DANIELA FABIANA IZQUIERDO CAQUIAS

Estudo biomecânico ex vivo da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas

São Paulo

2013

DANIELA FABIANA IZQUIERDO CAQUIAS

Estudo biomecânico *ex vivo* da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas

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

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2013

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

2777
FMVZ

Izquierdo Caquías, Daniela Fabiana

Estudo biomecânico *ex vivo* da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas / Daniela Fabiana Izquierdo Caquías. -- 2013.

134 f. : il.

Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2013.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Avanço da tuberosidade tibial. 2. Osteotomia niveladora do platô tibial. 3. Ligamento patelar. 4. Biomecânica. I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Estudo biomecânico *ex vivo* da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas", protocolado sob o nº 2148/2011, utilizando 10 (dez) cães, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 16/3/2011.

We certify that the Research "*Ex vivo* biomechanical evaluation of the tension of the patellar ligament to stifle flexion after tibial tuberosity advancement (TTA) and tibial plateau leveling osteotomy (TPLO), compared with tibia not osteotomized", protocol number 2148/2011, utilizing 10 (ten) dogs, under the responsibility Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the use of animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved in the meeting of day 3/16/2011.

São Paulo, 4 de dezembro de 2012

Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: IZQUIERDO CAQUÍAS, Daniela Fabiana

Título: Estudo biomecânico *ex vivo* da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas.

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

Data: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof(a).Dr(a) _____

Instituição. _____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição. _____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição. _____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição. _____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição. _____ Julgamento: _____

Dedicatórias

DEDICATÓRIAS

“Não se pode ensinar tudo a alguém, pode-se apenas ajudá-lo a encontrar por si mesmo”.

Galileu Galilei

Ao Professor
Cássio Ricardo Auada Ferrigno

pelo conhecimento e dedicação ao ensino
eternamente grata

“Tenha coragem vá em frente, determinação, coragem e autoconfiança são fatores decisivos para o sucesso. Não importam quais sejam os obstáculos e as dificuldades. Se estamos possuídos de uma inabalável determinação, conseguiremos superá-los independentemente das circunstâncias, devemos ser sempre humildes, recatados e despidos de orgulho”.

Dalai Lama

Ao tecnólogo em saúde
e especialista em biomecânica
do aparelho locomotor do Hospital das Clínicas
da Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo,
Sr. César Augusto Martins Pereira

que foi o coração do projeto,
sem ele, nenhum resultado estaria hoje nestas páginas,
pois contribuiu com sua imensurável ajuda

“As palavras de amor, amizade e conforto podem ser curtas e sucintas, mas o seu eco é infindável”.

Madre Teresa de Calcutá

A minha família
Estela Mary Caquíás Vera,
Ciriaco Washington Izquierdo Elizondo e
Araceli Izquierdo

pelo seu apoio incondicional e a suas palavras certas
nos momentos mais difíceis

Agradecimentos

AGRADECIMENTOS

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

A **Ísis dos Santos Dal-Bó** pelas horas de ajuda e diversão, cada número e imagem apresentado nesta pesquisa teve a sua participação.

A **Professora Silvia Renata Gaido Cortopassi** que durante toda a minha pós-graduação me tratou com imenso carinho, e me ajudou na correção da minha tese.

Ao **Professor Dr. Stefano Carlo Filippo Hagen** responsável pelo Serviço de Diagnóstico por Imagem da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, por permitir a realização das imagens radiográficas.

Ao Técnico em Radiologia **Benjamin Ribeiro De Souza e Rogério Nascimento De Souza** pela sua enorme ajuda na tarefa de radiografar todas as peças anatômicas, com simpatia e carinho.

A **Silvana Maria Unruh** pela gravação e preocupação com a qualidade das imagens radiográficas digitais.

Ao meu noivo **Alejandro Picchi** pela sua ajuda sempre incondicional, e pelo carinho da espera.

A todos os colegas, funcionários e amigos da Faculdade de Veterinária da Universidade da República Oriental do Uruguai pelo apoio incondicional.

As médicas veterinárias do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP, **Viviane Sanches Galeazzi, Patrícia Ferreira de Castro, Sandra Aparecida Rosner e Andressa Gianotti Campos**, pela convivência e ajuda na rotina hospitalar.

Aos enfermeiros do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP, **Cledson Lelis dos Santos, Jesus dos Anjos Vieira e Otávio Rodrigues dos Santos** pela dedicação, empenho e amizade.

