cranial e caudal (Laing 1993).

O LCCr tem origem na porção caudomedial do côndilo femoral lateral e continua numa direção cranial, medial e distal, passando por baixo do ligamento intermeniscal e insere-se na fossa intercondilar cranial, entre os LMTCr (caudal ao LMTCr medial e cranial ao lateral). Este LCCr é mais estreito na sua porção intermédia, e quando se cruza com o ligamento cruzado caudal (LCCd), localiza-se lateralmente a este. O LCCd é mais comprido e largo que o LCCr e tem origem na face lateral do côndilo medial do fémur e insere-se na incisura poplíteia da tibia. (Evans and Lahunta 2013).

Ambos os ligamentos cruzados podem ser divididos em duas bandas funcionais, sendo que estas têm inserções individuais. O LCCr divide-se numa banda crânio-medial

(BdCrM) e uma caudolateral, sendo esta terminologia baseada no seu local de inserção na tíbia. A BdCrM, mais longa e espiralada, tem uma origem mais proximal no fêmur e insere-se mais cranialmente na tíbia, relativamente à banda caudolateral (BdCdL). Esta última tem um trajeto mais retilíneo (Rooster et al. 2006).

O maior componente matriz extracelular do LCCr é o colagénio tipo I. A vascularização destes ligamentos tem sobretudo origem nos tecidos moles, sendo o corpo adiposo infrapatelar e a membrana sinovial as fontes mais importantes (Kobayashi et al. 2006). Os ligamentos são nutridos tanto pelos vasos sanguíneos como pelo líquido sinovial. Esses vasos sanguíneos provêm de ramos da artéria genicular medial, uma ramificação da artéria poplítea. O LCCr tem ainda vários mecanoreceptores, sendo que a maioria destes se encontra no terço proximal do mesmo (Yahia et al. 1992; Arcand et al. 2000).



**Figura 1. Anatomia da articulação femorotibiopatelar. a) Vista cranial da articulação femorotibiopatelar em flexão de um cadáver de um cão, após rebatimento distal do tendão patelar; b) Vista dorsal da superfície articular tibial de um cadáver de cão, após rebatimento distal do tendão patelar; 1 – Ligamento cruzado cranial; 2 – Ligamento cruzado caudal ; 3 – Menisco lateral; 4- Menisco medial; 5- Côndilo femoral lateral; 6 – Côndilo femoral medial; 7 – Tendão do músculo extensor longo dos dedos; 8 – Crista troclear lateral; 9 – Crista troclear medial; 10 – Sulco troclear; 11 – Corpo adiposo infra-patelar; 12 – Patela; 13 – Fibrocartilagem parapatelar; 14 – Ligamento intermeniscal; 15 – Tendão do músculo poplíteo.**

### 2.2.2 Biomecânica

Ao contrário do ser humano, o cão em estação não se encontra com a articulação femorotibio Patelar completamente estendida, mas, em média, num ângulo de 141° (Mostafa et al. 2010). Esta articulação inclui movimentos nos três planos, sendo os principais flexão e extensão. A amplitude de movimento da referida articulação é de 120°, variando entre 161° em extensão e 41° em flexão (Jaegger et al. 2002; Allen et al. 2009; Mostafa et al. 2010). Foi estudada a sua amplitude de movimento durante atividades diárias como caminhar, andar a trote, subir escadas e sentar, e verificou-se que, durante estas atividades, a articulação apresenta amplitudes de movimento de 40° a 57° (Kim et al. 2015).

A assimetria dos côndilos femorais em conjunto com o facto da articulação do seu côndilo lateral ser mais caudal, o LCM estar sempre sob tensão, o LCL em flexão estar mais relaxado e a elevada mobilidade do menisco lateral, resulta numa rotação interna passiva da tibia em relação ao fémur durante a flexão. Já a contração do músculo poplíteo tem um papel ativo nesta rotação. Durante a extensão há uma rotação externa da tibia e relaxamento do músculo poplíteo. Este mecanismo é descrito no Homem, como o mecanismo de *screw home* (Pozzi and Kim 2018).

Durante o suporte de peso, gera-se uma força compressiva ao longo da tibia, que devido à inclinação caudodistal do *plateau* tibial, pode ser decomposta em duas componentes ortogonais. Estas correspondem a uma força compressiva, perpendicular ao *plateau* tibial, e a uma componente cranial, paralela ao *plateau* tibial, que consiste numa força de deslizamento cranial, a força de impulso cranial. A força de impulso cranial da tibia é contrariada por forças ativas e passivas. As forças ativas, são geradas pela contração dos músculos bicípide femoral, semimembranoso e semitendinoso, enquanto as forças passivas provêm do LCCr e corno caudal do menisco medial. Já a contração do músculo quadricípide está relacionada com o deslocamento cranial da tibia ao exercer tração crânio-proximal na tibia e uma pressão caudal na patela contra a tróclea femoral, o mesmo se aplica ao músculo gastrocnémio, que gera uma tração caudodistal no fémur (Slocum and Slocum 1993; Mostafa et al. 2010; Kanno et al. 2012). No entanto, alguns autores sugerem que o tendão do músculo quadricípide poderá ter um papel protetor deste movimento cranial da tibia (Griffon 2010; Ramirez et al. 2015).

A função do LCCr é restringir alguns movimentos da articulação do femorotibio Patelar, limitando o deslocamento cranial da tibia em relação ao fémur, a hiperextensão da articulação e a rotação interna excessiva da tibia em relação ao fémur. O LCCd limita o deslocamento caudal da tibia em relação ao fémur e, em conjunto com o LCCr, limita a rotação interna da tibia (Arcnozy and Marshall 1977 citado por Carpenter Jr. and Cooper 2000).

A ausência de oposição à força de impulso cranial tibial pelo LCCr, devido à sua rotura, dá origem a um deslocamento cranial excessivo da tíbia em relação ao fémur. Este deslocamento correlaciona-se com o aumento do ângulo de flexão (Kim et al. 2015; Ichinohe et al. 2020). Kim et al. (2015), verificaram ainda que, em ângulos de flexão equivalentes, este deslocamento difere consoante a fase do ciclo de marcha do cão, sendo superior na fase de apoio. O deslocamento cranial da tíbia na articulação normal é cerca de 1 milímetro (mm) após testagem manual e durante a atividade dinâmica este aumenta até 2 mm em flexão (Korvick et al. 1994).

Quando ocorre flexão da articulação referida, a BdCrM do LCCr torce em torno da BdCdL e, em cada uma delas, as fibras torcem umas sobre as outras (Tanegashima et al. 2019). Como têm diferentes locais de origem e inserção, as bandas do LCCr comportam-se de forma distinta durante os movimentos de flexão e extensão. Quando a articulação femorotibiopatelar se encontra em extensão, a inserção do LCCr na tíbia encontra-se numa posição horizontal enquanto a sua origem femoral está numa posição vertical, perpendicular à superfície articular. Sendo assim, em extensão ambas as bandas do ligamento encontram-se sob tensão. Durante a flexão, à medida que os côndilos femorais se movem caudalmente, o local de origem da BdCrM no fémur (mais proximal), afasta-se progressivamente do local da sua inserção tibial, permanecendo esta banda sob tensão. Já o local de inserção femoral da sua banda caudolateral vai-se aproximando do seu local de inserção tibial, resultando num relaxamento desta banda (Arcnozy and Marshall 1977 citado por Rooster et al. 2006; Tanegashima et al. 2019).

O LCM está sob tensão tanto em flexão como em extensão, sendo que a sua porção cranial se encontra tensionada em ambas, mas a sua porção caudal só se encontra sob tensão em extensão. O LCL encontra-se sob tensão em extensão. No entanto em flexão encontra-se relaxado, o que permite a existência de uma rotação interna da tíbia em relação ao fémur (Vasseur and Arnoczky 1981). O LCM, em extensão tem um papel primário na restrição de angulação *valgus*, enquanto a angulação *varus* é limitada pelo LCL e LCCr. Quando a articulação se encontra a 90° de flexão, a angulação *valgus* é limitada pelos quatro ligamentos femorotibiais enquanto que o LCL, LCCr e LCCd limitam a angulação *varus* (Monahan et al. 1984). Num estudo de Kim et al. (2015), a angulação no plano coronal atingiu no máximo uma amplitude de 8 ° de abdução-adução.

A rotação interna da tíbia está relacionada positivamente com a flexão da articulação (Korvick et al. 1994; Kim et al. 2015; Ichinohe et al. 2020). Em extensão, os ligamentos colaterais têm um papel primário na restrição da rotação interna e externa da tíbia. Em flexão, o LCM previne a rotação externa da tíbia, mas como o LCL se encontra relaxado, a rotação interna da tíbia é limitada pelos ligamentos cruzados (Vasseur and Arnoczky 1981).

A tensão de ambos os ligamentos cruzados, previne a hiperextensão, no entanto o LCCr tem um papel principal nesta restrição (Rooster et al. 2006).

## **2.3 Rotura do ligamento cruzado cranial**

### **2.3.1 Etiopatogenia e fatores predisponentes**

A doença do ligamento cruzado cranial é a causa mais comum de claudicação do membro pélvico no cão (Kowaleski et al. 2018). Pode ocorrer avulsão, rotura traumática aguda ou degenerescência progressiva do ligamento, que culmina em rotura parcial ou total do mesmo. A avulsão é mais comum em cães jovens, nos quais as fibras de inserção do ligamento são mais fortes que o local ósseo da sua inserção. Nestes casos o cenário mais comum é a avulsão do ligamento na sua inserção tibial, geralmente unilateral. A rotura traumática, um cenário raro, ocorre quando há movimentos de hiperextensão ou rotação interna excessiva da tibia ou quando é exercida uma grande carga no membro pélvico (Kowaleski et al. 2018). A maioria das roturas de ligamento cruzado cranial (RLCCr), que geralmente ocorrem na sua porção central, resultam de um processo crónico e degenerativo (Vasseur et al. 1985; Hayashi et al. 2003).

A etiopatogenia da RLCCr não é totalmente conhecida. Independentemente da causa, esta rotura resulta em instabilidade da articulação e em doença articular degenerativa progressiva (Marshall and Olsson 1971; Arnoczky and Marshall 1977; Brandt et al. 1991).

De acordo com Vasseur et al. (1985), as alterações histológicas degenerativas que predis põem a RLCCr, como perda de fibroblastos, metaplasia condroide dos fibroblastos e incapacidade de manter a estrutura da matriz extracelular, progredem com a idade. Estas alterações ocorreram mais cedo em cães com mais de 15 kg, sendo que, até aos 5 anos muitos apresentavam estas alterações, sugerindo que as raças maiores sejam afetadas em idades mais jovens, comparativamente com raças mais pequenas. A porção mais interna do ligamento apresenta alterações degenerativas mais precocemente do que a sua zona epiligamentosa. Estas alterações ocorrem mais cedo na região intermédia do ligamento do que nos locais perto da sua inserção óssea. Outros estudos identificaram as mesmas alterações em ligamentos roturados (Narama et al. 1996; Hayashi et al. 2003). Estudos recentes sugerem que a diminuição da vascularização da região central do ligamento pode estar relacionada com as alterações degenerativas que ocorrem (Kuroki et al. 2019).

A componente genética parece estar relacionada com a patogénese desta afeção sendo que existe uma predisposição racial. Num estudo de 1,25 milhões de cães, verificou-se que as raças mais afetadas foram Terranova, *Rotweiler*, *Retriever* do Labrador, *Bulldog*, *Boxer*, *Chow Chow*, *American Staffordshire Terrier* e São Bernardo. As raças menos afetadas foram: *Teckel*, *Teckel* miniatura, Galgo, *Shi-Tzu*, *Schnauzer* miniatura e Pequinês (Witsberger

et al. 2008). Outros estudos são concordantes com a alta prevalência destas raças e verificaram uma predisposição de outras raças como *West Highland White Terrier*, *Yorkshire Terrier*, *Golden Retriever*, *Staffordshire Bull Terrier*, *Akita*, *Mastiff* e *Chesapeake Bay Retriever* (Whitehair et al. 1993; Duval et al. 1999; Adams et al. 2011; Taylor-Brown et al. 2015). Estudos genéticos de três das raças mais afetadas (Terranova, *Retriever* do Labrador e *Boxer*), sugerem que a hereditabilidade desta afeção seja de 0,3 a 0,5 aproximadamente, sendo considerada moderadamente hereditária (Nielen et al. 2001; Wilke et al. 2006; Baker et al. 2017). Têm sido realizados alguns estudos com o intuito de caracterizar a base genética da RLCCr (Baird et al. 2014; Baker et al. 2017).

A presença de anticorpos anticolagénio tipo I e II no líquido sinovial de cães afetados, pode sugerir uma componente imunomediada no desenvolvimento desta afeção (Niebauer and Menzel 1982). No entanto, outro estudo sugere que estes anticorpos estão presentes em casos de doença degenerativa articular secundária a outras doenças articulares e não especificamente em casos de RLCCr, acrescentando ainda, que é pouco provável que a presença dos mesmos seja responsável pelo enfraquecimento do ligamento (Rooster et al. 2000).

O desenvolvimento de sinovite é um evento que ocorre inicialmente em casos de RLCCr, que tem sido implicado como fator predisponente para a mesma, contudo ainda não se provou uma relação causal entre a sinovite e a RLCCr (Muir et al. 2011). Ainda não é claro se a sinovite é um fenómeno primário que induz uma degradação progressiva das fibras do ligamento, ou se a lesão do ligamento é o evento primário que resulta em sinovite. Neste último cenário, sugere-se a hipótese de ocorrer uma microrrotura das fibras de colagénio de articulações estáveis, que leva à libertação de neoepítomos de colagénio ou de outros fragmentos da matriz que podem desencadear uma resposta imunológica resultando em inflamação e desenvolvimento de sinovite (Bleedorn et al. 2011).

Não é claro que exista uma predisposição baseada no género. Há estudos em que as fêmeas gonadectomizadas apresentam maior prevalência de RLCCr (Whitehair et al. 1993), outros em que os machos apresentam maior prevalência (Grierson et al. 2011) e outros em que não há diferenças significativas entre os dois géneros (Witsberger et al. 2008). No entanto, a maioria dos estudos revela que os cães gonadectomizados apresentam uma maior prevalência relativamente a cães inteiros (Whitehair et al. 1993; Duval et al. 1999; Slauterbeck et al. 2004; Witsberger et al. 2008; Taylor-Brown et al. 2015; Fox et al. 2020). Tem sido sugerido que esta maior prevalência derive do facto de a gonadectomia ser um fator de risco para excesso de peso e obesidade, mas também devido ao facto que a ausência de hormonas sexuais possa levar tanto ao encerramento atípico de placas de crescimento resultando em alterações de conformação, como a alterações no tamanho, forma e propriedades materiais dos ligamentos (Slauterbeck et al. 2004; Torres de la Riva et al. 2013).

No estudo de Witsberger et al. (2008) verificou-se que cães com mais de 4 anos têm uma maior probabilidade de desenvolver RLCCr. Outros estudos indicam que raças maiores tendem a ser diagnosticados com esta afeição em idades mais jovens relativamente às raças mais pequenas (Bennett et al. 1988; Whitehair et al. 1993). Whitehair et al. (1993) revelam que o pico da prevalência desta afeição é entre os 7 e os 10 anos

Uma grande percentagem de animais afetados tem excesso de peso ou obesidade (Lampman et al. 2003; Adams et al. 2011; Taylor-Brown et al. 2015). De um ponto de vista mecânico animais obesos apresentam uma maior sobrecarga no membro pélvico que poderá aumentar o stress do LCCr e predispor à sua rotura. Tem ainda sido sugerido que o tecido adiposo liberta substâncias pro-inflamatórias que possam contribuir para o processo degenerativo do LCCr (Adams et al. 2011; Comerford et al. 2011).

Alguns aspetos relativos à conformação da articulação femorotibiopatelar têm sido associados à RLCCr. Estes incluem: um ângulo do tendão patelar elevado (PTA) (Schwandt et al. 2006), uma menor largura da tuberosidade tibial (Inauen et al. 2009), um estreitamento da fossa intercondilar femoral (Morris and Lipowitz 2001; Comerford et al. 2006; Kyllar and Čížek 2018) e TPA elevado. A associação entre o TPA e esta afeição tem sido controversa. Alguns estudos demonstram que existe uma relação positiva entre TPA com valores elevados e RLCCr (Morris and Lipowitz 2001; Su et al. 2015; Kyllar and Čížek 2018), enquanto outros demonstram que não existe correlação entre eles (Wilke et al. 2002; Reif and Probst 2003). A luxação patelar medial (Campbell et al. 2010) e deformações angulares dos membros como *genu varum* podem estar relacionados com uma maior probabilidade de RLCCr (Read and Robins 1982). Alguns autores especulam que cães com RLCCr podem desenvolver luxação patelar medial devido à excessiva rotação interna da tibia (Arthurs and Langley-Hobbs 2007).

O LCCr contralateral também se encontra muitas vezes roturado, ou simultaneamente (11% a 17%), ou subseqüentemente à rotura do outro LCCr (22% a 54%) (Bennett et al. 1988; Cabrera et al. 2008; Buote et al. 2009; Muir et al. 2011). Buote et al. 2009, verificaram que 50% dos cães da raça *Retriever* do Labrador com RLCCr unilateral, ao final de 5,5 meses acabam por roturar o ligamento contralateral. O tempo que demora a ocorrer uma rotura subseqüente varia entre 405 a 1688 dias (Cabrera et al. 2008; Buote et al. 2009; Grierson et al. 2011; Muir et al. 2011; Fuller et al. 2014).

Ocorre lesão meniscal em 30% a 80% dos casos de RLCCr (Ralphs and Whitney 2002; Fitzpatrick and Solano 2010). O mais comum é ocorrer lesão no menisco medial, devido à sua menor mobilidade relativamente ao menisco lateral. A instabilidade articular que se gera devido à RLCCr resulta em esmagamento do corno caudal do menisco medial e conseqüentemente na sua lesão (Kowaleski et al. 2018). Existe um risco acrescido de lesão meniscal em casos de RLCCr completa em oposição aos casos em que a rotura é parcial, em

casos de obesidade e em casos de elevado tempo de claudicação (Ralphs and Whitney 2002; Hayes et al. 2010).

### **2.3.2 Biomecânica da articulação femorotibio Patelar com rotura do ligamento cruzado cranial**

Os animais afetados com RLCCr apresentam um maior grau de flexão da articulação ao longo do ciclo da marcha. Aumentam entre 5° e 20° o grau de flexão comparativamente com a articulação femorotibio Patelar normal, sendo esta alteração mais pronunciada durante a fase de apoio (Korvick et al. 1994; Tashman et al. 2004; Tinga et al. 2018; Tinga et al. 2020). Verificou-se ainda, que existe um aumento compensatório do grau de extensão das articulações coxofemoral e tarsocrural durante esta fase (DeCamp et al. 1996). Vários autores sugerem que este aumento de flexão da articulação é um padrão adaptativo do Cão para minimizar a carga exercida no membro pélvico, reduzindo assim a dor ou instabilidade geradas (DeCamp et al. 1996; Tashman et al. 2004). Outros autores referem que este pode resultar de um mecanismo reflexo que impede a contração do músculo quadríceps por excesso de líquido articular (Korvick et al. 1994).

O deslocamento cranial da tibia aumenta significativamente com RLCCr. Verificou-se que este é maior a meio da fase de apoio, comparativamente com o meio da fase de suspensão. Autores sugerem que este é resultado da ação dos músculos quadríceps e gastrocnémio, que exercem uma força cranial na tibia e caudal no fémur, respetivamente, o que pode promover o avanço da tibia. Esta subluxação foi quantificada em vários estudos, nos quais se verificou que a articulação femorotibio Patelar com RLCCr apresenta em média um avanço cranial da tibia de 10 mm (Korvick et al. 1994; Tashman et al. 2004; Tinga et al. 2018; Tinga et al. 2020).

Quando ocorre RLCCr, os ligamentos colaterais passam a ser essenciais na restrição do avanço cranial da tibia. Como o LCM se encontra sob uma maior tensão do que o LCL em extensão, o aspeto lateral da tibia avança mais cranialmente do que o medial, resultando numa rotação interna da tibia. Assim, outra alteração que se observa após RLCCr, é um aumento na rotação interna da tibia, predominantemente durante a fase de apoio (Korvick et al. 1994; Tinga et al. 2018). Um estudo em cadáveres demonstra que após secção do LCCr se verifica uma rotação interna de 14° (Kim et al. 2009). Outros estudos obtiveram resultados semelhantes, verificando que se observa em média um aumento de 7° a 11° de rotação interna da tibia em comparação com a rotação de uma articulação femorotibio Patelar normal (Tinga et al. 2020). Tashman et al. 2004 não observaram esta alteração no seu estudo *in vivo*.

O menisco medial, que apresentava um papel secundário na estabilização da articulação femorotibio Patelar, após RLCCr passa a desempenhar uma função primordial na

restrição do movimento cranial da tíbia, sendo que o seu polo caudal atua como uma cunha entre os côndilos femorais e tibiais (Pozzi et al. 2006).

Outra alteração verificada é uma redução do pico da força vertical e do impulso do membro pélvico afetado (Budsberg et al. 1988; O'connor et al. 1989). Wustefeld-Janssens et al. 2016 verificaram ainda que estes valores eram menores em casos de RLCCr com lesão meniscal, comparativamente com RLCCr com menisco intacto, sugerindo que a lesão dos meniscos é um fator agravante do grau de claudicação de cães afetados.

A cartilagem articular é mais espessa nos locais que suportam maiores cargas. Com a instabilidade articular gerada, ocorre uma alteração dos locais de maior sobrecarga articular e, conseqüentemente uma sobrecarga das zonas de cartilagem menos espessas que não suportavam tanta carga. O aumento de carga em locais da cartilagem que não estavam acostumados a resistir a forças compressivas e de deslizamento pode resultar em fibrilhação da cartilagem e progressão para osteoartrite (Adrian et al. 2013).

### **2.3.3 Diagnóstico**

#### **2.3.3.1 Anamnese e avaliação ortopédica**

A apresentação clínica dos animais afetados varia consoante o tipo da rotura. As roturas agudas traumáticas geralmente acompanham-se de um quadro de claudicação agudo sem apoio do membro pélvico, o qual ocorre após um evento traumático que leva à hiperextensão da articulação, como pisar um buraco durante a corrida, ou quando ocorre um excesso de rotação interna da tíbia, quando o animal muda de direção rapidamente (Arnoczky 1988). Este tipo de lesão é raro, mas quando ocorre, o animal manifesta dor e claudicação grave, sendo detetado derrame articular e instabilidade articular (Kowaleski et al. 2018).

Nos casos crónicos, os cães afetados apresentam claudicação persistente do membro pélvico, que pode ser unilateral ou bilateral, sendo que na maioria dos casos, ainda apoiam o membro. Pode ser intermitente e, geralmente, é exacerbada pelo exercício físico ou após períodos de descanso. Inicialmente este quadro pode acompanhar-se de dor e claudicação grave sem apoio do membro afetado, no entanto os animais retornam à utilização do membro pélvico dentro de algumas semanas ou meses. Pode ocorrer um retorno ao quadro de claudicação grave devido a lesão meniscal secundária ou progressão da doença articular degenerativa (DeCamp et al. 2016; Kowaleski et al. 2018; Muir 2018).

Animais com RLCCr apresentam muitas vezes atrofia do músculo quadricípide femoral (Mostafa et al. 2010). Frequentemente, é palpável um espessamento da cápsula articular, principalmente no seu aspeto medial. Esta inflamação medial exuberante da articulação em causa é resultante de fibrose periarticular. Pode também ser detetada à palpação, a presença de derrame articular, pela perda de definição dos limites medial e lateral do tendão patelar. A

distinção entre o espessamento medial e o derrame articular, que pode ser difícil, pode ser efetuada ao aplicar pressão digital num dos lados da cápsula articular e palpar o lado oposto. Na presença de derrame articular, deverá sentir-se o movimento do líquido sinovial (Johnson and Johnson 1993; Muir 2018). Ocasionalmente pode-se ouvir um som aquando a manipulação do membro afetado ou durante o andamento. Este som assemelha-se a um *click*, e pode ser indicativo de lesão meniscal, principalmente quando ocorre *bucket handle tear*, no entanto a ausência deste sinal não garante que não haja lesão do menisco (Gleason et al. 2019). Com o movimento da articulação, pode ser detetada crepitação e dor. Os cães afetados muitas vezes não se sentam normalmente, com a articulação femorotibiopatelar totalmente fletida alinhada com a anca e o tarso e com o calcâneo próximo da tuberosidade isquiática. Ao invés, projetam o membro pélvico afetado lateralmente, apresentando assim um teste de sentar positivo (Kowaleski et al. 2018).

O diagnóstico de RLCCr baseia-se na presença de instabilidade craniocaudal entre o fémur e a tibia. Esta pode ser identificada por meio de dois testes: o teste de gaveta ou báscula e o teste de compressão tibial (DeCamp et al. 2016).

