



**WILLER GUIMARÃES E SILVA**

**BIOMATERIAL COMO IMPLANTE  
ORTOPÉDICO NO AVANÇO DA  
TUBEROSIDADE TIBIAL EM CÃES**

**LAVRAS – MG**

**2012**

**WILLER GUIMARÃES E SILVA**

**BIOMATERIAL COMO IMPLANTE ORTOPÉDICO NO AVANÇO DA  
TUBEROSIDADE TIBIAL EM CÃES**

Dissertação apresentada à  
Universidade Federal de Lavras,  
como parte das exigências do  
Programa de Pós-Graduação em  
Ciências Veterinárias, área de  
concentração em Ciências  
Veterinárias, para a obtenção do  
título de Mestre.

Orientador

Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi

**LAVRAS – MG**

**2012**

**Ficha Catalográfica Elaborada pela Divisão de Processos Técnicos da  
Biblioteca da UFLA**

Silva, Willer Guimarães e.

Biomaterial como implante ortopédico no avanço da tuberosidade tibial em cães / Willer Guimarães e Silva. – Lavras : UFLA, 2012.  
78 p. : il.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Lavras, 2012.  
Orientador: Leonardo Augusto Lopes Muzzi.  
Bibliografia.

1. Hidroxiapatita. 2. Policaprolactona. 3. Osteotomia tibial. I.  
Universidade Federal de Lavras. II. Título.

CDD-636.708973



**WILLER GUIMARÃES E SILVA**

**BIOMATERIAL COMO IMPLANTE ORTOPÉDICO NO AVANÇO DA  
TUBEROSIDADE TIBIAL EM CÃES**

Dissertação apresentada à  
Universidade Federal de Lavras,  
como parte das exigências do  
Programa de Pós-Graduação em  
Ciências Veterinárias, área de  
concentração em Ciências  
Veterinárias, para a obtenção do  
título de Mestre.

APROVADA em 29 de junho de 2012

Prof. Dr. Antônio Carlos Cunha Lacreta Júnior - UFLA

Prof. Dr. Djeison Lutier Raymundo - UFLA

Profa. Dra. Andréa Pacheco Batista Borges - UFV

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi

Orientador

**LAVRAS – MG**

**2012**

*A Benedicto Rogério, meu pai; Luzia Célia,  
minha mãe, pelo amor incondicional  
dispensado a mim em todos os momentos da  
minha vida.*

*A minha querida irmã, Gabriella, pela  
amizade eterna.*

*A Camila, minha noiva, pelo amor em seu  
sentido mais amplo, amizade e  
companheirismo.*

DEDICO

## AGRADECIMENTOS

Aos animais Sarampo, Amarelo, Negão e Japonês, minha eterna gratidão.

À Universidade Federal de Lavras (UFLA) e ao Departamento de Medicina Veterinária (DMV), pela oportunidade de realizar este trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de estudos.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (Fapemig), pelo financiamento deste trabalho.

À Total Alimentos, pelo fornecimento da ração Max, durante todo o período de realização deste trabalho.

Ao meu orientador, professor Leonardo Augusto Lopes Muzzi, pelos ensinamentos e pela capacidade de estimular reflexões sobre a arte da ortopedia veterinária em pequenos animais.

À professora Ruthnéa Aparecida Lázaro Muzzi, pelos ensinamentos e pela confiança em ceder os canis do Laboratório de Cardiologia.

Aos professores Pedro Soares Bezerra Júnior e Mary Suzan Varaschin, por disponibilizarem o Laboratório de Patologia.

Ao professor Antônio Carlos Cunha Lacrete Júnior, pela atenção na realização dos exames imagiológicos e por se dispor a participar como membro da banca examinadora.

Ao professor Djeison Lutier Raymundo, pela colaboração na realização dos exames histológicos e por se dispor a participar como membro da banca examinadora.

À professora Andréa Pacheco Batista Borges, pela participação na banca examinadora e pelas importantes sugestões.

Ao professor Gregório Corrêa Guimarães, entusiasta da anatomia veterinária, pelos conselhos, ensinamentos e pela sincera amizade.

Ao velho amigo e professor Márcio Gilberto Zangerônimo, pelos conselhos e incentivos.

Ao professor João Bosco Barreto Filho, pelas longas e saudáveis conversas.

Ao professor Guilherme Oberlender, pela participação nas boas ideias.

Ao Laboratório JHS Biomateriais e à Dra. Sheyla Maria de Castro Máximo Bicalho, pela fabricação e fornecimento do biomaterial utilizado nesta pesquisa.

Ao médico veterinário Leandro Leite, pela sempre disponibilização do aparelho radiográfico.

À Clínica Veterinária Ceamev, pelos medicamentos cedidos aos animais, no período de quarentena.

À amiga, colaboradora e colega Luciane, pelos bons momentos compartilhados e pela incansável prontidão em ajudar.

À colaboradora e nova amiga Ana Flávia, por estar sempre disposta a ajudar.

Às bolsistas Juliana e Ana Júlia, pelo carinho e atenção com os animais.

Às atenciosas estagiárias Stella e Letícia, pelo interesse no ramo da cirurgia veterinária.

Aos colegas mestrandos Amanda, Clayton, Gisele, Adriana, Camila e Matheus, pelo companheirismo.

A todos os veterinários residentes, pelo bom trabalho em equipe, tanto nas cirurgias quanto nos momentos de laser.

Às residentes do setor de radiologia da UFLA, Ana Carolina, Ingrid e Valéria, pela indispensável ajuda.

Ao secretário Berin, pela eficaz capacidade de comunicação e geração de soluções.



À amiga funcionária Geane, pelos ensinamentos e competência em realizar seu trabalho.

Aos funcionários Maurício, Neide e Meire, pelo auxílio nas limpezas.

## RESUMO

No presente estudo propõe-se a modificação da técnica convencional de osteotomia para o avanço da tuberosidade tibial (ATT) utilizada para o tratamento da ruptura do ligamento cruzado cranial (LCCr) em cães. A utilização de um biomaterial composto por cerâmica e um polímero de alto peso molecular em substituição aos espaçadores de titânio foi realizada em quatro cães machos adultos, com peso médio de 20 kg. Após a secção experimental do LCCr, a articulação foi estabilizada por meio da técnica modificada de osteotomia para o avanço da tuberosidade tibial. Exames ortopédico, radiográfico e ultrassonográfico foram realizados mensalmente, para a avaliação da técnica e a análise histológica da amostra obtida por biopsia foi realizada aos 120 dias. A formação óssea, o correto posicionamento do implante e a obtenção do ângulo reto entre o platô tibial e o ligamento patelar permitiram o retorno da função articular dos animais. Na avaliação histológica da interface enxerto-osso observou-se ausência de reação inflamatória e de osteointegração. Ao exame radiográfico, durante todo o período de avaliação, constatou-se a presença de uma linha radioluscente na interface enxerto-osso. Após seis meses de avaliação, pode-se concluir que a técnica modificada de ATT assinala para uma nova forma de tratamento da ruptura do LCCr, possibilitando a recuperação funcional do membro ao neutralizar o impulso tibial cranial dinâmico com o auxílio de um implante biocompatível.

**Palavras-chave:** Hidroxiapatita. Policaprolactona. Osteotomia tibial.

## **ABSTRACT**

The purpose of this study was to evaluate a modified osteotomy technique for tibial tuberosity advancement (TTA) used for the treatment of cranial cruciate ligament (CCL) rupture in dogs. A biomaterial composed by ceramic and high molecular weight polymer was used to replace the conventional titanium cages and it was inserted in four adult male dogs weighing on average 20Kg. After the experimental section of CCL, the stifle joint was stabilized by modified technique for tibial tuberosity advancement. Orthopedic, radiographic and ultrasound examinations were performed monthly to evaluate the modified technique, and histological analysis of the samples obtained by biopsy were performed at 120 days postoperative. The bone healing, the correct positioning of the implant and the obtainment of the right angle between the tibial plateau and patellar ligament allowed the return of the joint function. Histological evaluation of the implant-bone interface showed no inflammatory reaction and absence of osteointegration. The radiographic exams during every evaluation period this experiment showed the presence of a radiolucent line in the interface implant-bone. After six months of evaluation, it can be concluded that TTA modified technique shows to be a new method of CCL rupture treatment, allowing the functional recovery of the limb by neutralizing the dynamic cranial tibial thrust with the aid of a biocompatible implant.

**Keywords:** Hidroxyapatite. Polycaprolactone. Tibial osteotomy.



## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 Imagens radiográficas nas projeções mediolateral (A) e craniocaudal (B) da articulação fêmoro-tíbio-patelar de um cão macho, sem raça definida, com quatro anos e nove meses de idade, com ruptura completa do ligamento cruzado cranial, tratado com a técnica convencional de avanço da tuberosidade tibial. A tuberosidade da tíbia foi avançada cranialmente (seta longa), até que a linha do platô tibial ficasse perpendicular com a linha do ligamento patelar. A falha óssea criada pelo avanço da tuberosidade foi preenchida pelo implante de titânio (seta curta) e a tuberosidade da tíbia foi fixada com uma placa específica (seta larga)..... 29
- Figura 2 Gabarito utilizado para aferição do avanço da tuberosidade tibial, pelo método da tangente comum..... 36
- Figura 3 Imagens radiográficas em projeções mediolaterais da articulação fêmoro-tíbio-patelar (FTP) do membro pélvico direito de um cão macho, sem raça definida, com peso corporal de 22 kg, demonstrando a metodologia para mensuração do avanço da tuberosidade tibial. (A) articulação FTP em 135° de extensão para a correta mensuração do avanço da tuberosidade tibial, em milímetros. (B e C) utilização do gabarito para a marcação dos pontos nos centros dos círculos sobrepostos dos côndilos femorais e do platô tibial. (D) união entre os dois centros por meio de uma linha reta. (E) sobreposição do gabarito para aferição do avanço da tuberosidade tibial: a linha grossa da régua correspondente ao número zero é colocada sobre o ponto de inserção do ligamento patelar na margem cranial da patela e as linhas finas colocadas paralelas à linha reta proveniente da união dos dois centros. (F) obtenção do resultado para o avanço da tuberosidade tibial, em milímetros: o traço branco representa a distância da linha zero até a margem cranial da tuberosidade tibial; a distância entre cada linha grossa da régua é de 3 mm e a seta branca indica que, após o avanço da tuberosidade tibial em 9 mm, o ligamento patelar ficará perpendicular à linha tangente entre os dois círculos..... 38

- Figura 4 Imagem radiográfica em projeção médio-lateral, demonstrando a mensuração dos ângulos do platô tibial e do ligamento patelar por meio de imagem radiográfica na projeção mediolateral de uma articulação normal fêmoro-tíbio-patelar direita de um cão sem raça definida, macho, seis anos de idade, COM 32,4 kg. A mensuração do ângulo do platô tibial foi realizada segundo Fettig et al. (2003), projetando uma primeira linha paralela ao platô tibial (linha amarela); uma segunda linha foi traçada no eixo longitudinal da tíbia com início no meio da eminência intercondilar até ao centro do tálus (linha vermelha) e uma terceira linha foi traçada perpendicular ao eixo longitudinal da tíbia (linha verde). O ângulo formado entre a primeira e a terceira linhas foi considerado a inclinação do platô tibial, representada pela letra grega  $\alpha$ . Para a mensuração do ângulo do ligamento patelar em relação ao platô tibial foi traçada uma quarta linha, na margem cranial do ligamento patelar (partindo da borda cranial da patela à tuberosidade tibial), representada pela linha azul. O ângulo formado pela interseção da linha azul com a amarela foi considerado o ângulo do ligamento patelar, representado pela letra grega  $\beta$ ..... 39
- Figura 5 Imagem fotográfica do implante de biomaterial (compósito de hidroxiapatita combinado à policaprolactona de alto peso molecular) moldado em forma de cunha para preencher a falha óssea criada após o avanço da tuberosidade tibial. A seta dupla vermelha refere-se ao tamanho pré-estabelecido da base superior, que neste exemplo, era de 12mm..... 41

- Figura 6 Representação esquemática da técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial. (A) mensuração pré-operatória, sendo traçada uma linha paralela ao platô tibial (seta preta menor) e outra linha paralela à margem cranial do ligamento patelar (seta branca). (B) a tuberosidade da tibia foi avançada cranialmente, até que a linha do platô tibial ficasse paralela, em ângulo de 90°, com a linha do ligamento patelar. A falha óssea criada pelo avanço da tuberosidade foi preenchida pelo biomaterial, com a função de um espaçador (cunha amarela). (C) o biomaterial foi fixado por um parafuso cortical de 3,5 mm de diâmetro, na região proximal do fragmento e outro de 2,7 mm, na região distal do fragmento; uma sutura em faixa de tensão com fio de aço entre a tuberosidade tibial e a diáfise da tibia foi acrescentada ao sistema. Distal ao fragmento de biomaterial, enxerto de osso esponjoso de origem autógena foi utilizado para o preenchimento da falha óssea (cunha vermelha). Modificado de Boudrieau (2009)..... 43
- Figura 7 Imagem fotográfica do procedimento de biopsia na região de interface caudal entre o biomaterial e o osso, em um cão macho, adulto, sem raça definida e com 23 kg, aos 120 dias após ser submetido à técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial. (A) identificação da interface caudal entre o compósito e o osso (seta preta). (B) falha óssea circular na região de interface caudal (seta preta) criada após a remoção da amostra tecidual com a trefina. Em destaque, no canto inferior esquerdo, observa-se a amostra coletada com formato cilíndrico..... 48
- Figura 8 Eletromicrografia de varredura da superfície de uma amostra do compósito de hidroxiapatita e policaprolactona de alto peso molecular. (A) superfície lisa do compósito com mínima presença de poros com diferentes diâmetros (setas curtas); distribuição regular do polímero (setas largas); presença de partículas de hidroxiapatita (setas longas). (B) superfície rugosa do compósito com ausência de poros..... 51

- Figura 9 A, B e C - Imagens radiográficas, em projeção mediolateral, das articulações FTP de três cães machos, sem raça definida, submetidos à técnica modificada de ATT. As imagens são referentes ao período pós-operatório imediato e notam-se, nas três projeções, o correto posicionamento do biomaterial e dos implantes metálicos e a ausência de qualquer alteração articular..... 56
- Figura 10 Imagens radiográficas em projeção mediolateral, da articulação FTP do membro pélvico esquerdo de um cão macho, de 18 kg, sem raça definida, submetido à técnica modificada de ATT. (A) pós-operatório imediato. Posicionamento correto do biomaterial e dos implantes metálicos (setas curtas); presença de um pequeno fragmento de uma broca ortopédica no terço médio da tuberosidade tibial osteotomizada (seta longa). (B) pós-operatório 30 dias. Fratura da tuberosidade tibial (setas longas); implante de biomaterial em correto posicionamento (seta preta divisiva), presença de um pequeno fragmento de broca ortopédica (seta branca curta) e, presença de patela alta (seta branca divisiva). (C) pós-operatório 180 dias. Fixação da fratura da tuberosidade tibial por meio de uma faixa de tensão com dois pinos de Kirschner e fio de aço (seta branca larga). Notam-se o estágio avançado de consolidação da fratura da tuberosidade tibial (setas curtas), a consolidação óssea na região distal da osteotomia (ponta de seta branca) e o retorno da patela ao sulco troclear (seta branca longa)..... 57



- Figura 11 Imagem radiográfica, em projeção mediolateral, da articulação FTP do membro pélvico direito de um cão macho, de 18 kg, sem raça definida, aos 180 dias da realização da técnica modificada de ATT. As setas brancas curtas apontam para a linha radioluscente na interface entre o enxerto de biomaterial e o osso. A seta branca longa aponta para a neoformação óssea sobre a superfície proximal do enxerto. A seta larga evidencia a completa ossificação da região distal da osteotomia. As setas pretas mostram o correto posicionamento dos parafusos corticais..... 58
- Figura 12 Imagens ultrassonográficas, em plano longitudinal, da articulação FTP do membro pélvico esquerdo de um cão macho, de 18 kg, sem raça definida. As figuras 12A, 12B e 12C representam o período pré-operatório. As Figuras 12D, 12E e 12F representam o período de 30 dias após a realização da técnica modificada de ATT e as Figuras 12G, 12H e 12I representam o período de 180 dias após a cirurgia. As setas brancas apontam para a região de inserção do ligamento patelar (LP) à patela; na Figura 12A, a seta mostra uma ecogenicidade homogênea do LP nesta região; na Figura 12D pode-se observar a diminuição da ecogenicidade do LP, o que sugere a presença de edema aos 30 dias de observação; na Figura 12G, nota-se, aos 180 dias após a cirurgia, o retorno da ecogenicidade do LP próxima ao observado no período pré-operatório. No entanto, o LP apresenta-se com a espessura ligeiramente aumentada. As setas vermelhas apontam para a região média do LP. Na Figura 12B a seta apresenta o LP com ecogenicidade uniforme e homogênea nesta região; na Figura 12E, o aumento da espessura do LP com redução da ecogenicidade é mostrado pelas setas; na Figura 12H, as setas mostram o discreto aumento da ecogenicidade do LP. As setas amarelas apontam para a região de inserção do LP à tuberosidade tibial (T.T); na Figura 12C, o LP apresenta-se com ecogenicidade uniforme e homogênea nesta região; na Figura 12F, as setas apontam para uma extensa área anecoica do LP, o que sugere a presença de edema, revela-se também o aumento da espessura do LP; na Figura 12I nota-se a redução da área anecoica, mas a espessura do LP apresenta-se ainda discretamente

	aumentada quando comparada ao período pré-operatório.....	60
Figura 13	Fotomicrografia da interface enxerto de biomaterial (composto hidroxiapatita e policaprolactona) e osso, aos 120 dias após a realização da técnica modificada de ATT em cães. As Figuras 13A, 13C e 13E foram coradas por hematoxilina e eosina. As Figuras 13B, 13D e 13F foram coradas por tricrômio de Gomori. As setas verdes mostram a formação do tecido conjuntivo fibroso sobre o osso cortical. As setas pretas apontam para a área de transição entre o osso e o tecido conjuntivo fibroso. As setas amarelas apontam para o osso cortical.....	63

## LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 Variação das médias de circunferência da coxa dos membros pélvicos submetidos à técnica modificada de ATT, em centímetros (cm). A partir do período pós-operatório imediato nota-se redução da circunferência da coxa até os 30 dias de avaliação. Aos 60 dias, nota-se a ascensão do ganho muscular até os 120 dias de avaliação, período em que os animais foram submetidos à biopsia. Há uma pequena redução da circunferência aos 150 dias de avaliação e, então, observa-se acentuado ganho muscular aos 180 dias. P.O (Período pré-operatório). (\*) Diferem do P.O. pelo teste Dunnet ( $P < 0,05$ )..... 54
- Gráfico 2 Variação dos ângulos médios de flexão da articulação FTP nos animais submetidos à técnica modificada de ATT, em graus. Observa-se queda no valor médio dos ângulos de flexão aos 60 dias de avaliação. Após esse período, há um aumento gradual nos ângulos de flexão e, a partir dos 150 dias de avaliação, nota-se diferença estatística entre as médias dos ângulos, comparadas aos demais dias de avaliação. P.O (Período pré-operatório). (\*) Diferem do P.O. pelo teste Dunnet ( $P < 0,05$ )..... 55

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Sistema de pontuação para as características de claudicação e apoio do membro, presença de crepitação, sensibilidade dolorosa, presença de movimento de gaveta e teste de compressão tibial, avaliados ao exame ortopédico de cães submetidos à técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial.....	45
Tabela 2	Sistema de pontuação para as alterações degenerativas avaliadas ao exame radiográfico da articulação fêmoro-tibio-patelar de cães submetidos à técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial.....	47
Tabela 3	Valores (média $\pm$ desvio-padrão) dos ângulos entre ligamento patelar e platô tibial, em cães no período pré e pós-cirúrgico da realização da técnica modificada de ATT (n = 4).....	52
Tabela 4	Valores (média $\pm$ desvio-padrão) da espessura do ligamento patelar (em centímetros) avaliado por meio da ultrassonografia no plano transversal, em três regiões diferentes do ligamento, em cães no período pré e pós-cirúrgico da realização da técnica modificada de ATT (n = 4).....	61
Tabela 5	Valores (média $\pm$ desvio-padrão) da espessura do ligamento patelar (em centímetros) avaliado por meio da ultrassonografia no plano sagital, em três regiões diferentes do ligamento, em cães no período pré e pós-cirúrgico da realização da técnica modificada de ATT (n = 4).....	62

## LISTA DE ABREVIATURAS

kg	quilograma
mg	miligrama
cm	centímetro
mm	milímetro
$\mu\text{m}$	micrômetro
KV	quilovolt
MHz	mega-hertz

## LISTA DE SIGLAS

ATT	Avanço da tuberosidade tibial
BMP	<i>Bone morphogenetic protein</i>
DAD	Doença articular degenerativa
FTP	Fêmoro-tíbio-patelar
HA	Hidroxiapatita
LCCr	Ligamento cruzado cranial
MG	Minas Gerais
ONPT	Osteotomia niveladora do platô tibial
PCL	Policaprolactona
PO	Período pré-operatório

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
°	grau

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>22</b>
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO.....</b>	<b>24</b>
<b>2.1</b>	<b>Ruptura do ligamento cruzado cranial.....</b>	<b>24</b>
<b>2.2</b>	<b>Biomateriais.....</b>	<b>31</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>34</b>
<b>3.1</b>	<b>Animais.....</b>	<b>35</b>
<b>3.2</b>	<b>Intervenção Cirúrgica e Metodologia de Exames.....</b>	<b>35</b>
<b>3.3</b>	<b>Análise dos Resultados e Metodologia Estatística.....</b>	<b>49</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>50</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>64</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>72</b>
<b>7</b>	<b>PERSPECTIVAS.....</b>	<b>72</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>74</b>
	<b>ANEXOS.....</b>	<b>80</b>



## 1 INTRODUÇÃO

O avanço tecnológico e científico da medicina e da medicina veterinária tem proporcionado o surgimento de novas técnicas cirúrgicas. O conhecimento da biomecânica é uma importante ferramenta para o tratamento de afecções ortopédicas e tem promovido o surgimento de novos tipos de implantes; do mesmo modo, a engenharia química tem acompanhado esta evolução, desenvolvendo novos biomateriais com diferentes utilidades na medicina. A cooperação entre as diversas áreas do conhecimento torna-se uma estratégia para buscar soluções e incentivar a inovação científica. Durante os últimos anos, a ortopedia vem criando novas possibilidades de tratamento para as afecções articulares e buscando novas alternativas com o uso de biomateriais que auxiliem na reparação óssea.

Os ligamentos cruzados desempenham importantes funções na manutenção da estabilidade do joelho, durante toda a amplitude do seu movimento (ARNOCZKY, 1996). A ruptura do ligamento cruzado cranial (LCCr) é uma das principais causas de claudicação e disfunção dos membros pélvicos em cães. Estima-se que o impacto econômico para o tratamento de cães com ruptura do LCCr, nos Estados Unidos, seja superior a um bilhão de dólares por ano (ARAGON; BUDSBERG, 2005; GRIFFON, 2010; KIM et al., 2008).

A ruptura do LCCr leva ao desenvolvimento de doença articular degenerativa (DAD), o que compromete a integridade articular e o retorno funcional do membro. Dentre as técnicas cirúrgicas mais atuais para o tratamento da ruptura do LCCr, destacam-se os procedimentos que realizam as osteotomias da tibia para a correção do problema. Ainda não há uma técnica considerada totalmente eficaz para estabilizar a articulação e impedir a doença articular degenerativa e, assim, existe uma preeminente necessidade de busca

por novos métodos de tratamento da ruptura do LCCr ou a implementação das técnicas já existentes.

O emprego de materiais biocompatíveis que facilitem a reparação óssea, por meio da osteogênese, osteoindução e osteocondução, é alvo constante de pesquisas, em diversas espécies. A utilização de biomateriais no reparo do tecido ósseo tem revolucionado os tratamentos ortopédicos. É notória a necessidade de mais pesquisas na área dos implantes, para a descoberta de novos materiais biocompatíveis e aplicações destes nos diversos sistemas orgânicos. Em substituição ao osso, o material de implante, além de ser biocompatível, também deve possuir a resistência biofuncional necessária para suportar as cargas impostas. Não há estudos que demonstrem a utilização de um polímero associado à cerâmica no preenchimento da falha óssea criada pela técnica modificada no avanço da tuberosidade tibial.

Neste estudo objetivou-se a avaliação de uma técnica cirúrgica modificada de avanço da tuberosidade tibial para o tratamento da ruptura do LCCr em cães, que consistiu na introdução e na fixação de um biomaterial (compósito de hidróxiapatita combinado à policaprolactona), como implante ortopédico, na falha óssea criada na tibia. Assim, formulou-se a hipótese de que a técnica cirúrgica modificada de ATT para o tratamento da ruptura do LCCr em cães iria permitir o adequado posicionamento e a fixação da tuberosidade tibial e a completa recuperação da função do membro operado, e que o biomaterial iria atuar como osteocondutor, permitindo a osteointegração e com consequente reparação óssea.

## **2 REFERENCIAL TEÓRICO**

### **2.1 Ruptura do ligamento cruzado cranial**

O LCCr é a principal estrutura de estabilização da articulação fêmoro-tíbio-patelar (FTP), na maioria das espécies animais. Sua função é limitar a translação cranial da tíbia em relação ao fêmur, a rotação interna da tíbia e a hiperextensão da articulação (SLOCUM; SLOCUM, 1993). A ruptura do LCCr é uma das afecções articulares mais comuns nos cães e nos humanos (DUER et al., 2008; KERGOSIEN et al., 2004; SHAHAR; MILGRAM, 2006; ZAMPROGNO, 2007) que, conseqüentemente, causa claudicação, instabilidade, DAD, sinovite e lesões de menisco e inflamação articular, além de osteoartrite, sinovite e lesões de menisco (BERGH; RAJALA-SCHULTZ; JONHSON, 2008; CANAPP JUNIOR, 2007; FETTIG et al., 2003; JERRAM; WALKER; WARMAN, 2005; KIM et al., 2008; RAYWARD et al., 2004; ROBINSON et al., 2006; ZAMPROGNO, 2007).

A ruptura do LCCr em cães pode ocorrer por degeneração do próprio ligamento, trauma, processo articular degenerativo, obesidade, doenças imunomediadas, conformação dos membros pélvicos e, atualmente, acredita-se que ela possa ocorrer devido ao ângulo de inclinação do platô tibial (BERGH; RAJALA-SCHULTZ; JONHSON, 2008; GRIFFON, 2010; KIM et al., 2008; OSMOND et al., 2006; ZAMPROGNO, 2007; ZELTZMAN et al., 2005). O estudo radiográfico de Osmond et al. (2006) mostra que cães com ruptura de LCCr apresentam maior inclinação do platô tibial do que aqueles sem ruptura.

O impulso tibial cranial é uma força ativa criada quando o animal faz o apoio do seu peso corporal contra o solo e isto tende a mover a tíbia em sentido cranial, pela ação dos componentes ativos da articulação, pela extensão da musculatura do grupo quadríceps femoral e flexão dos músculos gastrocnêmio e

poplíteo (SLOCUM; SLOCUM, 1993). No animal saudável, o impulso tibial cranial não deve ocorrer, sendo antagonizado pelos componentes passivos da articulação, principalmente o ligamento cruzado cranial (BALLAGAS et al., 2004; CANAPP, 2007; CORR; BROWN, 2007; FETTIG et al., 2003; HARASEN, 2007; KIM et al., 2008; SHAHAR; MILGRAM, 2006; SLOCUM; SLOCUM, 1993).

A magnitude do impulso tibial cranial não é dependente apenas da força de compressão, mas também da inclinação do platô tibial (SLOCUM; SLOCUM, 1993). Acredita-se que ângulos excessivos de inclinação do platô tibial possam levar à grande tensão sobre o LCCr e a predispor à ruptura do mesmo (BALLAGAS et al., 2004; DUER et al., 2008; FETTIG et al., 2003; GRIFFON, 2010; KIM et al., 2008; OSMOND et al., 2006; SHAHAR; MILGRAM, 2006; SLOCUM; SLOCUM, 1993; WILKE et al., 2002). A causa relacionada à angulação excessiva do platô tibial e à ruptura do LCCr tem sido atribuída ao fechamento prematuro da porção caudal da placa de crescimento e ao crescimento excessivo da porção cranial da placa epifisária proximal da tíbia, ou ambos. No entanto, a origem deste distúrbio permanece desconhecida (GRIFFON, 2010).

Em cães saudáveis, a inclinação do platô tibial varia de 18° a 24° (KIM et al., 2008; WATT, 2000). O ângulo do platô em cães com ruptura do LCCr varia de 23,5° a 28,3° e, quando este ultrapassa 34°, é considerado um ângulo excessivo (DUER et al., 2008). No entanto, Wilke et al. (2002) observaram, em um estudo dos ângulos do platô tibial em cães saudáveis das raças Labrador e Greyhound, valores médios de 27,9° e 22,5°, respectivamente. Morris e Lipowitz (2001) observaram, em uma pesquisa comparativa, que a ruptura do LCCr era mais frequente em cães da raça Labrador e associaram a inclinação do platô tibial como fator predisponente à ruptura ligamentar em cães de raças

grandes. Lins et al. (2009b) afirmaram que os ângulos dos platôs tibiais de dez animais sem alterações ortopédicas em um estudo biomecânico *ex vivo* variaram entre 20° e 28°.

Duer et al. (2008), Kim et al. (2008) e Slocum e Slocum (1993) afirmam que, ao alterar a inclinação do platô tibial, controla-se o impulso tibial cranial, tendo como consequência a redução da força de cisalhamento da tibia em relação ao fêmur.

Sabe-se que o tratamento cirúrgico é a melhor opção em casos de ruptura do LCCr, entretanto, as diferentes técnicas cirúrgicas apresentam limitações a longo prazo (SLOCUM; SLOCUM, 1993). Técnicas cirúrgicas extracapsulares para a estabilização da articulação FTP eliminam a rotação interna da tibia durante a deambulação, entretanto, proporcionam o aumento da força de compressão sobre as superfícies articulares da tibia e do fêmur, o que pode ocasionar lesões osteocondrais e meniscais (WARZEE et al., 2001). Por sua vez, as técnicas intracapsulares para a substituição do LCCr rompido por tecido autógeno elevam o tempo transoperatório e necessitam de precisão na realização dos túneis ósseos que permitam a isometria do enxerto (WINKELS et al., 2010).

Considerando o ângulo do platô tibial como fator predisponente à ruptura do LCCr, surgiram técnicas que visam modificar a biomecânica da articulação FTP, ou seja, estas técnicas não restabelecem a função do LCCr e, sim, proporcionam estabilidade funcional durante a sustentação do peso pela redução do impulso tibial cranial (BALLAGAS et al., 2004; BERGH; RAJALASCHULTZ; JONHSON, 2008; BOYD et al., 2007; CANAPP, 2007; FETTIG et al., 2003; KERGOSIEN et al., 2004; KIM et al., 2008; KÜHN et al., 2011; ROBINSON et al., 2006; TALAAT; KOWALESKI; BOUDRIEU, 2006).

Com o estudo da biomecânica da articulação FTP em cães durante a deambulação, Slocum e Slocum (1993) propuseram a osteotomia de nivelamento do platô tibial (ONPT) como uma revolução para o tratamento da ruptura do LCCr nestes animais. Segundo os autores, a técnica de ONPT fundamenta-se na realização de uma osteotomia radial na região proximal da tibia seguida da rotação do fragmento para a alteração do ângulo do platô tibial a uma inclinação perpendicular ao eixo longo da tibia. A alteração da inclinação do platô tibial visa anular o impulso tibial cranial decorrente da lesão ligamentar e proporcionar o retorno da estabilidade articular.

No entanto, Shahar e Milgram (2006), em um estudo da rotação do platô tibial realizado através da técnica ONPT, não encontraram um ângulo ideal na anulação de cargas sobre o ligamento cruzado caudal. Warzee et al. (2001) afirmaram que a rotação do platô tibial predispõe o ligamento cruzado caudal à ruptura, devido ao impulso tibial caudal causado pela rotação do platô.

Como uma alternativa ao procedimento ONPT, em 2002, Tepic e Montavon desenvolveram a técnica de osteotomia para o avanço da tuberosidade tibial (HOFFMANN et al., 2006). O mecanismo proposto pela técnica cirúrgica de avanço da tuberosidade tibial (ATT) em cães é deslocar cranialmente a tuberosidade da tibia para alterar a direção da força no ligamento patelar, mantendo a força de cisalhamento tíbio-femoral neutra durante a sustentação do peso (LAFEVER et al., 2007). Ao apoiar o peso corporal, há uma força compressiva através da articulação FTP, a qual é paralela ao ligamento patelar (BOUDRIEAU, 2009). Assim, ao avançar a tuberosidade tibial até alcançar um ângulo de 90° entre o ligamento patelar e o platô tibial, promove-se a neutralização do impulso tibial cranial por reduzir a zero o vetor de deslocamento cranial da tibia durante a movimentação (BOUDRIEAU, 2009; KIM et al., 2008).

Griffon (2010) destacou a importância da patela na biodinâmica articular e comparou-a a uma polia, com a função determinante no alinhamento da força gerada pela contração dos músculos do quadríceps. O autor ressalta que a força gerada pela contração do quadríceps distribui-se ao longo do ligamento patelar e é dependente do ângulo entre o ligamento patelar e o platô tibial. Hoffman et al. (2006) destacaram a importância da realização de projeções radiográficas com a articulação flexionada em ângulo de apoio de  $135^\circ$ , ao afirmarem que o ângulo entre o ligamento patelar e o platô tibial é diretamente proporcional ao grau de flexão do joelho.

Segundo Boudrieau (2009), a diferença primária entre as técnicas cirúrgicas ONPTe ATT para a estabilização da articulação FTP em cães com ruptura do LCCr é o direcionamento da força compressiva tíbio-femoral, sendo a força compressiva após o procedimento ONPT paralela ao eixo longo funcional da tíbia e, após o ATT, paralela ao ligamento patelar.