Aos colegas pós-graduandos, residentes e estagiários do Departamento de Cirurgia pelo companheirismo e cooperação.

Aos meus amigos **Laura Correa, Enrique Cueto, Mariana Amoedo e Grazziana Cigliuti** por sempre me alentarem a seguir em frente.

Ao Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, em especial à **Senhora Elza Maria Rosa B. Faquim** pela excelência dos serviços prestados.

Ao **Dr. Raul Bolliger Neto** do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela ajuda na Estatística.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo auxílio financeiro para execução do experimento.

Aos meus colegas do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia, que dia a dia compartilharam alegrias e tristezas e que, durante cinco anos, fizeram parte da minha vida, gravando momentos que ficaram eternamente gravados no meu coração: **Kelly Cristiane Ito, Olicies da Cunha, Marcos Ishimoto Della Nina, Adriana Valente de Figueiredo, Márcio Poletto Ferreira, Jaqueline França Dos Santos, Vanessa Couto de Magalhães Ferraz, Renato Albuquerque de Oliveira Cavalcanti e Alexandre Navarro Alves de Souza.**

Por último, mas não por isso menos importante, aos pacientes que colaboraram no meu experimento e ajudaram na descoberta de novo conhecimento.

RESUMO

IZQUIERDO CAQUIAS, D. F. **Estudo biomecânico ex vivo da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas.** [Ex vivo biomechanical evaluation of the tension of the patellar ligament to stifle flexion after tibial tuberosity advancement (TTA) and tibial plateau leveling osteotomy (TPLO), compared with tibia not osteotomized]. 2013. 134 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

O reparo do ligamento cruzado cranial (LCCr) tem sido motivo de preocupação e pesquisas para desenvolver técnica cirúrgica efetiva. Recentemente novas técnicas tem se proposto a reestabelecer a biomecânica e função do joelho, chamadas de técnicas dinâmicas, entre elas *Tibial Plateau Leveling Osteotomy* (TPLO) e *Tibial Tuberosity Advancement* (TTA). Embora efetivas, várias são as complicações relatadas, e uma delas é o espessamento e desmite patelar, mais frequente com a técnica de TPLO, mas recentemente também relatada para a técnica de TTA. Vários foram os mecanismos propostos para explicar este fenômeno, embora a causa continue desconhecida. Baseado nisso é que a nossa pesquisa teve como objetivo avaliar de forma biomecânica *ex vivo*, as mudanças na tensão do ligamento patelar submetido às técnicas de TPLO e TTA, quando comparadas entre elas e com membros pélvicos sem osteotomia (íntegro e RLCCr). Foram testados de forma biomecânica *ex vivo* dez pares de membros pélvicos de cães entre dois a sete anos de idade e pesos entre 25 a 35 kg, sem predileção de raça ou sexo. As peças foram submetidas à carga de 30% do peso corporal, e testadas em três situações diferentes: a primeira com a articulação fêmoro-tíbio-patelar íntegra, numa segunda etapa com RLCCr, e por último com as técnicas de osteotomia, respeitando a regra, membros pélvicos direitos com TTA e membros pélvicos esquerdos com TPLO, e cada uma delas foi testada em duas situações de ângulos, a primeira 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica e uma segunda situação invertendo os valores. Os dados foram submetidos a testes pareados não paramétricos de Friedman e Wilcoxon. Em quanto a força do ligamento patelar os resultados permitiram concluir que não existe diferença significativa entre o grupo íntegro e RLCCr, que existe diferença entre as técnicas de TTA e TPLO, quando comparadas com a situação íntegro e RLCCr e que existe

diferença de força do ligamento patelar entre TPLO 145 *versus* TPLO 135 e entre TTA 145 *versus* TTA 135.

Palavras chave: Avanço da tuberosidade tibial. Osteotomia niveladora do platô tibial. Ligamento patelar. Biomecânica.