No teste de gaveta, o animal encontra-se em decúbito lateral com o membro a testar elevado. Coloca-se uma mão no fémur, com o dedo indicador sobre da patela e o polegar atrás da fabela lateral. A outra mão é colocada sobre a tibia, com o dedo indicador na tuberosidade tibial e o polegar atrás da cabeça da fíbula. Uma mão estabiliza o fémur, enquanto a outra move a tibia craniocaudalmente no plano sagital. Quando ocorre um deslocamento cranial da tibia, verifica-se um teste de gaveta positivo, o qual é indicativo de RLCCr. No entanto, a ausência deste sinal não implica que o LCCr esteja intacto. No cão adulto, a presença deste movimento não é normal. Nos cães mais jovens, até aos 10 a 12 meses de idade, pode-se verificar um ligeiro movimento de gaveta fisiológico devido à laxidão articular característica dos animais mais jovens. Este movimento de gaveta característico, manifesta-se por um pequeno avanço da tibia (3 a 5 mm) seguido de uma paragem abrupta. Deve-se comparar os dois membros de modo a averiguar se o movimento é normal. Pode ser necessário proceder à sedação ou anestesia do animal, para avaliar a presença deste movimento, caso o animal demonstre muita dor ou se encontre muito tenso (Vasseur 2003; DeCamp et al. 2016; Kowaleski et al. 2018).

Nos animais com RLCCr observa-se um movimento de gaveta cranial de cerca de 10 mm. Este avanço tibial pode ser menor em casos de rotura parcial, devido à cronicidade do processo, quando há lesão meniscal ou quando o animal está muito tenso. Na presença de uma rotura completa, existe uma paragem subtil, que ocorre quando este movimento é restringido pelas estruturas periarticulares. Em casos de rotura parcial, após um ligeiro movimento cranial, ocorre uma paragem abrupta quando a porção do ligamento intacta fica sob tensão. Nestes casos, os sinais observados dependem da porção do ligamento que se

encontra danificada. Só se verifica movimento de gaveta cranial se for a porção craniomedial a que se encontra danificada. Se a porção de ligamento roturada corresponder à banda craniomedial, verifica-se movimento de gaveta ligeiro em flexão, pois só em extensão é que a banda caudolateral intacta se encontra sob tensão. Se houver uma lesão na banda caudolateral, o movimento de gaveta é contrariado pela banda craniomedial que se encontra intacta e sob tensão, tanto em extensão como em flexão. Neste tipo de rotura geralmente observa-se um ligeiro derrame articular e presença de dor à extensão e durante o teste de gaveta (Johnson and Johnson 1993; Kowaleski et al. 2018).

No teste de compressão tibial, é criada uma compressão na articulação que gera uma força de impulso tibial cranial. Neste teste, o animal pode estar em estação ou em decúbito lateral com o membro a avaliar em suspensão. Coloca-se uma mão sobre a articulação, com o indicador a exercer uma pressão caudal na tuberosidade tibial e o resto dos dedos sobre os côndilos femorais, mantendo a articulação em extensão. A outra mão é colocada sobre os metatarsos e o tarso. Procede-se à flexão e extensão da articulação tarsocrural de modo a mimetizar a contração do músculo gastrocnémio, provocando uma compressão na tibia. O dedo indicador que se encontra sobre a tuberosidade tibial deteta o movimento craniocaudal da tibia no plano sagital. Se este movimento ocorrer, o teste de compressão tibial revela-se positivo, sendo indicativo de RLCCr (Kowaleski et al. 2018).

### **2.3.3.2 Radiografia**

Deve-se realizar um exame radiográfico sempre que haja suspeita de RLCCr. Este exame poderá ser feito com o intuito de confirmar a presença da afeção, aferir o grau de doença degenerativa articular ou para excluir outras causas de instabilidade como fraturas ou neoplasia. As alterações radiográficas nos casos de RLCCr não são específicas, e são consistentes com sinais de doença articular degenerativa (Kowaleski et al. 2018).

As primeiras alterações radiográficas que ocorrem após RLCCr são compressão e avanço proximal do corpo adiposo infrapatelar e distensão da cápsula articular caudal, as quais são indicativas de derrame articular. O corpo adiposo infrapatelar é identificado, numa radiografia lateral, como uma região triangular radiolucida que se localiza imediatamente caudal ao tendão patelar, que continua até ao limite cranial dos côndilos femorais e tibiais. Adjacente a este, encontra-se uma região com radiopacidade de tecido mole, consistente com os ligamentos cruzados e meniscos. O sinal do corpo adiposo infrapatelar é representado por uma diminuição da região triangular radiolucida, que não alcança os côndilos femorais. A extensão da radiopacidade de tecido mole para além destes limites com perda de definição do corpo adiposo infrapatelar é consistente com edema do corpo adiposo infrapatelar ou aumento do volume do líquido sinovial que ocorre quando há derrame sinovial (DeCamp et al. 2016; Allan and Davies 2018; Kowaleski et al. 2018) (Figura 2).



**Figura 2. Projeção mediolateral em 90° de flexão da articulação femorotibial e tibiotársica de um animal com rotura de ligamento cruzado cranial. Notar o sinal do corpo adiposo infra-patelar.**

Apenas três dias após a seção experimental do LCCr, inicia-se a formação de osteófitos e, em duas a três semanas estes tornam-se visíveis radiograficamente (Widmer et al. 1994). As cristas trocleares femorais e a porção distal da patela correspondem aos primeiros locais de formação de osteófitos e/ou entesiófitos. Num estado mais avançado, é possível observá-los na porção proximal da patela, nas fabelas, no local de origem (provocando um estreitamento da fossa intercondilar femoral) e inserção do LCCr e no *plateau* tibial caudal. Observa-se ainda esclerose subcondral ao longo do *plateau* tibial e do sulco extensor da tibia. A presença de fragmentos de osso intra-articulares poderá ocorrer em casos de avulsão do LCCr (Denny and Butterworth 2000; Allan and Davies 2018; Kowaleski et al. 2018).

Em alguns casos, numa radiografia lateral normal, ou seja, sem stress aplicado ao membro, poderá ser visível um desvio cranial da tibia em relação ao fêmur. Este sinal, denominado de sinal de *cazieux* positivo, indica a presença de RLCCr (Meinen and Verbeek 1980 citado por Rooster et al. 1998). Nestes casos é possível traçar uma linha reta desde a

fabela até à cabeça da fíbula, quando a tíbia se encontra subluxada, esta linha passa caudalmente à cabeça fibular. Este sinal, pode ocorrer quando o menisco lesionado, atua como uma cunha, mantendo a tíbia numa posição mais cranial (DeCamp et al. 2016).

O movimento cranial da tíbia pode não ser detetado aquando a realização dos testes de gaveta e compressão tibial, e ser detetado radiograficamente. A realização de radiografias sob stress pode ser útil para detetar o deslocamento cranial da tíbia em relação ao fémur. Na radiografia com compressão tibial, a articulação femorotibiopatelar é fletida num ângulo de 90°, enquanto é aplicada uma força manual nos metatarsos, de modo a fletir a articulação tarsocrural. Nos casos em que há uma clara subluxação, ao traçar uma linha vertical tangencial ao limite caudal dos côndilos femorais, verifica-se que esta se encontra caudalmente à projeção caudal do *plateau* tibial. Outras alterações indicativas de RLCCr são o deslocamento cranial do tubérculo tibial intercondilar lateral em relação ao côndilo femoral lateral e a posição mais distal do sesamoide poplíteo (nos animais em que este se encontra ossificado). Esta técnica demonstrou ter uma maior sensibilidade que os testes manuais de instabilidade articular, principalmente em casos de rotura parcial (Rooster et al. 1998; Rooster and Bree 1999).

Won et. al (2020), sugerem que o estreitamento do espaço articular (menor que 3,43 mm) em radiografias mediolaterais, com as articulações femorotibial e tarsocrural a 90°, aumenta a probabilidade de apresentar lesão meniscal. Por cada 1 mm de estreitamento do espaço articular, a probabilidade de ter lesão meniscal aumenta 2,6 vezes (Won et al. 2020).

Deve-se sempre realizar uma radiografia ao membro contralateral quando estamos na presença de RLCCr, pois o risco de rotura subsequente do LCCr aumenta com gravidade dos sinais radiográficos de derrame articular e osteofitose na articulação femorotibiopatelar contralateral (De Bruin et al. 2007; Chuang et al. 2014; Fuller et al. 2014).

### **2.3.3.3 Ecografia**

Em casos agudos, o derrame articular pode ser leve a grave. A RLCCr pode ser visível na ecografia perto da sua inserção tibial, enquanto esta pode não ser identificada quando a rotura ocorre perto da origem ou na porção intermédia do ligamento (Cook 2018). Em roturas crónicas pode-se observar uma hipertrofia sinovial, derrame ligeiro (a não ser que haja lesão meniscal concomitante), e uma irregularidade da superfície óssea devido à presença de osteófitos. Alguns casos, em que ocorre rotura intersticial do ligamento e as fibras epiligamentosas estão intactas, estes podem ser identificados através da ecografia. O ligamento pode-se apresentar espessado e irregular e com retração das extremidades onde ocorreu a rotura. Quando existe lesão meniscal, em alguns casos pode ser detetado um deslocamento do menisco, um aumento do fluido adjacente a este, a sua forma pode estar

alterada (achatamento na sua face tibial) e pode aparecer hipoeecogénico (Mahn et al. 2005; Cook 2018).

#### **2.3.3.4 Tomografia computadorizada**

A tomografia é um meio de diagnóstico mais sensível e específico na deteção e localização de fragmentos resultantes da avulsão do LCCr, comparativamente à radiografia simples. Permite ainda uma deteção de alterações degenerativas mais precocemente que a última. A tomografia não é ideal na avaliação da integridade do LCCr e dos meniscos, no entanto pode ser útil quando se utiliza contraste intra-articular para a realização de uma artrografia tomográfica, apesar de ter valor limitado na avaliação meniscal (Gielen and Bree 2018). Samii et al. (2009) verificaram que a artrografia tomográfica computadorizada tem uma sensibilidade de 96-100% e especificidade de 75-100% na deteção de RLCCr. No caso de lesão meniscal, a sensibilidade foi de 13% a 73% e a especificidade de 57% a 100%.

#### **2.3.3.5 Ressonância Magnética**

A ressonância magnética (RM) é o meio de diagnóstico complementar de primeira escolha para avaliar esta afeção no Homem (Crawford et al. 2007). Em medicina veterinária, este método não é rotineiramente utilizado, devido ao seu custo elevado. A superioridade no contraste dos tecidos moles da RM permite a identificação de alterações estruturais subtis no LCCr e LCCd, meniscos e espaço articular (Fazio et al. 2018). Blond et al. (2008) verificaram que, em cães a RM tem uma especificidade e sensibilidade global de 94% e 100%, respetivamente, na deteção de lesão meniscal.

#### **2.3.3.6 Artrotomia e Artroscopia**

A artroscopia é o método de eleição para exploração das estruturas intra-articulares da articulação femorotibiopatelar (Kowaleski et al. 2018).

A artrotomia pode ser medial ou lateral. Esta última é particularmente útil quando se vai realizar uma estabilização extra-capsular, enquanto que a artrotomia medial será mais adequada se for realizada uma técnica de osteotomia tibial, para a qual é necessária a exposição medial da tibia (Beale et al. 2018).

A artroscopia demonstra-se muito útil principalmente nos casos de RLCCr parcial e nos casos em que algumas alterações degenerativas da cartilagem articular podem não ser visíveis pela artrotomia (Beale et al. 2018). Esta é superior à artrotomia no diagnóstico de lesão meniscal, especialmente quando combinada com a utilização de um explorador de menisco. Segundo Pozzi et al. (2008), a artroscopia, quando associada à utilização de um explorador de menisco, apresenta 80% de sensibilidade e 95% de especificidade para o

diagnóstico de lesão meniscal, enquanto a artrotomia craniomedial apresenta 47% de sensibilidade e 87% de especificidade. Verificou-se ainda que a utilização de um explorador de menisco associada a artrotomia ou artroscopia aumenta a probabilidade de detecção de lesão meniscal 2-3 vezes e 9 vezes, respetivamente.

A distração da articulação com recurso a um distrator de joelho intra ou extra-articular pode melhorar a exposição dos meniscos e facilitar o diagnóstico e tratamento de lesões meniscais. Deve-se examinar a articulação em diferentes ângulos de flexão para facilitar a exposição das estruturas intra-articulares (Beale et al. 2018).

#### **2.3.4 Tratamento médico**

Segundo Vasseur (1984) o tratamento conservativo em cães cujo peso não ultrapasse os 15 kg, pode ser uma alternativa viável à estabilização cirúrgica. Neste estudo, 85,7 % dos cães com menos de 15 kg melhoraram da claudicação, enquanto apenas 19,3% dos cães com mais de 15 kg apresentaram melhorias. Esta abordagem multimodal incorpora uma restrição da atividade física para passeios curtos à trela, perda de peso, utilização de anti-inflamatórios não esteroides (AINEs) e condroprotetores, reabilitação física, crioterapia ou terapia a laser (Budsberg 2018).

#### **2.3.5 Tratamento cirúrgico**

Nenhuma técnica cirúrgica impede a progressão da doença articular degenerativa. Independentemente da técnica de estabilização utilizada, todas as articulações em que foi realizada cirurgia devem ser submetidas a artroscopia ou artrotomia para confirmação do diagnóstico, remoção de restos do ligamento, remoção de osteófitos de grandes dimensões, lavagem articular e apreciação do menisco, bem como a sua remoção ou libertação, caso seja indicado. Existe uma grande variedade de técnicas cirúrgicas que podem ser distribuídas em três grupos: técnicas extracapsulares, técnicas intracapsulares e osteotomias tibiais (DeCamp et al. 2016).

Segundo Vasseur (2003), a reparação primária do ligamento não é viável em cães, sendo que a capacidade regenerativa do ligamento é limitada. As porções restantes de ligamento atrofiam e ocorre degradação de colagénio. Em casos de avulsão do ligamento pode recorrer-se a sutura em banda de tensão ou fixação de um parafuso compressivo no fragmento ósseo avulsionado.

As técnicas cirúrgicas realizadas com maior frequência são a osteotomia de nivelamento do *plateau* tibial (TPLO), a sutura fabelotibial lateral e o avanço da tuberosidade tibial (TTA) sendo que, para raças mais pequenas, a técnica mais utilizada é a sutura

fabelotibial lateral e, para cães com mais de 15 kg, é a TPLO (Bergh et al. 2014; Duerr et al. 2014; Pfeil et al. 2018).

### 2.3.5.1 Técnicas extra-capsulares

Com vista a reduzir a instabilidade articular pode recorrer-se à transposição de tecidos autógenos ou a materiais sintéticos. Estas técnicas dependem sobretudo da fibrose periarticular gerada para assegurar a estabilidade articular a longo prazo (Kowaleski et al. 2018). Das técnicas que recorrem à transposição de tecidos autógenos destacam-se a transposição da cabeça da fíbula, transposição do tendão poplíteo e transposição do tendão do músculo extensor longo dos dedos. As técnicas de utilização de materiais sintéticos podem ser subdivididas em técnicas de imbricamento capsular, suturas circumfabelares e técnicas de ancoragem e túneis ósseos (Tonks et al. 2011).

A sutura fabelotibial lateral ou circumfabelar-tibial é a técnica extra-capsular mais utilizada. Esta consiste na passagem de um fio monofilamentar (*nylon leader line* é o mais recomendado) não absorvível em torno da fabela lateral e por um túnel ósseo na tuberosidade tibial. Após a passagem do fio por baixo do tendão patelar e pelo túnel ósseo o encerramento da sutura pode ser assegurado por nós ou por um *crimp* metálico no aspeto lateral da articulação. Algumas variações desta técnica incluem a passagem da sutura por dois túneis ósseos na tíbia ou por um pequeno túnel ósseo na fabela lateral. Idealmente os locais de ancoragem femorais e tibiais deveriam ser isométricos, ou seja, manter-se à mesma distância durante toda a amplitude de movimento da articulação, no entanto a isometria perfeita não é alcançável com locais de ancoragem extra-articulares (Hulse et al. 2010; Tonks et al. 2011; Tinga and Kim 2018).

A técnica *TightRope*, permite uma abordagem minimamente invasiva, em que se recorre a tuneis ósseos no fémur e na tíbia por onde passa um fio de sutura multifilamentar, que é ancorado no aspeto medial da articulação, por meio de botões cirúrgicos. A vantagem desta técnica é a ancoragem da sutura em pontos mais isométricos, permitindo uma maior amplitude de movimento (Cook et al. 2010).

A transposição da cabeça da fíbula consiste no avanço cranial da mesma e, consequentemente, a inserção do LCL, de modo a alterar a orientação do mesmo para que este fique sob tensão, permitindo assim uma restrição ao movimento de gaveta cranial e à rotação interna da tíbia (DeCamp et al. 2016).

As técnicas extra-capsulares, apresentam maior taxa de complicações em cães com maior peso corporal e em animais mais jovens, talvez devido ao seu elevado grau de atividade (Casale and McCarthy 2009). Estas, ao invés de limitarem a rotação interna da tíbia, eliminam-na por completo, aumentando a compressão entre as superfícies articulares. A alteração

biomecânica resultante, pode promover a lesão da cartilagem articular e dos meniscos (Vasseur 2003).

### **2.3.5.2 Técnicas intracapsulares**

Os métodos intracapsulares geralmente envolvem uma substituição anatômica do LCCr recorrendo a enxertos de materiais biológicos (auto, allo ou xenoenxertos), materiais sintéticos ou uma combinação dos dois (enxertos compostos) (DeCamp et al. 2016).

A técnica *over the top* (OTT) consiste na utilização de um enxerto composto pelo terço medial do tendão patelar, parte da patela e o tendão do quadríceps. Após a preparação do enxerto, este passa pelo interior da articulação e depois por cima do côndilo femoral lateral onde é suturado ao perióstio. Devido à complexidade da preparação do enxerto, surgiu uma modificação desta técnica, em que se utiliza o terço lateral do tendão patelar e fásia lata.

As técnicas intracapsulares, ao contrário das extracapsulares, preservam melhor o movimento da articulação ao mimetizarem a orientação e função do LCCr. No entanto, muitas vezes ocorre falha do enxerto devido a necrose avascular ou devido às suas propriedades biomecânicas serem inadequadas (Vasseur 2003).

### **2.3.5.3 Osteotomias corretivas**

O objetivo das técnicas de osteotomia corretiva é alcançar a estabilidade funcional durante o suporte de peso pela alteração da geometria da articulação. Existem inúmeras técnicas de osteotomias corretivas. As mais utilizadas são a TTA e TPLO (Kim et al. 2008).

#### **2.3.5.3.1 Osteotomia cranial tibial em cunha**

A osteotomia cranial da tibia em cunha (CTWO) foi a primeira técnica descrita com o objetivo de eliminar a força de impulso cranial tibial pela redução do TPA. Esta consiste na ressecção de uma cunha da tibia proximal cranialmente com o intuito de nivelar o *plateau* tibial, com posterior estabilização dos segmentos ósseos com uma placa aplicada medialmente. A osteotomia proximal deve ser realizada o mais proximamente possível, com vista a permitir a fixação de pelo menos 3 parafusos em cada segmento ósseo. Deve ser posicionada mesmo distal à inserção do tendão patelar na tibia e a osteotomia distal deve ser perpendicular ao eixo longo da tibia, de modo a que o ápex da cunha de osteotomia interseje o córtex caudal da tibia (Bailey et al. 2007). O objetivo desta técnica é alcançar um TPA pós-operatório de 4° a 6°. Verificou-se que, quando se realiza uma osteotomia em cunha com um ângulo igual ao TPA mais 7,5°, ocorre subluxação tibial caudal (Apelt et al. 2010).

Relativamente a outras técnicas de osteotomias corretivas, a CTWO veicula algumas vantagens:

- Possibilita a correção de deformações angulares sem recurso a osteotomias adicionais ou perda de aposição óssea.
- Como esta técnica resulta num movimento craniodistal da tuberosidade tibial, causa um deslocamento distal do local de inserção do tendão patelar, logo pode ser utilizada para a correção de patela alta, quando ocorre em conjunto com RLCCr.
- Esta técnica não interfere com as placas de crescimento, por isso pode ser realizada em cães jovens com as linhas de crescimento ainda abertas. No entanto alberga algumas desvantagens, como o facto de induzir um desvio cranial do eixo longitudinal da tibia, podendo propiciar o desenvolvimento de patela baixa, e de ser uma técnica cujos resultados demonstram uma grande variabilidade de TPA pós-operatório (Kowaleski et al. 2018).

### **2.3.5.3.2 Avanço da tuberosidade tibial**

A TTA foi descrita com base na teoria de Tepic, que admite que a resultante das forças compressivas de sustentação de peso é paralela ao tendão patelar. De acordo com este modelo, o impulso cranial tibial depende do PTA. Segundo esta teoria, se o PTA for 90°, a força de impulso cranial é eliminada, eliminando assim a instabilidade craniocaudal (Kim et al. 2008; DeCamp et al. 2016).

Esta técnica inclui a realização de uma osteotomia longitudinal da tibia no plano frontal, de modo a avançar a tuberosidade da tibia cranialmente e, conseqüentemente a inserção do tendão patelar, de modo a obter um PTA de 90°. É aplicada uma caixa de afastamento na porção proximal da osteotomia de modo a fixar a tuberosidade tibial numa posição mais cranial. A largura desta caixa é determinada por cálculos pré-cirúrgicos, feitos a partir de radiografias mediolaterais do membro pélvico afetado, com a articulação femorotibiopatelar num ângulo de 135° em extensão. É ainda aplicada uma placa no aspeto medial da tibia e é realizado um enxerto autógeno ou alogénico de osso, que é colocado nos locais correspondentes a defeitos ósseos, de modo a acelerar a união óssea. Existem algumas modificações desta técnica que incluem a estabilização da tuberosidade tibial avançada apenas pela utilização de caixa (Kim et al. 2008; Kowaleski et al. 2018).

Em casos em que a inserção do tendão patelar é mais baixa, esta técnica poderá não ser a mais adequada, sendo que implica a utilização de uma placa menor na crista tibial, o que poderá aumentar o risco de fratura da tuberosidade tibial. A TTA também não é indicada em casos em que o TPA é demasiado elevado, sendo que estes casos requerem um avanço maior do que é possível obter com os implantes disponíveis. Sugere-se que não se deva optar por esta técnica quando o TPA é superior a 30°, no entanto o limite 25°/26° também já foi sugerido (Kowaleski et al. 2018). Esta técnica possibilita a correção de luxação patelar, visto que poderá realizar-se uma transposição quando se avança a tuberosidade tibial ao moldar a placa ou através de uma diferente aplicação da caixa, nos casos em que não se opta pela

utilização de placa. Já nos casos de deformações angulares ou torsionais, a TTA não é a melhor técnica para correção das mesmas em conjunto com RLCCr, sendo que requer sempre uma osteotomia transversal adicional e, nos casos em que é utilizada uma placa medialmente, este implante interfere com a aplicação de implantes adicionais para a estabilização desta osteotomia (Kim et al. 2008; Boudrieau 2018).

### **2.3.5.3.3 Osteotomia de nivelamento do *plateau* tibial**

A TPLO pretende alcançar uma estabilidade craniocaudal durante a fase de apoio, ao reduzir a inclinação do *plateau* tibial através de uma osteotomia radial proximal da tibia, com uma rotação subsequente do segmento proximal (Slocum and Slocum 1993).

De acordo com Slocum and Devine (1983) e Slocum and Slocum (1993), a resultante das forças compressivas durante o suporte de peso é paralela ao eixo da tibia. Devido à inclinação do *plateau* tibial, esta força pode ser decomposta em duas componentes ortogonais, sendo a sua componente cranial, a força de impulso cranial da tibia. Estes autores propõem ainda, que a magnitude desta força seja dependente do grau de inclinação caudal do *plateau* tibial. De acordo este modelo teórico, ao reduzirmos o TPA para 0° eliminaríamos a força de impulso cranial. Como esta redução levaria à sobrecarga do LCCd, o TPA pós-operatório recomendado é de aproximadamente 5°, no entanto o TPA ótimo é um tema controverso (Kim et al. 2008). Shahar e Milgram (2006) verificaram que este TPA recomendado não elimina a força de impulso cranial na sua totalidade - apenas a reduz 25 a 40%.

Estudos *in vitro*, demonstram que há uma neutralização da subluxação tibial cranial com um TPA de  $6,5 \pm 0,9^\circ$ , enquanto o nivelamento do *plateau* tibial para ângulos menores resulta numa força de impulso caudal, aumentando o stress do LCCd e podendo predispor para rotura do LCCd (Warzee et al. 2001; Reif et al. 2002).

Como a TPLO não tenta restaurar a função passiva do LCCr, o deslocamento cranial da tibia pode ser elicitado manualmente após intervenção cirúrgica, no entanto a TPLO supostamente reduz a força de impulso cranial levando a uma estabilização funcional da articulação durante o suporte de peso (Slocum and Slocum 1993).

#### **2.3.5.3.3.1 Planeamento pré-cirúrgico**

Esta técnica cirúrgica requer um planeamento pré-cirúrgico detalhado, o qual deve incluir a realização de radiografias numa projeção mediolateral e caudocranial. A projeção mediolateral permite a medição de distâncias e do TPA para calcular a magnitude da rotação necessária e identificar a localização ideal da osteotomia, bem como a determinação do tamanho adequado da serra e do implante a utilizar. A projeção no plano frontal permite

identificar a presença de deformações angulares ou rotacionais, bem como efetuar os cálculos para, se necessário, proceder à sua correção (Kowaleski et al. 2018). Assim, deve realizar-se uma radiografia com uma projeção lateral verdadeira, com o feixe primário centrado na articulação femorotibiopatelar, ou seja, com sobreposição tanto dos côndilos femorais como dos tibiais, de modo a evitar uma sobre ou subestimação do TPA (Reif et al. 2004). A radiografia deve incluir as articulações femorotibiopatelar e tibiotársica, as quais se devem encontrar fletidas a 90°.