O procedimento cirúrgico convencional de ATT envolve a realização de uma osteotomia perpendicular ao plano sagital da tuberosidade tibial e, então, uma placa apropriada é fixada por ganchos. A tuberosidade é avançada cranialmente e um espaçador de titânio de tamanho apropriado é implantado na lacuna da osteotomia, para manter a tuberosidade tibial na posição mais cranial (Figura 1). A largura do espaçador é determinada por mensurações feitas nas radiografias pré-operatórias do membro pélvico com o auxílio de um gabarito. Uma placa específica é aplicada na face medial da tíbia e enxerto ósseo autógeno é colocado na falha óssea, para acelerar a reparação óssea (KIM et al., 2008; LAFAVER et al., 2007).

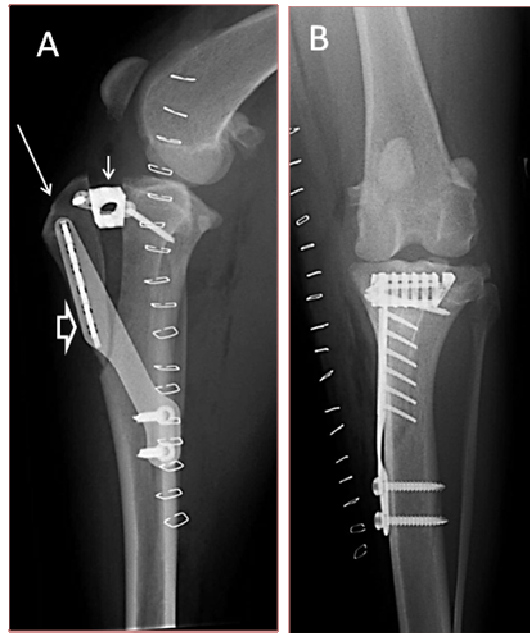


Figura 1 - Imagens radiográficas nas projeções mediolateral (A) e craniocaudal (B) da articulação fêmoro-tíbio-patelar de um cão macho, sem raça definida, com quatro anos e nove meses de idade, com ruptura completa do ligamento cruzado cranial, tratado com a técnica convencional de avanço da tuberosidade tibial. A tuberosidade da tibia foi avançada cranialmente (seta longa), até que a linha do platô tibial ficasse perpendicular à linha do ligamento patelar. A falha óssea criada pelo avanço da tuberosidade foi preenchida pelo implante de titânio (seta curta) e a tuberosidade da tibia foi fixada com uma placa específica (seta larga) (arquivo pessoal).

A vantagem da técnica de ATT é que esta preserva a articulação tíbio-femoral natural, pois não interfere no posicionamento do platô tibial. Assim, a técnica parece ser efetiva em neutralizar o impulso tibial cranial e a distribuição das forças através da articulação, além de diminuir as chances de lesões nos meniscos (BOUDRIEU, 2009).

As complicações após um procedimento de ATT estão em torno de 31,6% a 59%, entre elas a luxação de patela, mal posicionamento da placa, colocação intra-articular do parafuso, lesões meniscais, infecção, fraturas tibiais



e falha no implante (BOUDRIEAU, 2009; KIM et al., 2008; LAFEVER et al., 2007).

Marino e Loughin (2010), em uma revisão sobre métodos diagnósticos em joelhos de cães, apresentaram a luxação patelar para a região supracondilar como uma complicação após a fratura por avulsão da tuberosidade tibial.

O aumento da espessura do ligamento patelar e o desarranjo do padrão normal de suas fibrilas foram relatados como complicações comuns ao exame ultrassonográfico após a técnica de ONPT em animais com ruptura do LCCR (MARINO; LOUGHLIN, 2010). Com base nestes dados, Kühn et al. (2011) avaliaram, por meio de exames ultrassonográficos e radiográficos, o ligamento patelar, após a realização do procedimento de ATT e observaram, aos 45 dias após o procedimento cirúrgico, um aumento significativo de alterações no ligamento patelar, condizente com desmopatia. Porém, aos 120 dias, os autores observaram, ao exame ultrassonográfico, a redução dos escores relacionados às alterações no ligamento.

Lins et al. (2009a, 2009b) apresentaram estudos sobre o avanço da tuberosidade tibial modificada. O estudo utilizou o espaçador de titânio para manter o platô tibial perpendicular ao ligamento patelar e a tuberosidade tibial foi fixada com um parafuso de compressão, em substituição à placa óssea, demonstrando eficácia em neutralizar o impulso tibial cranial.

Etchepareborde et al. (2011) mostraram bons resultados na utilização de uma técnica modificada de ATT, em que a tuberosidade tibial não é osteotomizada completamente e permanece fixa à tíbia por meio de um pedúnculo distal à linha de osteotomia. A tuberosidade tibial foi avançada e fixada somente com o espaçador de titânio e dois parafusos. Segundo os autores,

este método permite a não utilização da placa de ATT convencional e promove o princípio da osteossíntese biológica.

## **2.2 Biomateriais**

O termo biomaterial foi definido como qualquer substância de origem natural ou sintética que pode ser utilizada por período variável de tempo, como todo ou parte de um sistema, que trata ou substitui algum tecido, órgão ou função do corpo (HELMUS; TWEDEN, 1995).

O emprego de enxertos de origem autógena em reparos ósseos apresenta alguns fatores indesejáveis para o paciente. Dentre eles se destacam o aumento do tempo transcirúrgico, a morbidade devido à dor localizada no sítio doador e a quantidade limitada de possíveis regiões doadoras de osso autógeno (BRIGHTON et al., 1995). A utilização de biomateriais no reparo de partes danificadas do tecido ósseo tem revolucionado a ortopedia. O emprego de substâncias biocompatíveis que facilitem a reparação óssea, por meio da osteogênese, osteoindução e osteocondução, tem sido alvo constante de pesquisas (DOROZHKIN, 2010; FABBRI et al., 2010).

De acordo com Helmus, Gibbons e Cebon (2008), os biomateriais biodegradáveis recebem alto interesse na medicina, devido à sua gradual absorção pelo organismo; a biodegradação ideal deve gerar subprodutos atóxicos que são eliminados do organismo pelas vias metabólicas normais.

Segundo Fabbri et al. (2010) e Phipps et al. (2012), a porosidade do implante e o diâmetro dos poros favorecem a infiltração de células precursoras de tecido ósseo por meio da espessura do biomaterial, o que permite a sua substituição por osso. Através dos poros interconectados, a neovascularização

penetra no implante e promove o fornecimento de nutrientes e oxigênio para células precursoras ósseas.

O osso apresenta-se como uma estrutura composta de minerais, matriz, células e água; este órgão é constituído por 58% de fosfato de cálcio, 7% de carbonato de cálcio, 1% a 2% de fluoreto de cálcio, 1% a 2% de fosfato de magnésio e 1% de cloreto de sódio. Estes minerais, juntos, formam um cristal denominado de hidroxiapatita (HA), cuja fórmula é representada por  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$  (SHOR et al., 2007). Como os ossos possuem 70% de sua massa composta por componentes inorgânicos, principalmente as apatitas, pode-se imaginar que as cerâmicas sejam amplamente pesquisadas para substituir e auxiliar na reparação óssea (KAMITAKAHARA; OHTSUKI; MIYAZAKI, 2008).

Entre as cerâmicas bioativas compostas pelo fosfato de cálcio destaca-se a HÁ. Esta é uma das cerâmicas mais difundidas e utilizadas, em cirurgias ortopédicas, para o preenchimento de falhas ósseas e na odontologia, para cirurgias periodontais e alveolares (HELMUS; GIBBONS; CEBON, 2008). A HA é constituinte natural dos ossos, sendo considerada uma cerâmica bioativa que pode se unir diretamente ao osso e que tem a característica de osteocondutividade. A forma porosa da HA permite a invasão e o crescimento interno do tecido ósseo, promovendo a osteointegração, mas apresenta baixa taxa de dissolução e lenta reabsorção (GEISSLER, 2006; KAMITAKAHARA; OHTSUKI; MIYAZAKI, 2008).

Atualmente, os polímeros sintéticos estão sendo amplamente utilizados como dispositivos médicos, tais como fios de suturas, tubos conectores e implantes ortopédicos (HELMUS; GIBBONS; CEBON, 2008). De acordo com Fabbri et al. (2010), entre os polímeros bioabsorvíveis, a policaprolactona (PCL)

destaca-se na aplicação de reparos ósseos por exibir alta resistência mecânica e degradação compatível com a regeneração óssea.

A PCL é um poliéster e tem sido utilizada em reparos ósseos e cartilagíneos, pois apresenta propriedades desejáveis, como biocompatibilidade, degradação lenta, estabilidade em condições ambientais normais, baixo custo e facilidade de obtenção (DREVELLE et al., 2010; LO; KUO; HUANG, 2010; WOODRUFF; HUTMACHER, 2010). A degradação da PCL ocorre de forma lenta por hidrólise não enzimática dos grupos ésteres e de forma mais rápida por degradação enzimática pelas lipases. Os produtos da degradação são atóxicos e estão presentes naturalmente no organismo, sendo estes metabolizados e excretados normalmente (ABBAAH et al., 2009). A duração da biodegradação é dependente do peso molecular do polímero, sendo os de maior peso degradados de forma mais lenta que os de peso molecular reduzido. O alto peso molecular aumenta o comprimento da cadeia, o que dificulta a quebra das ligações ésteres e a ocorrência de erosão (WOODRUFF; HUTMACHER, 2010).

A associação de uma cerâmica a um polímero foi sugerida para a substituição do tecido ósseo, possibilitando a fabricação de implantes em tamanhos e formas apropriados para cada paciente (SHISHATSKAYA; KHLUSOV; VOLOVA, 2006). Esse material tem a função de ocupar o defeito, mantendo a redução apropriada e a continuidade dos fragmentos, servindo como suporte para a regeneração do tecido ósseo que gradativamente o substituirá (CARLO et al., 2009).

Uma indesejável propriedade da PCL é a de possuir característica hidrofóbica, o que permite um prejuízo na sua interação com os fluidos biológicos e na proliferação e na aderência celular. Por esta razão, a PCL é, muitas vezes, utilizada como matriz polimérica em compósitos com a HA, no intuito de aumentar a resistência da cerâmica e, ao mesmo tempo, adquirir a

propriedade de osteocondução. O compósito de HA/PCL promove um aumento da característica hidrofílica e, com isso, melhora sua interação e adesão ao ambiente biológico (FABBRI et al., 2010).

Abbah et al. (2009) recomendam o uso da combinação de PCL, fosfato tri-cálcio e BMP-2 (*bone morphogenetic protein*) como um biomaterial capaz de promover um desejável ambiente para a reparação óssea e resistência às forças mecânicas de compressão. Além de suficiente biocompatibilidade com o osso do leito receptor, os autores afirmam que o compósito de PCL, fosfato tri-cálcio e BMP-2 promoveu um adequado preenchimento do defeito com tecido ósseo, aos três meses de período pós-operatório e, aos seis meses, observaram, ao exame histológico, células em processo de amadurecimento e continuidade óssea. Não foram relatadas alterações como fraturas dos implantes, pseudoartroses ou rejeição. Zhao et al. (2008) afirmam que a PCL pode fornecer inicialmente um adequado suporte mecânico após ser implantado em seres vivos e que este polímero previne a formação e a propagação de fissuras, quando associada à HA, devido ao ganho de resistência mecânica às forças. Os mesmos autores afirmam que a combinação do polímero com a cerâmica torna-se um promissor substituto do osso, no tratamento de fraturas.

### **3 MATERIAL E MÉTODOS**

O estudo foi desenvolvido no programa de mestrado em Ciências Veterinárias da Universidade Federal de Lavras e realizado nas instalações dos Setores de Clínica e de Cirurgia Veterinária da UFLA. A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Universidade Federal de Lavras (CEUA-UFLA) (Anexo 1).

### **3.1 Animais**

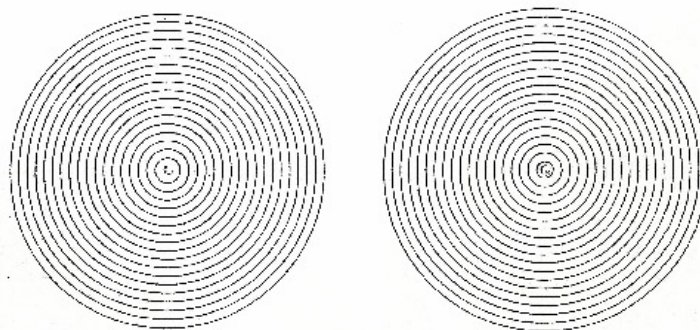
A nova técnica cirúrgica proposta para o avanço da tuberosidade tibial foi realizada em quatro cães adultos provenientes do Centro de Controle de Zoonoses de Itajubá, MG. Os animais selecionados eram todos machos e sem raça definida, com massa corporal entre 18 e 25 kg. Os cães foram mantidos em gaiolas individuais, durante todo o período de avaliação e foram exercitados duas vezes ao dia, por meio de caminhadas controladas. Inicialmente, os animais foram vacinados, desverminados e submetidos aos exames laboratoriais de rotina (hemograma e contagem de plaquetas). Receberam ração comercial para cães na fase adulta, em quantidade sugerida pelo fabricante e água à vontade. Após o período de adaptação de trinta dias, os animais foram avaliados, por meio de exames ortopédicos, radiográficos e ultrassonográficos da articulação FTP de ambos os membros, para descartar a presença de alterações ósseas ou articulares. Os cães foram identificados em fichas próprias e os resultados dos exames registrados.

### **3.2 Intervenção cirúrgica e metodologia de exames**

Para cada animal, um membro pélvico foi aleatoriamente selecionado e submetido à intervenção com a técnica modificada para avanço da tuberosidade tibial, enquanto o membro contralateral permaneceu intacto. No planejamento pré-operatório, cada cão foi examinado por meio de exame radiográfico convencional. Foram seguidas as recomendações de Boudrieau (2009) e Lafaver et al. (2007), que indicaram, no período pré-operatório, a realização de radiografias mediolaterais da articulação FTP.

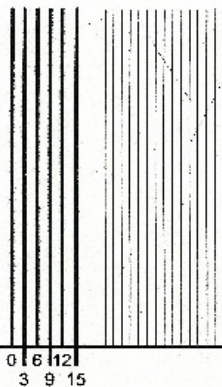
A aferição do avanço da tuberosidade tibial foi realizada utilizando-se o método tangencial comum, com auxílio de um gabarito desenvolvido pela Kyon<sup>1</sup> (Figura 2).

### KYON Template for TTA Common Tangent



Match the appropriate circle to the condyles of the femur and mark the center point.

On the tibia side, again match the appropriate circle to the condyles of the tibia and mark the center point.



Set the "0" line to the attachment point of the patella ligament to the patella.

Make sure the lines to the right are parallel with the two marked center points.

Read the size of advancement required by noting which line is closest to the tibial crest. If the crest falls between two lines, in most cases the larger cage is appropriate.

Template magnification = 100%. If your images are at a different magnification, you can use a copier to adjust the magnification.

Figura 2 - Gabarito utilizado para a aferição do avanço da tuberosidade tibial, pelo método da tangente comum.

<sup>1</sup>Kyon Veterinary Surgical Products, Zurich, Switzerland. Template for TTA Common Tangent (2009).

De acordo com Boudrieau (2009), para o cálculo do avanço da tuberosidade tibial, os exames radiográficos das articulações FTP foram realizados em 135° de extensão, correspondente ao ângulo de apoio, com os côndilos femorais sobrepostos (Figura 3A). Este método de aferição utiliza o traçado de uma linha tangente comum entre dois círculos que, após o avanço da tuberosidade tibial, deverá permanecer perpendicular ao ligamento patelar, para a adequada anulação do impulso tibial cranial.

Com o uso do gabarito e do exame radiográfico, foi escolhido o círculo que melhor correspondesse aos côndilos femorais sobrepostos e o seu centro, marcado (Figura 3B); em seguida, escolheu-se o círculo que melhor se sobrepusesse às margens do platô tibial e o seu centro também foi marcado (Figura 3C). Após a marcação dos dois centros, realizou-se a união dos mesmos com uma linha reta entre eles (Figura 3D). Por meio de uma régua modificada impressa na parte inferior do gabarito, a linha correspondente ao número zero na régua foi colocada sobre o ponto de inserção do ligamento patelar, na margem cranial da patela e as linhas finas da régua foram posicionadas paralelas à linha reta proveniente da união dos dois centros (Figura 3E). A medida, em milímetros, do avanço tibial foi fornecida medindo-se a distância da linha zero até a margem cranial da tuberosidade tibial (Figura 3F).