ABSTRACT

IZQUIERDO CAQUIAS, D. F. ***Ex vivo* biomechanical evaluation of the tension of the patellar ligament to stifle flexion after tibial tuberosity advancement (TTA) and tibial plateau leveling osteotomy (TPLO), compared with tibia not osteotomized.** [Estudo biomecânico *ex vivo* da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas]. 2013. 134 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Cranial cruciate ligament repair (RLCCr) has been the focus of research to develop an effective surgical technique. Currently new dynamic techniques such as Tibial Plateau Leveling Osteotomy (TPLO) and Tibial Tuberosity Advancement (TTA) have been proposed to restore the biomechanical knee function. Several complications have been reported despite of technique effectiveness. Patellar ligament inflammation and desmitis are usually reported as complication for TPLO but it was also reported for TTA. Several mechanisms have been proposed to explain this phenomenon but the cause remains unknown. Based on this complication, our objective was to evaluate the patellar ligament tension changes in the TPLO and TTA using an *ex vivo* model comparing both techniques one each other and with normal hind limbs. The sample population was ten pairs of cadaveric hind limb from dogs weighing 25 to 35 kg and with two to seven years of age without any predilection for breed or sex. The pieces were axially loaded using a material testing machine with 30% body weight in three different situations. The first test was performed with the CCL intact followed by the second test with the LCC transection and finally with osteotomy techniques for the third test. TPLO and TTA were always performed in the left and right hind limb respectively. The tests were conducted in two variations of angles joints. The first variation maintained a stifle angle of 145 degrees with the tibio-tarsal angle of 135 degrees and the second variation had inverted the values between these joints. Data were analyzed using Friedman and Wilcoxon test with repeated measures. In much the strength of the patellar ligament the results showed that there is no significant difference between the group intact and RLCCr that exists between the different techniques TTA and TPLO, when compared with the situation of integrity and RLCCr and strength that exists apart from the ligament TPLO patellar between 135 and 145 versus TPLO between TTA 145 versus 135.

Key words: Tibial tuberosity advancement. Tibial plateau leveling osteotomy. Patellar ligament. Biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Vetores de força na técnica de TPLO, (A) no joelho com RLCCr o vetor de força no momento do apoio apresenta um componente de cisalhamento paralelo ao platô tibial, (B) com a técnica de TPLO o componente de cisalhamento é eliminado e transformado em vetor compressivo – São Paulo – 2013.....	36
Figura 2 -	Vetores de força na técnica de TTA, (A) no momento de apoio uma força é gerada paralela ao tendão patelar no eixo longo da tíbia, e na RLCCr esta força se transforma em força de cisalhamento, (B) com o avanço da tuberosidade da tíbia o ligamento patelar fica perpendicular ao platô tibial durante a fase de apoio tornando a força de reação em força compressiva – São Paulo – 2013.....	40
Figura 3 -	Transdutores de variação de resistência elétrica tipo fivela - São Paulo 2013.....	44
Figura 4 -	Imagem obtida do programa computacional Orthoplan utilizado para mensuração do ângulo do platô tibial das peças, as linhas de cor azul representam os eixos que unem o centro da articulação talocrural com a eminência intercondílea e os ápices cranial e caudal do côndilo medial da tíbia – São Paulo – 2012.....	57
Figura 5 -	Haste intramedular de aço inox 304 com encaixe para simular cabeça femoral e peça simulando o acetábulo com encaixe para a máquina universal de ensaios (preto) de poliacetal. Os orifícios na haste apresentam roscas com diâmetro de 3,0 mm para fixação no canal medular – São Paulo – 2012.....	58
Figura 6 -	Guia de perfuração para colocação da haste intramedular no fêmur, o diâmetro dos furos lisos equivale ao diâmetro dos furos rosqueados da haste de 3,0 mm – São Paulo – 2012.....	59
Figura 7 -	Transdutor de tensão tipo fivela, com <i>strain gauges</i> (dois na região superior e dois na região inferior) – São Paulo – 2013.....	60