Para determinar o local ideal da osteotomia, recorre-se a modelos radiográficos calibrados que correspondem aos diversos tamanhos das serras disponíveis, ou a películas transparentes com o desenho da serra. Kowaleski e McCarthy (2004), demonstraram a importância da posição da osteotomia na TPLO. O ponto proximal do eixo maior da tibia está localizado no segmento proximal, que vai sofrer uma rotação. Se a osteotomia não for centrada neste ponto (interseção dos tubérculos intercondilares), vai ocorrer um deslocamento dos tubérculos intercondilares e, conseqüentemente, deste ponto, provocando um desvio do eixo mecânico maior da tibia, que poderá resultar num TPA pós-cirúrgico diferente do planeado. No entanto a importância do TPA pós-cirúrgico tem sido questionada. Num estudo retrospectivo Robinson et al. (2006) não encontraram correlação significativa entre o TPA pós-cirúrgico e as forças reacionais do solo em cães *Retriever* do Labrador, sendo que melhoria clínica e melhoria da claudicação poderiam ser alcançados com TPA pós-cirúrgicos entre 0 e 14°. Tendo em conta o objetivo principal da TPLO, que é nivelar o *plateau* tibial, o centro de rotação deveria ser no ponto central da superfície articular do *plateau* tibial medial. Devido à dificuldade existente de localizar a osteotomia precisamente neste ponto, Kowaleski et al. (2018) sugere que a osteotomia deve ser centrada no ponto de interseção do eixo mecânico da tibia com o eixo do *plateau* tibial, apesar de resultar num ligeiro desvio dos tubérculos intercondilares.

Para determinar o posicionamento adequado da serra, deve-se ter em conta alguns critérios: a saída cranioproximal da osteotomia deve ser cranial ao ligamento intermeniscal; a porção caudodistal da osteotomia deve sair perpendicularmente ao córtex caudal da tibia; o fragmento proximal da tibia deve conter o espaço necessário para aplicar o implante selecionado e o número designado de parafusos; a osteotomia não deve comprometer a integridade da tuberosidade tibial, sendo que esta se deve alargar gradualmente de proximal para distal (Kowaleski et al. 2018).

Após a escolha do tamanho da serra e do local da osteotomia, medem-se duas ou três distâncias para utilizar como referência do local de osteotomia intracirurgicamente. Estas distâncias são D1, D2 e D3. D1 corresponde à distância deste o ponto de inserção do tendão patelar até à linha de osteotomia, numa direção perpendicular ao bordo cranial da tibia. D2 corresponde à distância desde o local de inserção do tendão patelar até ao local de saída

cranial da osteotomia. D3 corresponde à distância entre a superfície articular e o local de saída caudal da osteotomia (Kowaleski et al. 2018). Um estudo que comparou a utilização de D1 e D2 com a utilização de D1, D2 e D3 concluiu que não existia diferença significativa na precisão do local de osteotomia entre utilizar duas ou três distâncias (Mossman et al. 2015).

Para calcular a magnitude da rotação necessária de modo a atingir um TPA pós-operatório de aproximadamente 5°, utiliza-se o valor do TPA pré-cirúrgico e o raio da serra a utilizar. Recorre-se a uma fórmula trigonométrica ( $2\pi \times (\text{raio da serra}) \times ((\text{TPA} - 5^\circ) \div 360^\circ)$ ) ou a tabelas preconizadas com os valores da rotação necessária (Kowaleski et al. 2018).

### 2.3.5.3.3.2 Técnica cirúrgica

A TPLO tem a vantagem de poder corrigir deformidades angulares e torsionais, se necessário. Cães com uma grande inclinação do *plateau* tibial (>34°) podem beneficiar da realização de TPLO associada a CTWO, sendo que esta associação permite uma redução do TPA para 5° sem eliminar o suporte ósseo da tuberosidade tibial, que ocorreria caso se realizasse apenas TPLO. Assim sugere-se que, na TPLO, após a rotação, o *plateau* tibial não ultrapasse distalmente o nível do local de inserção do tendão patelar e, se assim for necessário, aconselha-se uma combinação de TPLO e CTWO (Talaat et al. 2006).

A técnica inicial descrita por Slocum e Slocum (1993), refere a utilização de um *jig*. A utilização deste aparelho, reúne algumas vantagens, sendo que auxilia na orientação da osteotomia, estabiliza os fragmentos ósseos durante a osteotomia e rotação, facilita o alinhamento do membro, prevenindo ou limitando um *varus-valgus* iatrogénico ou torção tibial, e auxilia na correção destas deformações caso estejam presentes. Ainda assim, de acordo com alguns estudos, a sua utilização é questionada, sendo que esta aumenta o trauma cirúrgico e o tempo de cirurgia, bem como o seu custo (Schmerbach et al. 2007). Segundo Bell e Ness (2007) a utilização de *jig* não aumenta a precisão cirúrgica e resulta numa osteotomia mais distal. Schmerbach et al. (2007) verificaram que a TPLO sem utilização de *jig* resulta num desvio craniolateral da osteotomia de aproximadamente 15°, enquanto com a utilização de *jig* a orientação manteve-se mais perto do recomendado. Concluíram ainda que a sua utilização não tem vantagem no TPA pós-cirúrgico, redução interfragmentária e orientação proximodistal da osteotomia. Erros na orientação da osteotomia podem resultar em deformações angulares, no entanto, Wheeler et al. (2003), demonstraram que alterações de alinhamento do membro significativas ocorrem apenas com erros substanciais da angulação da osteotomia (10-20° do ideal), sendo que a qualidade da redução dos fragmentos se demonstra mais importante. Quando é aplicada uma força compressiva entre os fragmentos ósseos, pela aplicação de uma placa de compressão dinâmica, a osteotomia deve

ser ortogonal para que não se gere uma componente de deslizamento entre os mesmos, o que ocorre quando a osteotomia não está alinhada com o plano transversal (Burton et al. 2013).

A precisão do local de osteotomia pode influenciar o resultado pós-cirúrgico da TPLO. Um dos efeitos adversos de uma osteotomia mal posicionada é a ocorrência de fraturas da tuberosidade tibial. Esta depende tanto da precisão da transposição do planeamento pré-cirúrgico para o campo operatório como da realização da osteotomia no local pretendido (Tan et al. 2014). Tanto em medicina humana como em medicina veterinária, vários estudos concluíram que se alcança uma osteotomia mais precisa quando esta é realizada com recurso a uma guia para a serra, comparativamente à realização de osteotomias sem guia de corte (Marcellin-little et al. 2008).

Foi desenvolvido um *jig* associado a uma guia ajustável para a serra da osteotomia, que têm a vantagem de facilitar o corte inicial, pela estabilidade que fornece à serra quando a osteotomia é iniciada, e de promover uma melhor orientação do corte relativamente ao eixo longo da tíbia, sendo que se encontra associada ao pin proximal do *jig* (Burton et al. 2013). Tan et al. (2014) verificaram que a utilização deste tipo de aparelho proporciona uma maior precisão no posicionamento da osteotomia, sendo que promove uma osteotomia mais corretamente centrada com um menor desvio do TPA esperado, comparativamente à realização da TPLO com recurso a um *jig* sem guia de corte associado. Segundo Burton et al. (2013), a utilização deste aparelho resulta num corte mais ortogonal relativamente ao eixo maior da tíbia, com menor lesão do córtex medial da mesma. Verificou-se ainda que a posição das osteotomias realizadas com este *jig* era mais próxima do local pretendido de osteotomia, comparando com a utilização de um *jig* sem guia de osteotomia.

### **2.3.5.3.3 Complicações e resultados**

A taxa de complicações da TPLO é de 10 a 34%, sendo que as complicações mais frequentes são: fratura da tuberosidade tibial, falha dos implantes, tendinite patelar, lesão meniscal subsequente e infeção (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Fitzpatrick and Solano 2010; Bergh and Peirone 2012; Coletti et al. 2014). Alguns fatores associados com o desenvolvimento de complicações são: TPA superior a 30°, peso corporal elevado e rotura completa ao invés de parcial (Fitzpatrick and Solano 2010; Coletti et al. 2014). Priddy et al. (2003) verificou ainda que a taxa de complicações aumenta em animais que são submetidos a TPLO bilateral no mesmo tempo cirúrgico. No entanto outros estudos revelam que a taxa de complicações não é significativamente diferente em TPLO bilateral no mesmo procedimento ou em tempos cirúrgicos diferentes (Fitzpatrick and Solano 2010; Cappelle and Barnhart 2019).

Cães com um TPA superior a 35° têm uma maior incidência de complicações pós-cirúrgicas, incluindo a perda do TPA pós-operatório, fenómeno denominado de *rock back*. Estão descritas perdas de TPA pós-cirúrgico de cerca de 1,5° até à consolidação da osteotomia (Moeller and Cross 2006). Outra complicação reportada é o fenómeno de *pivot shift*, que se caracteriza pela subluxação cranial da tibia, associada à rotação interna da mesma, resultando numa súbita alteração lateral da direção da articulação femorotibiopatelar durante o suporte de peso. No entanto, este fenómeno está mal descrito em medicina veterinária e não se sabe ao certo a causa para a sua ocorrência. (Boudrieau 2009; Gatineau et al. 2011; Knight et al. 2017). Knight et al. (2017) sugerem que uns dos fatores que contribuem para este fenómeno sejam as deformações angulares e rotacionais, e o facto de a redução do *plateau* tibial resultar numa posição da articulação femorotibial relativamente mais fletida durante o suporte de peso.

Nelson et al. (2013) comparou o resultado da TPLO com cães normais sem RLCCr e concluiu que a TPLO resulta num retorno normal à funcionalidade do membro 1 ano após a intervenção cirúrgica. Neste estudo concluíram ainda que a TPLO resulta num apoio normal do membro mais rapidamente do que a estabilização fabelotibial lateral. Krotscheck et al. (2016) comparou o resultado pós-cirúrgico de 3 técnicas a longo prazo, TTA, TPLO e estabilização extra-capsular, e concluiu que a TPLO era a única técnica que restaurava a função normal do membro intervencionado tanto a andar como a trote.

Num estudo em que se comparou a progressão da osteoartrite ao longo de 3 anos, após TPLO e TTA, verificou-se que a TPLO promove uma progressão menos significativa que a TTA e que, de acordo com os tutores dos animais, os cães submetidos a TPLO apresentam menor dor e dificuldades de mobilidade comparativamente à TTA, concluindo que, a longo prazo, a TPLO promove um resultado radiográfico e funcional superior à TTA (Moore et al. 2020).

#### **2.3.5.3.4 Osteotomia de nivelamento baseado no centro de angulação de rotação**

A osteotomia de nivelamento baseado no centro de angulação de rotação (CORA) (CBLO) é a técnica corretiva mais recente, que reúne as vantagens da TPLO e TTA. A tibia tem uma curvatura proximal (*procurvatum*), pelo que, o eixo anatómico longitudinal proximal não está alinhado com o eixo anatómico longitudinal distal. Assim, a tibia apresenta um CORA. Este localiza-se na posição em que estes dois eixos se intersejam e, a sua magnitude é determinada pelo ângulo que se forma entre eles (Raske et al. 2013).

Esta técnica consiste numa osteotomia radial centrada no CORA. A distância entre o ponto de interseção da linha correspondente ao eixo anatómico longitudinal proximal e a linha

de osteotomia, e o ponto de interseção da linha correspondente ao eixo anatómico longitudinal distal e a linha de osteotomia, determina a magnitude de rotação necessária. Esta técnica cirúrgica pretende alcançar um TPA pós-cirúrgico de 9° a 12°, através do alinhamento dos eixos tibiais proximal e distal, corrigindo o ângulo do CORA para 0°. Após a realização da osteotomia e a sua rotação e redução, os segmentos ósseos são estabilizados com uma placa e um parafuso compressivo no local de inserção do tendão patelar na tibia (Raske et al. 2013).

A CBLO reúne algumas vantagens, relativamente às outras técnicas descritas. Sendo que a osteotomia é centrada no CORA e, portanto, mais distal, preserva a epífise proximal da tibia, o que permite a aplicação de outros métodos de estabilização concomitantemente, quer intra-articulares quer extra-articulares. Esta técnica permite ainda a obtenção de um segmento proximal bastante amplo, o que facilita a estabilização da osteotomia. A aplicação do implante e de um parafuso compressivo sem cabeça gera uma boa compressão interfragmentária e consequentemente uma excelente redução da osteotomia. Outra vantagem é o facto da osteotomia não ser articular, logo não há lesão da cartilagem articular nem saída de líquido sinovial para a osteotomia. Tanto o local de osteotomia, como o local de aplicação dos implantes, não interferem com a placa de crescimento, podendo esta técnica ser aplicada em animais jovens cujas placas de crescimento ainda não encerraram. Como a osteotomia não interfere com o tendão patelar, nem altera a distância entre a sua inserção e o centro de rotação da articulação, há uma reduzida probabilidade de desenvolver tendinite patelar. Por último, há uma diminuição do risco de fraturar a tuberosidade tibial sendo que esta fica intacta no segmento proximal (Kishi and Hulse 2016).

## **2.4 Modelos tridimensionais (3D)**

A impressão 3D corresponde a uma tecnologia de adição que permite, através de uma deposição gradual por camadas de um determinado material, a criação de um objeto 3D (Diment et al. 2017; Shilo et al. 2018). Várias áreas da medicina utilizam na atualidade a impressão 3D para produzir instrumentos cirúrgicos customizados, guias cirúrgicas, implantes, próteses externas, ortóteses e modelos para planeamento pré-cirúrgico ou para uso académico. Com a utilização destes modelos, espera-se que haja uma redução no tempo requerido para a cirurgia, tratamento e recuperação e, em simultâneo, um aumento da precisão e do sucesso cirúrgico (Tack et al. 2016; Diment et al. 2017). Diment et al. (2017), verificaram que a sua utilização mais comum é na produção de modelos anatómicos para planeamento pré-cirúrgico seguida de produção de guias utilizadas na cirurgia.

O primeiro processo de impressão 3D, estereolitografia (SLA), foi desenvolvido por Charles Hull em 1986 (Ngo et al. 2018). Atualmente, uma das tecnologias de impressão mais utilizadas é a modelação por deposição de material fundido (FDM) (Hsu et al. 2020). A tecnologia FDM consiste num processo de produção semi-contínua em camadas onde o

material sólido no formato de filamento é direcionado para um extrusor, componente que funde o material de construção libertando-o de forma controlada sobre uma plataforma aquecida. O extrusor move-se segundo as coordenadas cartesianas num plano XY e liberta o material fundido de forma controlada sobre uma plataforma de aquecimento. No final da deposição de cada camada, a plataforma desce gradualmente no eixo Zz para que se proceda à deposição de uma nova camada. O processo repete-se até que a peça esteja impressa na sua totalidade. Neste processo utilizam-se muitas vezes termoplásticos como acrilonitrila butadieno estireno (ABS) ou o *nylon*. Como o material termoplástico utilizado solidifica quando a camada se deposita na anterior, necessita de suportes auxiliares à construção, sendo que a estruturação destes poderá ser assegurada por um segundo extrusor se a impressora possuir dois. No final do processo, o material de suporte é cuidadosamente removido (Kai et al. 2003a).

Com esta tecnologia, o modelo 3D, construído num *software* de desenho assistido por computador (CAD), é exportado como um ficheiro *stereolithography* (STL). Este formato aproxima as superfícies do modelo a polígonos, geralmente triângulos. Este ficheiro consiste numa lista não ordenada de facetas triangulares que representam a superfície de um objeto. Estas facetas encontram-se descritas como um conjunto de coordenadas (x,y,z) para cada um dos três vértices do triângulo e um vetor normal para indicar o lado da faceta do triângulo que corresponde ao objeto. Assim, este expressa todo o modelo como um conjunto de triângulos, o que facilita a secção do mesmo. Este ficheiro é transferido para um programa de construção assistido por computador (CAM) próprio da impressora, que vai seccionar o modelo em fatias horizontais depois de o orientar numa posição ideal para a sua construção. Estas secções representam os contornos bidimensionais que o processamento FDM vai gerar. Cada fatia corresponde à camada de material que é colocada sobre a anterior, camada após camada. Neste *software* são ainda automaticamente detetadas e geradas as estruturas de suporte necessárias para a construção do modelo (Kai et al. 2003b).

Para a obtenção de modelos em 3D, recorre-se muitas vezes a técnicas de imagem como a tomografia computadorizada ou RM. Contudo, estas têm como desvantagem: o custo, exposição a doses altas de radiação e a necessidade de anestesia geral (Zheng and Schumann 2009). Na última década, surgiram alguns estudos e técnicas que pretendem criar um modelo anatómico 3D a partir de imagens radiográficas. A construção de um modelo tridimensional da superfície óssea a partir de radiografias calibradas, é de difícil execução. Mitton et al. (2000) e Laporte et al. (2003) introduziram duas técnicas de reconstrução 3D a partir de radiografias biplanares. A primeira recorre à utilização de pontos obtidos a partir de referências anatómicas da imagem 2D, enquanto a última utiliza o contorno da superfície óssea para a modelação das imagens.

### **3 ESTUDO PROSPETIVO: MODELAÇÃO DE IMAGENS 2D PARA IMPRESSÃO DE GUIAS TRIDIMENSIONAIS EM CASOS DE OSTEOTOMIA DE NIVELAMENTO DO *PLATEAU* TIBIAL**

#### **3.1 Objetivos**

Este trabalho consistiu na criação de uma guia cirúrgica tridimensional, específica para cada animal, para a realização da TPLO, baseada em imagens bidimensionais com o propósito de facilitar o procedimento cirúrgico.

A guia cirúrgica foi concebida com o intuito de identificar intracirurgicamente o local da osteotomia planejado, sem que seja necessário recorrer a medições intraoperatórias e facilitar a osteotomia ao fornecer um suporte para a serra durante a mesma, esperando-se ainda que diminua o tempo cirúrgico.

Neste estudo pretendeu-se avaliar se a utilização da guia criada leva a um aumento de precisão do local de osteotomia, por comparação com um grupo de controlo, avaliando as medidas de referência da linha de osteotomia, rotação, eixos mecânicos da tibia e ângulos pré e pós-operatórios. Foi ainda um dos objetivos avaliar a influência da guia no tempo cirúrgico dos dois grupos. Por último, pretendeu-se avaliar o erro do desenho computacional da guia cirúrgica com o modelo impresso.

#### **3.2 Materiais e métodos**

##### **3.2.1 População em estudo**

Este estudo realizou-se em 14 cães, divididos num grupo de controlo e num grupo de estudo, no ano letivo 2019/2020 no HEV e em treze outros Centros de Atendimento Médico-Veterinário (CAMV's).

Todos os cães incluídos tinham indicação cirúrgica para TPLO devido a rotura parcial ou total do LCCr, não tendo sido realizado nenhum exame ou procedimento médico-cirúrgico sem indicação para tal. O grupo de controlo (n = 6) corresponde a cães que foram submetidos a TPLO segundo a técnica descrita por Slocum and Slocum (1993). O grupo de estudo (n = 8) corresponde a cães submetidos a TPLO com utilização da guia cirúrgica. Todos os indivíduos do estudo foram submetidos a exames físicos e complementares para averiguar o estado de saúde, doenças concomitantes ou outras afeções ortopédicas.

Foram registados numa base de dados os seguintes parâmetros: avaliação clínica (membro pélvico (MP) afetado; tempo de lesão, em dias; grau de claudicação a passo e a trote (Scott 2018); presença de dor; teste de sentar, de gaveta e de compressão tibial); avaliação radiológica (presença de sinais indiretos de RLCCr como derrame sinovial; evidência de doença articular degenerativa e medição de ângulos e eixos anatómicos pré e

pós cirurgicamente) e avaliação cirúrgica (tipo de rotura; avaliação da integridade meniscal; presença de osteófitos e tempos cirúrgicos). O planeamento pré-cirúrgico, desenho e impressão das guias, bem como o procedimento cirúrgico da TPLO em ambos os grupos foi realizado pelo mesmo operador de forma a comparar a diferença entre grupos unicamente em relação à variável guia cirúrgica. Todos os animais foram acompanhados pelo menos até ao momento de cicatrização da osteotomia, e caso houvesse complicações pós-cirúrgicas as mesmas seriam registadas.

### **3.2.1.1 Critérios de inclusão**

Foram incluídos cães entre os 10 e os 50 kg que apresentavam RLCCr parcial ou completa submetidos a TPLO. Todos os animais de ambos os grupos têm que apresentar o estudo pré-cirúrgico prévio com duas projeções radiográficas adequadas para o planeamento pré-cirúrgico e pós cirúrgico (projeção mediolateral com as articulações femorotibiopatelar e tibiotársica a um ângulo de 90°, colimada de modo a incluir ambas as articulações, com sobreposição dos côndilos femorais e tibiais com o feixe centrado na articulação femorotibiopatelar, e projeção caudocranial de modo a incluir ambas as articulações).

### **3.2.1.2 Critérios de exclusão**

Todos os animais que não apresentavam exames complementares ou exames radiológicos segundo a padronização para a técnica cirúrgica foram removidos do estudo. No grupo de estudo, não foram utilizados os casos de animais que apresentassem deformações anatómicas dos membros pélvicos. No processo de desenho da guia cirúrgica, caso fosse detetado algum erro relativo a dimensões ou incongruências dos exames radiológicos com a guia cirúrgica, estes casos seriam eliminados do estudo.

Os protocolos anestésicos variaram consoante o risco anestésico do doente, segundo a classificação da sociedade americana de anesthesiologistas (ASA) (American Society of Anesthesiologists 2020). Os animais do estudo foram pré-medicados com dexmedetomidina (Dexdomitor 0,5 mg/ml, Orion Corporation, Finlândia) (0,02 mg/kg IM) ou acepromazina (Calmivet 5mg/ml, Vétoquinol S.A, França) (0,02 mg/kg IM) e metadona (Semfortan 10 mg/ml, Eurovet Animal Health BV, Países Baixos) (0,5 mg/kg IM). A indução foi realizada com propofol (Propo Vet 10mg/ml Zoetis, Portugal) (1 - 4 mg/kg, concentração a efeito IV) e midazolam (Midazolam 15mg/3ml Labesfal, Portugal) (0,2 mg/kg IV), mantendo-se a anestesia com isoflurano misturado em oxigénio (100%). Realizou-se fluidoterapia intravenosa com lactato de Ringer. Foi realizada antibioterapia intra-cirúrgica com cefazolina (Cefazolina 1000mg Labesfal, Portugal) (22 mg/kg IV) a cada hora e meia.

Os tutores dos animais incluídos assinaram um documento de autorização ao abrigo da Lei da Proteção de Dados Pessoais (Lei nº 68/98), das orientações de conduta ética no cuidado e utilização de animais não humanos e das diretrizes da União Europeia (Diretiva 2010/63/EU) relativas à proteção de animais usados para propósitos científicos, autorizando a utilização dos dados, exames clínicos e componentes digitais do respetivo animal para elaboração de dissertações de mestrado integrado, teses de doutoramento ou de estudos científicos.

### **3.2.2 Avaliação radiológica**

Para a avaliação radiológica, todas as radiografias obtidas foram exportadas como formato *digital imaging and communications in medicine* (DICOM) e utilizou-se o *software* Horos™ (Horos Project, Geneva, Switzerland, 2020). para efetuar as medições pré e pós-cirúrgicas. Para que todas as medições realizadas correspondam a medições reais para poderem ser utilizadas intracirurgicamente, e para a construção das guias, utilizou-se um calibrador em todas radiografias realizadas.

#### **3.2.2.1 Medições pré-cirúrgicas**

Para efetuar o planeamento pré-cirúrgico, na projeção mediolateral mediu-se o TPA, selecionou-se o tamanho da serra a utilizar atendendo aos critérios já mencionados por meio de um template digital e mediu-se D1, D2 e D3. De acordo com o TPA obtido e o raio da serra selecionada, recorreu-se a uma tabela preconizada para obter o valor da rotação necessária para obter um TPA pós-cirúrgico de 5° (Anexo 1). Para a medição do TPA, mediu-se o ângulo entre a linha perpendicular ao eixo mecânico da tibia no plano sagital (linha que une o ponto médio entre os tubérculos da eminência intercondilar e o centro do talus) e o eixo do *plateau* tibial (linha que une a extremidade cranial e caudal do côndilo medial tibial (Dismukes et al. 2008; Kowaleski et al. 2018) (Figura 3a). A distância D1 foi medida ao longo da linha perpendicular ao bordo cranial da tibia e corresponde à medida desde o local de inserção do tendão patelar na tuberosidade tibial até à linha de osteotomia, D2 corresponde à distância entre o local de inserção do tendão patelar e o local de saída cranial da osteotomia ao longo do bordo cranial da tibia. D3 corresponde à medida desde a superfície articular até ao local de saída da osteotomia no córtex caudal (Kowaleski et al. 2018) (Figura 3a).