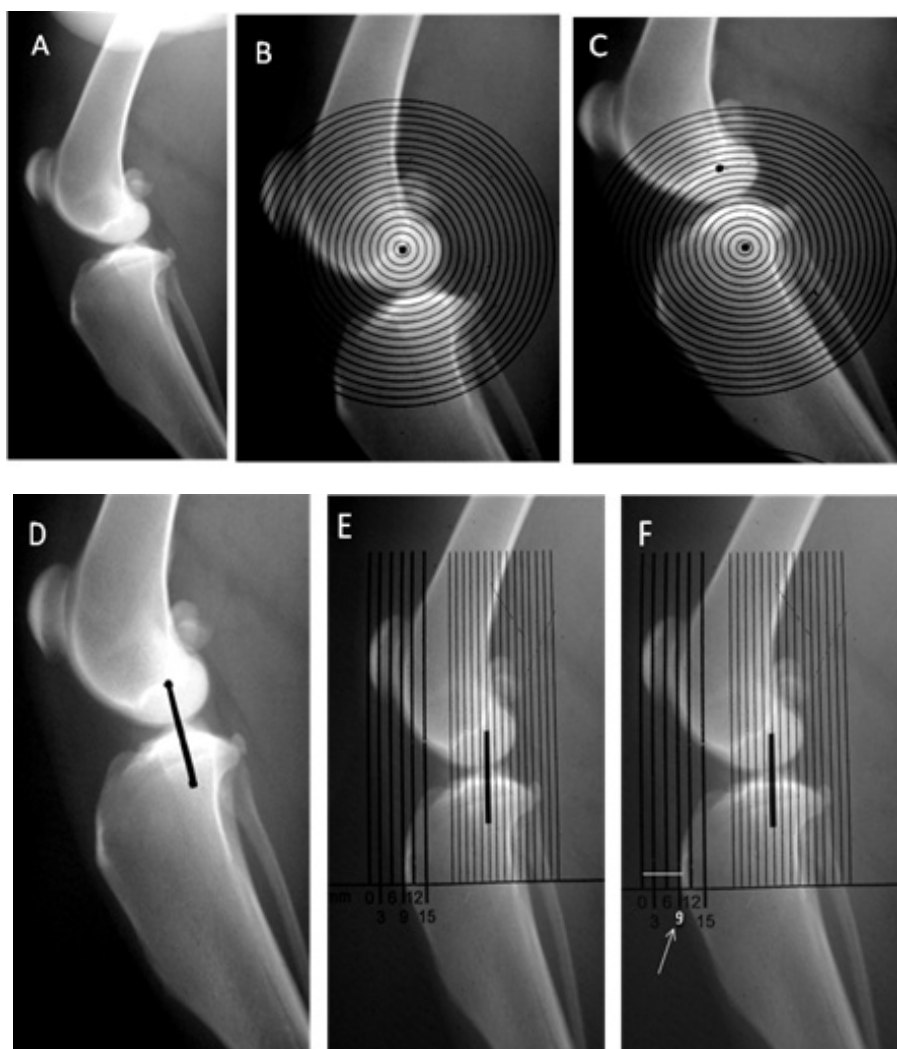


Figura 3 - Imagens radiográficas em projeções mediolaterais da articulação fêmoro-tíbio-patelar (FTP) do membro pélvico direito de um cão macho, sem raça definida, com peso corporal de 22 kg, demonstrando a metodologia para mensuração do avanço da tuberosidade tibial. (A) articulação FTP em 135° de extensão para a correta mensuração do avanço da tuberosidade tibial, em milímetros. (B e C) utilização do gabarito para a marcação dos pontos nos centros dos círculos sobrepostos dos côndilos femorais e do platô tibial. (D) união entre os dois centros por meio de uma linha reta. (E) sobreposição do gabarito para aferição do avanço da tuberosidade tibial: a linha grossa da régua correspondente ao número zero é colocada sobre o ponto de inserção do ligamento patelar na margem cranial da patela e as linhas finas colocadas paralelas à linha reta proveniente da união dos dois centros. (F) obtenção do resultado para o avanço da

tuberosidade tibial, em milímetros: o traço branco representa a distância da linha zero até a margem cranial da tuberosidade tibial; a distância entre cada linha grossa da régua é de 3 mm e a seta branca indica que, após o avanço da tuberosidade tibial em 9 mm, o ligamento patelar ficará perpendicular à linha tangente entre os dois círculos.

As mensurações dos ângulos do platô tibial e do ligamento patelar foram realizadas de acordo com Fettig et al. (2003), que preconizam o uso de radiografias na projeção mediolateral da articulação FTP em extensão de 135°, mantendo adequada sobreposição dos côndilos femorais e incluindo também a articulação tíbio-társica (Figura 4).

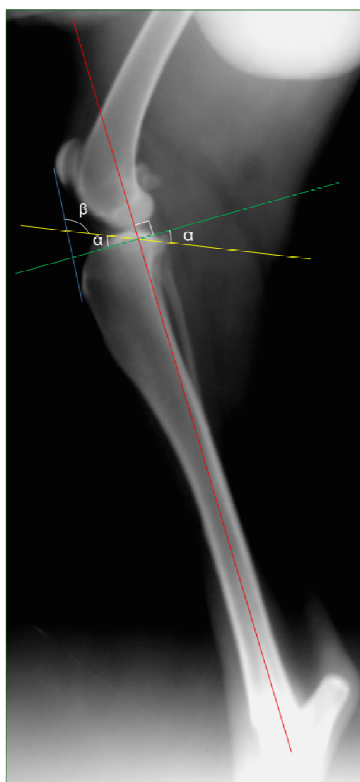


Figura 4 – Imagem radiográfica em projeção médio-lateral, demonstrando a mensuração dos ângulos do platô tibial e do ligamento patelar por meio de imagem radiográfica na projeção mediolateral de uma articulação normal fêmoro-tíbio-patelar direita de um cão sem raça definida, macho, seis anos de idade, COM 32,4 kg. A mensuração do ângulo do platô tibial foi realizada segundo Fettig et al. (2003), projetando uma primeira linha paralela ao platô tibial (linha amarela); uma segunda linha foi traçada no eixo

longitudinal da tíbia com início no meio da eminência intercondilar até ao centro do tálus (linha vermelha) e uma terceira linha foi traçada perpendicular ao eixo longitudinal da tíbia (linha verde). O ângulo formado entre a primeira e a terceira linhas foi considerado a inclinação do platô tibial, representada pela letra grega  $\alpha$ . Para a mensuração do ângulo do ligamento patelar em relação ao platô tibial foi traçada uma quarta linha, na margem cranial do ligamento patelar (partindo da borda cranial da patela à tuberosidade tibial), representada pela linha azul. O ângulo formado pela interseção da linha azul com a amarela foi considerado o ângulo do ligamento patelar, representado pela letra grega  $\beta$ .

Com os animais mantidos em decúbito lateral por contenção manual, o membro selecionado para a cirurgia foi submetido ao exame ultrassonográfico, para avaliação da articulação FTP, com ênfase no ligamento patelar e meniscos. Planos sagitais e transversais foram realizados ao exame ultrassonográfico e características, como ecogenicidade, edema e espessura do ligamento, foram investigadas

Para este estudo, foi confeccionado, pela JHS Laboratório Químico<sup>2</sup>, um fragmento de biomaterial (compósito de hidroxiapatita combinado à policaprolactona de alto peso molecular), especialmente moldado para preencher a falha óssea criada após o avanço da tuberosidade tibial. Estes implantes foram previamente esterilizados por meio de radiação gama. Baseando-se em estudos anteriores, os fragmentos de biomaterial foram confeccionados em formato de cunha, com a base superior em quatro tamanhos pré-estabelecidos (6 mm, 9 mm, 12 mm e 15 mm), selecionando-se aquele que melhor se adequasse ao animal operado (Figura 5). Eletromicrografias de uma amostra do compósito foram obtidas com auxílio de um microscópio eletrônico de varredura<sup>3</sup> a uma aceleração de voltagem de 20 kV.

---

<sup>2</sup> JHS Laboratório Químico – Sabará, Minas Gerais, Brasil.

<sup>3</sup> Modelo Zeiss Leo EVO 40.

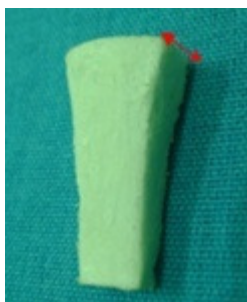


Figura 5 - Imagem fotográfica do implante de biomaterial (compósito de hidroxiapatita combinado à policaprolactona de alto peso molecular) moldado em forma de cunha para preencher a falha óssea criada após o avanço da tuberosidade tibial. A seta dupla vermelha refere-se ao tamanho pré-estabelecido da base superior que, neste exemplo, era de 12 mm.

Após a determinação da medida do avanço tibial por meio da avaliação radiográfica e DA seleção do tamanho ideal do fragmento de biomaterial, os animais foram submetidos aos procedimentos anestésicos e cirúrgicos. Eles foram previamente mantidos em jejum alimentar de 8 horas e hídrico de 2 horas. Como profilaxia antibiótica, foi administrada cefalotina sódica, na dose de 30 mg/kg, via intravenosa, 30 minutos antes do início da cirurgia e repetida após 90 minutos de procedimento. Os cães foram submetidos ao mesmo protocolo anestésico padrão, utilizando-se, como medicação pré-anestésica, midazolam (0,3 mg/kg) e petidina (2 mg/kg), ambos por via intramuscular. Para a indução anestésica, administrou-se propofol (5 mg/kg), por via intravenosa, o que possibilitou a intubação traqueal e a manutenção anestésica com isofluorano/oxigênio, por meio da inalação espontânea em circuito semifechado. Adicionalmente, realizou-se a anestesia epidural com bupivacaína e lidocaína, ambas com vasoconstritor e na dose de 1 ml para cada 4,5 kg, associado à morfina (0,1 mg/kg). Para analgesia, foi utilizado cloridrato de tramadol (2 mg/kg) e, como anti-inflamatório, meloxicam (0,2 mg/kg), ambos por via intravenosa. O acesso vascular ocorreu por meio de cateterização da veia cefálica e os animais foram mantidos com solução de ringer com lactato durante

o procedimento cirúrgico, na dosagem de 20 ml/kg/hora. No período transcirúrgico, os animais foram monitorados por meio da oximetria de pulso, monitoração cardíaca e avaliação dos parâmetros vitais.

O membro submetido à cirurgia foi preparado segundo os critérios de assepsia e antissepsia preconizados para intervenções ortopédicas. A abordagem cirúrgica foi realizada por meio de uma incisão cutânea craniomedial à articulação FTP, seguida de artrotomia parapatelar medial. A ruptura do LCCr foi induzida, seguindo-se pela retirada total do ligamento com auxílio de uma lâmina de bisturi número 11 e pinça halstead. A capsulorrafia foi realizada com fio cirúrgico absorvível de ácido poliglicólico nº 2-0, em padrão simples separado. A exposição da parte craniomedial da tíbia proximal foi realizada por meio de incisão na inserção do músculo sartório. Após a determinação correta do local para a osteotomia, o periósteo foi afastado no sentido cranial e caudal, para expor a região da tuberosidade tibial a ser osteotomizada.

Com o auxílio de uma serra óssea oscilatória sob constante irrigação com solução fisiológica aquecida, foi realizada a osteotomia, perpendicular ao plano sagital da tíbia e orientada imediatamente cranial ao ligamento intermeniscal e à fossa do tendão do músculo extensor digital longo. O fragmento de biomaterial selecionado foi inserido na falha óssea provocada, mantendo-se o platô tibial perpendicular ao ligamento patelar. Quando necessária, a modelagem do implante para o seu correto posicionamento foi realizada no período transoperatório, com o auxílio de uma lima óssea. A tuberosidade tibial foi fixada por um parafuso cortical de 2,7 mm (distal) e outro com 3,5 mm de diâmetro (proximal) e por uma sutura em faixa de tensão com fio de aço. Após a fixação dos implantes, irrigou-se o sítio cirúrgico com solução fisiológica aquecida para o posterior preenchimento da falha óssea distal

ao biomaterial com enxerto de osso esponjoso autógeno retirado da região metafisária proximal da tíbia caudal à osteotomia (Figura 6).

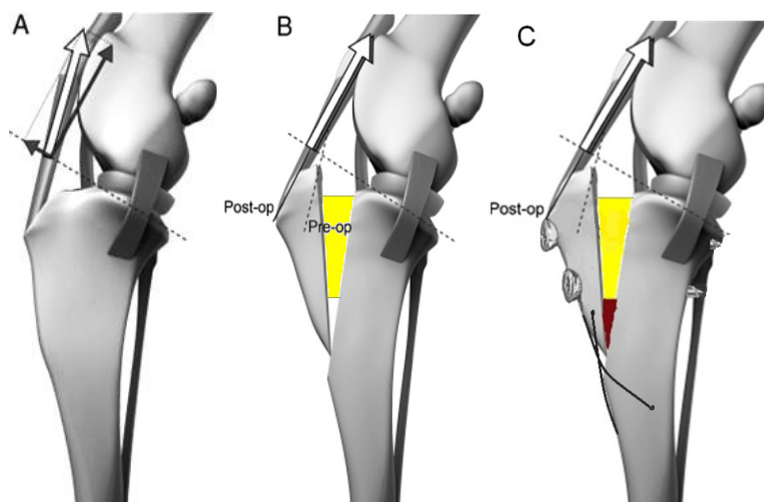


Figura 6 - Representação esquemática da técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial. (A) mensuração pré-operatória, sendo traçada uma linha paralela ao platô tibial (seta preta menor) e outra linha paralela à margem cranial do ligamento patelar (seta branca). (B) a tuberosidade da tíbia foi avançada cranialmente, até que a linha do platô tibial ficasse paralela, em ângulo de 90°, com a linha do ligamento patelar. A falha óssea criada pelo avanço da tuberosidade foi preenchida pelo biomaterial, com a função de um espaçador (cunha amarela). (C) o biomaterial foi fixado por um parafuso cortical de 3,5 mm de diâmetro, na região proximal do fragmento e outro de 2,7 mm, na região distal do fragmento; uma sutura em faixa de tensão com fio de aço entre a tuberosidade tibial e a diáfise da tíbia foi acrescentada ao sistema. Distal ao fragmento de biomaterial, enxerto de osso esponjoso de origem autógena foi utilizado para o preenchimento da falha óssea (cunha vermelha). Modificado de Boudrieau (2009).

A sutura da ferida foi iniciada pelo fechamento das inserções e fascias musculares com fio cirúrgico de ácido poliglicólico nº2-0, em padrão sultan; o periósteo rebatido cranialmente foi utilizado na ancoragem das suturas para adicional proteção do implante. A sutura do tecido subcutâneo foi realizada com o mesmo fio em padrão cushing e a dermorrafia com fio de náilon nº 2-0, em padrão simples separado. O membro operado foi protegido por bandagem modificada de Robert Jones, por 10 dias.

No pós-operatório, foram utilizados cefalexina, na dose de 30 mg/kg, duas vezes ao dia, durante sete dias, via oral; meloxicam 0,1 mg/kg, a cada 24 horas, durante cinco dias, via oral e cloridrato de tramadol, na dose de 2 mg/kg, a cada 8 horas, durante três dias, via oral. Os animais permaneceram em repouso parcial por 30 dias, seguido do retorno gradual às atividades físicas; caminhadas de 20 minutos duas vezes ao dia, em solo com diferentes inclinações e consistências foram realizadas nos últimos três meses de condução deste experimento. Todos os animais utilizaram o colar elisabetano até a retirada dos pontos de pele, que ocorreu aos 10 dias após a cirurgia.

Exames ortopédicos foram realizados no período pós-operatório imediato e, mensalmente, até os 180 dias após a cirurgia, para a avaliação das características de deambulação e apoio do membro, presença de crepitação articular, sensibilidade dolorosa, teste de gaveta e teste de compressão tibial. As características aos exames foram avaliadas com auxílio de um sistema de pontuação (Tabela 1). A mensuração da circunferência da coxa foi realizada no terço médio do fêmur, utilizando-se fita métrica convencional. A amplitude de movimentos da articulação FTP foi obtida medindo-se os ângulos máximos de extensão e flexão, com auxílio de um goniômetro universal. O deslocamento tibial em relação ao fêmur observado no teste de gaveta e no teste de compressão tibial foi realizado com auxílio de um papel milimetrado fixado sobre a superfície da mesa de avaliação ortopédica.

Tabela 1 - Sistema de pontuação para as características de claudicação e apoio do membro, presença de crepitação, sensibilidade dolorosa, presença de movimento de gaveta e teste de compressão tibial, avaliados ao exame ortopédico de cães submetidos à técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial.

<b>Claudicação e apoio do membro</b>	
<b>Pontuação</b>	<b>Descrição</b>
0	Apoio normal do membro em estação. Ausência de claudicação ao caminhar ou correr
1	Claudicação discreta ou intermitente ao caminhar ou correr
2	Claudicação moderada e apoio discreto do membro ao caminhar ou trotar. Apoio parcial quando em estação
3	Claudicação acentuada ou sem o apoio do membro

<b>Presença de crepitação</b> (Movimento de flexão e extensão da articulação fêmoro-tíbio-patelar)	
<b>Pontuação</b>	<b>Descrição</b>
0	Ausente
1	Crepitação discreta: presença de crepitação discreta nos extremos de flexão e extensão da articulação fêmoro-tíbio-patelar
2	Crepitação moderada: presença de crepitação intermitente ao movimentar a articulação fêmoro-tíbio-patelar
3	Crepitação acentuada: presença de crepitação intensa e constante em toda amplitude de movimento da articulação fêmoro-tíbio-patelar

<b>Presença de sensibilidade dolorosa</b> (Movimento de flexão e extensão da articulação fêmoro-tíbio-patelar)	
<b>Pontuação</b>	<b>Descrição</b>
0	Sem sinais de dor
1	Dor discreta: ato de virar a cabeça para o reconhecimento
2	Dor moderada: ato de puxar o membro ao movimentar a articulação fêmoro-tíbio-patelar
3	Dor acentuada: ato de vocalizar e tornar-se agressivo, não permitindo a movimentação da articulação fêmoro-tíbio-patelar



Tabela 1 continua.