Figura 8 -	Transdutor de tensão tipo fivela de aço com moldura quadrada de 25 mm de largura e 5 mm de espessura; com trava central removível de 5 mm de largura, inserido no ligamento patelar – São Paulo 2013 –	61
Figura 9 -	Peça anatômica pronta para o processo de calibração, observa-se haste intramedular (seta preta), placa para fixação do goniômetro (seta branca), transdutor (círculo branco), pinos de <i>Schanz</i> (na diáfise tibial e metatarsos) e fixações de fio de aço, arruela e porca na região da patela e calcâneo – São Paulo – 2013.....	62
Figura 10 -	Imagem da tela do programa de acréscimo de carga Kratos®, observa-se o gráfico na cor amarela mostrando o acréscimo e manutenção da carga (linha amarela horizontal) – São Paulo – 2013.....	64
Figura 11 -	Peça colocada na máquina universal de ensaios para começo da calibração. Observa-se célula de carga (seta preta), transdutor conectado no ligamento patelar (seta branca), tensionadores e peça de alumínio para fixação na região da tíbia proximal (círculo preto) e peça em aço na região da articulação tíbio-társica (círculo branco) – São Paulo – 2013.....	66
Figura 12 -	Tela do sistema de aquisição de dados observando carga da célula de carga 1, anexada à patela e carga detectada pelo transdutor, junto ao gráfico gerado no processo da calibração e porcentagem de erro (seta azul) – São Paulo – 2013.....	67
Figura 13 -	Célula de carga (HBM modelo U9B com capacidade de 1 kN) utilizada para mensurar a força realizada pelos tensionadores que simulam os músculos quadríceps e gastrocnêmio – São Paulo – 2012.....	69
Figura 14 -	Fixação do tensionador (seta) e célula de carga (círculo), na região caudal do membro, simulando músculo gastrocnêmio – São Paulo – 2012.....	70
Figura 15 -	Fixação de tensionador (seta) e célula de carga (círculo), na região proximal e cranial do fêmur, simulando músculo quadríceps – São Paulo – 2012.....	71
Figura 16 -	Goniômetro digital adaptado a dispositivo para a colocação no centro da articulação tíbio-társica e da articulação fêmoro-tíbio-patelar, os pinos de <i>Schanz</i> são fixados por parafusos nos extremos das hastes do goniômetro – São Paulo – 2012.....	72

Figura 17 - Goniômetros digitais posicionados nas articulações fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica mediante utilização de pinos de <i>Schanz</i> e encaixe (placa de aço inox) especificamente desenhado para a região proximal do fêmur – São Paulo – 2012.....	73
Figura 18 - Corpo de prova íntegro situado na máquina universal de ensaios na posição 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica, observa-se transdutor posicionado no ligamento patelar (seta preta) – São Paulo – 2013.....	75
Figura 19 - Passos mais relevantes da técnica de osteotomia niveladora do platô tibial – São Paulo – 2013.....	78
Figura 20 - Corpo de prova após realização da técnica de TPLO, posicionado na máquina universal de ensaios para começo dos ensaios – São Paulo – 2013.....	79
Figura 21 - Passos mais relevantes da técnica de avanço da tuberosidade tibial – São Paulo – 2013.....	81
Figura 22 - Corpo de prova após realização da técnica de TTA, posicionado na máquina universal de ensaios para começo dos ensaios – São Paulo – 2013.....	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Dados das peças e APT mensurados nas radiografias posicionadas com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 134 graus e articulação tíbio-társica em 90 graus – São Paulo – 2013.....	86
Tabela 2 -	Rotação realizada para cada peça no fragmento proximal da tíbia para a técnica de TPLO expressa em milímetros, utilizando serra número 24 para realização da osteotomia – São Paulo – 2013.....	87
Tabela 3 -	Valores mínimos e máximos dos ângulos obtidos nos ensaios com 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica, para as situações íntegro (E e D), RLCCr (E e D), TPLO e TTA – São Paulo – 2013.....	89
Tabela 4 -	Valores mínimos e máximos dos ângulos obtidos nos ensaios com 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 145 graus na articulação tíbio-társica, para as situações íntegro (E e D), RLCCr (E e D), TPLO e TTA – São Paulo – 2013.....	89
Tabela 5 -	Valores de força mínimos, máximos e médias do quadríceps para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e a articulação tíbio-társica a 135 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013.	90
Tabela 6 -	Valores de força mínimos, máximos e médias do quadríceps para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e a articulação tíbio-társica a 135 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013.....	91
Tabela 7 -	Valores de força mínimos, máximos e médias do gastrocnêmio para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e a articulação tíbio-társica a 135 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013.....	91
Tabela 8 -	Valores de força mínimos, máximos e médias do gastrocnêmio para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 135 graus e a articulação tíbio-társica a 145 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013.....	92