Na projeção caudocranial, traçou-se o eixo mecânico longitudinal da tibia, que corresponde a um eixo que une o ponto intermédio entre os tubérculos intercondilares na extremidade proximal da tibia, o ponto intermédio entre os sulcos arciformes da cóclea da tibia na sua extremidade distal. Em seguida traçaram-se duas linhas de orientação da superfície articular da tibia proximal e distal. A linha de orientação articular proximal da tibia

obteve-se unindo os pontos mais distais dos côndilos medial e lateral. A linha de orientação articular distal da tibia compreende a linha que une os pontos mais proximais dos sulcos arciformes da cóclea da tibia distal. O ângulo entre essas linhas de orientação da articulação proximal e distal e o eixo mecânico da tibia foi medido proximomedialmente e disto-medialmente para determinar o ângulo mecânico medial proximal da tibia (mMPTa) e o ângulo mecânico medial distal da tibia (mMDTa) (Dismukes et al. 2007) (Figura 3b).

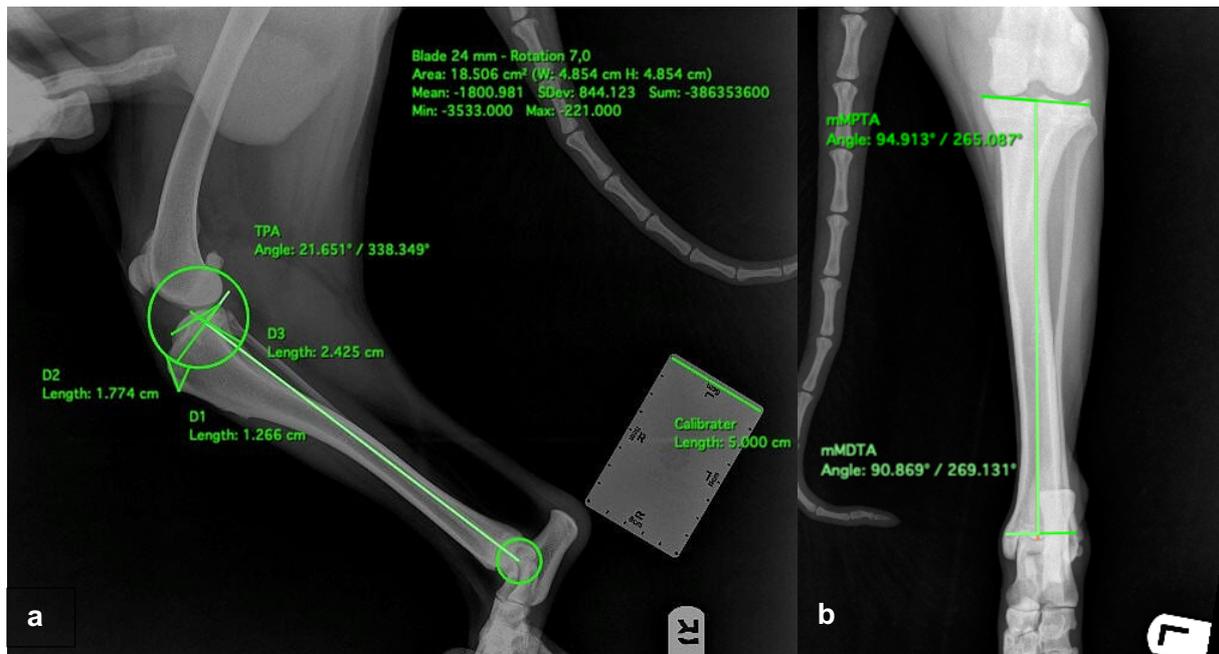


Figura 3. Planeamento pré-cirúrgico e medições efetuadas utilizando o *software* Horos™. a) Projeção mediolateral: medição do ângulo do *plateau* tibial, determinação do tamanho e localização da serra, medição D1, D2 e D3. b) Projeção caudocranial: medição dos ângulos mediais mecânicos proximal e distal da tibia.

### 3.2.2.2 Medições pós-cirúrgicas

Após o procedimento cirúrgico foram efetuadas novamente todas as medições anteriormente referidas nas duas projeções. Foi ainda medida a rotação obtida na projeção mediolateral. Esta corresponde à medida entre o ponto mais caudal do córtex caudal do segmento proximal rodado, e o ponto do mesmo segmento que se encontra ao nível do córtex caudal do segmento distal (Figura 4a). Na projeção caudocranial foi ainda medido o ângulo mecânico medial da osteotomia tibial proximal (mMOPTa) (Figura 4b) Para determinar este ângulo, traçou-se uma linha no local da linha de osteotomia e mediu-se o ângulo entre esta e o eixo mecânico longitudinal da tibia proximomedialmente.

Com estes dados e os dados pré-cirúrgicos, calculou-se, as diferenças absolutas: das distâncias D1, D2, D3 e ângulos mMPTa e mMDTa pré e pós-cirúrgicos, bem como a média das diferenças das medidas D1 e D2, e D1, D2 e D3 somadas; do TPA pós -cirúrgico dos 5°

pretendidos; da rotação obtida e a pretendida; do mMPTa e mMOPTa (desvio da linha de osteotomia), para verificar se a osteotomia foi realizada de forma paralela à superfície da tíbia e perpendicularmente ao eixo mecânico longo da tíbia.

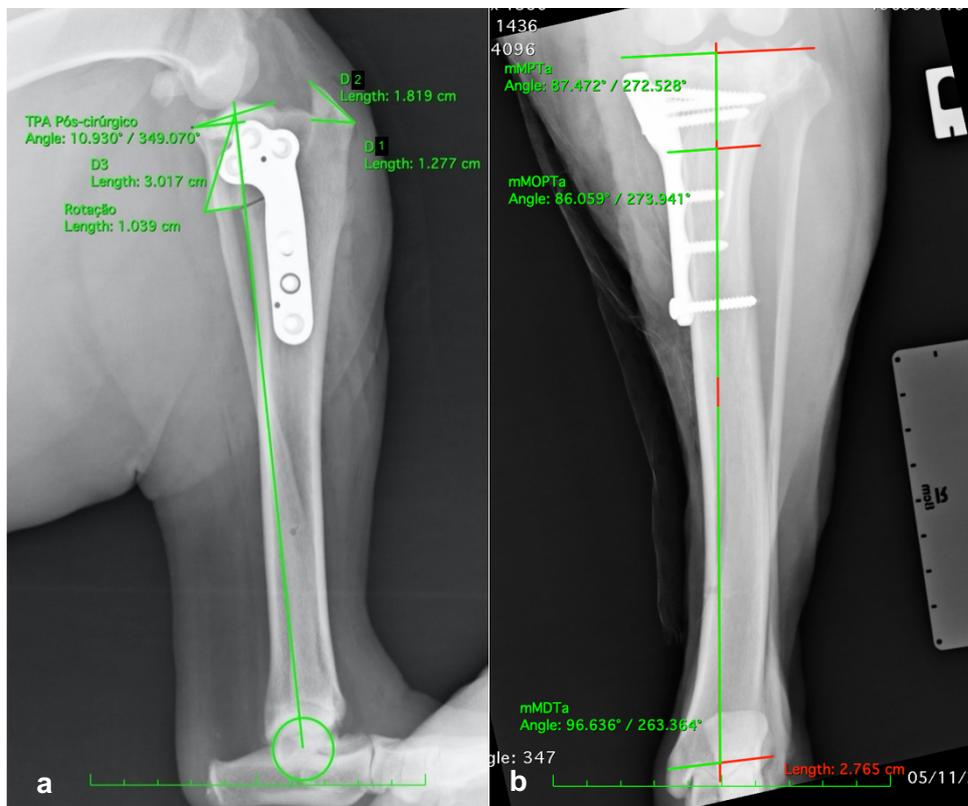


Figura 4. Medições pós-cirúrgicas. a) Radiografia mediolateral pós-cirúrgica e respectivas medições (TPA pós-cirúrgico, D1, D2, D3 e Rotação). b) Radiografia caudocranial pós-cirúrgicas e os ângulos medidos (mMPTa, mMDTa e mMOPTa).

### 3.2.3 Modelação de imagens 2D para 3D

Para a produção da guia cirúrgica, iniciou-se o processo recorrendo-se ao *software* Horos™, utilizando a imagem radiográfica calibrada do planeamento cirúrgico (Figura 5, imagens 1 e 2). Em seguida, após a eliminação de todas as linhas correspondentes ao planeamento da TPLO, com a exceção do círculo de osteotomia e da reta do calibrador, desenha-se o contorno do perfil cranial da tíbia, recorrendo à ferramenta de desenho de polígono encerrado (*closed polygon*), do mesmo *software*, que permite delimitar a região de interesse (ROI). Marcam-se todos os pontos no córtex cranial da tíbia, desde o local de saída cranial da linha de osteotomia até aproximadamente o final do terço proximal da tíbia. Desta forma obtém-se uma linha de contorno do perfil cranial da tíbia. Para obter um polígono fechado, marcam-se os restantes pontos cranialmente aos anteriores, tendo atenção à extremidade proximal, que deve incorporar o limite do círculo da serra de osteotomia, sendo que o perfil da guia deverá ter uma espessura superior a 5 mm e inferior a 9 mm, de forma a que a guia fique rígida, mas com dimensões que não influenciem a sua colocação (Figura 5,

imagem 3). De forma a facilitar o desenho da guia, utilizou-se uma ferramenta que permite atribuir um novo valor de pixels ao interior e ao exterior dos ROI (*Set Pixel values to*), alterando este para um novo valor de 10000. Desta forma, resta apenas da imagem utilizada, o perfil da guia e as dimensões do calibrador (Figura 5, imagem 4), que devem ser exportadas para assegurar as medidas reais da osteotomia planeada.

Recorrendo ao *software* SolidWorks (Dassault Systems, US), importa-se a imagem calibrada para *edrawings*. Utilizando as suas ferramentas de desenho (*Spline*) desenha-se a estrutura principal da guia por cima da imagem importada e completa-se a sua forma (contornando o polígono fechado correspondente ao perfil da tibia e à porção de círculo que corresponde à linha de osteotomia, e expandindo cranialmente, a zona da linha de osteotomia, para ter uma espessura de aproximadamente 5mm e efetuam-se medições de forma a verificar se as dimensões do calibrador se mantêm (Figura 5, imagem 5). Guarda-se a estrutura principal da guia em formato *drawing* (DWG) (extensão de arquivo de desenho em 2D e 3D nativa do *software* CAD) que possibilita a importação de medidas reais e apresenta ferramentas para a transformação de uma imagem bidimensional em tridimensional. Selecionando o desenho da guia e utilizando a ferramenta de extrusão (*extrude boss/base*) transforma-se o desenho, com as medidas reais da osteotomia, num objeto tridimensional (Figura 5, imagem 6). A este ponto, efetuam-se todas as adições necessárias para completar

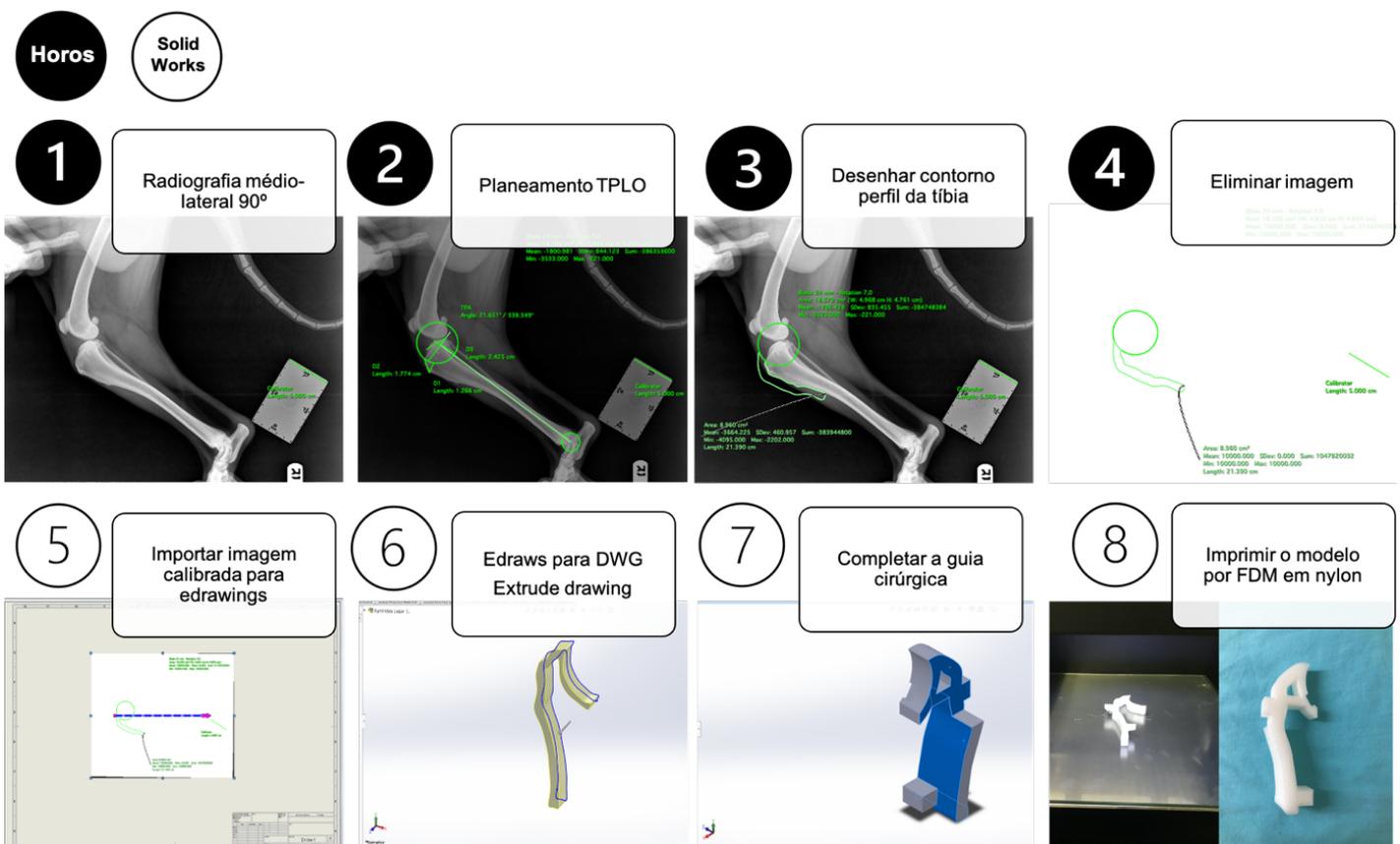
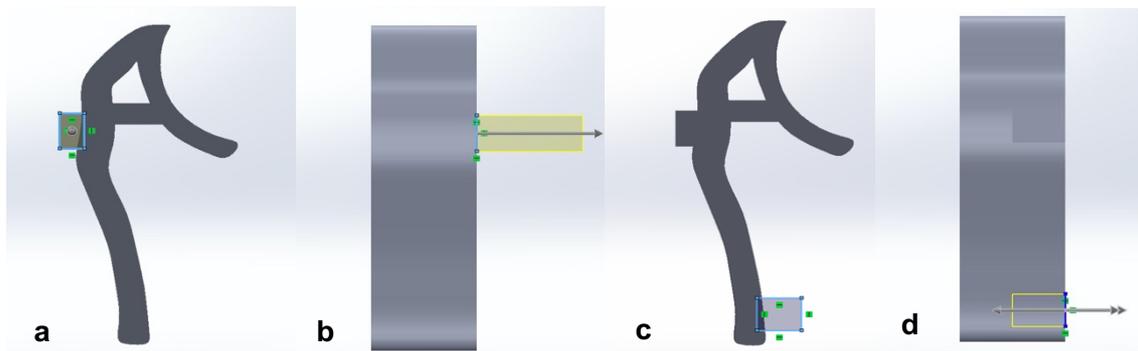


Figura 5. Sequência das etapas para a impressão de uma guia cirúrgica tridimensional através da modelação de uma imagem bidimensional, utilizando dois *softwares* (Horos™ e SolidWorks).

a guia cirúrgica (estruturas de fixação à tibia, estabilização e erradicação da porção medioproximal da guia para permitir o seu encaixe na tibia, criação do segmento de rotação e criação de segmento de apoio ao arco de osteotomia) (Figura 5, imagem 7).

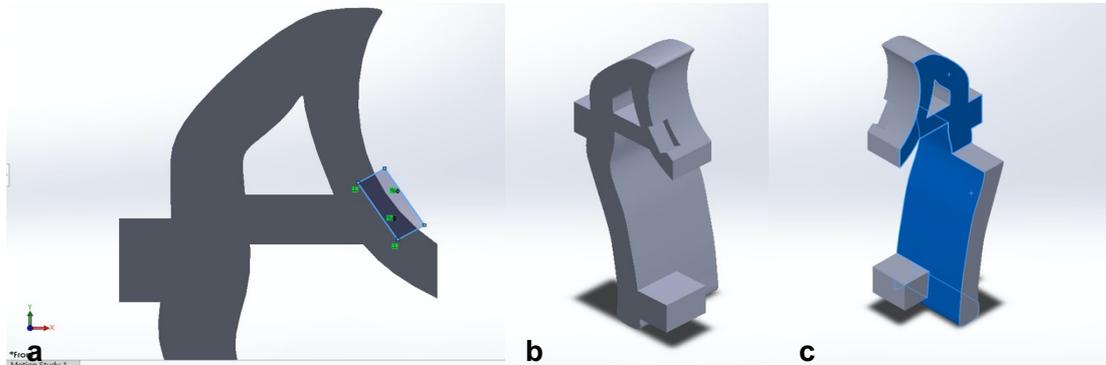
Desenhou-se uma estrutura retangular de suporte para o arco da osteotomia e duas estruturas retangulares para possibilitar a fixação da guia à tibia durante o procedimento cirúrgico. A profundidade do molde deve ser aproximadamente 20 mm. Utilizando a ferramenta *sketch*, constrói-se uma das estruturas de fixação da guia à tibia (estrutura de suporte 1). Esta surge na porção proximal do modelo, na sua face cranial, com uma profundidade de aproximadamente 10 mm a partir da superfície dorsal do modelo. (Figura 6, imagens a e b). Colocou-se a segunda estrutura (estrutura de suporte 2) mais distalmente no modelo, na sua face caudal, tendo uma profundidade de aproximadamente 10 mm a partir da superfície dorsal do restante modelo, para poder possibilitar o seu apoio na face medial da tibia, ficando então os restantes 10 mm de profundidade livres, para permitir o encosto à tibia durante o procedimento cirúrgico (Figura 6, imagens c e d). A estrutura de suporte ao arco de osteotomia, corresponde a um paralelepípedo com 20 mm de profundidade que une o arco de osteotomia à porção do modelo correspondente ao perfil da tibia (Figura 6).



**Figura 6.** Imagem do *software* SolidWorks das etapas de construção das estruturas de suporte 1 e 2.

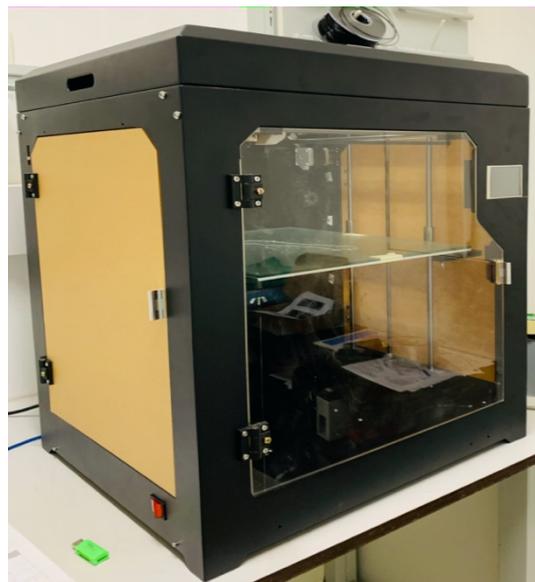
Para incluir no modelo a magnitude da rotação necessária, utiliza-se a ferramenta *extrude cut* para eliminar um paralelepípedo, cujo comprimento corresponde à medida da rotação, com 4 mm profundidade na superfície dorsal do arco de osteotomia, sendo esta reentrância denominada de segmento de rotação do arco de osteotomia (Figura 7, imagens a e b). Desta forma, apenas é necessário fazer uma marcação durante a cirurgia para verificar a magnitude da rotação necessária. Para que a porção proximal da guia possa assentar na face medial da tibia e para haver a possibilidade de colocação de um pin anti-rotacional, eliminou-se em profundidade cerca de 10 mm do molde na sua porção proximal, recorrendo-se à mesma ferramenta. Elimina-se ainda a porção caudal do arco de osteotomia, para que

seja possível a colocação da placa caudalmente ao modelo, ainda com a guia fixa à tíbia (Figura 7, imagem c).



**Figura 7.** Imagem do *software* SolidWorks representativa da construção do segmento de rotação do arco de osteotomia. a) Utilizando a ferramenta *extrude cut*, elimina-se um retângulo cujo comprimento corresponde à medida da rotação. b) Pode-se verificar que o retângulo eliminado não alcançou toda a profundidade do arco de osteotomia, mas apenas 4 mm de profundidade da sua superfície dorsal. c) Utilizando a mesma ferramenta, elimina-se em profundidade cerca de 10 mm do segmento proximal da guia, para permitir que esta porção apoie na face medial da tíbia.

Ao finalizar o desenho do modelo, este pode ser enviado diretamente para impressão 3D, criando um ficheiro G-code. A guia foi impressa numa impressora 3D FMD C-D1 (CBOT) e utilizou-se um filamento de 1,75 mm de poliamida como material de impressão (Figura 8). As guias foram impressas numa posição horizontal com a face ventral da guia (de interface com o osso) posicionada contra a placa de aquecimento. Quando a impressão se deu por



**Figura 8.** Impressora CBOT C-D1 utilizada para a impressão da guia cirúrgica através da tecnologia FDM.

concluída, procedeu-se à remoção manual cuidada das estruturas de suporte (Figura 9). Por fim, cada guia foi embalada e esterilizada na autoclave.

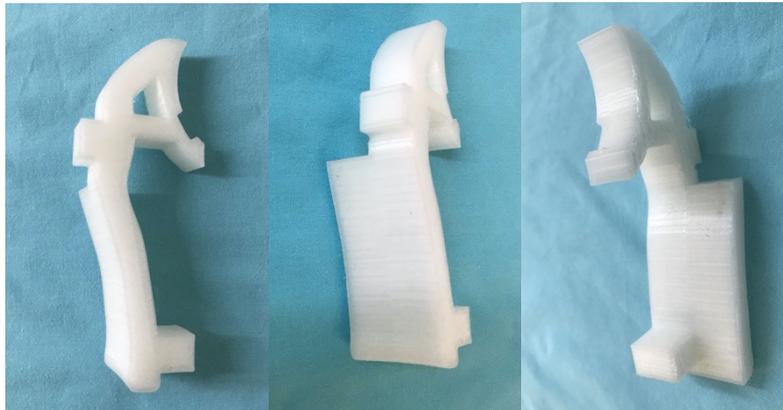


Figura 9. Guia impressa após remoção das estruturas de suporte.

De modo a verificar se as medidas do modelo impresso seriam fidedignas, mediu-se o comprimento, a largura abaixo da crista da tíbia e o segmento de rotação em três formatos, no Horos™, no SolidWorks e na guia já impressa.

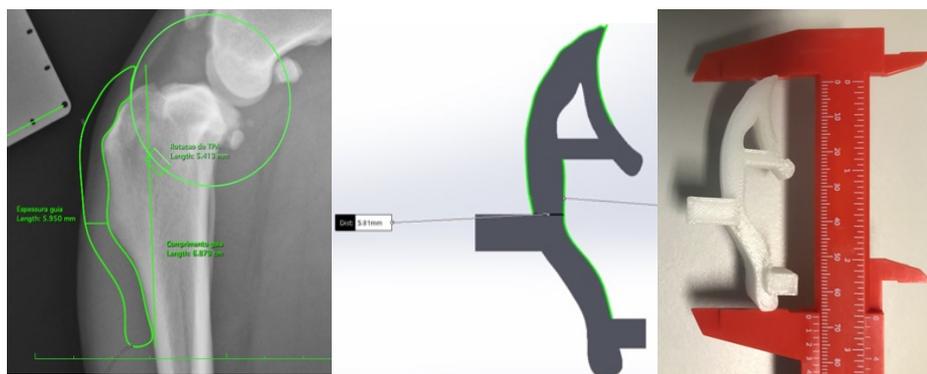


Figura 10. Exemplos da medição do comprimento, largura e rotação da guia nos três formatos. a) Medição do comprimento, largura, e rotação utilizando o *software* Horos™; b) Medição da largura utilizando o *software* SolidWorks; c) Medição do comprimento da guia impressa.

### 3.2.4 Procedimento cirúrgico

Todos os casos foram submetidos a artrotomia crâniomedial para inspeção do interior da articulação. Foi efetuada a remoção dos restos de ligamento, avaliação da integridade meniscal com auxílio de um explorador de menisco, menisectomia quando o menisco se encontrava danificado e lavagem da articulação em todos os casos.