<b>Presença de Movimento de gaveta</b>	
<b>Pontuação</b>	<b>Descrição</b>
0	Ausência de deslocamento tibial em relação fêmur
1	Deslocamento tibial discreto (até 5 mm)
2	Deslocamento tibial moderado (entre 5 mm e 10 mm)
3	Deslocamento tibial acentuado (acima de 10 mm)

<b>Presença de impulso tibial cranial (Teste de compressão tibial)</b>	
<b>Pontuação</b>	<b>Descrição</b>
0	Ausência de deslocamento tibial em relação fêmur
1	Deslocamento tibial discreto (até 5 mm)
2	Deslocamento tibial moderado (entre 5 mm e 10 mm)
3	Deslocamento tibial acentuado (acima de 10 mm)

Adaptada de Muzzi, Rezende e Muzzi (2009)

Os cães foram avaliados, por exame radiográfico, no pós-operatório imediato e aos 30, 60, 90, 120, 150 e 180 dias após a cirurgia. Nos exames radiográficos foram avaliados a consolidação óssea no local da osteotomia, o posicionamento da tuberosidade tibial e a fixação e a localização dos implantes metálicos (parafusos e fio). As possíveis alterações degenerativas na articulação FTP foram avaliadas por meio de um sistema de pontuação (Tabela 2). Em relação ao biomaterial, foi avaliada a radiopacidade do compósito, do tecido ósseo adjacente e da interface osso-biomaterial. As radiografias foram, ainda, analisadas quanto à presença de reação periosteal, esclerose e reabsorção óssea.

Tabela 2 - Sistema de pontuação para as alterações degenerativas avaliadas ao exame radiográfico da articulação fêmoro-tíbio-patelar de cães submetidos à técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial.

<b>Presença de alterações degenerativas</b>	
<b>Pontuação</b>	<b>Descrição</b>
0	Ausência de alterações degenerativas na articulação fêmoro-tíbio-patelar.
1	Presença de alterações degenerativas na articulação fêmoro-tíbio-patelar.

Adaptada de Muzzi, Rezende e Muzzi (2009)

Os exames ultrassonográficos foram realizados utilizando-se um aparelho ultrassonográfico com modo bidimensional e transdutor linear de 10 MHz, nos mesmos períodos citados para avaliação de sinais da doença articular degenerativa ao exame radiográfico. Ao exame ultrassonográfico foram avaliadas as estruturas articulares e foram realizadas mensurações do ligamento patelar. O ligamento patelar foi avaliado nos planos longitudinal e transversal na região proximal de origem, no terço médio e na região de inserção, conforme preconizado por Kühn et al. (2011).

Embora resultados histológicos possam ser observados aos 90 dias da implantação de um composto de poli-hidroxiacetato e hidroxiapatita, como descrito por Alves et al. (2011) e Carlo et al. (2009), nesta pesquisa foi realizada a coleta de amostras teciduais, por meio de biopsia, aos 120 dias de pós-operatório, nos quatro animais. O procedimento foi realizado sob anestesia geral, conforme o protocolo descrito anteriormente. Após incisão cutânea craniomedial da tuberosidade tibial, realizou-se a identificação do biomaterial e suas interfaces com o osso tibial (Figura 7A). A remoção das amostras foi realizada com auxílio de uma broca trefina com diâmetro de 6 mm, posicionada sobre a

interface caudal entre o enxerto de biomaterial e o osso. Foram obtidas amostras do biomaterial, do tecido ósseo adjacente e da interface caudal entre o biomaterial e o osso (Figura 7B).

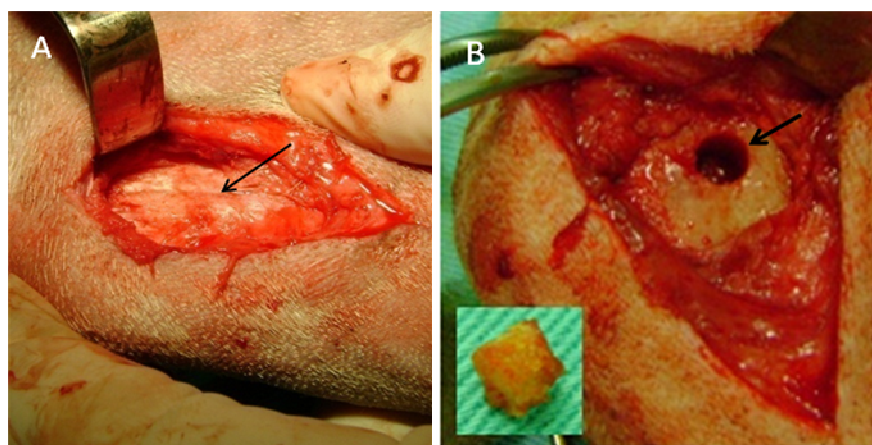


Figura 7 - Imagem fotográfica do procedimento de biopsia na região de interface caudal entre o biomaterial e o osso, em um cão macho, adulto, sem raça definida e com 23 kg, aos 120 dias após ser submetido à técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial. (A) identificação da interface caudal entre o compósito e o osso (seta preta). (B) falha óssea circular na região de interface caudal (seta preta) criada após a remoção da amostra tecidual com a trefina. Em destaque, no canto inferior esquerdo, observa-se a amostra coletada com formato cilíndrico.

As amostras teciduais foram fixadas em solução de formalina 10%, por 48 horas e descalcificadas em EDTA dissódico, por 10 dias, com trocas diárias. As amostras foram processadas conforme técnicas rotineiras de histopatologia, emblocadas e cortadas com 3 $\mu$ m de espessura, com auxílio de um micrótomo. Foram realizadas colorações das lâminas pela técnica de-hematoxilina-eosina e tricrômio de Gomori, para análise histológica em microscópio óptico, em que foram caracterizados os tipos celulares presentes e a reação tecidual no local da interface com o compósito.

Aos 180 dias após a realização da técnica modificada de avanço da tuberosidade tibial, foi encerrado o período de avaliação experimental e os animais do estudo foram encaminhados para adoção.

### **3.3 Análise dos resultados e metodologia estatística**

Os dados obtidos das variáveis analisadas aos exames ortopédico, radiográfico e ultrassonográfico foram descritos em formulários próprios e detalhados em formas de tabelas.

As variáveis claudicação e apoio do membro, ângulos do platô tibial, ângulos entre o ligamento patelar e o platô tibial, e alterações degenerativas referentes aos exames radiográficos no período pré-operatório (dia 0) e pós-operatório foram mensuradas por três diferentes observadores, sendo realizadas três medidas por observador. Já para as variáveis circunferência da coxa, crepitação, sensibilidade dolorosa, amplitude de movimentos, teste de compressão tibial e movimento de gaveta, os dados foram avaliados por meio de três mensurações, realizadas por um único observador.

O período pós-operatório dos animais foi compreendido entre o dia 1 até o dia 180. As variáveis claudicação e apoio do membro, circunferência da coxa, crepitação, sensibilidade dolorosa, amplitude de movimentos e teste de compressão tibial e movimento de gaveta foram avaliadas nos dias 15, 30, 60, 90, 120, 150, e 180. As variáveis alterações articulares degenerativas ao exame radiográfico e espessura e ecogenicidade do ligamento patelar ao exame ultrassonográfico foram avaliadas nos dias 30, 60, 90, 120, 150 e 180.

Todas as variáveis foram submetidas à análise descritiva, sendo os dados representados como média e desvio padrão. Todos os dados das variáveis ângulos do platô tibial, ângulos entre o ligamento patelar e o platô tibial, ângulos

de flexão e extensão, circunferência da coxa, espessura do ligamento patelar, teste de compressão tibial e movimento de gaveta foram submetidos ao teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov ( $P > 0,05$ ). As variáveis que não atingiram a normalidade ( $P < 0,05$ ) (deambulação e apoio do membro, presença de crepitação articular, presença de sensibilidade dolorosa, teste de compressão tibial e alterações degenerativas ao exame radiográfico) foram avaliadas por meio do teste de Wilcoxon ( $P < 0,05$ ). As variáveis normais ( $P > 0,05$ ) (mensuração dos ângulos do platô tibial, circunferência da coxa, ângulos de flexão e extensão, e medidas do ligamento patelar ao exame ultrassonográfico) foram comparadas no tempo por meio de análise de variância, análise de regressão e teste de Dunnett, considerando o nível de significância de 5%.

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando-se o pacote estatístico SPSS for Windows versão 17.0 (SPSS STATISTICS STANDARD, 2008) e o pacote estatístico SISVAR (FERREIRA, 2008).

#### **4 RESULTADOS**

A análise macroscópica do compósito permitiu observar um material compacto, de superfície irregular, com ausência de porosidade e de fácil manipulação durante a cirurgia.

A observação da superfície da amostra do compósito em microscópio eletrônico de varredura revelou mínima presença de poros, com áreas variando de 626,3 a 11.580  $\mu\text{m}^2$ , em superfícies lisas e compactas. No mesmo compósito puderam-se observar áreas rugosas com ausência de poros. As partículas do polímero apresentaram distribuição regular e relativamente uniforme, mas pôde-se observar uma distribuição irregular das partículas de hidroxiapatita (Figura 8).

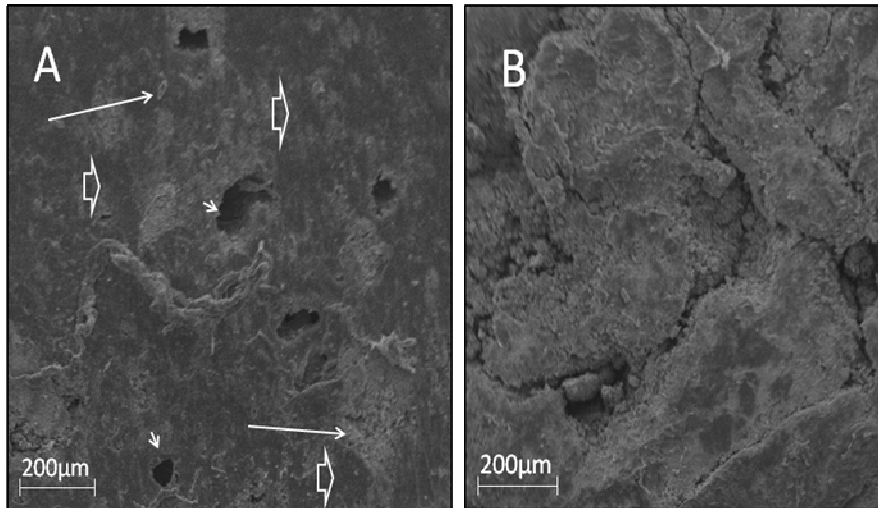


Figura 8 - Eletromicrografia de varredura da superfície de uma amostra do compósito de hidroxiapatita e policaprolactona de alto peso molecular. (A) superfície lisa do compósito com mínima presença de poros com diferentes diâmetros (setas curtas); distribuição regular do polímero (setas longas); presença de partículas de hidroxiapatita (setas longas). (B) superfície rugosa do compósito com ausência de poros.

O valor médio do ângulo de inclinação do platô tibial dos animais foi de  $21,72^\circ$ , sendo os ângulos médios dos animais 1, 2, 3 e 4 de  $20,67^\circ$ ;  $22,56^\circ$ ;  $21,22^\circ$  e  $22,44^\circ$ , respectivamente. No período pré-operatório, o valor médio do ângulo entre o ligamento patelar e o platô tibial dos animais foi de  $104,69^\circ$ , no entanto, após a realização da técnica modificada de ATT, o ângulo médio passou a ser de  $91,05^\circ$  (Tabela 3).

Tabela 3 - Valores (média  $\pm$  desvio padrão) dos ângulos entre ligamento patelar e platô tibial, em cães no período pré e pós-cirúrgico da realização da técnica modificada de ATT (n = 4).

<b>Dia de avaliação</b>	<b>Ângulos<sup>1</sup></b>
0 (Pré-operatório)	104,69 $\pm$ 2,27 a
1	91,14 $\pm$ 2,45 b
30	91,44 $\pm$ 1,87 b
60	91,53 $\pm$ 1,75 b
90	91,03 $\pm$ 1,67 b
120	90,25 $\pm$ 1,56 b
150	90,72 $\pm$ 1,56 b
180	91,22 $\pm$ 1,20 b
Média Geral	92,75 $\pm$ 4,88
Média após ATT	91,05 $\pm$ 0,44
CV (%) = 1,90	P = 0,002

<sup>1</sup>Médias seguidas de diferentes letras na coluna diferem entre si, pelo teste de Wilcoxon (P<0,05).

Os quatro animais apresentaram a recuperação parcial do apoio do membro em 48 horas após a realização da técnica. Aos 30 dias de observação, notou-se, em três animais, claudicação discreta e intermitente com escore de grau 1. Não obstante, neste mesmo período de avaliação, um animal manifestou claudicação moderada com escore de grau 2. Aos 180 dias de observação, somente um animal apresentou claudicação discreta e intermitente quando submetido ao trote. No restante dos animais, observou-se deambulação normal, como apresentado no período pré-operatório.

Após a desmotomia do LCCr, foram observados, por meio de exames ortopédicos, o movimento de gaveta cranial positivo em todos os animais. Pôde-se observar o moderado deslocamento cranial da tíbia em relação ao fêmur entre 5 mm e 10 mm, desde a realização do procedimento de ATT modificada até os 180 dias de pós-operatório.

O teste de compressão tibial revelou, nos quatro animais, o deslocamento cranial da tíbia em relação ao fêmur entre 3 mm e 5 mm, demonstrando um deslocamento mais discreto em relação ao teste de gaveta. Esta alteração foi confirmada desde a realização do procedimento de ATT modificada até os 180 dias de pós-operatório.

Pôde-se notar, nos quatro animais, durante todo o período de avaliação, a ausência de sensibilidade dolorosa à palpação durante os extremos de flexão e extensão do membro operado.

Foi constatada, durante todo o período de observação dedicado a este estudo, a ausência de crepitação nos extremos de flexão e extensão em dois animais. Um animal apresentou, aos 30 dias, discreta crepitação, porém, aos 180 dias, por meio de exame ortopédico, não foi mais observada a crepitação articular. Um segundo animal apresentou discreta crepitação nos extremos de extensão da 12<sup>a</sup> a 20<sup>a</sup> semana, contudo, não foi constatada a presença de crepitação na avaliação ortopédica realizada na 24<sup>a</sup> semana.

Na avaliação da hipotrofia muscular dos membros operados, foi observada, em todos os animais, redução da massa muscular até os 30 dias após a realização da técnica modificada de ATT. Após este período, notou-se o retorno gradual da massa muscular. Aos 120 dias de condução do experimento, após a realização da biopsia para a obtenção de amostras para exames histológicos, notou-se discreta redução da massa muscular. No entanto, aos 180



dias de avaliação, pôde-se constatar ganho muscular superior ao observado no período pré-operatório imediato (Gráfico 1).

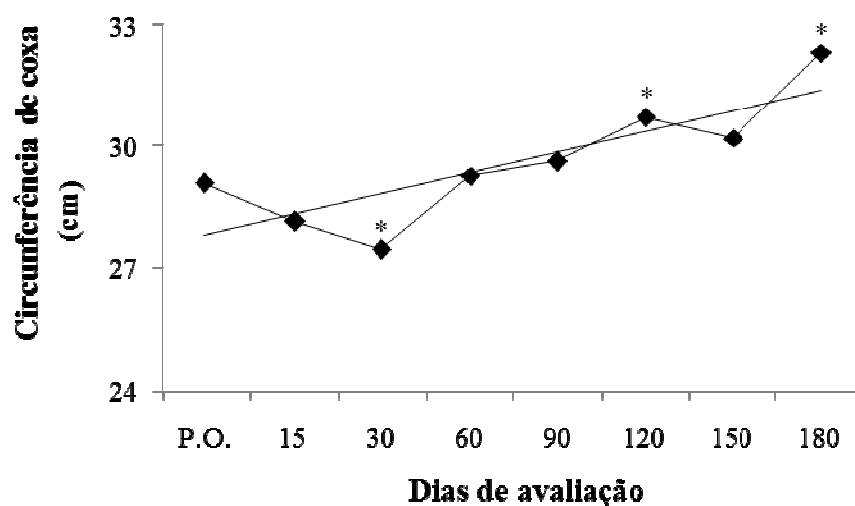


Gráfico 1 - Variação das médias de circunferência da coxa dos membros pélvicos submetidos à técnica modificada de ATT, em centímetros (cm). A partir do período pós-operatório imediato, nota-se redução da circunferência da coxa até os 30 dias de avaliação. Aos 60 dias, nota-se a ascensão do ganho muscular até os 120 dias de avaliação, período em que os animais foram submetidos à biopsia. Há uma pequena redução da circunferência aos 150 dias de avaliação e, então, observa-se acentuado ganho muscular aos 180 dias. P.O (período pré-operatório). (\*) Diferem do P.O. pelo teste Dunnet ( $P < 0,05$ ).