Tabela 9 -	Valores estatísticos para força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus, para membro pélvico esquerdo e direito – São Paulo – 2013.....	93
Tabela 10 -	Valores estatísticos para o ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 135 graus, para membro pélvico esquerdo e direito – São Paulo – 2013.....	94
Tabela 11 -	Valores das diferenças entre os grupos com o membro posicionado em 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica – São Paulo – 2013....	95
Tabela 12 -	Valores das diferenças entre os grupos com o membro posicionado em 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 145 graus na articulação tíbio-társica – São Paulo – 2013...	95
Tabela 13 -	Diferenças entre as técnicas de TPLO e TTA com as situações da articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus <i>versus</i> 135 graus e articulação tíbio-társica 135 graus <i>versus</i> 145 graus, para o MPE – São Paulo – 2013.....	96
Tabela 14 -	Diferenças entre as técnicas de TPLO e TTA com as situações da articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus <i>versus</i> 135 graus e articulação tíbio-társica 135 graus <i>versus</i> 145 graus, para o MPD – São Paulo – 2013.....	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RLCCr	Ruptura do ligamento cruzado cranial
TTA	Avanço da tuberosidade tibial (Tibial tuberosity advancement)
TPLO	Osteotomia niveladora do platô tibial (Tibial plateau leveling osteotomy)
LCCr	Ligamento cruzado cranial
LCCa	Ligamento cruzado caudal
APT	Ângulo do platô tibial
MPD	Membro pélvico direito
MPE	Membro pélvico esquerdo
mA	Miliamperagem
kV	Kilovoltagem
M	Média
Med	Mediana
Mín	Mínimo
Máx	Máximo
DP	Desvio Padrão
CF	Coeficiente de variação
Í	Íntegro
Q	Quadríceps
G	Gastrocnêmio
N	Newtons
kgf	Quilogramas força
kN	Quilogramas Newtons
Δ	Diferença
mV	Milivoltios

LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A -	Tabela (Synthes) utilizada para planejamento da técnica de osteotomia niveladora do platô tibial, para atingir ângulo do platô tibial próximo a 5 graus – São Paulo 2013.....	124
Apêndice B -	Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do quadríceps para os ensaios 145-135, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura do ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013.....	125
Apêndice C -	Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do gastrocnêmio para os ensaios 145-135, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013.....	126
Apêndice D -	Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do ligamento patelar para os ensaios 145-135, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013.....	127
Apêndice E -	Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do quadríceps para os ensaios 135-145, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013.....	128
Apêndice F -	Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do gastrocnêmio para os ensaios 135-145, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013.....	129

Apêndice G -	Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do ligamento patelar para os ensaios 135-145, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013.....	130
Apêndice H -	Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus, para membro pélvico esquerdo – São Paulo – 2013.....	131
Apêndice I -	Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus, para membro pélvico direito – São Paulo – 2013.....	132
Apêndice J -	Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 135 graus, para membro pélvico esquerdo – São Paulo – 2013.....	133
Apêndice K -	Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 135 graus, para membro pélvico direito – São Paulo – 2013.....	134

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
2 REVISÃO DE LITERATURA	30
2.1 ARTICULAÇÃO DO JOELHO CANINO	30
2.1.1 Anatomia	30
2.1.2 Ligamentos cruzados.....	31
2.1.3 Ligamento patelar	32
2.2 BIOMECÂNICA DO JOELHO.....	32
2.3 RUPTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL	33
2.4 TRATAMENTO DA RUPTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL	34
2.4.1 Técnica de osteotomia de nivelamento do platô tibial.....	35
2.4.2 Técnica de avanço da tuberosidade tibial.....	39
2.5 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA.....	42
2.6 TRANSDUTORES.....	43
2.7 PRESERVAÇÃO E ARMAZENAMENTO DO MEMBRO PÉLVICO	45
3 OBJETIVOS.....	47
4 HIPÓTESE	49
5 SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA	51
6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	53
7 MATERIAL E MÉTODO.....	55
7.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	55
7.2 PEÇAS ANATÔMICAS.....	55
7.3 PLANEJAMENTO CIRÚRGICO PRÉ-OPERATÓRIO.....	56
7.4 PREPARAÇÃO DAS PEÇAS ANATÔMICAS	57
7.5 ENSAIOS BIOMECÂNICOS.....	63
7.5.1 Calibração	65

7.5.2 Peças anatômicas sem osteotomia	69
7.5.3 Peças anatômicas com ruptura do ligamento cruzado cranial	76
7.5.4 Técnica de osteotomia niveladora do platô tibial.....	76
7.5.5 Técnica de avanço da tuberosidade tibial.....	80
7.6 ESTATÍSTICA	83
8 RESULTADOS.....	85
8.1 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA.....	85
8.2 PLANEJAMENTO DAS TÉCNICAS CIRÚRGICAS.....	87
8.3 ENSAIOS BIOMECÂNICOS.....	88
8.3.1 Calibração	88
8.3.2 Ensaios.....	88
9 DISCUSSÃO	98
9.1 DA METODOLOGIA.....	99
9.2 DOS RESULTADOS	106
9.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS	110
10. Conclusões	112
REFERÊNCIAS.....	114
APÊNDICES	124