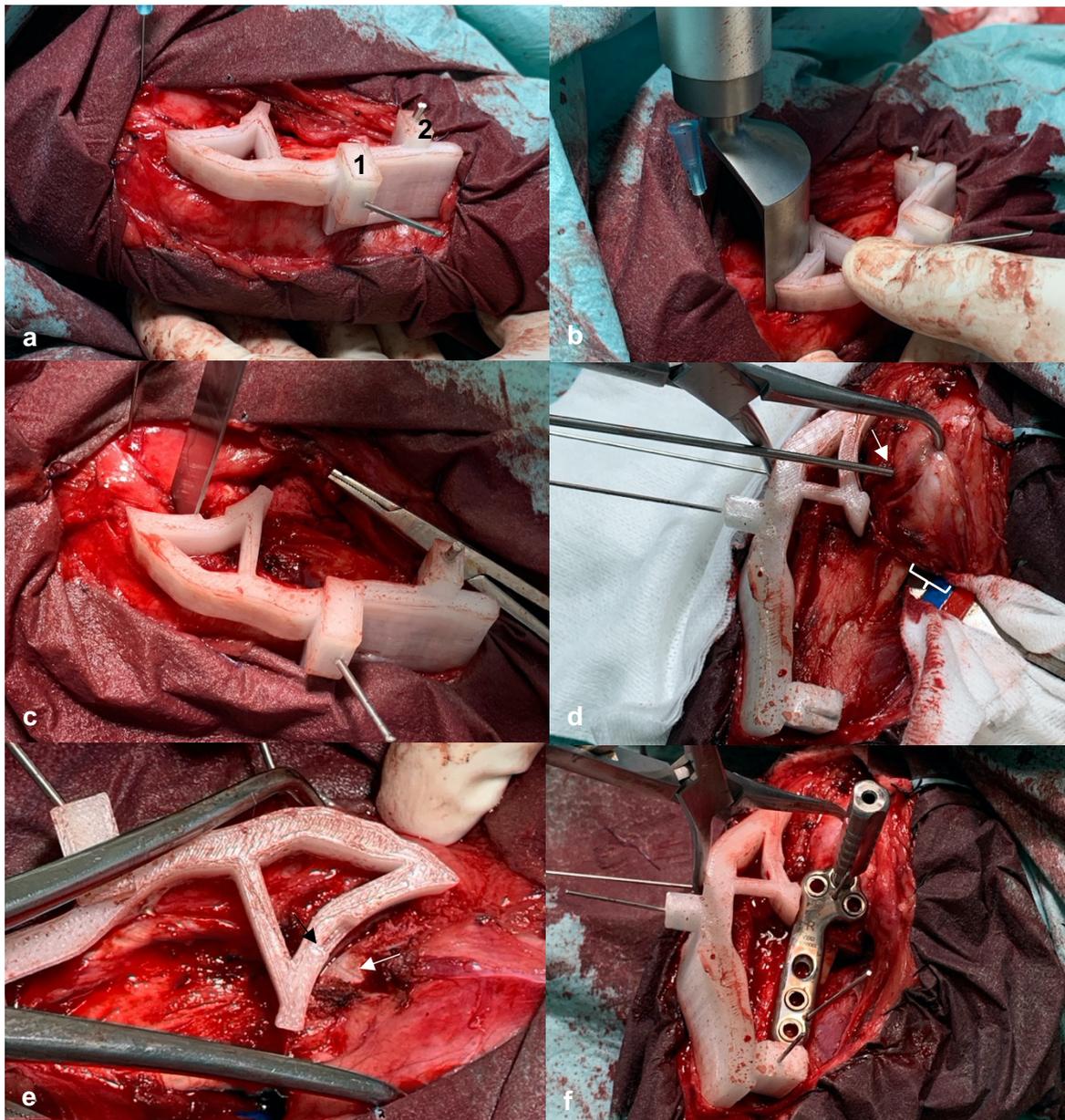
No grupo de controlo realizou-se a técnica de TPLO convencional, sem a utilização de guia cirúrgica. Após exploração intra-articular, realizou-se uma exposição da porção medial da tíbia proximal. Procedeu-se à elevação da fásia e tendões do *pes anserinus* (conjunto de

tendões de inserção dos músculos grácil, semitendinoso e porção caudal do sartório). A superfície articular foi identificada e, nos casos em que se recorreu ao *jig*, o seu pino proximal foi colocado numa posição 3 a 4 mm distal à superfície articular imediatamente caudal ao ligamento colateral medial. O pino proximal do *jig* deve ser paralelo à superfície articular tibial proximal e perpendicular ao plano sagital da tíbia. Dada a proximidade articular deste pino, um mau posicionamento ou uma orientação incorreta poderá resultar no seu posicionamento intraarticular, que poderá lesionar a cartilagem articular ou os meniscos (Cavalcanti et al. 2019). O pino distal foi colocado centralmente na diáfise distal da tíbia, paralelamente ao pino proximal. Assim, os pinos do *jig* devem ser paralelos entre si, perpendiculares ao plano sagital da tíbia e paralelos à superfície articular tibial proximal (Kowaleski et al. 2018). As distâncias medidas pré-cirurgicamente D1 e D2 foram marcadas na tíbia com recurso ao eletrocautério. Antes de realizar a osteotomia, colocaram-se compressas entre a tíbia e o músculo tibial cranial craniolateralmente, e entre a tíbia e o músculo poplíteo caudalmente, para um efeito protetor dos tecidos moles da tíbia proximal, artéria e veia poplíteas e tibial cranial (Moles and Glyde 2009). O posicionamento correto da serra é assegurado pelo contacto da mesma com os pontos marcados. A osteotomia é realizada, mas não em toda a sua profundidade, de modo a avaliar a espessura da tuberosidade tibial, o ângulo de saída da osteotomia no córtex caudal e a área disponível para aplicação da placa no segmento proximal. A orientação da serra deve ser perpendicular ao plano sagital da tíbia e paralela à superfície articular da tíbia, logo deve estar paralela ao pino proximal do *jig*, quando este é utilizado. As marcas de rotação são excisões do perióstio adjacentes à linha de osteotomia no segmento proximal e distal. Estas marcas foram realizadas com um osteótomo e podem ser evidenciadas com recurso ao eletrocautério. A distância entre as marcas é equivalente à rotação desejada. Assim, procedeu-se à marcação do segmento proximal, mediu-se a distância equivalente à rotação, e marcou-se esse ponto no segmento distal. Em seguida finalizou-se a osteotomia, removeu-se as compressas e procedeu-se à colocação de um pino rotacional no segmento proximal da osteotomia. Este pino foi colocado obliquamente de proximocranial para caudodistal. O segmento proximal da tíbia é rodado de modo a alinhar as marcas de rotação do segmento proximal e distal. Em seguida colocou-se um pino anti-rotacional na tuberosidade tibial até ao segmento proximal. O pino deve entrar lateralmente ao tendão patelar, entre a porção cranial da osteotomia e a sua inserção tibial (Kowaleski et al. 2018).

Para finalizar, a placa de TPLO é aplicada, e procede-se ao encerramento dos tendões de inserção do grupo *pes anserinus* com a fásia ao longo da crista tibial, de modo a cobrir os implantes, do tecido subcutâneo e da pele (Kowaleski et al. 2018).

No grupo de estudo, utilizou-se uma guia desenhada especificamente para cada animal, sendo que em alguns casos se utilizou um *jig* e noutros casos se utilizou apenas a guia. O momento cirúrgico de introdução da guia corresponde ao momento de posicionamento

da osteotomia. Assim, ao invés de se medir intracirurgicamente as distâncias D1 e D2, como efetuado nos casos de controlo, é apenas necessário encostar a guia ao perfil cranial da tíbia para se obter a localização correta da osteotomia. De modo a fixar a guia à tíbia, para não ocorrer alteração do local de osteotomia pretendido, introduzem-se duas cavilhas nas estruturas de suporte 1 e 2 numa direção distoproximal (1) e mediolateral (2), de modo a perfurar apenas uma cortical e não ultrapassar a linha de osteotomia (Figura 11, imagem a). Após a fixação temporária do modelo à tíbia, encosta-se a serra de osteotomia na porção circular da guia na sua face caudal, sendo que a serra se deve encostar perfeitamente ao modelo e inicia-se a osteotomia (Figura 11, imagem b). Antes de finalizar a osteotomia, confirma-se a existência de espaço suficiente para a aplicação da placa e parafusos no segmento proximal, e realiza-se apenas uma marca de rotação no segmento proximal (ao nível do ponto mais cranial do segmento de rotação do arco de osteotomia da guia), ao contrário do grupo de controlo em que tem de se efetuar duas marcações distanciadas pela medida da rotação necessária (Figura 11, imagem c). No grupo de estudo, após efetuar a marcação e finalizar a osteotomia, procede-se à colocação de um pin rotacional, tal como no grupo de controlo, e efetua-se a rotação (Figura 11, imagem d). Sendo que a magnitude da rotação já se encontra evidenciada na guia cirúrgica (correspondendo à distância entre o ponto cranial e caudal do sulco de rotação do arco de osteotomia do modelo), quando se realiza a rotação do segmento proximal, procede-se ao alinhamento da marcação realizada no segmento proximal com o ponto caudal já mencionado (Figura 11, imagem e). O modelo pode permanecer fixo à tíbia durante a colocação do pino anti-rotacional e colocação da placa e parafusos (Figura 11, imagem f).



**Figura 11. Utilização intra-cirúrgica da guia. a) Imagem obtida após a fixação da guia no perfil cranial da tibia. Notar a introdução de uma cavilha na estrutura de suporte 1 numa direção distoproximal (1) e outra cavilha na estrutura de suporte 2 numa direção mediolateral (2). b) Início da osteotomia. Notar o encosto da serra ao arco de osteotomia da guia cirúrgica. c) Realização de uma marcação de rotação utilizando um osteótomo, ao nível do ponto cranial do sulco de rotação da guia. d) Colocação de um pin de rotação (seta branca) e rotação do segmento proximal da tibia. Notar a magnitude da rotação efetuada (chaveta branca). e) Imagem obtida após a rotação do segmento proximal da tibia, remoção do pin rotacional e colocação do pin anti-rotacional. Notar o alinhamento da marca de rotação (seta branca) com o ponto caudal do sulco de rotação da guia (seta preta). f) Imagem que demonstra que se pode manter a guia durante a aplicação da placa e parafusos.**

Durante o procedimento foram cronometrados alguns momentos cirúrgicos. Contabilizou-se o tempo de cirurgia (TC), que corresponde ao tempo desde a primeira incisão até ao encerramento da pele; o tempo de artrotomia (TA) que corresponde ao tempo desde a incisão da cápsula articular até ao seu encerramento; o tempo de posicionamento de *jig* (TPJ), quando este foi utilizado, que corresponde ao tempo desde a identificação dos marcos

anatômicos para o seu posicionamento até a introdução dos pinos proximal e distal do *jig* e por fim o tempo de posicionamento de osteotomia (TPO), que corresponde ao tempo que decorre desde a marcação cirúrgica das distâncias D1 e D2 até ao posicionamento da serra no seu local adequado. Nos casos de estudo, cronometraram-se os mesmos momentos cirúrgicos, sendo que para cronometrar o TPO, não se contabilizou o tempo de medição das distâncias mencionadas, mas sim o tempo desde o início do posicionamento da guia até ao posicionamento da serra de osteotomia no seu local adequado. Como nos casos em que se realizou menisectomia o TA seria superior, este tempo foi retirado do TC, assim como o TPJ, visto que a utilização deste aumenta a duração da cirurgia, sendo que foi utilizado em apenas alguns casos, obtendo-se assim o tempo final de cirurgia (TFC).

### **3.2.5 Análise estatística**

Os dados recolhidos foram inseridos numa folha de cálculo do programa Microsoft® Office Excel (versão 16.36 para Mac) e analisados com recurso ao programa SPSS® (versão 26 para Mac)

A distribuição das variáveis foi avaliada pela observação de histogramas e pelo teste de Shapiro-Wilk. Assim, para variáveis cuja distribuição é normal os dados são apresentados como mínimo e máximo (média  $\pm$  desvio-padrão), e para as variáveis cuja distribuição não é normal os dados são apresentados como mínimo e máximo (mediana e intervalo interquartil (IIQ)).

Para verificar se existe diferença estatisticamente significativa na precisão da localização da osteotomia entre o grupo de controlo e o grupo de estudo, calculou-se as diferenças absolutas das distâncias D1, D2, D3 e da rotação entre o pré e o pós-cirúrgico. Foram também calculados os valores absolutos da diferença entre o TPA pós-cirúrgico e os 5º pretendidos, e do desvio da linha de osteotomia. De modo a verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre o grupo de controlo e o de estudo, em relação a estas variáveis recorreu-se ao teste T de amostras independentes ou ao teste de Mann-Whitney U, consoante a distribuição das mesmas.

Para verificar se existiu diferença estatisticamente significativa dos tempos cirúrgicos contabilizados, TFC e TPO entre o grupo de controlo e de estudo, utilizou-se o teste T para amostras independentes ou o teste de Mann-Whitney U.

Para averiguar a precisão da impressão, verificou-se se a diferença de três medidas das guias produzidas (comprimento, largura e rotação) entre o Horos, o SolidWorks e a guia impressa, era estatisticamente significativa. Para tal, realizou-se um teste ANOVA de medidas repetidas.

Todos os testes efetuados apresentam um intervalo de confiança de 95%. Considerou-se um nível de significância de  $p < 0,05$ .

### 3.3 Resultados

#### 3.3.1 Caracterização da população em estudo

A idade dos 14 animais incluídos variou entre 1 e 12 anos ( $5,79 \pm 3,26$  anos), o peso variou entre 13,80 kg e 42,00 kg ( $29,30 \pm 7,44$  kg) e o tempo de lesão variou entre 15 dias e 135 dias (35,00 e IIQ 30,00 - 46,00 dias). Nem a idade nem o peso apresentam diferenças significativas entre o grupo de controlo e o grupo de estudo ( $p = 0,40$  e  $p = 0,85$ , respetivamente).

Os 14 cães pertenciam a 7 raças diferentes e 2 deles eram de raça indefinida, sendo a raça Retriever do Labrador a mais frequente ( $n= 6$ ) (Tabela 2). As percentagens relativas ao MP afetado, grau de claudicação a passo e a trote encontram-se na Tabela 3. Ao exame ortopédico, 100% dos animais apresentavam inflamação medial, dor à palpação da articulação em estudo e teste de sentar positivo; 92,86% dos animais apresentavam teste de gaveta positivo e teste de compressão tibial positivo.

Tabela 2 - Caracterização da população em estudo quanto à raça

Raça	Número de cães	Percentagem (%)
American Bully	1	7,14
Border Collie	1	7,14
Cane Corso	1	7,14
Golden Retriever	1	7,14
Pit Bull	1	7,14
Retriever do Labrador	6	42,87
Rottweiler	1	7,14
Raça indefinida	2	14,29

Tabela 3 - Caracterização da população em estudo quanto ao membro pélvico afetado e grau de claudicação a passo e a trote

		Número de cães	Percentagem (%)	
MP afetado	MPE	5	35,71	
	MPD	9	64,28	
Grau de claudicação	Passo	II	7	50,00
		III	6	42,86
		IV	1	7,14
	Trote	II	7	50,00
		III	6	42,86
		IV	1	7,14

MP – membro pélvico; MPE – membro pélvico esquerdo; MPD – membro pélvico direito.

Relativamente à avaliação radiográfica pré-cirúrgica, 100% dos animais tinham sinais de derrame sinovial e 64,28% apresentava sinais de doença articular degenerativa. O TPA pré-cirúrgico variou entre 17,43° e 29,05° ( $23,73 \pm 4,03^\circ$ ), o mMPTa variou entre 86,91° e 96,59° ( $91,19 \pm 2,50^\circ$ ), e o mMDTa variou entre 84,32° e 98,49° ( $91,05 \pm 3,29^\circ$ ).

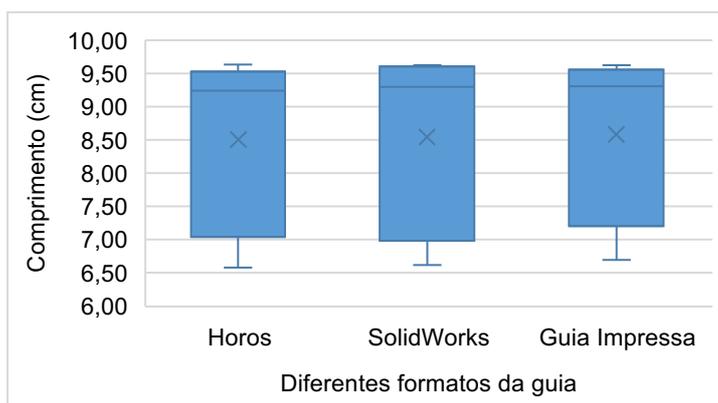
Intracirurgicamente pôde-se verificar que 92,86% dos animais apresentavam RLCCr completa, e 42,86% apresentavam concomitantemente lesão meniscal. Pôde-se ainda observar a presença de osteófitos em 64,29% dos casos. A taxa de complicações foi de 7,14% (n=1). A complicação verificada foi uma complicação menor, mais precisamente uma hemorragia intra-cirúrgica. Durante o período de acompanhamento dos animais intervencionados, que variou entre as 22 e 48 semanas, não foram registadas complicações pós-cirúrgicas.

A avaliação radiográfica pós-cirúrgica permitiu determinar o TPA pós-cirúrgico, que variou entre 0,34° e 8,17° ( $5,10 \pm 1,96^\circ$ ), o mMOPTa, que variou entre 86,00° e 94,06° ( $91,02^\circ$  e IIQ 86,93° - 91,45°), o mMPTa pós-cirúrgico, que variou entre 86,91° e 92,39° ( $89,87 \pm 1,82$ ), e o mMDTa pós-cirúrgico, que variou entre 86,00° e 98,49° ( $91,55 \pm 3,51^\circ$ ).

### 3.3.2 Determinação da diferença nas medidas comprimento, largura e rotação entre Horos, SolidWorks e guia impressa

A distribuição das medidas do comprimento, largura e rotação consoante o formato está representada nos gráficos 2,3 e 4 respetivamente.

**Gráfico 2 - Distribuição do comprimento da guia em diferentes formatos**



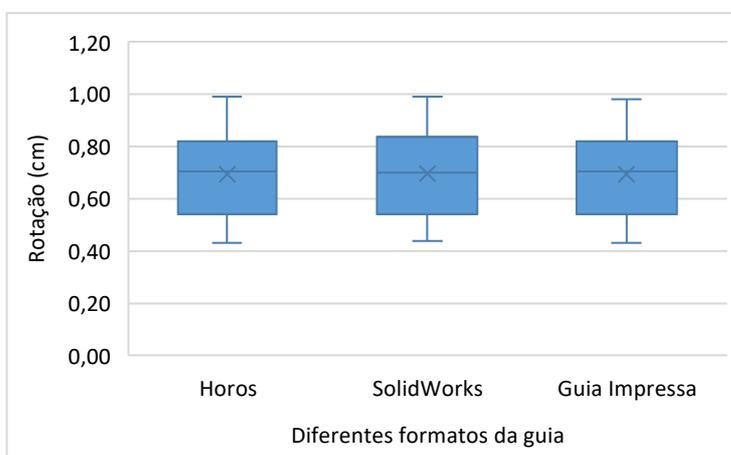
O comprimento da guia variou entre 6,58 cm e 9,63 cm (9,24 cm e IIQ 7,04 – 9,53 cm), no programa Horos, 6,61 cm e 9,62 cm (9,30 cm e IIQ 7,00 – 9,60 cm), no programa SolidWorks e 6,70 cm e 9,62 cm (9,31cm e IIQ 7,21 – 9,56 cm), na guia impressa. Os dados evidenciam que não existe diferença estatisticamente significativa da medida do comprimento entre o Horos, SolidWorks e guia impressa ( $p = 0,174$ , ANOVA medidas repetidas).

**Gráfico 3 - Distribuição da largura da guia em diferentes formatos**



A largura da guia variou entre 0,54 cm e 0,90 cm ( $0,70 \pm 0,11$  cm), no programa Horos, 0,53 cm e 0,99 cm ( $0,70 \pm 0,18$  cm), no SolidWorks e 0,51 cm e 1,00 cm ( $0,71 \pm 0,14$  cm), na guia impressa. De acordo com os resultados obtidos, as diferenças observadas na largura entre o Horos, SolidWorks e guia impressa não são estatisticamente significativas ( $p = 0,905$ , ANOVA medidas repetidas).

**Gráfico 4 - Distribuição da rotação da guia em diferentes formatos**



A medida da rotação variou entre 0,43 cm e 0,99 cm ( $0,69 \pm 0,18$  cm), no programa Horos, 0,44 cm e 0,99 cm ( $0,70 \pm 0,18$  cm), no SolidWorks e 0,43 cm e 0,98 cm ( $0,69 \pm 0,18$  cm), na guia impressa. Os dados evidenciam que não existe diferença estatisticamente significativa na rotação entre os três formatos ( $p = 0,517$ , ANOVA medidas repetidas).

A média do erro de precisão foi de 0,08 cm para o comprimento, 0,02 cm para a largura e 0,01 cm para a rotação.

### 3.3.3 Determinação da precisão da osteotomia

O grupo de estudo, que inicialmente era composto por 8 animais, foi reduzido para 7 animais para a análise destes dados, devido à impossibilidade de aplicação da guia no animal em questão devido à presença de deformações angulares.

O TPA pré-cirúrgico no grupo de controlo variou entre 18,03° e 28,09° (24,52 ± 3,73°); no grupo de estudo variou entre 17,43° e 29,05° (22,42 ± 4,22°), não apresentando diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ( $p = 0,427$ ). O TPA pós-cirúrgico no grupo de controlo variou entre 0,34° a 8,17° (4,98 ± 2,64°). No grupo de estudo, este ângulo variou entre 2,92° e 7,30° (5,22 ± 1,35°), sendo que não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ( $p = 0,576$ ). O mMOPTa no grupo controlo variou entre 86,00° e 91,26° (86,93° e IIQ 86,54 – 91,20°), e no grupo de estudo variou entre 87,70° e 94,06° (91,35° e IIQ 88,45 – 92,54°).

A média das diferenças absolutas das distâncias D1, D2 e D3 somadas variou entre 0,07 cm e 0,24 cm (0,17 ± 0,08 cm) e as diferenças absolutas das distâncias D1 e D2 somadas variou entre 0,09 cm e 0,32 cm (0,20 ± 0,10 cm).

Na tabela 4 estão representados os dados relativos ao valor mínimo, máximo, média e desvio padrão ou mediana e IIQ e o valor de  $p$  obtido a partir dos testes estatísticos executados das seguintes variáveis: diferenças entre o período pré e pós-cirúrgico das medidas D1, D2, D3 e rotação, e das diferenças entre os mesmos períodos dos ângulos mMPTa e mMDTa, diferença entre o TPA pós-cirúrgico e os 5° pretendidos e o desvio da linha de osteotomia.

Os dados obtidos evidenciam que não existe diferença estatisticamente significativa, entre o grupo de controlo e o grupo de estudo, das diferenças de D2, D3 rotação, do TPA para os 5°, dos ângulos mMPTa e mMDTa e do desvio da linha de osteotomia. Contudo, a diferença de D1 é estatisticamente significativa ( $p = 0,018$ ), e a mediana das diferenças é superior no grupo de controlo, relativamente ao grupo de estudo (0,24 e 0,08 cm, respetivamente).

**Tabela 4 - Dados do grupo de controlo e de estudo e da amostra total relativos à diferença das medidas D1, D2, D3 e rotação e dos ângulos mMPTa e mMDTa entre dois períodos diferentes (pré e pós-cirúrgico) e da diferença do TPA pós-cirúrgico para 5° e desvio da linha de osteotomia, bem como o resultado do teste T de amostras independentes (diferença D2 e D3) e de teste de Mann-Whitney U (diferença D1, diferença rotação, diferença TPA para 5°, desvio linha de osteotomia e diferença mMDTa).**

Diferenças / Desvio		Mínimo-Máximo	Média ± Desvio Padrão	Mediana e IIQ	p
Diferença D1 (cm)	Controlo (n=6)	0,09 – 0,40	-	0,24 e IIQ 0,11 – 0,35	<b>0,018</b>
	Estudo (n=7)	0,04 – 0,22	-	0,08 e IIQ 0,07 – 0,12	
	Total (n=13)	0,03 – 0,40	-	0,12 e IIQ 0,08 – 0,27	
Diferença D2 (cm)	Controlo (n=6)	0,11 – 0,41	0,26 ± 0,12	-	0,723
	Estudo (n=7)	0,05 – 0,53	0,23 ± 0,16	-	
	Total (n=13)	0,05 – 0,53	0,24 ± 0,12	-	
Diferença D3 (cm)	Controlo (n=6)	0,00 – 0,20	0,10 ± 0,08	-	0,797
	Estudo (n=7)	0,00 – 0,27	0,11 ± 0,09	-	
	Total (n=13)	0,00 – 0,27	0,11 ± 0,08	-	
Diferença Rotação (cm)	Controlo (n=6)	0,00 – 0,20	-	0,05 e IIQ 0,01 – 0,09	p = 0,668
	Estudo (n=7)	0,00 – 0,14	-	0,01 e IIQ 0,01 – 0,13	
	Total (n=13)	0,00 – 0,20	-	0,05 e IIQ 0,01 – 0,11	
Diferença TPA para 5° (°)	Controlo (n=6)	0,00 – 4,66	-	1,08 e IIQ 0,60 – 3,54	0,352
	Estudo (n=7)	0,00 – 2,30	-	0,11 e IIQ 0,01 – 2,08	
	Total (n=13)	0,00 – 4,66	-	0,82 e IIQ 0,03 – 2,09	
Desvio da linha de osteotomia (°)	Controlo (n=6)	0,01 – 4,41	-	0,84 e IIQ 0,17 – 2,60	0,568
	Estudo (n=7)	0,08 – 4,63	-	1,13 e IIQ 0,62 – 2,18	
	Total (n=13)	0,01 – 4,63	-	1,13 e IIQ 0,35 – 2,09	
Diferença mMPTa (°)	Controlo (n=6)	0,37 – 7,28	-	1,93 e IIQ 0,92 – 7,05	0,568
	Estudo (n=7)	0,00 – 9,68	-	1,00 e IIQ 0,37 – 5,15	
	Total (n=13)	0,00 – 9,68	-	1,17 e IIQ 0,55 – 6,06	
Diferença mMDTa (°)	Controlo (n=6)	1,02 – 6,12	-	2,17 e IIQ 1,42 – 5,99	0,668
	Estudo (n=7)	0,00 – 12,40	-	2,06 e IIQ 1,00 – 4,50	
	Total (n=13)	0,00 – 12,40	-	2,06 e IIQ 1,26 – 5,22	

IIQ – intervalo interquartil; TPA – ângulo de *plateau* tibial; mMPTa – ângulo mecânico medial proximal da tibia; mMDTa – ângulo mecânico medial distal da tibia.