Por meio da goniometria, puderam-se aferir, durante todos os períodos de avaliação, os ângulos de flexão e extensão da articulação FTP dos membros submetidos à técnica modificada de ATT. O ângulo de flexão sofreu uma queda aos 60 dias de observação. Apesar dessa redução, a partir desse período constatou-se o aumento dos ângulos de flexão em todos os animais. O ângulo médio de flexão no período pré-operatório, nos quatro animais, foi de 25,42°; contudo, aos 180 dias de observação, constatou-se o ângulo médio de flexão de

30,92° (Gráfico 2). Em relação ao ângulo de extensão, o valor médio do ângulo mensurado no pré-operatório foi de 155°; até os 180 dias de avaliação constatou-se a equivalência do ângulo de extensão com o do período pré-operatório.

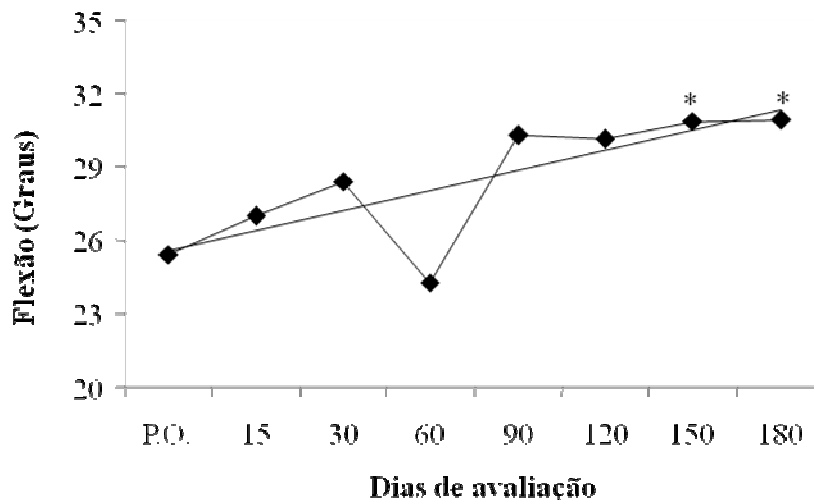


Gráfico 2 - Variação dos ângulos médios de flexão da articulação FTP nos animais submetidos à técnica modificada de ATT, em graus. Observa-se queda no valor médio dos ângulos de flexão aos 60 dias de avaliação. Após esse período, há um aumento gradual nos ângulos de flexão e, a partir dos 150 dias de avaliação, nota-se diferença estatística entre as médias dos ângulos, comparadas aos demais dias de avaliação. P.O (período pré-operatório). (\*) Diferem do P.O., pelo teste Dunnet ( $P < 0,05$ ).

Ao exame radiográfico dos membros de três animais no período pós-operatório imediato pôde-se notar o posicionamento correto dos implantes e a ausência de qualquer alteração (Figuras 9A, 9B e 9C).

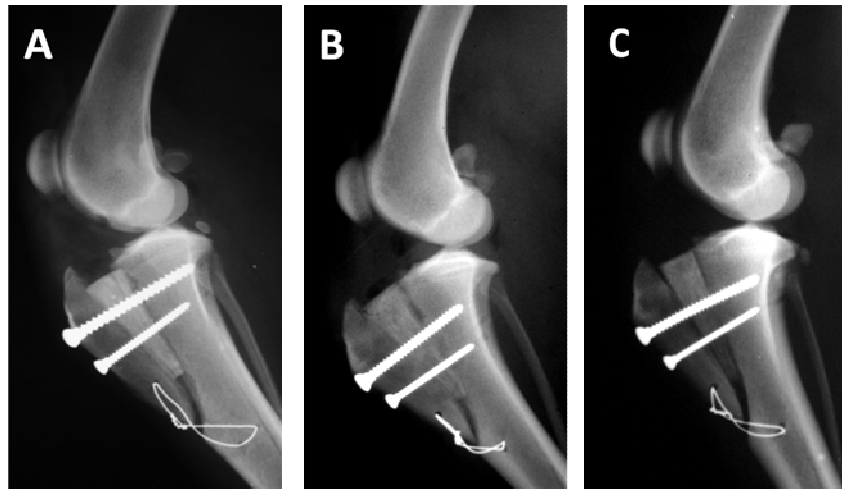


Figura 9 A, B e C - Imagens radiográficas, em projeção mediolateral, das articulações FTP de três cães machos, sem raça definida, submetidos à técnica modificada de ATT. As imagens são referentes ao período pós-operatório imediato e notam-se, nas três projeções, o correto posicionamento do biomaterial e dos implantes metálicos e a ausência de qualquer alteração articular.

Não obstante, por meio de radiografias, pôde-se observar, em um animal, a presença de um pequeno fragmento de uma broca ortopédica de pequeno diâmetro na região média da tuberosidade tibial osteotomizada (Figura 10A). Este animal apresentou, aos 10 dias após a realização da técnica modificada da ATT, um início agudo de claudicação de grau 3, sendo constatado, ao exame radiográfico, aos 30 dias, a presença de fratura da tuberosidade tibial (Figura 10B). No entanto, com a realização de um procedimento cirúrgico corretivo, a fratura foi reduzida e fixada com auxílio de uma sutura em faixa de tensão com fio de aço (Figura 10C). Aos 180 dias de avaliação ortopédica, notou-se o retorno funcional do membro com escore médio de claudicação de grau 1.

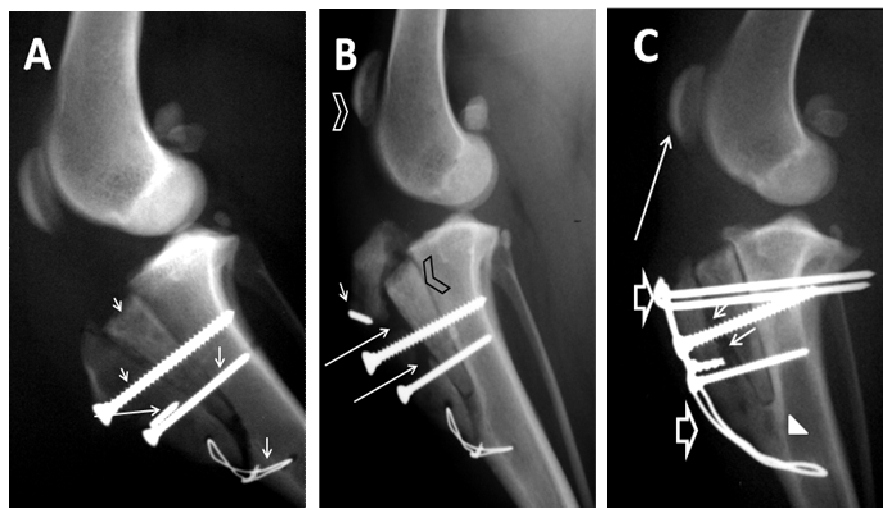


Figura 10 - Imagens radiográficas, em projeção mediolateral, da articulação FTP do membro pélvico esquerdo de um cão macho, de 18 kg, sem raça definida, submetido à técnica modificada de ATT. (A) pós-operatório imediato. Posicionamento correto do biomaterial e dos implantes metálicos (setas curtas); presença de um pequeno fragmento de uma broca ortopédica no terço médio da tuberosidade tibial osteotomizada (seta longa). (B) pós-operatório 30 dias. Fratura da tuberosidade tibial (setas longas); implante de biomaterial em correto posicionamento (seta preta divisa), presença de um pequeno fragmento de broca ortopédica (seta branca curta) e presença de patela alta (seta branca divisa). (C) pós-operatório 180 dias. Fixação da fratura da tuberosidade tibial por meio de uma faixa de tensão com dois pinos de Kirschner e fio de aço (seta branca larga). Notam-se o estágio avançado de consolidação da fratura da tuberosidade tibial (setas curtas), a consolidação óssea na região distal da osteotomia (ponta de seta branca) e o retorno da patela ao sulco troclear (seta branca longa).

Observaram-se, aos 120 dias, ao exame radiográfico, na projeção mediolateral de todas as articulações, a completa união óssea na região distal da tuberosidade tibial e a presença evidente de formação óssea sobre o implante na região proximal da osteotomia da tuberosidade tibial. Estes achados permitiram a retirada dos fios de cerclagem no momento da realização da biopsia, em três animais. Na articulação FTP do animal com sutura em faixa de tensão, o fio de aço não foi retirado.

Aos 180 dias de observação radiográfica foi possível notar, nos quatro animais, o posicionamento correto dos implantes, a completa consolidação óssea da região distal da osteotomia e a neoformação óssea sobre a superfície proximal do enxerto. Foi evidenciada, neste período, em todos os animais, a presença de uma estreita linha radioluscente na interface entre o osso e o enxerto, o que sugere a ausência de osteointegração entre o osso e o enxerto de biomaterial (Figura 11).



Figura 11 - Imagem radiográfica, em projeção mediolateral, da articulação FTP do membro pélvico direito de um cão macho, de 18 kg, sem raça definida, aos 180 dias da realização da técnica modificada de ATT. As setas brancas curtas apontam para a linha radioluscente na interface entre o enxerto de biomaterial e o osso. A seta branca longa aponta para a neoformação óssea sobre a superfície proximal do enxerto. A seta larga evidencia a completa ossificação da região distal da osteotomia. As setas pretas mostram o correto posicionamento dos parafusos corticais.

A ocorrência de osteofitose ou de qualquer sinal de doença articular degenerativa (DAD) foi investigada durante todo o período de avaliação radiográfica e ultrassonográfica e mostrou-se ausente nos quatro animais.

Os achados aos exames ultrassonográficos do ligamento patelar de um dos membros operados são apresentados na Figura 12. Aos 30 dias de avaliação, foram observados o aumento do diâmetro do ligamento patelar e a presença de edema próximo às suas inserções na tuberosidade tibial e às suas origens no pólo distal da patela (Figura 12D e 12F). Aos 180 dias de avaliação, pôde-se observar uma redução evidente do edema, porém, foi constatado o aumento do diâmetro médio do ligamento patelar em todos os animais (Figura 12G, H e I).

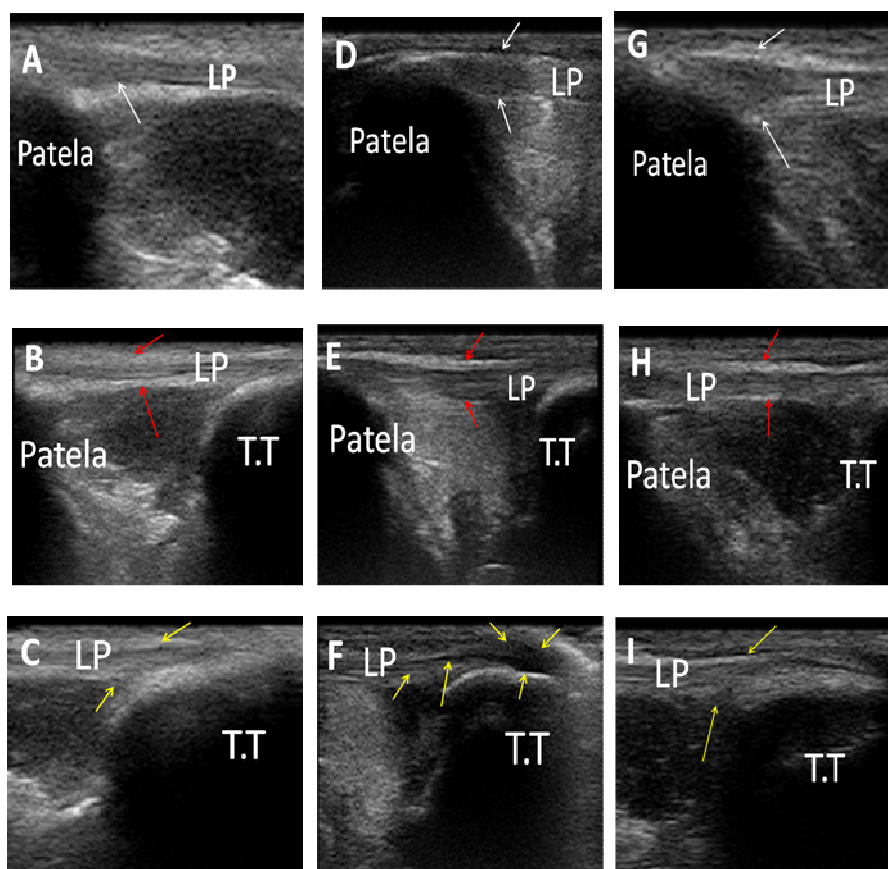


Figura 12 - Imagens ultrassonográficas, em plano longitudinal, da articulação FTP do membro pélvico esquerdo de um cão macho, de 18 kg, sem raça definida. As figuras 12A, 12B e 12C representam o período pré-operatório. As Figuras 12D, 12E e 12F representam o período de 30 dias após a realização da técnica modificada de ATT e as Figuras 12G, 12H e 12I representam o período de 180 dias após a cirurgia. As setas brancas apontam para a região de inserção do ligamento patelar (LP) à patela; na Figura 12A, a seta mostra uma ecogenicidade homogênea do LP nesta região; na Figura 12D pode-se observar a diminuição da ecogenicidade do LP, o que sugere a presença de edema aos 30 dias de observação; na Figura 12G, nota-se, aos 180 dias após a cirurgia, o retorno da ecogenicidade do LP próxima ao observado no período pré-operatório. No entanto, o LP apresenta-se com a espessura ligeiramente aumentada. As setas vermelhas apontam para a região média do LP. Na Figura 12B a seta apresenta o LP com ecogenicidade uniforme e homogênea nesta região; na Figura 12E, o aumento da espessura do LP com redução da ecogenicidade é mostrado pelas setas; na Figura 12H, as setas mostram o discreto aumento da ecogenicidade do LP. As setas amarelas apontam para a região de inserção do LP à tuberosidade tibial (T.T); na Figura 12C, o LP apresenta-se com ecogenicidade uniforme e homogênea nesta região; na Figura 12F,

as setas apontam para uma extensa área anecoica do LP, o que sugere a presença de edema, revela-se também o aumento da espessura do LP; na Figura 12I nota-se a redução da área anecoica, mas a espessura do LP apresenta-se ainda discretamente aumentada quando comparada ao período pré-operatório

As médias das medidas dos ligamentos patelares obtidas em plano transversal ao exame ultrassonográfico, nas três diferentes regiões do ligamento, durante todo o período de condução do experimento, estão representadas na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores (média  $\pm$  desvio padrão) da espessura do ligamento patelar (em centímetros) avaliado por meio da ultrassonografia no plano transversal, em três regiões diferentes do ligamento, em cães no período pré e pós-cirúrgico da realização da técnica modificada de ATT (n = 4).

Dias de avaliação	Região do ligamento patelar		
	Proximal	Média	Distal
0	0,19 $\pm$ 0,05	0,17 $\pm$ 0,04	0,17 $\pm$ 0,03
30	0,35 $\pm$ 0,05*	0,30 $\pm$ 0,03*	0,31 $\pm$ 0,04*
60	0,29 $\pm$ 0,05*	0,30 $\pm$ 0,03*	0,28 $\pm$ 0,04*
90	0,26 $\pm$ 0,02*	0,27 $\pm$ 0,02*	0,26 $\pm$ 0,03*
120	0,34 $\pm$ 0,03*	0,30 $\pm$ 0,02*	0,30 $\pm$ 0,04*
150	0,29 $\pm$ 0,04*	0,30 $\pm$ 0,03*	0,29 $\pm$ 0,04*
180	0,29 $\pm$ 0,04*	0,31 $\pm$ 0,03*	0,28 $\pm$ 0,04*
Média Geral	0,29 $\pm$ 0,06	0,28 $\pm$ 0,06	0,27 $\pm$ 0,06

\*Diferem do dia 0 (pré-operatório), pelo teste Dunnet (P<0,05).

As médias das medidas dos ligamentos patelares obtidas em plano sagital ao exame ultrassonográfico, nas três diferentes regiões do ligamento, durante todo o período de condução do experimento, estão representadas na Tabela 5.



Tabela 5 - Valores (média  $\pm$  desvio padrão) da espessura do ligamento patelar (em centímetros) avaliado por meio da ultrassonografia no plano sagital, em três regiões diferentes do ligamento, em cães no período pré e pós-cirúrgico da realização da técnica modificada de ATT (n = 4).