Introdução

1 INTRODUÇÃO

A ruptura do ligamento cruzado cranial (RLCCr) é importante causa de claudicação de membros pélvicos em cães, e é a doença mais comum da articulação fêmoro-tíbio-patelar nesta espécie (JHONSON; AUSTIN; BREUR, 1994). É apontada como a mais frequente causa de doença articular degenerativa secundária nesta articulação (DE ROOSTER; DE BRUIN; VAN BREE, 2006). Foi descrita pela primeira vez por Carlin, em 1926, embora Paatsama, em 1952, tenha realizado uma descrição das manifestações clínicas e tratamento cirúrgico (ARNOCZKY, 1988). A taxa elevada de incidência tem levado a desenvolver inúmeras técnicas cirúrgicas, com o intuito de melhorar os resultados clínicos principalmente em cães de grande porte (KIM et al., 2008).

No começo, o objetivo das técnicas cirúrgicas foi reestabelecer a função do ligamento cruzado cranial sem levar em consideração a biomecânica do joelho e as forças que agiam nele nas fases do apoio. Desde 1978, com o novo conceito de mecanismo de compressão tibial introduzido por Henderson e Milton e o deslocamento cranial tibial introduzido por Slocum e Devine em 1983, começou-se um novo entendimento da biomecânica do joelho, que trouxe varias técnicas de osteotomia como *Tibial Plateau Leveling Osteotomy* (TPLO) e *Tibial Tuberosity Advancement* (TTA), com o intuito de modificar a geometria do joelho (SLOCUM; SLOCUM, 1993; MONTAVON; DAMUR; TEPIC, 2002).

Com estudos biomecânicos, melhorou-se o entendimento da fisiologia do organismo e atingiu-se um conhecimento maior sobre as técnicas cirúrgicas utilizadas no tratamento de doenças articulares. Ainda hoje, é necessário aumentar as pesquisas sobre o comportamento biomecânico das técnicas de osteotomia corretiva (TPLO e TTA), para compreender o seu funcionamento, melhorar os resultados clínico-cirúrgicos e diminuir as complicações no pós-operatório. Dentre as complicações relatadas, a desmíte patelar, é a mais frequente após técnica de TPLO (CAREY et al., 2005; MATTERN et al., 2006; STAUFFER et al., 2006; KIM et al., 2011), mas recentemente também foi relatada após técnica de TTA (KÜHN et al., 2011). Embora frequente, a causa continua desconhecida e alguns mecanismos foram propostos, como aumento de tensão ou carga, trauma intra-operatório, dano vascular durante o

procedimento cirúrgico, atividade pós-operatória excessiva ou alterações biomecânicas no joelho (CAREY et al., 2005; MATTERN et al., 2006).

Desta forma objetiva-se avaliar de forma biomecânica *ex vivo*, as mudanças na força do ligamento patelar submetido às técnicas de TPLO e TTA, quando comparadas entre elas e com membros pélvicos normais não osteotomizados. Nossa hipótese é que a técnica de TPLO aumenta a força no ligamento patelar, quando comparada com a técnica de TTA e com membros pélvicos normais.

Revisão de literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

O escopo da revisão abrange descrição com base em literatura atualizada sobre articulação do joelho, biomecânica do joelho, ruptura do ligamento cruzado cranial e tratamento, avaliação radiográfica, transdutores, assim como preservação e armazenamento do membro pélvico.

2.1 ARTICULAÇÃO DO JOELHO CANINO

Será dividido nos itens mais importantes e relevantes para o estudo incluindo: anatomia do joelho, ligamentos cruzados e ligamento patelar.

2.1.1 Anatomia

A articulação do joelho é complexa articulação sinovial condilar que permite movimentação de translação (próximo-distal, médio-lateral e crânio-caudal) e rotação (interna-externa, flexão-extensão e abdução-adução) (POZZI; KIM, 2010). A principal porção esferoidal é formada pelos côndilos do fêmur que articulam com os côndilos da tíbia para formar a articulação fêmoro-tibial ou porção condilar da articulação. Conectada à articulação fêmoro-tibial está a articulação fêmoro-patelar, localizada entre a patela e a tróclea do fêmur, sendo ambas as articulações interdependentes. A patela se prende firmemente à tíbia, por meio de tecido ligamentar, permitindo movimento entre o fêmur e a tíbia e também entre o fêmur e a patela. O espaço existente entre o fêmur e a tíbia é ocupado por duas fibrocartilagens, ou meniscos, um localizado adjacente ao côndilo medial e outro adjacente ao côndilo lateral. A articulação tíbio-fibular também é componente do joelho (EVANS, 1993).