### 3.3.4 Tempos cirúrgicos

Para a análise dos tempos cirúrgicos, devido à impossibilidade de utilização da guia no mesmo animal previamente excluído, incluíram-se os restantes 7 casos.

O TC variou entre 55 e 118 minutos ( $90,15 \pm 17,69$  minutos); o TA variou entre 5 e 26 minutos ( $15,23 \pm 5,76$  minutos); o TPJ variou entre 2 e 10 minutos ( $5,86 \pm 3,19$  minutos); o TPO variou entre 2 e 6 minutos (3,00 minutos e IIQ 3,00 – 5,50 minutos) e o TCF variou entre 42 e 96 minutos ( $71,77 \pm 15,25$  minutos).

Na Tabela 7 está representado o mínimo, máximo, a média e o desvio padrão ou a mediana e o IIQ e o valor de  $p$  obtido a partir dos testes estatísticos realizados. Pode-se observar que os dados evidenciam que existe diferença estatisticamente significativa no TCF entre o grupo de controlo e o grupo de estudo, sendo que a média dos valores obtidos é superior para o grupo de controlo. Relativamente à variável TPO, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre ambos os grupos, sendo que a mediana do grupo de controlo apresenta um valor superior à do grupo de estudo.

**Tabela 5 - Dados relativos à duração de dois momentos cirúrgicos em minutos e resultado do teste T de amostras independentes (TCF) e de teste de Mann-Whitney U (TPO).**

Momento cirúrgico		Mínimo-Máximo	Média $\pm$ Desvio Padrão	Mediana e IIQ	$p$
TCF (min)	Controlo (n=6)	71,00 - 96,00	82,00 $\pm$ 10,00	-	0,017
	Estudo (n=7)	42,00 – 82,00	63,00 $\pm$ 13,70	-	
TPO (min)	Controlo (n=6)	3,00 - 6,00	-	5,50 e IIQ 3,00 – 6,00	0,038
	Estudo (n=7)	2,00 - 4,00	-	3,00 e IIQ 2,00 – 4,00	

min – minutos; TCF – Tempo de cirurgia final; TPO – Tempo de posicionamento de osteotomia.

### 3.4 Discussão

A TPLO é, dentro das várias opções cirúrgicas para RLCCr, uma das técnicas mais realizadas e com melhores resultados (Duerr et al. 2014; Krotscheck et al. 2016; Pfeil et al. 2018; Moore et al. 2020). Esta técnica cirúrgica pretende diminuir a força de impulso cranial tibial através de uma osteotomia radial da porção proximal da tibia e a sua rotação, de modo a diminuir o TPA, tendo como propósito alcançar uma estabilidade crânio-caudal da articulação femorotibiopatelar (Kowaleski et al. 2018).

Whitehair et al. (1993) sugere que o pico de prevalência desta afeção seja entre os 7 e os 10 anos, e de acordo com Witsberger et al. (2008) cães com mais de 4 anos têm maior probabilidade de desenvolver RLCCr. Outros estudos sugerem que raças maiores desenvolvam RLCCr em idades mais jovens relativamente às raças mais pequenas (Bennett et al. 1988; Whitehair et al. 1993). Uma vez que neste estudo a maioria dos animais incluídos são de raças maiores, a idade dos mesmos, que variou entre 1 e 12 anos ( $5,79 \pm 3,26$  anos), encontra-se dentro do reportado por estes autores. Não se verificaram diferenças significativas relativamente à idade entre o grupo de controlo e o grupo de estudo.

Sabe-se que uma das raças predispostas para RLCCr é a raça *Retriever* do Labrador (Whitehair et al. 1993; Duval et al. 1999; Witsberger et al. 2008; Adams et al. 2011; Taylor-Brown et al. 2015) e, de facto, neste estudo foi a raça mais representada na amostra analisada (42,87 %)

A presença de derrame sinovial é um sinal radiográfico comum nos casos de RLCCr. Tal como no estudo de Fuller et al. (2014), todos os animais incluídos neste trabalho, apresentavam este sinal no momento do diagnóstico. O TPA pré-cirúrgico observado nos 14 animais incluídos neste estudo, variou entre  $17,43^\circ$  e  $29,05^\circ$  ( $23,73 \pm 4,03^\circ$ ), não tendo sido demonstrada diferença estatisticamente significativa entre o grupo de controlo e de estudo ( $p = 0,427$ ). Estes valores estão de acordo com os resultados de estudos anteriores (Morris and Lipowitz 2001; Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Reif and Probst 2003; Stauffer et al. 2006; Dismukes et al. 2008; Fox et al. 2020). Está reportada uma variabilidade entre observadores e entre o mesmo observador na medição do TPA de  $\pm 4,8^\circ$  e  $\pm 3,4^\circ$ , respetivamente (Caylor et al. 2001). Estes autores sugerem ainda, que a variabilidade seja mais marcada quando se trata de um observador pouco experiente. Noutro estudo, verificaram que a variabilidade intraobservador foi de  $\pm 3,4^\circ$  e a variabilidade entre observadores foi de  $\pm 6^\circ$  e constatam que as alterações degenerativas dificultam a identificação do aspeto caudal da superfície articular do côndilo medial tibial, sendo este fator responsável pela maioria da variabilidade inter-observadores (Fettig et al. 2003). Neste trabalho, todas as medições obtidas foram efetuadas pelo mesmo observador, sendo este experiente, o que diminui a variabilidade das medições. Contudo, 64,28% dos casos

apresentavam sinais radiográficos indicativos de doença articular degenerativa, o que poderá aumentar a variabilidade intra e inter-observador.

Apesar de nem todas as RLCCr serem completas (92,86%) a maioria dos casos apresentavam instabilidade articular, apresentando testes de gaveta e de compressão tibial positivos (92,86%). O único caso de RLCCr parcial, apresentava teste de gaveta positivo e teste de compressão tibial negativo. Segundo Kowaleski et al. (2018), quando a rotura é parcial, pode não se verificar movimento de gaveta nem teste de compressão tibial positivo, uma vez que poderá ser a BdCdLa que se encontra lesionada, estando então a BdCrM sempre em tensão, quer em flexão quer em extensão, não sendo possível, assim, elicitar teste de gaveta positivo ou de compressão tibial, quer em extensão quer em flexão. Deste modo, pensa-se que a rotura parcial observada neste estudo tenha sido da BdCrM, visto que foi possível induzir movimento de gaveta na articulação em causa. Outra razão para não se detetar instabilidade articular, é o facto de a lesão ser crónica. Apesar de o tempo de lesão ir até aos 135 dias, detetou-se, na maioria dos casos, instabilidade da articulação femorotibiopatelar.

Neste estudo, 42,86% dos animais apresentavam lesão no menisco medial, a qual foi comprovada através de artrotomia medial com recurso a um explorador de menisco. Este valor encontra-se dentro dos valores descritos noutros estudos (30 a 80%), ainda que este possa ser subestimado, já que não se realizou artroscopia, que tem uma maior sensibilidade e especificidade no que concerne ao diagnóstico de lesão meniscal (Ralphs and Whitney 2002; Pozzi et al. 2008; Fitzpatrick and Solano 2010). A lesão meniscal subsequente é reconhecida em 3 a 100% dos casos, sendo que alguns destes se podem dever a falha no diagnóstico durante a cirurgia (Metelman et al. 1995; Thieman et al. 2006; Case et al. 2008; Pozzi and Cook 2018). A mediana de tempo desde a intervenção cirúrgica até ao aparecimento de sinais de lesão meniscal subsequente foi de 146 dias no estudo de Case et al. (2008) e até à nova intervenção cirúrgica foi de 191 dias no estudo de Metelman et al. (1995). Nenhum dos animais incluídos no estudo, durante o acompanhamento pós-operatório, que se estendeu para além dos dias mencionados, revelou sinais de dor ou claudicação, sugerindo que não tenham ocorrido lesões subsequentes do menisco ou lesões latentes/não diagnosticadas no momento cirúrgico. Hayes et al. (2010) refere que por cada semana de claudicação que passa, o risco de ocorrer lesão meniscal aumenta 2-6%, e neste estudo o tempo de lesão variou entre 15 dias e 135 dias (35,00 e IIQ 30,00 - 46,00 dias).

Para assegurar um bom resultado da TPLO, é essencial assegurar a precisão do local de osteotomia intraoperatória (Tan et al. 2014). Para alcançar essa precisão é preferível realizar-se um planeamento pré-cirúrgico do que realizar a osteotomia sem nenhuma medição prévia, sendo que esta última resulta numa osteotomia menos centrada e aumenta a probabilidade de ocorrência de fraturas da tuberosidade tibial (Collins et al. 2014).

Este trabalho consistiu na criação de uma guia cirúrgica específica para cada animal. É de salientar que, a conhecimento da autora, é a primeira vez que é criada uma guia cirúrgica para TPLO que englobe as medições do planeamento pré-cirúrgico, não sendo, portanto, necessária a realização de medições intra-cirúrgicas. Além deste facto foi possível criar uma guia cirúrgica 3D construída a partir de uma referência bidimensional. A guia foi obtida a partir de uma projeção radiográfica mediolateral calibrada, utilizando métodos computacionais. A utilização destes modelos de guia baseia-se em radiografias padronizadas para a técnica cirúrgica de TPLO e evitam os custos de realização de tomografia computadorizada ou RM para a sua construção.

A precisão e reprodutibilidade dos modelos em 3D é afetada pelo conjunto de erros que são introduzidos em cada uma das etapas envolvidas na sua criação, desde as imagens médicas adquiridas. A precisão do modelo depende do grau de concordância entre as dimensões do objeto impresso e as dimensões planeadas do objeto (George et al. 2017). Assim, um dos objetivos deste trabalho foi avaliar a precisão da impressão das guias cirúrgicas. Em cada uma das etapas de construção (guia desenhada no Horos™, guia desenhada no SolidWorks e guia impressa), recolheu-se os valores de 3 medidas (comprimento, largura e rotação) e analisou-se se existiam diferenças entre os formatos da guia em relação a cada uma destas medidas. Os dados evidenciam que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os três formatos analisados, em relação ao comprimento, largura e rotação ( $p = 0,174$ ,  $p = 0,905$  e  $p = 0,517$ , respetivamente), sugerindo que a guia utilizada na cirurgia tenha as mesmas dimensões que a guia planeada. A média do erro de precisão foi de 0,08 cm para o comprimento, 0,02 cm para a largura e de 0,01 cm para a rotação. El-Katatny et al. (2010) obtiveram uma média de diferença absoluta entre o modelo STL e o modelo impresso de 0,01 cm, cujo valor é ligeiramente inferior ao do presente trabalho no caso do comprimento e da largura, no entanto a impressora utilizada neste ensaio é uma impressora FDM para consumidor, enquanto que a impressora utilizada no trabalho do autor referido é uma impressora FDM profissional, justificando a diferença da precisão. No estudo de Harris et al. (2015), que utilizou uma impressora FDM de consumidor, a diferença obtida foi de 0,03 cm, que é um valor mais próximo do obtido neste estudo. O facto de a média do erro de precisão ser superior para o comprimento pode-se dever ao facto de, por vezes, ao longo do processo de construção da guia, esta medida ter sido ajustada para permitir uma maior superfície de encosto na superfície da tibia.

O material de impressão escolhido para o modelo da guia permite um ajuste intra-cirúrgico. A escolha do material recaiu sobre a poliamida, por ser uma matéria inerte amplamente utilizada em medicina e, que após a sua impressão permite a sua esterilização (Sicard et al. 2002; Kubyshkina et al. 2011; Maitz 2015).

O desenho da guia, foi planeado de forma a que fosse possível a sua utilização conjunta com o *jig*. Assegurou-se ainda que a sua fixação temporária à tibia não compromettesse a colocação da placa e parafusos, para, deste modo, não ser necessária a sua remoção até que a osteossíntese se desse por terminada. O facto da poliamida ser o material escolhido para a sua impressão, torna o modelo mais versátil, sendo que permite, caso seja necessário, efetuar algumas correções da sua estrutura intracirúrgicamente. Em alguns casos, o arco da osteotomia da guia estendia-se demasiado caudalmente na tibia, impossibilitando a colocação da placa, no entanto, nestes casos optou-se por se cortar uma porção caudal deste segmento para permitir a colocação da placa. A aplicação intra-cirúrgica da guia revelou-se um processo fácil execução e, embora o planeamento e a construção da guia aumentem o tempo de preparação pré-cirúrgica, é de facto uma ajuda adicional para o cirurgião.

O TPA pós-cirúrgico, na totalidade da amostra, variou entre 0,34° a 8,17° ( $5,10 \pm 1,96^\circ$ ). Pela observação individual de casos verificou-se que nem sempre se atingiu, como planeado, os 5°. No entanto todos os cães foram acompanhados até ao momento de cicatrização da osteotomia, e em nenhum caso se registou instabilidade quer cranial, quer caudal, e nenhum deles voltou a claudicar do MP intervencionado. Este facto vai ao encontro do estudo de Robinson et al. (2006), em que cães com TPA de 0 a 14° não apresentam alterações das forças geradas pelo contacto com o solo, e apresentam melhoria da claudicação nos 17 meses após a cirurgia. O desvio do TPA pós-cirúrgico dos 5° pretendidos variou entre 0° e 4,66° (0,82 ° e IIQ 0,034 – 2,19°). Ainda assim, este pequeno desvio pode dever-se ao facto de a osteotomia não ser centrada no ponto entre as eminências intercondilares, mas sim na interseção entre o eixo mecânico longitudinal da tibia e o *plateau* tibial, como Kowaleski et al. (2018) sugerem, devido ao facto de a nível clínico ser difícil encontrar o ponto das eminências intercondilares. Kowaleski and Mccarthy (2004) mostraram que se a osteotomia não for centrada neste ponto, vai ocorrer uma alteração da localização do mesmo, e, portanto, do eixo longo da tibia, o que leva a obtenção de um TPA diferente do planeado. O TPA pós-cirúrgico não depende apenas dos aspetos técnicos da cirurgia em si, mas também do TPA pré-operatório calculado, que vai alterar diretamente o valor da rotação requerida para atingir o TPA de 5°. Os valores obtidos na variação do TPA dos 5° estão dentro dos valores reportados de variabilidade na medição do TPA, por isso será possível que se tenha atingido os 5° planeados em mais casos do que os obtidos (Caylor et al. 2001; Fettig et al. 2003). Outra justificação possível para o desvio do TPA pós-cirúrgico dos 5° pretendidos é a possibilidade de ocorrer uma alteração da magnitude da rotação durante a aplicação da placa e parafusos. Esperava-se que a utilização da guia se diferenciasses do grupo de controlo no TPA pós-cirúrgico e na sua diferença dos 5° pretendidos, sendo que a guia foi criada com base nas medições pré-cirúrgicas, esperando-se assim uma melhor precisão da osteotomia,

e, portanto, uma maior aproximação do TPA pós-cirúrgico planeado. No entanto, a utilização da guia não desencadeou uma diferença estatisticamente significativa quer no TPA pós-cirúrgico entre os grupos ( $p = 0,576$ ), quer na diferença do TPA pós-cirúrgico para os 5º pretendidos ( $p = 0,352$ ), o que se pode dever ao facto de múltiplos outros fatores poderem desencadear uma alteração do TPA em relação ao valor pretendido, não intrínsecos à reprodutibilidade do planeamento durante a cirurgia.

Os valores dos ângulos mecânicos do plano frontal da tibia determinam a quantidade de *varus/valgus* associada à deformação angular (Dismukes et al. 2007). Está indicado que a osteotomia seja paralela ao *plateau* tibial e perpendicular ao eixo longo da tibia. No entanto, devido a variações anatómicas, estes eixos, nem sempre são perpendiculares entre si. Assim, optou-se por realizar a osteotomia numa inclinação tal, que fosse paralela à superfície articular da tibia (Wheeler et al. 2003). A osteotomia deve ser ortogonal para que não se gere uma componente de deslizamento entre os fragmentos durante a aplicação de uma força compressiva entre os mesmos devido à aplicação da placa, o que ocorre quando a osteotomia não está alinhada com o plano transversal (Burton et al. 2013). Deve-se assegurar a presença de um desnivelamento de lateral para medial entre os segmentos ósseos aquando a rotação do segmento proximal (Kowaleski et al. 2018). O alinhamento das corticais resulta em deformações angulares e rotacionais (Wheeler et al. 2003). Neste estudo, o mMPTa variou entre 89,46° e 96,59° ( $92,65 \pm 2,42^\circ$ ) e o mMDTa variou entre 84,32° e 94,57° ( $90,66 \pm 3,27^\circ$ ). Estes valores são semelhantes aos valores previamente reportados (Dismukes et al. 2007; Dismukes et al. 2008). Segundo Read e Robins (1982), deformações angulares dos membros, podem estar relacionadas com uma maior probabilidade de RLCCr. Nenhum dos animais incluídos apresentava *varus* ou *valgus* ou luxação medial da patela. A diferença entre os valores pré-cirúrgicos e pós-cirúrgicos destes ângulos não foi significativamente diferente nos casos em que se utilizou a guia, relativamente ao controlo. A mediana da diferença do mMPTa e mMDTa foi de 1,17° e 2,06°, respetivamente. Estes valores não são elevados e a média destes ângulos no momento pós-cirúrgico é de 89,87° e 91,55°, respetivamente, cujos valores não diferem dos valores normais reportados pelos mesmos autores, sugerindo que não foi provocado nenhum *varus/valgus* iatrogénico.

Por vezes, a inclinação da osteotomia pode não ser a mais correta por uma perceção errada do cirurgião, para além do facto que pode existir uma alteração da mesma durante a rotação do segmento proximal tibial, da redução da osteotomia ou durante a colocação da placa e parafusos (Wheeler et al. 2003). O desvio da linha de osteotomia foi calculado a partir da diferença absoluta entre o mMOPTa e o mMPTa. O ideal seria que este desvio fosse igual a 0°, que significaria que a osteotomia teria sido paralela a superfície articular da tibia. Este apresentou uma mediana de 1,13° e IIQ de 0,35° e 2,09°, e não houve evidência de diferença significativa entre o grupo de controlo e da guia. Estes valores são muito próximos dos 0°,

considerando-se que foram realizadas osteotomias paralelas à superfície tibial. Burton et al. (2013) sugerem que a utilização de uma guia com um *jig* associado, permite a realização de uma osteotomia mais ortogonal, comparativamente à utilização de apenas o *jig*, sem uma guia para a osteotomia, não sabendo se é a utilização da guia em si que leva a este resultado. No presente estudo, não se verificaram diferenças significativas entre a utilização da guia ou não no desvio da linha de osteotomia, no entanto não se dividiu a amostra em casos em que se tenha utilizado ou não o *jig*, de forma a avaliar unicamente a influência da guia na inclinação do corte.

A precisão da osteotomia foi definida como aquela em que as medições pós-cirúrgicas igualavam as medições efetuadas no planeamento pré-cirúrgico. Desta forma, calculou-se as diferenças entre os valores pré e pós-cirúrgicos de D1, D2, D3, rotação, mMPTa, mMDTa e o desvio da linha de osteotomia e diferença do TPA obtido dos 5º planeados. Os valores absolutos das diferenças foram comparados entre o grupo de controlo e o grupo de estudo. Os resultados da análise dos dados obtidos indicam que a utilização da guia resulta numa maior precisão cirúrgica da osteotomia, sendo que a mediana das diferenças entre o D1 pré-cirúrgico e o pós-cirúrgico é superior para o grupo de controlo (0,24 cm) relativamente ao grupo de estudo (0,08 cm) ( $p = 0,018$ ). Já a diferença das medidas D2, D3 e rotação entre o pré e o pós-cirúrgico entre o grupo de controlo e de estudo não foi significativa, o que significa que a utilização da guia não influencia a precisão destas distâncias.

Noutros estudos semelhantes, em que se verificou a precisão cirúrgica da TPLO, utilizaram outro método de avaliação. Mediram a distância de excentricidade, que corresponde à distância entre o centro da osteotomia realizada e o centro da osteotomia planeada. No entanto, nestes estudos, a osteotomia foi centrada no ponto intermédio das eminências intercondilares, assim, numa radiografia pós-cirúrgica é possível determinar o centro da osteotomia planeado (Tan et al. 2014; Mariano et al. 2016). Porém, neste trabalho, o centro da osteotomia foi o ponto de interseção entre o eixo longo da tíbia e o eixo do *plateau* tibial. Como o *plateau* tibial é alterado e o eixo longo da tíbia também sofre uma pequena alteração, não é possível localizar o centro de osteotomia planeado. Como tal, optou-se por medir as três distâncias que indicam indiretamente se a osteotomia foi centrada de acordo com o planeado. No estudo de Mariano et al. (2016) a distância de excentricidade média com a utilização do *jig* com guia foi de  $4,0 \pm 1,7$  mm e sem guia foi de  $5,4 \pm 1,9$  mm. No estudo de Tan et al. (2014) foi de  $3,4 \pm 1,8$  mm e  $5,6 \pm 2,5$  mm, respetivamente. No estudo de Mossman et al. (2015), a média de diferenças absoluta de D1 e D2 entre o pré e o pós-cirúrgico foi de  $1,72 \pm 0,96$  mm e de D1, D2 e D3 foi de  $1,79 \pm 1,01$  mm. Neste trabalho os valores da média de diferenças absoluta de D1 e D2 foi de  $0,2 \pm 0,13$  cm e de D1, D2 e D3 foi de  $0,17 \pm 0,13$  cm, os quais são semelhantes ao estudo referido. Não obstante, esta diferença não se revelou clinicamente nem radiograficamente relevante, sendo que a utilização da guia não revelou

diferenças significativas no desvio do TPA dos 5°, no desvio da linha de osteotomia e na diferença entre o mMPTa e mMDTa.

Em relação ao tempo cirúrgico, o aumento de tempo de anestesia tem sido associado com um aumento da taxa de infecções pós-cirúrgicas. Neste ensaio não houve registo de nenhuma infecção pós-cirúrgica (Eugster et al. 2004). A utilização da guia revelou uma diminuição estatisticamente significativa não só do TPO, cuja mediana foi de 3 minutos, sendo que sem a utilização da mesma, foi de 5,5 minutos ( $p = 0,038$ ), mas como do TFC, cuja média foi de 63 minutos, sendo que no grupo de controlo foi de 82 minutos ( $p = 0,017$ ). Estes dados revelam que o posicionamento da guia na tibia é mais rápido do que a medição e marcação das distâncias D1 e D2 para averiguar o local pretendido da osteotomia. O facto de o grupo de estudo apresentar uma média de TCF inferior ao grupo de controlo, pode dever-se à possibilidade de a utilização da guia promover uma osteotomia mais estável, principalmente no início da mesma. No estudo de Burton et al. (2013), verificou-se que a lesão do córtex medial é superior quando não se utiliza a guia da serra associada ao *jig*, e os autores revelam que a guia fornece um suporte para a serra de osteotomia, permitindo que a mesma não resvale tanto. No presente trabalho, não foi possível quantificar a lesão no córtex medial, uma vez que a cirurgia foi realizada em animais vivos, e não em cadáveres ou modelos como o estudo anterior. Ainda assim, foi evidente que, durante a utilização da guia, a osteotomia era facilitada, já que a serra tinha menor tendência para resvalar no córtex medial, mantendo-se no local pretendido durante a osteotomia, sendo que esta diferença se mostrou muito marcada no início da osteotomia, podendo ser uma das razões que justificam o aumento de precisão verificado nos casos em que esta foi utilizada. A média do TC foi ligeiramente inferior à do estudo de Priddy et al. (2003), semelhante à do estudo de Pfeil et al. (2013), e superior à de Fitzpatrick e Solano (2010). No entanto, o tempo de cirurgia depende de inúmeros fatores, incluindo a taxa de complicações intra-cirúrgica, que neste ensaio foi de 7,14 %, que corresponde a uma complicação, hemorragia da artéria poplítea, e que nos estudo de Priddy et al. (2003) foi superior.