Dias de avaliação	Região do ligamento patelar		
	Proximal	Média	Distal
0	0,25 $\pm$ 0,06	0,21 $\pm$ 0,03	0,23 $\pm$ 0,02
30	0,36 $\pm$ 0,04*	0,32 $\pm$ 0,06*	0,28 $\pm$ 0,05*
60	0,33 $\pm$ 0,03*	0,32 $\pm$ 0,04*	0,31 $\pm$ 0,06*
90	0,30 $\pm$ 0,02*	0,28 $\pm$ 0,03*	0,26 $\pm$ 0,03
120	0,39 $\pm$ 0,03*	0,30 $\pm$ 0,02*	0,30 $\pm$ 0,05*
150	0,35 $\pm$ 0,03*	0,33 $\pm$ 0,03*	0,30 $\pm$ 0,05*
180	0,37 $\pm$ 0,04*	0,32 $\pm$ 0,03*	0,27 $\pm$ 0,03
Média Geral	0,33 $\pm$ 0,06	0,30 $\pm$ 0,05	0,28 $\pm$ 0,05

\*Diferem do dia 0 (pré-operatório), pelo teste Dunnet (P<0,05).

As análises microscópicas da interface entre enxerto e osso de todas as amostras, aos 120 dias de pós-operatório, apresentaram as mesmas características histológicas. Observou-se a presença moderada de tecido conjuntivo fibroso na interface entre o enxerto de biomaterial e o osso. O osso cortical adjacente ao enxerto de biomaterial testado não apresentou alterações, conferindo a manutenção de sua arquitetura. Pôde-se observar a ausência de osteointegração, ao confirmar a presença moderada de tecido conjuntivo fibroso na interface entre o enxerto de biomaterial e o osso adjacente. Não foi observada reação inflamatória associada ao tecido conjuntivo ou ósseo, assim como não foi possível visualizar o implante de biomaterial (Figura 13).

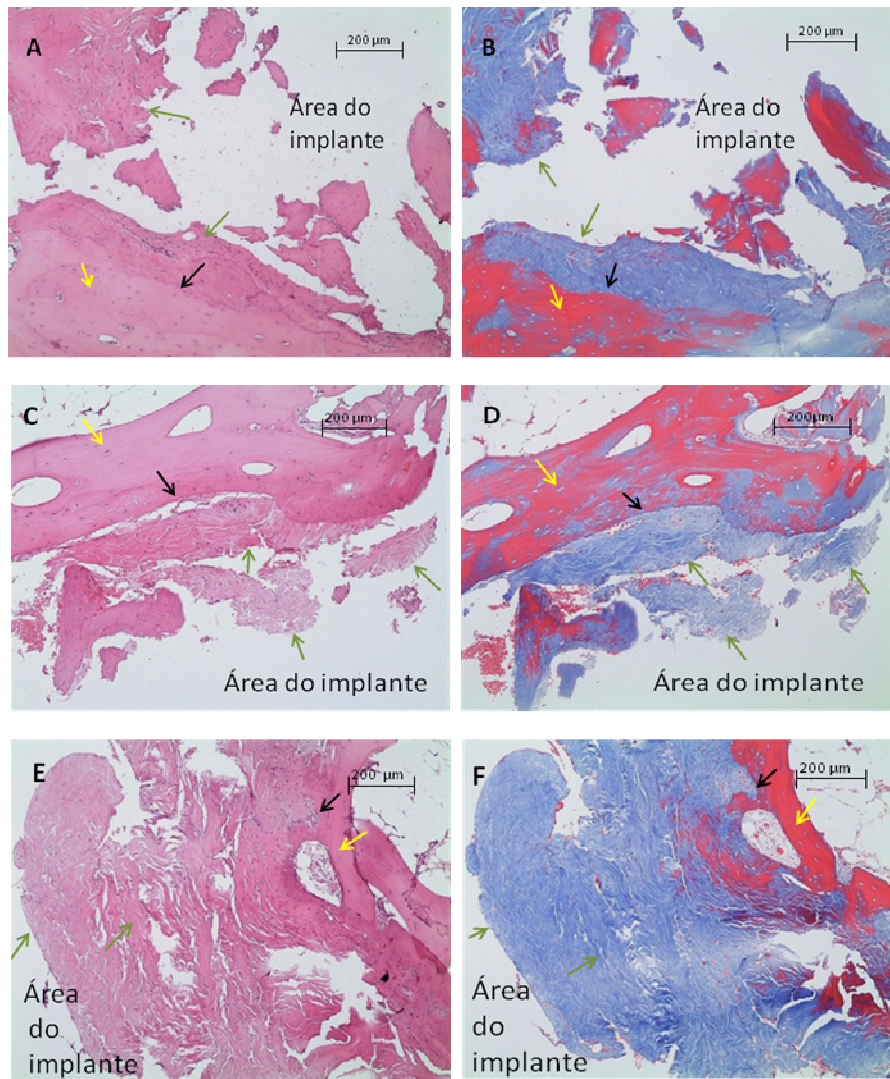


Figura 13 - Fotomicrografia da interface enxerto de biomaterial (composto hidroxiapatita e policaprolactona) e osso, aos 120 dias após a realização da técnica modificada de ATT em cães. As Figuras 13A, 13C e 13E foram coradas por hematoxilina e eosina. As Figuras 13B, 13D e 13F foram coradas por tricrômio de Gomori. As setas verdes mostram a formação do tecido conjuntivo fibroso sobre o osso cortical. As setas pretas apontam para a área de transição entre o osso e o tecido conjuntivo fibroso. As setas amarelas apontam para o osso cortical.

## 5 DISCUSSÃO

Na análise macroscópica do implante utilizado neste estudo pôde-se observar a característica de homogeneidade da superfície do material, característica comprovada pela realização da eletromicrografia de varredura da superfície do compósito, que revelou pouca porosidade e superfície homogênea. A porosidade de um implante absorvível favorece sua biorreabsorção ao permitir o neocrescimento tecidual e o transporte de nutrientes para o interior do implante (FABBRI et al., 2010; PHIPPS et al., 2012).

O biomaterial utilizado na técnica modificada de ATT pode ser modelado no período transoperatório e esta característica permitiu a adequação do tamanho exato do implante no local da osteotomia tibial para o correto posicionamento do ligamento patelar em relação ao platô tibial, formando um ângulo próximo a 90°. Na técnica convencional de ATT, as medidas dos espaçadores de titânio utilizados são pré-estabelecidas em 3, 6, 9 ou 12 mm e não podem ser modeladas, como apresentado por Kim et al. (2008), em uma revisão sobre técnicas de osteotomia tibiais para o tratamento da ruptura do LCCr em cães.

Boudrieau (2009) afirma que cães que necessitam de espaçadores de medida superior a 12 mm, como é o caso de cães com comprimento tibial longo, são prejudicados pelo uso da técnica convencional de ATT, ao ser necessário deslocar o espaçador no sentido distal da osteotomia para o correto posicionamento do ligamento patelar em relação ao platô tibial. Esta alteração no posicionamento do espaçador predispõe a região proximal da tuberosidade tibial a uma excessiva tração e a conseqüente fratura. Portanto, a modelagem na largura correta do implante e seu formato de cunha tornam-se importantes características ao permitir o adequado posicionamento da tuberosidade e ao

evitar possíveis complicações em animais que necessitam de espaçadores com larguras superiores a 12 mm.

Em todos os exames radiográficos realizados no período pós-operatório observou-se a manutenção do ângulo entre o ligamento patelar e o platô tibial próximo a 90° com a articulação FTP flexionada em ângulo de apoio de 135°. Este resultado torna-se essencial para o sucesso da técnica de ATT, como demonstrado por Boudrieau (2009) e Kim et al. (2008), que apontam o ângulo reto entre o platô tibial e o ligamento patelar como o princípio fundamental na anulação do impulso tibial cranial durante a deambulação nos animais portadores de ruptura do LCCr.

Kim et al. (2008) ressaltam a fratura da tuberosidade tibial como uma possível complicação após a utilização da técnica convencional de ATT. Segundo Lins et al. (2009b), a fratura iatrogênica da tuberosidade tibial é uma complicação comum que pode ser evitada pelo aumento progressivo dos diâmetros das brocas durante a perfuração óssea. Não obstante, na realização da técnica modificada de ATT, a fratura da tuberosidade tibial pode ter sido induzida pelo enfraquecimento do osso, provocado pela presença de um fragmento de uma broca de pequeno diâmetro que quebrou no momento da perfuração progressiva.

Para a correção da fratura da tuberosidade tibial no animal deste estudo foram seguidas as recomendações de Hoffmann et al. (2006), que preconizam o reparo desse tipo de fratura por meio da utilização de uma sutura em faixa de tensão, com o auxílio de dois pinos de Kirchner e um fio de aço. Neste cão que foi submetido à cirurgia de reparação da fratura observou-se uma recuperação mais lenta da deambulação, mas que se apresentava próxima ao normal, no término do período de avaliações.

O apoio do membro observado no segundo dia, em todos os animais e a ausência de claudicação ao caminhar e ao trotar, observado na 12<sup>a</sup> semana após a realização da ATT modificada, mostraram-se como resultados favoráveis, quando comparados aos encontrados por Muzzi, Resende e Muzzi (2009), em um estudo em que utilizaram a substituição do LCCr por enxerto de *fascia lata* guiada por artroscopia. Os autores observaram, em todos os animais, na 4<sup>a</sup> semana, o reduzido apoio do membro e intensa claudicação, e somente na 17<sup>a</sup> semana após a realização do procedimento observaram a presença de discreta claudicação. No entanto, apesar da melhora tardia na deambulação, observaram, por meio da plataforma de força, uma notável diferença na porcentagem de apoio, quando comparada ao período pré-operatório.

Hoffman et al. (2006) afirmaram, em um estudo retrospectivo em que se realizou a técnica convencional de ATT, que 90% dos proprietários classificaram a deambulação dos seus animais como boa a excelente, após seis meses da realização da técnica. Este resultado também pode ser extrapolado para a técnica modificada de ATT proposta no presente estudo, em que se observou apenas um animal com discreta e intermitente claudicação ao trote, aos seis meses de observação.

Zamprogno (2007) realizou a técnica de osteotomia para o nivelamento do platô tibial (ONPT) em 19 animais com ruptura do LCCr e registrou a recuperação do apoio do membro em até 15 dias após o procedimento. No entanto, a técnica modificada de ATT testada no presente estudo promoveu uma recuperação rápida do apoio total do membro em estação, a partir do segundo dia de observação.

Pôde-se constatar, no presente estudo, o deslocamento da tibia em relação ao fêmur, em todos os animais submetidos ao teste de compressão tibial durante os períodos de avaliação. Este resultado é contrário ao relatado por Lins

et al. (2009b), em um estudo biomecânico *ex vivo* em que observaram a ausência do deslocamento da tíbia em relação ao fêmur após a realização de uma técnica de ATT também modificada. No entanto, o teste de compressão tibial positivo observado até o final da avaliação deste experimento não influenciou na recuperação dos animais, ao se observar o rápido retorno da deambulação normal na 12<sup>a</sup> semana após a cirurgia e a ausência de alterações articulares degenerativas.

A recuperação satisfatória da deambulação normal dos animais observada no presente estudo pode ser explicada segundo Boudrieau et al. (2009), que ressaltaram a importância das análises biomecânicas da articulação FTP em modelos experimentais vivos, afirmando sobre a impossibilidade de se mimetizar todas as forças envolvidas na deambulação em testes que utilizam articulações de cadáveres. Os autores destacaram a influência da direção da força gerada pelo mecanismo quadríceps para estabilidade da articulação FTP durante a deambulação, consideraram-na como a principal responsável pelos bons resultados alcançados com o ATT convencional e o ONPT. Mostafa et al. (2010) apontaram o equilíbrio das forças musculares do membro pélvico na deambulação, como um fator crucial para a estabilidade da articulação FTP.

A crepitação articular foi manifestada em dois animais, de forma temporária e discreta. Em um animal, a origem da crepitação foi decorrente da fratura da tuberosidade tibial em que, por meio de um segundo procedimento cirúrgico, corrigiu-se a complicação com o auxílio de uma sutura em faixa de tensão. O segundo animal apresentou crepitação articular discreta e transitória da 12<sup>a</sup> a 20<sup>a</sup> semana e, apesar deste achado, ele não manifestou, neste período, sensibilidade dolorosa ou claudicação. Aos 180 dias de observação, o exame ortopédico deste segundo animal não revelou a continuidade da crepitação. Estes resultados podem ser comprovados pelos exames radiográficos e

ultrassonográficos, em todos os períodos de avaliação, que não revelaram a ocorrência de doença articular degenerativa, alteração radiográfica apontada por Muzzi, Resende e Muzzi (2009), como uma importante doença causadora de crepitação articular.

Embora tenha sido constatada a hipotrofia da musculatura da coxa nos quatro animais, nos primeiros 30 dias após a realização da técnica modificada de ATT, aos 90 dias observou-se a recuperação da massa muscular, indicada pela equivalência das medidas das circunferências das coxas de ambos os membros pélvicos de cada animal. A hipotrofia do bíceps femoral foi apontada, por Slocum e Slocum (1993), como uma alteração comum após a realização da ONPT. Os autores associaram o retorno funcional normal dos membros pélvicos operados à completa recuperação da musculatura. Salienta-se que a reabilitação física dos animais foi realizada seguindo os preceitos de Canapp Junior (2007) e Guerrero et al. (2011), que indicaram o retorno gradual das atividades físicas. Em um estudo sobre fisioterapia após a substituição artroscópica do LCCr em cães, Muzzi, Resende e Muzzi (2009) relacionaram a reabilitação física à melhora da estabilidade articular e à rápida recuperação do apoio do membro. No presente estudo, a hipertrofia muscular observada aos 180 dias de avaliação da técnica modificada de ATT pode ser explicada pela realização de caminhadas de 20 minutos, realizadas duas vezes por dia, em solo com diferentes consistências e inclinações, nos 90 dias que antecederam o fim do experimento.

Os ângulos de flexão aferidos das articulações FTP submetidas à técnica modificada de ATT mostraram-se diretamente relacionados com as alterações do volume muscular. A hipotrofia muscular observada aos 30 dias relacionou-se à diminuição no ângulo de flexão. O aumento do ângulo de flexão pode ser observado com a hipertrofia muscular.

Aos 60 dias de avaliação goniométrica, o ângulo de extensão dos membros operados se equiparou ao ângulo observado no período pré-operatório. Mostafa et al. (2010) sugerem a sedação do animal para a realização do exame goniométrico, no intuito de evitar a influência de contrações musculares no resultado dos exames. Porém, foi observada, após a técnica modificada de ATT, a ausência de sensibilidade dolorosa, o que permitiu a adequada manipulação do membro operado para a realização das aferições dos ângulos de flexão e extensão sem necessidade de sedação.

Foi observada a ausência de DAD durante todo o período de avaliação radiográfica neste experimento. Rayward et al. (2004) afirmaram que sinais radiográficos de osteofitose podem estar presentes em duas semanas após a transecção do LCCr e descrevem a instabilidade articular como agente causador da DAD. Assim, no atual experimento, aos 180 dias de avaliação radiográfica, a ausência de osteofitose nas articulações operadas confirmou a estabilidade funcional da articulação pela não observação de alterações degenerativas. No entanto, Morgan et al. (2010) observaram, em um estudo radiográfico em animais submetidos à técnica convencional de ATT, a progressiva evolução de osteofitose e indicaram a lesão meniscal como um importante fator predisponente. Na realização da técnica modificada de ATT proposta neste estudo, não foi evidenciada, até aos seis meses de avaliação, a presença de lesão no menisco em qualquer dos animais e este achado pode estar associado à ausência da DAD nas articulações FTP operadas.

O início da ossificação na região distal da tuberosidade tibial e a formação óssea sobre o implante na região proximal da osteotomia puderam ser visualizados em exames radiográficos aos 30 dias após a realização do procedimento cirúrgico. Segundo Guerrero et al. (2011), a rápida reparação no local da osteotomia após a técnica convencional de ATT permite a manutenção



da estabilidade e a recuperação precoce da função articular. Estes mesmos autores não indicam a utilização de enxertia de osso autógeno para preenchimento da falha óssea, por não observarem a diminuição no tempo de reparação em um estudo em que compararam falhas ósseas submetidas ou não à enxertia, após a realização da técnica convencional de ATT. Ao contrário do que afirmam Guerrero et al. (2011), a utilização do enxerto autógeno para a realização da técnica modificada de ATT mostrou-se de fácil execução e acredita-se que seja um fator auxiliar para a rápida reparação óssea.

A técnica de ATT modificada proposta no atual estudo proporcionou a rápida consolidação óssea na região distal da osteotomia e conferiu satisfatória estabilidade articular. Etchepareborde et al. (2011) ressaltam a importância da ponte óssea na região distal da osteotomia na estabilidade articular, após outra técnica de ATT modificada. Os achados radiográficos relacionados à formação óssea puderam ser confirmados por meio da visualização de tecido ósseo ao redor do implante de biomaterial no momento da realização da biopsia aos 120 dias de pós-operatório. O implante permitiu, sobre a sua superfície, a regeneração tecidual.