A articulação do joelho é recoberta pela a maior cápsula articular localizada no corpo, e é formada por três compartimentos que se intercomunicam livremente. Dois

deles estão localizados entre os côndilos femorais e tibiais e o terceiro sob a patela (EVANS, 1993; DYCE; SACK; WENSING, 2010). Vários são os ligamentos envolvidos à articulação do joelho que ajudam na estabilização e movimentação. Os ligamentos mais relevantes para o presente estudo serão mencionados a seguir.

2.1.2 Ligamentos cruzados

O ligamento cruzado cranial (LCCr) e caudal estão localizados no interior da articulação, e são cobertos por membrana sinovial que, de fato, forma um septo sagital imperfeito na articulação. Entretanto, esse septo é incompleto, permitindo a comunicação do lado esquerdo e direito. O ligamento cruzado caudal (LCCa) segue da superfície lateral do côndilo femoral medial caudo-distalmente para a margem lateral da marca do poplíteo na tibia, e é um pouco mais forte e muito mais longo que o ligamento cruzado cranial (ARNOCZKY; MARSHALL, 1977).

O ligamento cruzado cranial (LCCr) percorre da porção caudo-medial do côndilo lateral do fêmur, atravessa em diagonal a fossa intercondilar até se inserir na região intercondilar cranial da tibia. Formado por duas bandas, a banda crânio-medial e caudo-lateral, que possuem diferentes pontos de inserção no platô tibial. A banda crânio-medial está tensa durante todas as fases da flexão e da extensão, e a banda caudo-lateral está tensa na extensão e se relaxa na flexão. O ligamento cruzado cranial é o principal estabilizador do joelho, por evitar a rotação interna excessiva da tibia e limitar sua translação cranial em relação ao fêmur (ARNOCZKY; MARSHALL, 1977; SCHULZ, 2008). Em 1977, Arnoczky e Marshall demonstraram que o LCCr é a única estrutura que evita o movimento de gaveta cranial. Mecanorreceptores e terminações nervosas aferentes foram identificados nas camadas interfibras do LCCr; estes servem como mecanismo de *feedback* proprioceptivo que previne a flexão e extensão excessivas da articulação. Trata-se de ação protetora que é atingida pela estimulação ou pelo relaxamento dos grupos musculares que proporcionam suporte à articulação (SCHULZ, 2008).

2.1.3 Ligamento patelar

O ligamento patelar faz parte do chamado mecanismo extensor do joelho que está formado pelo quadríceps, tendão patelar, patela e tuberosidade tibial (ARNOCZKY; TARVIN, 1996; PIERMATTEI; FLO; DE CAMP, 2006). É importante estrutura fibrosa que se estende desde a patela até a tuberosidade tibial, e esta separado da cápsula articular por grande quantidade de tecido adiposo. Entre a parte distal do ligamento patelar e a tuberosidade da tíbia há, frequentemente, pequena bursa sinovial que sustenta a união (DYCE; SACK; WENSING, 2010).

2.2 BIOMECÂNICA DO JOELHO

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

Biomecanicamente, o joelho é articulação complexa, já que possui movimentação em três planos, com amplitude de movimentos entre os côndilos do fêmur e os côndilos da tíbia relativo ao eixo látero-medial de 120°. No joelho normal, este valor varia desde 160° na extensão total a 40° na flexão total (JAEGER; MARCELLIN-LITTLE; LEVINE, 2002; ALLEN et al., 2009). Como estabilizadores, além de possuir forças passivas ou restritores passivos (osso, cápsula articular e ligamentos), existem as forças criadas por músculos e carga de peso (SLOCUM; SLOCUM, 1993). Henderson e Milton (1978) descreveram estruturas agonistas e antagonistas à função do LCCr. Como agonistas, foram descritos o bíceps femoral, o músculo gracilis, semimembranoso e sartório, e como antagonistas, a patela, o ligamento patelar, o músculo quadríceps e gastrocnêmio. No mesmo estudo, é descrita pela primeira vez a translação cranial da tíbia vinculada ao teste de compressão tibial, como ferramenta para o diagnóstico de ruptura de ligamento cruzado cranial junto ao teste de gaveta cranial. A translação cranial da tíbia está associada ao fato de que o

platô tibial no cão apresenta um ângulo que varia de 20 a 30 graus e, como consequência, as forças compressivas resultam em translação cranial da tíbia em relação aos côndilos femorais (SLOCUM; DEVINE, 1983).