A taxa de complicações reportada da TPLO encontra-se entre os 10 e os 34%. Neste estudo, houve apenas uma complicação que foi uma hemorragia intra-cirúrgica. Assim, a taxa de complicações verificadas neste ensaio (7,14%) é ligeiramente inferior às anteriores (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Fitzpatrick and Solano 2010; Bergh and Peirone 2012; Coletti et al. 2014). Estão reportados em alguns casos de TPLO, hemorragias intraoperatórias. Alguns autores sugerem que possa ser devido à elevação do musculo políteo, outros sugerem que esta ocorra devido à laceração de vasos devido a lesão direta da serra de osteotomia. Na maioria dos estudos, referem-se a esta hemorragia como sendo uma laceração da artéria ou veia poplítea (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Stauffer et al. 2006; Fitzpatrick and Solano 2010). Moles e Glyde (2009), referem que a fonte mais provável

associada a estas hemorragias seja a artéria tibial cranial, um ramo da artéria poplítea. É recomendada a colocação de compressas na superfície lateral e caudal da tíbia, para prevenir lacerações destes vasos aquando a realização da osteotomia. Estas recomendações foram realizadas em todos os casos, no entanto esta complicação ocorreu num deles.

Está descrito um aumento de complicações pós-cirúrgicas como *rock back*, em cães com TPA pré-cirúrgicos superiores a 35° (Moeller and Cross 2006). Nenhum animal incluído neste estudo tinha TPAs excessivos, nem foi registada nenhuma complicação pós-cirúrgica até ao momento.

O presente trabalho teve algumas limitações intrínsecas aos animais e à técnica realizada. Dentro das limitações intrínsecas do estudo, destaca-se o tamanho reduzido da amostra e a impossibilidade de emparelhar os animais pela utilização ou não do *jig*. Por este facto é necessário continuar com o estudo e aumentar o número da amostra de modo a obter comparações e dados mais fidedignos. Verificou-se ainda uma grande variabilidade da amostra no que concerne a algumas variáveis como a idade, peso e tempo de lesão em dias, sendo que levou a uma heterogeneidade da mesma.

Outra das condições que se pensa ter influenciado o estudo foi o facto de terem sido recolhidas as medições pré e pós-cirúrgicas por apenas um observador. De modo a diminuir o erro da variabilidade interobservador, poderia ter-se juntado mais um observador e analisar a média das medições entre observadores. Cada observador poderia também ter efetuado as medições mais do que uma vez, o que permitia diminuir a variabilidade intraobservador.

A guia cirúrgica foi concebida com o intuito de aumentar a precisão cirúrgica do local de osteotomia, sem que seja necessário recorrer a medições intraoperatórias, facilitar a osteotomia ao fornecer um suporte para a serra durante a mesma, e assim diminuir o tempo cirúrgico.

### 3.5 Conclusão

Os resultados constatados neste ensaio permitem concluir que é possível criar uma guia cirúrgica tridimensional baseada num modelo bidimensional. Os resultados preliminares permitem aferir que a utilização de uma guia cirúrgica específica para cada animal, que inclui as medições pré-cirúrgicas, é vantajosa, na medida em que a sua utilização aumentou a precisão do local da osteotomia da TPLO e levou a uma diminuição do tempo cirúrgico.

A maioria das guias cirúrgicas são produzidas a partir de modelação de imagens de tomografia computadorizada ou RM que, para além de acarretarem um custo elevado, implica que o animal seja anestesiado. O facto desta guia ser obtida a partir de uma imagem radiográfica, que é necessária para a realização do planeamento da TPLO, diminui os custos e não requer a realização de um exame adicional. A utilização da guia promove, ainda, um suporte para a serra de osteotomia, tornando o corte mais estável. Este facto pode ser particularmente benéfico para cirurgiões com pouca experiência, facilitando o processo de osteotomia.

Assim sendo, este estudo permite concluir que a modelação de imagens radiográficas para a criação de uma guia tridimensional específica é promissora, devendo ser realizados mais estudos neste âmbito. Tendo em conta as fragilidades deste ensaio, a aplicabilidade desta técnica deve ser certificada numa amostra substancialmente maior, que permita realizar o seu emparelhamento consoante a utilização de *jig*, realizando várias vezes cada medição e aumentando o número de observadores, diminuindo assim as diferenças derivadas da variabilidade intraobservador e interobservador.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adams P, Bolus R, Middleton S, Moores AP, Grierson J. 2011. Influence of signalment on developing cranial cruciate rupture in dogs in the UK. *J Small Anim Pract.* 52(7):347–352. doi:10.1111/j.1748-5827.2011.01073.x.
- Adrian CP, Haussler KK, Kawcak C, Reiser RF, Riegger-Krugh C, Palmer RH, McIlwraith CW, Taylor RA. 2013. The role of muscle activation in cruciate disease. *Vet Surg.* 42(7):765–773. doi:10.1111/j.1532-950X.2013.12045.x.
- Allan G, Davies S. 2018. Textbook of veterinary diagnostic radiology. In: Thrall DE, editor. Textbook of veterinary diagnostic radiology. 7<sup>a</sup>. St. Louis (MO): Elsevier. p. 403–433.
- Allen MJ, Leone KA, Lamonte K, Townsend KL, Mann KA. 2009. Cemented total knee replacement in 24 dogs: Surgical technique, clinical results, and complications. *Vet Surg.* 38(5):555–567. doi:10.1111/j.1532-950X.2009.00528.x.
- American Society of Anesthesiologists. 2020. ASA Physical Status Classification System. In: ASA Physical Status Classification System. Washington D.C. (USA): American Society of Anesthesiologists.
- Apelt D, Pozzi A, Marcellin-Little DJ, Kowaleski MP. 2010. Effect of Cranial Tibial Closing Wedge Angle on Tibial Subluxation: An Ex Vivo Study. *Vet Surg.* 39(4):454–459. doi:10.1111/j.1532-950X.2010.00670.x.
- Arcand RMA, Rhalmi S, Rivard C-H. 2000. Quantification of mechanoreceptors in the canine anterior cruciate ligament. :272–275.
- Arnoczky SP. 1988. The cruciate ligaments: the enigma of the canine stifle. *J Small Anim Pract.* 29(2):71–90. doi:10.1111/j.1748-5827.1988.tb02267.x.
- Arnoczky SP, Marshall RJ. 1977. The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. *Am J Vet Res.* 38(11):1807–1814.
- Arthurs GI, Langley-Hobbs SJ. 2007. Patellar luxation as a complication of surgical intervention for the management of cranial cruciate ligament rupture in dogs: A retrospective study of 32 cases. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 20(3):204–210. doi:10.1160/VCOT-06-10-0074.
- Bailey CJ, Smith BA, Black AP. 2007. Geometric implications of the tibial wedge osteotomy for the treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 20(3):169–174. doi:doi:10.1160/VCOT-06-02-0012.
- Baird AEG, Carter SD, Innes JF, Ollier WE, Short AD. 2014. Genetic basis of cranial cruciate ligament rupture (CCLR) in dogs. *Connect Tissue Res.* 55(4):275–281. doi:10.3109/03008207.2014.910199.
- Baker LA, Kirkpatrick B, Rosa GJM, Gianola D, Valente B, Sumner JP, Baltzer W, Hao Z, Binversie EE, Volstad N, et al. 2017. Genome-wide association analysis in dogs implicates 99 loci as risk variants for anterior cruciate ligament rupture. *PLoS One.* 12(4):1–19. doi:10.1371/journal.pone.0173810.
- Beale BS, Hulse DA, Pozzi A, Muir Peter. 2018. Advances in the cranial cruciate ligament. In: Muir P., editor. Advances in the cranial cruciate ligament. 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 171–184.

- Bell JC, Ness MG. 2007. Does use of a jig influence the precision of tibial plateau leveling osteotomy surgery? *Vet Surg.* 36(3):228–233. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00254.x.
- Bennett D, Tennant B, Lewis DG, Baughan J, May C, Carter S. 1988. A reappraisal of anterior cruciate ligament disease in the dog. *J Small Anim Pract.* 29(5):275–297. doi:10.1111/j.1748-5827.1988.tb02286.x.
- Bergh MS, Peirone B. 2012. Complications of tibial plateau levelling osteotomy in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 25(5):349–358. doi:10.3415/VCOT-11-09-0122.
- Bergh MS, Sullivan C, Ferrell CL, Troy J, Budsberg SC. 2014. Systematic review of surgical treatments for cranial cruciate ligament disease in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc.* 50(5):315–321. doi:10.5326/JAAHA-MS-6356.
- Bleedorn JA, Greuel EN, Manley PA, Schaefer SL, Markel MD, Holzman G, Muir P. 2011. Synovitis in Dogs with Stable Stifle Joints and Incipient Cranial Cruciate Ligament Rupture: A Cross-Sectional Study. *Vet Surg.* 40(5):531–543. doi:10.1111/j.1532-950X.2011.00841.x.
- Blond L, Thrall DE, Roe SC, Chailleux N, Robertson ID. 2008. Diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging for meniscal tears in dogs affected with naturally occurring cranial cruciate ligament rupture. *Vet Radiol Ultrasound.* 49(5):425–431. doi:10.1111/j.1740-8261.2008.00401.x.
- Boudrieau RJ. 2009. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Vet Surg.* 38(1):1–22. doi:10.1111/j.1532-950X.2008.00439.x.
- Boudrieau RJ. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligament.* 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 227–242.
- Brandt KD, Myers SL, Burr D, Albrecht M. 1991. Osteoarthritic changes in canine articular cartilage, subchondral bone, and synovium fifty-four months after transection of the anterior cruciate ligament. *Arthritis Rheum.* 34(12):1560–1570. doi:10.1002/art.1780341214.
- Bruin T de, Rooster de H, Bosmans T, Duchateau L, Van Bree H, Gielen I. 2007. Radiographic assessment of the progression of osteoarthritis in the contralateral stifle joint of dogs with a ruptured cranial cruciate ligament. *Vet Rec.* 161(22):745–750. doi:10.1136/vr.161.22.745.
- Budsberg SC. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligament.* 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 333–341.
- Budsberg SC, Verstraete M, Soutas-Little R, Flo G, Probst C. 1988. Force plate analyses before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury. *Am J Vet Res.* 49(9):1522–1524.
- Buote N, Fusco J, Radasch R. 2009. Age, tibial plateau angle, sex, and weight as risk factors for contralateral rupture of the cranial cruciate ligament in labradors. *Vet Surg.* 38(4):481–489. doi:10.1111/j.1532-950X.2009.00532.x.
- Burton NJ, Fitzpatrick N, Wallace AM. 2013. Evaluation of Cut Accuracy and Cis Cortical Damage for Tibial Plateau Leveling Osteotomy Performed with and without Aid of a Novel Saw Guide: An In Vitro Study. *Vet Surg.* 42(1):28–37. doi:10.1111/j.1532-950X.2012.01031.x.
- Cabrera SY, Owen TJ, Mueller MG, Kass PH. 2008. Comparison of tibial plateau angles in dogs with unilateral versus bilateral cranial cruciate ligament rupture: 150 cases (2000–2006). *J Am Vet Med Assoc.* 232(6):889–892. <http://avmajournals.avma.org/doi/abs/10.2460/javma.232.6.889>.

- Campbell CA, Horstman CL, Mason DR, Evans RB. 2010. Severity of patellar luxation and frequency of concomitant cranial cruciate ligament rupture in dogs: 162 cases (2004–2007). *J Am Vet Med Assoc.* 236(8):887–891. <http://avmajournals.avma.org/doi/abs/10.2460/javma.236.8.887>.
- Cappelle KK, Barnhart MD. 2019. Short-Term Complications following Single-Session versus Staged Bilateral Tibial Plateau Levelling Osteotomies Stabilized with Locking Plates for Treatment of Bilateral Cranial Cruciate Ligament Disease: A Retrospective Study. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 32(6):460–466. doi:10.1055/s-0039-1693153.
- Carpenter Jr DH, Cooper RC. 2000. Mini Review of Canine Stifle Joint Anatomy. *Anat Histol Embryol.*(29):321–329.
- Casale SA, McCarthy RJ. 2009. Complications associated with lateral fabellotibial suture surgery for cranial cruciate ligament injury in dogs: 363 cases (1997–2005). *J Am Vet Med Assoc.* 234(2):229–235.
- Case JB, Hulse D, Kerwin SC, Peycke LE. 2008. Meniscal injury following initial cranial cruciate ligament stabilization surgery in 26 dogs (29 stifles). *Vet Comp Orthop Traumatol.* 21(4):365–367. doi:10.3415/VCOT-07-07-0070.
- Cavalcanti JVJ, Kim SE, Colee J. 2019. Intra-articular proximal jig pin placement during tibial plateau leveling osteotomy. *Open Vet J.* 9(4):335–338. doi:10.4314/ovj.v9i4.11.
- Caylor KB, Zumpano CA, Evans LM, Moore RW. 2001. Intra-and interobserver measurement variability of Tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc.* 37(3):263–268. doi:10.5326/15473317-37-3-263.
- Chuang C, Ramaker MA, Kaur S, Csomos RA, Kroner KT, Bleedorn JA, Schaefer SL, Muir P. 2014. Radiographic risk factors for contralateral rupture in dogs with unilateral cranial cruciate ligament rupture. *PLoS One.* 9(9):1–10. doi:10.1371/journal.pone.0106389.
- Coletti TJ, Anderson M, Gorse MJ, Madsen R. 2014. Complications associated with tibial plateau leveling osteotomy: A retrospective of 1519 procedures. *Can Vet J.* 55(March):249–254.
- Collins JE, Degner DA, Hauptman JG, Decamp CE. 2014. Benefits of Pre- and Intraoperative Planning for Tibial Plateau Leveling Osteotomy. *Vet Surg.* 43(2):142–149. doi:10.1111/j.1532-950X.2013.12093.x.
- Comerford EJ, Tarlton JF, Avery NC, Bailey AJ, Innes JF. 2006. Distal femoral intercondylar notch dimensions and their relationship to composition and metabolism of the canine anterior cruciate ligament. *Osteoarthr Cartil.* 14(3):273–278. doi:10.1016/j.joca.2005.09.001.
- Comerford EJ, Smith K, Hayashi K. 2011. Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 24(2):91–98. doi:10.3415/VCOT-10-04-0055.
- Cook CR. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligament.* 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 135–140.
- Cook JL, Luther JK, Beetem J, Karnes J, Cook CR. 2010. Clinical comparison of a novel extracapsular stabilization procedure and tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Vet Surg.* 39(3):315–323. doi:10.1111/j.1532-950X.2010.00658.x.

- Crawford R, Walley G, Bridgman S, Maffulli N. 2007. Magnetic resonance imaging versus arthroscopy in the diagnosis of knee pathology, concentrating on meniscal lesions and ACL tears: A systematic review. *Br Med Bull.* 84(1):5–23. doi:10.1093/bmb/ldm022.
- DeCamp CE, Johnston SA, Déjardin LM, Schaefer SL. 2016. Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of small animal orthopedics and fracture repair. In: DeCamp CE, Johnston SA, Déjardin LM, Schaefer SL, editors. *Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of small animal orthopedics and fracture repair.* 5<sup>a</sup>. St. Louis (MO): Elsevier. p. 597–670.
- DeCamp CE, Riggs CM, Olivier NB, Hauptman JG, Hottinger HA, Soutas-Little RW. 1996. Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Am J Vet Res.* 57(1):120–126.
- Denny HR, Butterworth SJ. 2000. A Guide to Canine and Feline Orthopaedic Surgery. In: *A Guide to Canine and Feline Orthopaedic Surgery.* 4<sup>a</sup>. Blackwell Science. p. 512–553.
- Diment LE, Thompson MS, Bergmann JHM. 2017. Clinical efficacy and effectiveness of 3D printing: A systematic review. *BMJ Open.* 7(12). doi:10.1136/bmjopen-2017-016891.
- Dismukes DI, Tomlinson JL, Fox DB, Cook JL, Song KJE. 2007. Radiographic measurement of the proximal and distal mechanical joint angles in the canine tibia. *Vet Surg.* 36(7):699–704. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00323.x.
- Dismukes DI, Tomlinson JL, Fox DB, Cook JL, Witsberger TH. 2008. Radiographic measurement of canine tibial angles in the sagittal plane. *Vet Surg.* 37(3):300–305. doi:10.1111/j.1532-950X.2008.00381.x.
- Duerr FM, Martin KW, Rishniw M, Palmer RH, Selmic LE. 2014. Treatment of canine cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 27(06):478–483. doi:10.3415/vcot-14-03-0047.
- Duval JM, Budsberg SC, Flo GL, Sammarco JL. 1999. Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 215(6):811–814.
- El-Katatny I, Masood SH, Morsi YS. 2010. Error analysis of FDM fabricated medical replicas. *Rapid Prototyp J.* 16(1):36–43. doi:10.1108/13552541011011695.
- Eugster S, Schawalder P, Gaschen F, Boerlin P. 2004. A prospective study of postoperative surgical site infections in dogs and cats. *Vet Surg.* 33(5):542–550. doi:10.1111/j.1532-950X.2004.04076.x.
- Evans HE, Lahunta A de. 2013. Miller's anatomy of the dog. In: Elsevier Saunders, editor. 4<sup>a</sup>. St. Louis, Missouri. p. 177–180.
- Fazio CG, Muir P, Schaefer SL, Waller KR. 2018. Accuracy of 3 Tesla magnetic resonance imaging using detection of fiber loss and a visual analog scale for diagnosing partial and complete cranial cruciate ligament ruptures in dogs. *Vet Radiol Ultrasound.* 59(1):64–78. doi:10.1111/vru.12567.
- Fettig AA, Rand WM, Sato AF, Solano M, McCarthy RJ, Boudrieau RJ. 2003. Observer Variability of Tibial Plateau Slope Measurement in 40 Dogs with Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle Joints. *Vet Surg.* 32(5):471–478. doi:10.1053/jvet.2003.50054.
- Fitch RB, Montgomery RD, Milton JL, Garrett PD, Kincaid SA, Wright JC, Terry GC. 1995. The Intercondylar Fossa of the Normal Canine Stifle: An Anatomic and Radiographic Study. *Vet Surg.* 24(2):148–155. doi:10.1111/j.1532-950X.1995.tb01309.x.

- Fitzpatrick N, Solano MA. 2010. Predictive Variables for Complications after TPLO with Stifle Inspection by Arthrotomy in 1000 Consecutive Dogs. *Vet Surg.* 39(4):460–474. doi:10.1111/j.1532-950X.2010.00663.x.
- Fox EA, Dycus DL, Leasure CS, Fox HA, Canapp SO. 2020. Average Tibial Plateau Angle of 3,922 Stifles Undergoing Surgical Stabilization for Cranial Cruciate Ligament Rupture. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 33(3):167–173. doi:10.1055/s-0039-3401811.
- Fuller MC, Hayashi K, Bruecker KA, Holsworth IG, Sutton JS, Kass PH, Kantrowitz BJ, Kapatkin AS. 2014. Evaluation of the radiographic infrapatellar Fat Pad Sign of the Contralateral Stifle Joint. *J Am Vet Med Assoc.* 244(3).
- Gatineau M, Dupuis J, Planté J, Moreau M. 2011. Retrospective study of 476 tibial plateau levelling osteotomy procedures: Rate of subsequent 'pivot shift', meniscal tear and other complications. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 24(5):333–341. doi:10.3415/VCOT-10-07-0109.
- George E, Liacouras P, Rybicki FJ, Mitsouras D. 2017. Measuring and establishing the accuracy and reproducibility of 3D printed medical models. *Radiographics.* 37(5):1424–1450. doi:10.1148/rg.2017160165.
- Gielen I, Bree H van. 2018. Advances in the cranial cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the cranial cruciate ligament.* 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 141–154.
- Gleason HE, Caleb VMD, Dvm CH, Vmd BC. 2019. Meniscal click in cranial cruciate deficient stifles as a predictor of specific meniscal pathology. (June):1–5. doi:10.1111/vsu.13293.
- Grierson J, Asher L, Grainger K. 2011. An investigation into risk factors for bilateral canine cruciate ligament rupture. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 24(3):192–196. doi:10.3415/VCOT-10-03-0030.
- Griffith CJ, LaPrade RF, Coobs BR, Olson EJ. 2007. Anatomy and Biomechanics of the Posterolateral Aspect of the Canine Knee. *J Orthop Res.* 25(September):1231–1242. doi:10.1002/jor.
- Griffon DJ. 2010. A Review of the Pathogenesis of Canine Cranial Cruciate Ligament Disease as a Basis for Future Preventive Strategies. *Vet Surg.* 39(4):399–409. doi:10.1111/j.1532-950X.2010.00654.x.
- Harris BD, Nilsson S, Poole CM. 2015. A feasibility study for using ABS plastic and a low-cost 3D printer for patient-specific brachytherapy mould design. *Australas Phys Eng Sci Med.* 38(3):399–412. doi:10.1007/s13246-015-0356-3.
- Hayashi K, Frank JD, Dubinsky C, Hao Z, Markel MD, Manley PA, Muir P. 2003. Histologic Changes in Ruptured Canine Cranial Cruciate Ligament. *Vet Surg.* 32:269–277. doi:10.1053/jvet.2003.50023.
- Hayes GM, Langley-Hobbs SJ, Jeffery ND. 2010. Risk factors for medial meniscal injury in association with cranial cruciate ligament rupture. *J Small Anim Pract.* 51(12):630–634. doi:10.1111/j.1748-5827.2010.01003.x.
- Hsu C-P, Lin C-S, Fan C-H, Chiang N-Y, Tsai C-W, Chang C-M, LIU I-L. 2020. Shape accuracy of an acrylonitrile butadiene styrene canine tibia model fabricated using fused deposition modelling and the effects of hydrogen peroxide gas plasma sterilisation. :1–8. doi:10.21203/rs.3.rs-35517/v1.

- Hulse D, Hyman W, Beale B, Saunders B, Peycke I, Hosgood G. 2010. Determination of isometric points for placement of a lateral suture in treatment of the cranial cruciate ligament deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 23(3):163–167. doi:10.3415/VCOT-09-05-0054.
- Ichinohe T, Kanno N, Harada Y, Fujita Y, Fujie H, Hara Y. 2020. Analysis of passive tibio-femoral joint movement of beagle dogs during flexion in cadaveric hind limbs without muscle. *J Vet Med Sci.* 82(2):148–152. doi:10.1292/jvms.18-0501.
- Inauen R, Koch D, Bass M, Haessig M. 2009. Tibial tuberosity conformation as a risk factor for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 22(1):16–20. doi:10.3415/VCOT-07-08-0078.
- Jaegger G, Marcellin-Little DJ, Levine D. 2002. Reliability of goniometry in Labrador Retrievers. *Am J Vet Res.* 63(7):979–986. doi:10.2460/ajvr.2002.63.979.
- Johnson JM, Johnson AL. 1993. Cranial cruciate ligament rupture. Pathogenesis, diagnosis, and postoperative rehabilitation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 23(4):717–733. doi:10.1016/S0195-5616(93)50078-5. [http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616\(93\)50078-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616(93)50078-5).
- Kai CC, Fai. LK, Sing LC. 2003a. Solid-Based Rapid Prototyping System. In: Kai CC, Fai. LK, Sing LC, editors. *Rapid Prototyping: Principles and Applications.* 2nd ed. Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. p. 111–173.
- Kai CC, Fai. LK, Sing LC. 2003b. Rapid Prototyping Data Formats. In: Kai CC, Fai. LK, Sing LC, editors. *Rapid Prototyping: Principles and Applications.* 2nd ed. Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. p. 237–295.
- Kanno N, Amimoto H, Hara Y, Harada Y, Nezu Y, Yogo T, Tagawa M. 2012. the Semitendinosus Muscle and Cranial Cruciate. *Am J Vet Res.* 73(5).
- Kim SE, Jones SC, Lewis DD, Banks SA, Conrad BP, Tremolada G, Abbasi AZ, Coggeshall JD, Pozzi A. 2015. In-vivo three-dimensional knee kinematics during daily activities in dogs. *J Orthop Res.* 33(11):1603–1610. doi:10.1002/jor.22927.
- Kim SE, Pozzi A, Banks SA, Conrad BP, Lewis DD. 2009. Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. *Vet Surg.* 38(1):23–32. doi:10.1111/j.1532-950X.2008.00470.x.
- Kim SE, Pozzi A, Kowaleski MP, Lewis DD. 2008. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Vet Surg.* 37(2):111–125. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00361.x.
- Kishi EN, Hulse D. 2016. Owner Evaluation of a CORA-Based Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Injury in Dogs. *Vet Surg.* 45(4):507–514. doi:10.1111/vsu.12472.
- Knight RC, Thomson DG, Danielski A. 2017. Surgical management of pivot-shift phenomenon in a dog. *J Am Vet Med Assoc.* 250(6):676–680. doi:10.2460/javma.250.6.676.
- Kobayashi S, Baba H, Uchida K, Negoro K, Sato M, Miyazaki T, Nomura E, Murakami K, Shimizubata M, Meir A. 2006. Microvascular System of Anterior Cruciate Ligament in Dogs. *J Orthop Res.* 24(July):1509–1520. doi:10.1002/jor20183.
- König HE, Liebich H-G. 2002. Anatomía de los animales domésticos. Tomo I Aparato locomotor. Texto y atlas en color. In: Panamericana EM, editor. 2<sup>a</sup>. p. 203–264.