Os exames ultrassonográficos foram eficientes para a avaliação do ligamento patelar. De acordo com Marino e Loughin (2010), este tipo de exame pode ser útil na avaliação de estruturas como a superfície articular femoral, ligamento patelar e meniscos. Estes autores ressaltam a importância deste exame para a avaliação de edema do ligamento patelar nas regiões próximas às inserções ósseas, após a realização da ONPT em cães com ruptura do LCCr. Assim, no atual estudo, puderam ser observados, por meio das imagens ultrassonográficas das articulações FTP após a intervenção cirúrgica, a presença de edema e o espessamento dos ligamentos patelares durante todo o período de observação. Kühn et al. (2011) apresentaram resultados semelhantes aos 120

dias de observação e relataram que, além do avanço da tuberosidade, a manipulação da articulação para a realização da artrotomia pode influenciar o surgimento do edema. Embora presente em todos os animais durante todo período de avaliação ultrassonográfica, a desmite patelar não manifestou sinal clínico.

Embora os achados histológicos do atual estudo possam levar a inferir que o biomaterial utilizado não promoveu a osteointegração e não atuou como osteocondutor até os 120 dias após a sua implantação, o implante demonstrou ser um espaçador biofuncional e biocompatível, ao suportar a carga de compressão e não manifestar alterações celulares na interface enxerto-osso. Este achado está de acordo com Fabbri et al. (2010) que, em um estudo *in vitro*, não observaram a liberação de substâncias citotóxicas pelo compósito de HA/PCL.

O compósito HA/PCL, utilizado na técnica modificada de ATT neste estudo, suportou todas as cargas impostas durante as fases de deambulação e estação, principalmente a força de compressão aplicada ao implante pelo ligamento patelar durante contração dos músculos do quadríceps. Aos 180 dias de avaliação radiográfica e ortopédica, não foram observadas quaisquer alterações, como fadiga, colapso ou quebra do implante. Na avaliação histológica da interface enxerto-osso, a ausência de reação inflamatória e de tecido necrótico pode ter contribuído para a manutenção das características mecânicas observada neste estudo. Alves et al. (2011), ao pesquisarem uma placa óssea composta por hidroxiapatita e poli-hidroxibutirado no reparo de defeitos ósseos em fêmures de gatos, observaram, aos 30 dias após a colocação do implante, por meio de exames histológicos, a presença de células gigantes e de tecido necrótico. Estes autores destacaram a inflamação como responsável pela reabsorção e o enfraquecimento dos implantes.

## **6 CONCLUSÕES**

A técnica cirúrgica modificada de ATT com uso do biomaterial de HA/PCL para o tratamento da ruptura do LCCr em cães permitiu a adequada fixação da tuberosidade tibial, o correto posicionamento dos implantes, a rápida reparação óssea e a manutenção do ângulo reto entre o platô tibial e o ligamento patelar, o que possibilitou a completa recuperação da função articular nos membros operados.

Embora não observada a ocorrência de osteointegração, o biomaterial utilizado para promover o avanço da tuberosidade tibial nesta pesquisa apresentou características desejáveis para um espaçador, ao proporcionar resistência às forças compressivas e por ser biofuncional e biocompatível. Além disso, a facilidade de obtenção e a possibilidade de modelagem do biomaterial permitiram considerar o compósito de HA/PCL como uma boa alternativa para o tratamento de afecções ortopédicas.

## **7 PERSPECTIVAS**

A técnica modificada de ATT aponta para uma nova forma de tratamento da ruptura do LCCr em cães. No atual estudo, a nova técnica cirúrgica foi avaliada em cães com ruptura do LCCr induzida experimentalmente. Tem-se a expectativa de utilizar e avaliar a eficácia da nova técnica em cães com ruptura espontânea do ligamento, onde, geralmente, se encontram diferentes graus de doença articular degenerativa e de disfunção articular.

O biomaterial utilizado nesta pesquisa mostrou-se inerte e biocompatível, mas ainda não desencadeou uma resposta de osteointegração. Sugere-se a produção e a utilização de um biomaterial compósito constituído

pelos mesmos componentes (HA e PCL), mas que tenha maior grau de porosidade em sua estrutura.

## REFERÊNCIAS

- ABBAH, S. A. et al. Biological performance of a polycaprolactone-based scaffold used as fusion cage device in a large animal model of spinal reconstructive surgery. **Biomaterials**, Surrey, v. 30, n. 28, p. 5086-5093, Dec. 2009.
- ALVES, E. G. L. et al. Orthopedic implant of a polyhydroxybutyrate (PHB) and hydroxyapatite composite in cats. **Journal of Feline Medicine and Surgery**, New York, v. 13, n. 8, p. 546-552, Aug. 2011.
- ARAGON, C. L.; BUDSBERG, A. Applications of evidence-based medicine: cranial crucial ligament injury repair in the dog. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 34, n. 2, p. 93-98, June 2005.
- ARNOCZKY, S. P. Patomecânica das lesões do ligamento cruzado e meniscos. In: BOJRAB, M. J. (Ed.). **Técnicas atuais em cirurgia de pequenos animais**. 3. ed. São Paulo: Roca, 1996. p. 889-902.
- BALLAGAS, A. J. et al. Pre and postoperative force plate analysis of dogs with experimentally transected cranial cruciate ligaments treated using tibial plateau leveling osteotomy. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 33, n. 2, p. 187-190, June 2004.
- BERGH, M. S.; RAJALA-SCHULTZ, P.; JONHSON, K. A. Risk factors for tibial tuberosity fracture after tibial plateau leveling osteotomy in dogs. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 37, n. 4, p. 374-382, Dec. 2008.
- BOUDRIEAU, R. J. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 38, n. 1, p. 1-22, Mar. 2009.
- BOYD, D. J. et al. Radiographic and functional evaluation of dogs at least 1 year after tibial plateau leveling osteotomy. **Canadian Veterinary Journal**, Ottawa, v. 48, n. 4, p. 392-396, Apr. 2007.
- BRIGHTON, C. T. et al. Tibial nonunion treated with direct-current, capacitive coupling, or bone graft. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 321, n. 2, p. 223-234, Feb. 1995.
- CANAPP JUNIOR, S. O. The canine stifle. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, Philadelphia, v. 22, n. 4, p. 195-205, Dec. 2007.

CARLO, E. C. et al. Resposta tecidual ao compósito 50% hidroxiapatita: 50% poli-hidroxibutirato para substituição óssea em coelhos. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, Belo Horizonte, v. 61, n. 4, p. 844-852, 2009.

CORR, S. A.; BROWN, C. A comparison of outcomes following tibial plateau leveling osteotomy and cranial tibial wedge osteotomy procedures. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stuttgart, v. 20, n. 4, p. 312-319, Dec. 2007.

DOROZHKIN, S. V. Bioceramics of calcium orthophosphates. **Biomaterials**, Surrey, v. 31, n. 7, p. 1465-1485, Mar. 2010.

DREVELLE, O. et al. Effect of functionalized polycaprolactone on the behavior of murine preosteoblasts. **Biomaterials**, Surrey, v. 31, n. 25, p. 6468-6476, Nov. 2010.

DUER, F. M. et al. Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 37, n. 1, p. 49-62, Mar. 2008.

ETCHEPAREBORDE, S. et al. Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stuttgart, v. 24, n. 3, p. 223-227, Mar. 2011.

FABBRI, P. et al. Porous scaffolds of polycaprolactone reinforced with in situ generated hydroxyapatite for bone tissue engineering. **Journal of Materials Science. Materials in Medicine**, Norwell, v. 21, n. 1, p. 343-351, Jan. 2010.

FERREIRA, D. F. SISVAR: um programa para análises e ensino de estatística. **Revista Symposium**, Lavras, v. 6, p. 36-41, 2008.

FETTIG, A. A. et al. Observer variability of tibial plateau slope measurement in 40 dogs with cranial cruciate ligament-deficient stifle joints. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 32, n. 5, p. 471-478, Dec. 2003.

GEISSLER, W. B. Bone graft substitutes in the upper extremity. **Hand Clinics**, Philadelphia, v. 22, n. 3, p. 329-339, Sept. 2006.

GRIFFON, D. J. A review of the pathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease as a basis for future preventive strategies. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 39, n. 4, p. 399-409, Dec. 2010.

GUERRERO, T. G. et al. Comparison of healing of the osteotomy gap after tibial tuberosity advancement with and without use of an autogenous cancellous bone graft. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 40, n. 1, p. 27-33, Mar. 2011.

HARASEN, G. What's new in orthopedics?: part 1. **Canadian Veterinarian Journal**, Ottawa, v. 48, n. 8, p. 859-860, Aug. 2007.

HELMUS, M. N.; GIBBONS, D. F.; CEBON, D. Biocompatibility: meeting a key functional requirement of next-generation medical devices. **Toxicologic Pathology**, Jena, v. 36, n. 1, p. 70-80, Jan. 2008.

HELMUS, M. N.; TWEDEN, K. Materials selection: encyclopedic handbook of biomaterials and bioengineering, part A. **Materials**, Surrey, v. 1, p. 27-59, 1995.

HOFFMANN, D. E. et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stuttgart, v. 19, n. 4, p. 219-227, Aug. 2006.

JERRAM, R. M.; WALKER, A. M.; WARMAN, C. G. A. Proximal tibial intraarticular ostectomy for treatment of canine cranial cruciate ligament injury. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 34, n. 3, p. 196-205, Sept. 2005.

KAMITAKAHARA, M.; OHTSUKI, C.; MIYAZAKI, T. Behavior of ceramic biomaterials derived from tricalcium phosphate in physiological condition. **Journal of Biomaterials Applications**, Cambridge, v. 23, n. 2, p. 197-212, Apr. 2008.

KERGOSIEN, D. H. et al. Radiographic and clinical changes of the tibial tuberosity after tibial plateau leveling osteotomy. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 33, n. 5, p. 468-474, Dec. 2004.

KIM, S. E. et al. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 37, n. 2, p. 111-125, June 2008.

KÜHN, K. et al. Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial tuberosity advancement. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, Raleigh, v. 52, n. 4, p. 466-471, Aug. 2011.

LAFEVER, S. et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament: deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complication in 101 dogs. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 36, n. 14, p. 576-586, 2007.

LINS, B. T. et al. Mechanical resistance of the modified stabilization method for the tibial tuberosity advancement technique *Ex vivo* experimental study dogs. **Ciência Rural**, Santa Maria, v. 39, n. 2, p. 473-478, mar./abr. 2009a.

\_\_\_\_\_. Modified stabilization method for the tibial tuberosity advancement technique: a biomechanical study. **Ciência Rural**, Santa Maria, v. 39, n. 2, p. 467-472, mar./abr. 2009b.

LO, H.; KUO, H.; HUANG, Y. Application of polycaprolactone as an anti-adhesion biomaterial film. **Artificial Organs**, Cleveland, v. 34, n. 8, p. 648-653, Aug. 2010.

MARINO, D. J.; LOUGHIN, C. A. Diagnostic imaging of the canine stifle: a review. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 39, n. 3, p. 284-295, Sept. 2010.

MORGAN, J. P. et al. Correlation of radiographic changes after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate-deficient stifles with functional outcome. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 39, n. 4, p. 425-432, Dec. 2010.

MORRIS, E.; LIPOWITZ, A. J. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, Schamburg, v. 218, n. 3, p. 363-366, June 2001.

MOSTAFA, A. A. et al. Morphometric characteristics of the pelvic limb musculature of Labrador Retrievers with and without cranial cruciate ligament deficiency. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 90, n. 3, p. 380-389, Sept. 2010.

MUZZI, L. A. L.; REZENDE, C. M. F.; MUZZI, R. A. L. Fisioterapia após substituição artroscópica do ligamento cruzado cranial em cães: I., avaliação clínica, radiográfica e ultrassonográfica. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, Belo Horizonte, v. 61, n. 4, p. 805-814, 2009.

OSMOND, C. S. et al. Morphometric assessment of the proximal portion of the tibia in dogs with and without cranial cruciate ligament rupture. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, Raleigh, v. 47, n. 2, p. 136-141, 2006.



PHIPPS, M. C. et al. Increasing the pore sizes of bone-mimetic electrospun scaffolds comprised of polycaprolactone, collagen I and hydroxyapatite to enhance cell infiltration. **Biomaterials**, Surrey, v. 33, n. 2, p. 524-534, Jan. 2012.

RAYWARD, R. M. et al. Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dogs. **Journal of Small Animal Practice**, Oxford, v. 45, n. 2, p. 92-97, Feb. 2004.

ROBINSON, D. A. et al. The effect of tibial plateau angle on ground reaction forces 4-17 months after tibial plateau leveling osteotomy in Labrador Retrievers. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 35, n. 3, p. 294-299, Sept. 2006.

SHAHAR, R.; MILGRAM, J. Biomechanics of tibial plateau leveling of the canine cruciate-deficient stifle joint: a theoretical model. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 35, n. 2, p. 144-149, June 2006.

SHISHATSKAYA, E. I.; KHLUSOV, I. A.; VOLOVA, T. G. A hybrid PHB-hydroxyapatite composite for biomedical application: production, *in vitro* and *in vivo* investigation. **Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition**, London, v. 17, n. 5, p. 481-498, 2006.

SHOR, L. et al. Fabrication of the three-dimensional polycaprolactone/hydroxyapatite tissue scaffolds and osteoblast-scaffold interactions *in vitro*. **Biomaterials**, Surrey, v. 28, n. 35, p. 5291-5297, 2007.

SLOCUM, B.; SLOCUM, T. D. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. **The veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, Oxford, v. 23, n. 4, p. 777-795, 1993.

SPSS STATISTICS STANDARD. **SPSS Statistics 17.0**. Release 17.0.1. Chicago, 2008. Software.

TALAAT, M. B.; KOWALESKI, M. P.; BOUDRIEAU, R. J. 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. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 35, n. 8, p. 729-739, 2006.

WARZEE, C. C. et al. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 30, n. 3, p. 278-286, Sept. 2001.

WATT, P. Tibial plateau leveling. **Australian Veterinarian Journal**, Melbourne, v. 78, n. 6, p. 385-386, Dec. 2000.

WILKE, L. V. et al. Comparison of tibial plateau angle between clinically normal greyhounds and Labrador Retrievers with and without rupture of the cranial cruciate ligament. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 221, n. 10, p. 1426-1429, Oct. 2002.

WINKELS, P. et al. Development and in situ application of an adjustable aiming device to guide extra to: intraarticular tibial tunnel drilling for the insertion of the cranial cruciate ligament in dogs. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 39, n. 3, p. 324-333, Sept. 2010.

WOODRUFF, M. A.; HUTMACHER, D. W. The return of a forgotten polymer-polycaprolactone in the 21st century. **Progress in Polymer Science**, Elmsford, v. 35, n. 10, p. 1217-1256, Oct. 2010.

ZAMPROGNO, H. Tplo: uma nova e eficaz opção na cirurgia para RLCCr. **Acta Scientiae Veterinariae**, Porto Alegre, v. 352, n. 2, p. 275-276, 2007.

ZELTZMAN, P. A. et al. Relationship between age and tibial plateau angle in dogs with cranial cruciate rupture. **Journal of the American Animal Hospital Association**, Lakewood, v. 41, n. 2, p. 117-120, Apr. 2005.

ZHAO, J. et al. Preparation of bioactive porous HA/PCL composite scaffolds. **Applied Surface Science**, Amsterdam, v. 255, n. 5, p. 2942-2946, 2008.

**ANEXO**

**Certificado concedido pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA-  
UFLA)**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE LAVRAS  
 PRÓ-REITORIA DE PESQUISA  
 COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS  
 Cx.P.3037 - Lavras - MG - 37200-000 - (35) 3829-5182 cea@nintec.ufla.br

#### CERTIFICADO

Certificamos que o **Protocolo nº 027/11**, relativo ao projeto intitulado **"BIOMATERIAL COMO IMPLANTE ORTOPÉDICO NO AVANÇO DA TUBEROSIDADE TIBIAL EM CÃES"**, que tem como responsável **Willer Guimarães e Silva**, está de acordo com os Princípios Éticos da Experimentação Animal, adotados pela **Comissão de Ética no Uso de Animais (Comissões Permanentes/PRP-Ufla)**, tendo sido aprovado na reunião de 27/10/2011.

#### CERTIFICATE

We hereby certify that the **Protocol nº 027/11**, related to the project entitled **"ORTHOPEDIC BIOMATERIAL IMPLANT IN THE TIBIAL TUBEROSITY ADVANCEMENT IN DOGS"**, under the supervision of **Willer Guimarães e Silva**, is in agreement with the Ethics Principles in Animal Experimentation, adopted by the **Bioethic Committee in Utilization of Animals (Comissões Permanentes/PRP-Ufla)**, and was approved in **October 27, 2011**.

Lavras, 27 de outubro de 2011.

  
 Prof. Carolina Rodrigues Sampey  
 Presidência em exercício da Comissão de Ética no Uso de Animais CEUA

Universidade Federal de Lavras  
 Pró-Reitoria de Pesquisa (Comissões Permanentes)  
 Campus Universitário -  
 Caixa Postal 3037 / CEP 37200-000 - Lavras, MG - Brasil  
 Tel.: +55 (35) 3829-5182  
 cea@nintec.ufla.br - www.prp.ufla.br