- Korvick DL, Pijanowski GJ, Schaeffer DJ. 1994. Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs. *J Biomech.* 27(1):77–87. doi:10.1016/0021-9290(94)90284-4.
- Kowaleski MP, Boudrieau RJ, Pozzi A. 2018. Stifle Joint. In: Johnston SA, Tobias KM, editors. *Veterinary Surgery: Small Animal*. 2<sup>a</sup>. St. Louis (MO): Elsevier. p. 1071–1167.
- Kowaleski MP, Mccarthy RJ. 2004. Geometric analysis evaluating the effect of tibial plateau leveling osteotomy position on postoperative tibial plateau slope \*. :30–34.
- Krotscheck U, Nelson SA, Todhunter RJ, Stone M, Zhang Z. 2016. Long Term Functional Outcome of Tibial Tuberosity Advancement vs. Tibial Plateau Leveling Osteotomy and Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs. *Vet Surg.* 45(2):261–268. doi:10.1111/vsu.12445.
- Kubyshkina G, Zupančič B, Štukelj M, Grošelj D, Marion L, Emri I. 2011. The Influence of Different Sterilization Techniques on the Time-Dependent Behavior of Polyamides. *J Biomater Nanobiotechnol.* 02(04):361–368. doi:10.4236/jbnb.2011.24045.
- Kuroki K, Williams N, Ikeda H, Bozynski CC, Leary E, Cook JL. 2019. Histologic assessment of ligament vascularity and synovitis in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Am J Vet Res.* 80(2):152–158. doi:10.2460/ajvr.80.2.152.
- Kyllar M, Čížek P. 2018. Cranial cruciate ligament structure in relation to the tibial plateau slope and intercondylar notch width in dogs. *J Vet Sci.* 19(5):699–707. doi:10.4142/JVS.2018.19.5.699.
- Laing EJ. 1993. Collateral ligament injury and stifle luxation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 23(4):845–853. doi:10.1016/S0195-5616(93)50086-4. [http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616\(93\)50086-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616(93)50086-4).
- Lampman TJ, Lund EM, Lipowitz AJ. 2003. Cranial cruciate disease: Current status of diagnosis, surgery, and risk for disease. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 16(3):122–126. doi:10.1055/s-0038-1632767.
- Laporte S, Skalli W, de Guise JA, Lavaste F, Mitton D. 2003. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: Application to the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 6(1):1–6. doi:10.1080/1025584031000065956.
- Mahn MM, Cook JL, Cook CR, Balke MT. 2005. Arthroscopic verification of ultrasonographic diagnosis of meniscal pathology in dogs. *Vet Surg.* 34(4):318–323. doi:10.1111/j.1532-950X.2005.00049.x.
- Maitz MF. 2015. Applications of synthetic polymers in clinical medicine. *Biosurface and Biotribology.* 1(3):161–176. doi:10.1016/j.bsbt.2015.08.002. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bsbt.2015.08.002>.
- Marcellin-little DJ, Harrysson OL a, Cansizoglu O. 2008. In vitro evaluation of a custom cutting jig and custom plate for canine tibial plateau leveling. *Am J Vet Res.* 69(7):961–966.
- Mariano AD, Kowaleski MP, Boudrieau RJ. 2016. Novel TPLO alignment jig/saw guide reproduces freehand and ideal osteotomy positions. *PLoS One.* 11(8):1–15. doi:10.1371/journal.pone.0161110.

- Marshall J, Olsson S-E. 1971. Instability of the Knee: A long term experimental study in dogs. *J Bone Jt Surg.* 53(8):1561–1570.
- Metelman A, Schwarz PD, Salman M, Alvis MR. 1995. An Evaluation of Three Different Cranial Cruciate Ligament Surgical Stabilization Procedures As They Relate to Postoperative Meniscal Injuries. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 08(02):118–123. doi:10.1055/s-0038-1632440.
- Mitton D, Landry C, Véron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput.* 38(2):133–139. doi:10.1007/BF02344767.
- Moeller EM, Cross AR. 2006. Change in Tibial Plateau Angle After Tibial Plateau Leveling. *Vet Surg.* 35(February):460–464. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00175.x.
- Moles A, Glyde M. 2009. Anatomical investigation of the canine cranial tibial artery: A potential source of severe haemorrhage during proximal tibial osteotomies. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 22(5):351–355. doi:10.3415/VCOT-09-01-0009.
- Monahan JJ, Grigg P, Pappas AM, Leclair WJ, Marks T, Fowler DP, Sullivan TJ. 1984. In vivo strain patterns in the four major canine knee ligaments. *J Orthop Res.* 2(4):408–418. doi:10.1002/jor.1100020414.
- Moore E V., Weeren R, Paek M. 2020. Extended long-term radiographic and functional comparison of tibial plateau leveling osteotomy vs tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Surg.* 49(1):146–154. doi:10.1111/vsu.13277.
- Morris E, Lipowitz AJ. 2001. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J Am Vet Med Assoc.* 218(3):363–366. doi:10.2460/javma.2001.218.363.
- Mossman H, Pfeil DJF Von, Nicholson M, Phelps H, Morris E, Bradley R. 2015. Accuracy of three pre- and intra- operative measurement techniques for osteotomy positioning in the tibial plateau levelling procedure. *Vet Comp Orthop Traumatol.*(4):250–255.
- Mostafa AA, Griffon DJ, Thomas MW, Constable PD. 2010. Morphometric characteristics of the pelvic limb musculature of labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament deficiency. *Vet Surg.* 39(3):380–389. doi:10.1111/j.1532-950X.2010.00657.x.
- Muir P. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligament.* 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 115–118.
- Muir P, Schwartz Z, Malek S, Kreines A, Cabrera SY, Buote NJ, Bleedorn JA, Schaefer SL, Holzman G, Hao Z. 2011. Contralateral cruciate survival in dogs with unilateral non-contact cranial cruciate ligament rupture. *PLoS One.* 6(10). doi:10.1371/journal.pone.0025331.
- Narama I, Masuoka-Nishiyama M, Matsuura T, Ozaki K, Nagatani M, Morishima T. 1996. Morphogenesis of degenerative changes predisposing dogs to rupture of the cranial cruciate ligament. *J Vet Med Sci* 1996 Nov;58(11):1091-7. 58(11):1091–1097. doi:10.1292/jvms.58.11\_1091.
- Nelson SA, Krotscheck U, Rawlinson J, Todhunter RJ, Zhang Z, Mohammed H. 2013. Long-Term Functional Outcome of Tibial Plateau Leveling Osteotomy Versus Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs. *Vet Surg.* 42(1):38–50. doi:10.1111/j.1532-950X.2012.01052.x.

- Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTQ, Hui D. 2018. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos Part B Eng.* 143(December 2017):172–196. doi:10.1016/j.compositesb.2018.02.012. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>.
- Niebauer G, Menzel E. 1982. Immunological changes in canine cruciate ligament rupture. *Res Vet Sci.* 32(2):235–241.
- Nielen ALJ, Janss LLG, Knol BW. 2001. Heritability estimations for diseases, coat color, body weight, and height in a birth cohort of boxers. *Am J Vet Res.* 62(8):1198–1206. doi:10.2460/ajvr.2001.62.1198.
- O'connor BL, Visco DM, Heck DA, Myers SL, Brandt KD. 1989. Gait alterations in dogs after transection of the anterior cruciate ligament. *Arthritis Rheum.* 32(9):1142–1147. doi:10.1002/anr.1780320913.
- Pacchiana PD, Morris E, Gillings SL, Jessen CR, Lipowitz AJ. 2003. Surgical and postoperative complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 397 Cases (1998-2001). *J Am Vet Med Assoc.* 222(2):184–193. doi:10.2460/javma.2003.222.184.
- Payne JT, Constantinescu GM. 1993. Stifle joint anatomy and surgical approaches in the dog. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 23(4):691–701. doi:10.1016/S0195-5616(93)50076-1. [http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616\(93\)50076-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616(93)50076-1).
- Pfeil DJF von, Edwards MR, Nelson NC. 2013. Handling of the tibial muscle envelope in tibial plateau levelling osteotomy - to elevate or not? A clinical study of 40 dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 26(5):392–398. doi:10.3415/VCOT-12-12-0148.
- Pfeil DJF von, Kowaleski MP, Glassman M, Dejardin LM. 2018. Results of a survey of veterinary orthopedic society members on the preferred method for treating cranial cruciate ligament rupture in dogs weighing more than 15 kilograms (33 pounds). *J Am Vet Med Assoc.* 253(5):586–597. doi:10.2460/javma.253.5.586.
- Pozzi A, Cook JL. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligamentate ligament. 2<sup>a</sup>*. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 31–37.
- Pozzi A, Hildreth BE, Rajala-Schultz PJ. 2008. Comparison of arthroscopy and arthrotomy for diagnosis of medial meniscal pathology: An ex vivo study. *Vet Surg.* 37(8):749–755. doi:10.1111/j.1532-950X.2008.00442.x.
- Pozzi A, Kim SE. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligament. 2<sup>a</sup>*. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 39–44.
- Pozzi A, Kowaleski MP, Apelt D, Meadows C, Andrews CM, Johnson KA. 2006. Effect of medial meniscal release on tibial translation after tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg.* 35(5):486–494. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00180.x.
- Priddy NH, Tomlinson JL, Dodam JR, Hornbostel JE. 2003. Complications with and owner assessment of the outcome of tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs: 193 Cases (1997-2001). *J Am Vet Med Assoc.* 222(12):1726–1732. doi:10.2460/javma.2003.222.1726.

- Ralphs SC, Whitney WO. 2002. Arthroscopic evaluation of menisci in dogs with cranial cruciate ligament injuries: 100 Cases (1999-2000). *J Am Vet Med Assoc.* 221(11):1601–1604. doi:10.2460/javma.2002.221.1601.
- Ramirez JM, Lefebvre M, Böhme B, Laurent C, Balligand M. 2015. Preactivation of the quadriceps muscle could limit cranial tibial translation in a cranial cruciate ligament deficient canine stifle. *Res Vet Sci.* 98:115–120. doi:10.1016/j.rvsc.2014.11.012. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rvsc.2014.11.012>.
- Raske M, Hulse D, Beale B, Saunders WB, Kishi E, Kunze C. 2013. Stabilization of the CORA based leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament injury using a bone plate augmented with a headless compression screw. *Vet Surg.* 42(6):759–764. doi:10.1111/j.1532-950X.2013.12035.x.
- Read R, Robins G. 1982. Deformity of the proximal tibia in dogs. *Vet Rec.* 111(13):295–298.
- Reif U, Dejardin LM, Probst CW, Decamp CE, Flo GL, Johnson AL. 2004. Influence of limb positioning and measurement method on the magnitude of the tibial plateau angle. *Vet Surg.* 33(4):368–375. doi:10.1111/j.1532-950X.2004.04053.x.
- Reif U, Hulse DA, Hauptman JG. 2002. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: An in vitro study. *Vet Surg.* 31(2):147–154. doi:10.1053/jvet.2002.31041.
- Reif U, Probst CW. 2003. Comparison of tibial plateau angles in normal and cranial cruciate deficient stifles of Labrador retrievers. *Vet Surg.* 32(4):385–389. doi:10.1053/jvet.2003.50047.
- Robinson DA, Mason DR, Evans R, Conzemius MG. 2006. The effect of tibial plateau angle on ground reaction forces 4-17 months after tibial plateau leveling osteotomy in labrador retrievers. *Vet Surg.* 35(3):294–299. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00147.x.
- Rooster H de, Bree H van. 1999. Use of compression stress radiography for the detection of partial tears of the canine cranial cruciate ligament. *J Small Anim Pract.* 40(12):573–576. doi:10.1111/j.1748-5827.1999.tb03024.x.
- Rooster H de, De Bruin T, Van Bree H. 2006. Morphologic and functional features of the canine cruciate ligaments. *Vet Surg.* 35(8):769–780. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00221.x.
- Rooster H de, Cox E, Van Bree H. 2000. Prevalence and relevance of antibodies to type-I and -II collagen in synovial fluid of dogs with cranial cruciate ligament damage. *Am J Vet Res.* 61(11):1456–1461. doi:10.2460/ajvr.2000.61.1456.
- Rooster H de, Van Ryssen B, Van Bree H. 1998. Diagnosis of cranial cruciate ligament injury in dogs by tibial compression radiography. *Vet Rec.* 142(14):366–368. doi:10.1136/vr.142.14.366.
- Samii VF, Dyce J, Pozzi A, Drost WMT, Mattoon JS, Green EM, Kowaleski MP, Lehman AM. 2009. Computed tomographic arthrography of the stifle for detection of cranial and caudal cruciate ligament and meniscal tears in dogs. *Vet Radiol Ultrasound.* 50(2):144–150. doi:10.1111/j.1740-8261.2009.01507.x.
- Schmerbach KI, Boeltzig CKM, Reif U, Wieser JC, Keller T, Grevel V. 2007. In vitro comparison of tibial plateau leveling osteotomy with and without use of a tibial plateau leveling jig. *Vet Surg.* 36(2):156–163. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00248.x.

- Schulz KS, Hayashi K, Fossum Terry W. 2019. Small animal surgery. In: Fossum Theresa Welch, editor. Small animal surgery. 5th ed. Philadelphia (PA): Elsevier. p. 1134–1280.
- Schwandt CS, Bohorquez-Vanelli A, Tepic S, Hassig M, Dennler R, Vezzoni A, Montavon PM. 2006. Angle between the patellar ligament and tibial plateau in dogs with partial rupture of the cranial cruciate ligament. *Am J Vet Res.* 67(11):1855–1860. doi:10.2460/ajvr.67.11.1855.
- Scott H. 2018. Lameness examination. In: Arthurs G, Brown G, Pettitt R, editors. BSAVA Manual of Canine and Feline Musculoskeletal Disorders - A practical guide to lameness and joint disease. 2nd ed. UK: British Small Animal Veterinary Association. p. 7–21.
- Shahar R, Milgram J. 2006. Biomechanics of tibial plateau leveling of the canine cruciate-deficient stifle joint: A theoretical model. *Vet Surg.* 35(2):144–149. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00125.x.
- Shilo D, Emodi O, Blanc O, Noy D, Rachmiel A. 2018. Printing the Future—Updates in 3D Printing for Surgical Applications. *Rambam Maimonides Med J.* 9(3):e0020. doi:10.5041/rmmj.10343.
- Sicard GK, Hayashi K, Manley PA. 2002. Evaluation of 5 types of fishing material, 2 sterilization methods, and a crimp-clamp system for extra-articular stabilization of the canine stifle joint. *Vet Surg.* 31(1):78–84. doi:10.1053/jvet.2002.30539.
- Slauterbeck JR, Pankratz K, Xu KT, Bozeman SC, Hardy DM. 2004. Canine ovariohysterectomy and orchiectomy increases the prevalence of ACL injury. *Clin Orthop Relat Res.*(429):301–305. doi:10.1097/01.blo.0000146469.08655.e2.
- Slocum B, Devine T. 1983. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J Am Vet Med Assoc.* 183(4):456–459.
- Slocum B, Slocum TD. 1993. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 23(4):777–795. doi:10.1016/S0195-5616(93)50082-7. [http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616\(93\)50082-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616(93)50082-7).
- Stauffer KD, Tuttle TA, Elkins AD, Wehrenberg AP, Character BJ. 2006. Complications associated with 696 tibial plateau leveling osteotomies (2001-2003). *J Am Anim Hosp Assoc.* 42(1):44–50. doi:10.5326/0420044.
- Su L, Townsend KL, Au J, Wittum TE. 2015. Comparison of tibial plateau angles in small and large breed dogs. *Can Vet J.* 56(6):610–614.
- Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 2016. 3D-printing techniques in a medical setting: A systematic literature review. *Biomed Eng Online.* 15(1):1–21. doi:10.1186/s12938-016-0236-4.
- Talaat MB, Kowaleski MP, Boudrieau RJ. 2006. Combination tibial plateau leveling osteotomy and cranial closing wedge osteotomy of the tibia for the treatment of cranial cruciate ligament-deficient stifles with excessive tibial plateau angle. *Vet Surg.* 35(8):729–739. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00217.x.
- Tan CJ, Bergh MS, Schembri MA, Johnson KA. 2014. Accuracy of Tibial Osteotomy Placement Using 2 Different Tibial Plateau Leveling Osteotomy Jigs. *Vet Surg.* 43(5):525–533. doi:10.1111/j.1532-950X.2014.12173.x.

- Tanegashima K, Edamura K, Akita Y, Yamazaki A, Yasukawa S, Seki M, Asano K, Nakayama T, Katsura T, Hayashi K. 2019. Functional Anatomy of the Craniomedial and Caudolateral Bundles of the Cranial Cruciate Ligament in Beagle Dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 32(3):182–191. doi:10.1055/s-0039-1678711.
- Tashman S, Anderst W, Kolowich P, Havstad S, Arnoczky S. 2004. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: Serial changes over two years. *J Orthop Res.* 22(5):931–941. doi:10.1016/j.orthres.2004.01.008.
- Taylor-Brown FE, Meeson RL, Brodbelt DC, Church DB, McGreevy PD, Thomson PC, O'Neill DG. 2015. Epidemiology of Cranial Cruciate Ligament Disease Diagnosis in Dogs Attending Primary-Care Veterinary Practices in England. *Vet Surg.* 44(6):777–783. doi:10.1111/vsu.12349.
- Thieman KM, Tomlinson JL, Fox DB, Cook C, Cook JL. 2006. Effect of meniscal release on rate of subsequent meniscal tears and owner-assessed outcome in dogs with cruciate disease treated with tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg.* 35(8):705–710. doi:10.1111/j.1532-950X.2006.00214.x.
- Tinga S, Kim SE. 2018. Advances in the canine cruciate ligament. In: Muir P, editor. *Advances in the canine cruciate ligament.* 2<sup>a</sup>. Hoboken (NJ): Wiley Blackwell. p. 189–199.
- Tinga S, Kim SE, Banks SA, Jones SC, Park BH, Burtch M, Pozzi A, Lewis DD. 2020. Femorotibial kinematics in dogs treated with tibial plateau leveling osteotomy for cranial cruciate ligament insufficiency: An in vivo fluoroscopic analysis during walking. *Vet Surg.* 49(1):187–199. doi:10.1111/vsu.13356.
- Tinga S, Kim SE, Banks SA, Jones SC, Park BH, Pozzi A, Lewis DD. 2018. Femorotibial kinematics in dogs with cranial cruciate ligament insufficiency: A three-dimensional in-vivo fluoroscopic analysis during walking. *BMC Vet Res.* 14(1):12–14. doi:10.1186/s12917-018-1395-2.
- Tonks CA, Lewis DD, Pozzi A. 2011. A review of extra-articular prosthetic stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 24(3):167–177. doi:10.3415/VCOT-10-06-0084.
- Torres de la Riva G, Hart BL, Farver TB, Oberbauer AM, Messam LLM V., Willits N, Hart LA. 2013. Neutering Dogs: Effects on Joint Disorders and Cancers in Golden Retrievers. *PLoS One.* 8(2). doi:10.1371/journal.pone.0055937.
- Vasseur P, Arnoczky S. 1981. Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis. *Am J Vet Res.* 42(7):1133–1137.
- Vasseur PB. 1984. Clinical Results Following Non operative Management for Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs. *Vet Surg.* 13(4):243–246.
- Vasseur PB. 2003. Textbook of Small Animal Surgery. In: Slatter D, editor. *Textbook of Small Animal Surgery.* 3<sup>a</sup>. Philadelphia (PA): Saunders. p. 2090–2133.
- Vasseur PB, Pool RR, Arnoczky SP, Lau RE. 1985. Correlative biomechanical and histologic study of the cranial cruciate ligament in dogs. *Am J Vet Res.* 46(9):1842–1854.
- Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, Perry RL. 2001. Effect of Tibial Plateau Leveling on Cranial and Caudal Tibial Thrusts in Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifles: An In Vitro Experimental Study. *Vet Surg.*(30):278–286. doi:10.1053/jvet.2001.21400.

- Wheeler JL, Cross AR, Gingrich W. 2003. In Vitro Effects of Osteotomy Angle and Osteotomy Reduction on Tibial Angulation and Rotation During the Tibial Plateau-Leveling Osteotomy Procedure. *Vet Surg*. 32(4):371–377. doi:10.1053/jvet.2003.50038.
- Whitehair J, Vasseur P, Willits N. 1993. Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *J Am Vet Med Assoc*. 203(7):1016–1019.
- Widmer WR, Buckwalter KA, Braunstein EM, Hill MA, O'Connor BL, Visco DM. 1994. Radiographic and Magnetic Resonance Imaging of the Stifle Joint in Experimental Osteoarthritis of Dogs. *Vet Radiol Ultrasound*. 35(5):371–384. doi:10.1111/j.1740-8261.1994.tb02057.x.
- Wilke VL, Conzemius MG, Besancon MF, Evans RB, Ritter M. 2002. Comparison of tibial plateau angle between clinically normal Greyhounds and Labrador Retrievers with and without rupture of the cranial cruciate ligament. *J Am Vet Med Assoc*. 221(10):1426–1429. doi:10.2460/javma.2002.221.1426.
- Wilke VL, Conzemius MG, Kinghorn BP, Macrossan PE, Cai W, Rothschild MF. 2006. Inheritance of rupture of the cranial cruciate ligament in Newfoundlands. *J Am Vet Med Assoc*. 228(1):61–64. doi:10.2460/javma.228.1.61.
- Witsberger TH, Villamil JA, Schultz LG, Hahn AW, Cook JL. 2008. Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *J Am Vet Med Assoc*. 232(12):1818–1824. doi:10.2460/javma.232.12.1818. <http://avmajournals.avma.org/doi/abs/10.2460/javma.232.12.1818>.
- Won WW, Lee AM, Butler JR, Wills RW, Brinkman EL. 2020. Association of meniscal injury to joint space width on standard tibial plateau leveling osteotomy lateral radiographic projections of the canine stifle. *Vet Radiol Ultrasound*. 61(1):16–24. doi:10.1111/vru.12821.
- Wustefeld-Janssens BG, Pettitt RA, Cowderoy EC, Walton MB, Comerford EJ, Maddox TW, Innes JF. 2016. Peak Vertical Force and Vertical Impulse in Dogs With Cranial Cruciate Ligament Rupture and Meniscal Injury. *Vet Surg*. 45(1):60–65. doi:10.1111/vsu.12419.
- Yahia LH, Newman NM, St-Georges M. 1992. Innervation of the Canine Cruciate Ligaments: A neurohistological study. *Anat Histol Embryol*. 21(1):1–8. doi:10.1111/j.1439-0264.1992.tb00313.x.
- Zheng G, Schumann S. 2009. 3D reconstruction of a patient-specific surface model of the proximal femur from calibrated x-ray radiographs: A validation study. *Med Phys*. 36(4):1155–1166. doi:10.1118/1.3089423.

## ANEXOS

Anexo 1 - Valores da rotação pretendida, em milímetros, para a obtenção de um TPA pós-cirúrgico de 5°, com base no valor do TPA pré-cirúrgico e no raio da serra de osteotomia escolhida.

		Raio da Serra de Osteotomia (mm)						
		12	15	18	21	24	27	30
Ângulo do <i>plateau</i> tibial (TPA) pré-cirúrgico (°)	15	2,0	2,6	3,1	3,6	4,1	4,7	5,2
	16	2,2	2,8	3,4	4,0	4,5	5,1	5,7
	17	2,4	3,1	3,7	4,3	5,0	5,6	6,2
	18	2,6	3,3	4,0	4,7	5,4	6,0	6,7
	19	2,9	3,6	4,3	5,0	5,8	6,5	7,2
	20	3,1	3,8	4,6	5,4	6,2	7,0	7,8
	21	3,3	4,1	4,9	5,8	6,6	7,4	8,3
	22	3,5	4,3	5,2	6,1	7,0	7,9	8,8
	23	3,7	4,6	5,5	6,5	7,4	8,4	9,3
	24	3,9	4,9	5,8	6,8	7,8	8,8	9,8
	25	4,1	5,1	6,1	7,2	8,2	9,3	10,3
	26	4,3	5,4	6,5	7,5	8,6	9,7	10,8
	27	4,5	5,6	6,8	7,9	9,0	10,2	11,3
	28	4,7	5,9	7,1	8,3	9,5	10,6	11,8
	29	4,9	6,1	7,4	8,6	9,9	11,1	12,3
	30	5,1	6,4	7,7	9,0	10,3	11,6	12,9
	31	5,3	6,6	8,0	9,3	10,7	12,0	13,4
	32	5,5	6,9	8,3	9,7	11,1	12,5	13,9
	33	5,7	7,1	8,6	10,0	11,5	12,9	14,4
	34	5,9	7,4	8,9	10,4	11,9	13,4	14,9
35	6,1	7,6	9,2	10,7	12,3	13,8	15,4	
36	6,3	7,9	9,5	11,1	12,7	14,3	15,9	
37	6,4	8,1	9,8	11,4	13,1	14,7	16,4	
38	6,6	8,4	10,1	11,8	13,5	15,2	16,9	
39	6,8	8,6	10,3	12,1	13,9	15,6	17,4	
40	7,0	8,8	10,6	12,4	14,3	16,1	17,9	

TPA – ângulo do *plateau* tibial; mm- milímetros. Adaptado de Schulz (2019)