2.3 RUPTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL

A ruptura do ligamento cruzado cranial (RLCCr) é a causa mais comum de claudicação em cães (JOHNSON; AUSTIN; BREUR, 1994), além de ser a mais comum afecção ortopédica no joelho canino (INNES et al., 2000) e principal causa de doença articular degenerativa no joelho de cães (PIERMATTEI; FLO; DE CAMP, 2006).

Existem três apresentações clínicas associadas à lesão do LCCr: lesão aguda, crônica e rupturas parciais. A etiopatogenia é indefinida e controversa, podendo se apresentar por causas degenerativas e traumáticas (HAYASHI; MANLEY, 2004; GRIFFON, 2010). As degenerativas incluem: envelhecimento (especialmente em cães de raças grandes), alteração na conformação dos membros (OSMOND et al., 2006; INAUEN et al., 2009) artropatias imunomediadas (DOMM et al., 2008; BLEEDORN et al., 2011) e também associada ao aumento do ângulo do platô tibial (APT), levando à falha mecânica por cargas crônicas no LCCr e, como consequência, atividades normais repetitivas podem causar ruptura (SCHULZ, 2008).

Em diversos casos, a condição patológica subjacente está presente em ambos os joelhos, e alta porcentagem de cães apresenta ruptura bilateral ou ruptura contralateral após 1 a 2 anos do primeiro diagnóstico (BUOTE; FUSCO; RADASCH, 2009; GRIERSON; ASHER; GRAINGER, 2011). A ruptura parcial resulta em claudicação com instabilidade mínima do joelho e sinais radiográficos progressivos de osteoartrose e, geralmente, acaba progredindo à ruptura completa ao longo do tempo (SCHULZ, 2008).

A instabilidade do joelho resulta em sinovite, degeneração da cartilagem articular (osteoartrite progressiva), desenvolvimento de osteófitos periarticulares, fibrose capsular e lesão do menisco medial (SCHULZ, 2008; BRESHEARS et al, 2010).

Estão predispostos à ruptura do LCCr cães de ambos os sexos, qualquer raça e idade, entretanto, a maioria é jovem e de raça grande (COMERFORD; SMITH; HAYASHI, 2011).

A lesão aguda é mais comumente associada à hiperextensão e à rotação interna no membro, que ocorre quando o mesmo fica fixo e ocorre a rotação do corpo. Saltos também podem causar ruptura do LCCr, se a força de compressão cranial da tíbia exceder a carga de ruptura do ligamento (SCHULZ, 2008).

2.4 TRATAMENTO DA RUPTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL

O objetivo do tratamento da RLCCr é corrigir a claudicação causada pela instabilidade do joelho. O tratamento conservador é indicado para cães abaixo de 15 kg, com resultados aceitáveis e taxas de sucesso de 84 a 90% (POND; CAMPBELL, 1972; VASSEUR, 1984). Contudo, o tratamento cirúrgico é recomendado para a maioria dos cães, com o intuito de reestabelecer a estabilidade articular, diminuir doença articular degenerativa secundária e evitar ruptura de menisco (VASSEUR, 1984). As técnicas cirúrgicas tradicionais procuram estabilizar a articulação utilizando autoenxertos, aloenxertos ou material sintético dentro ou fora da articulação, para mimetizar a função normal do LCCr (ARNOCZKY; TARVIN; MARSHALL, 1979; DENNY; GOODSHIP, 1980; CURTIS; DELEE; DREZ, 1985).

Mais recentemente, foram incorporadas as denominadas técnicas dinâmicas. Duas delas, que têm se popularizado na Medicina Veterinária, são o avanço da tuberosidade tibial (do inglês *tibial tuberosity advancement* - TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (do inglês *tibial plateau leveling osteotomy* - TPLO). Em ambos os procedimentos, o objetivo é neutralizar a força de cisalhamento fêmoro – tibial cranial, utilizando diferentes conceitos biomecânicos, e alterando a geometria óssea (SLOCUM; SLOCUM, 1993; MONTAVON; DAMUR; TEPIC, 2002).

Em 1983, Slocum e Devine relataram que a instabilidade crânio caudal do joelho com ruptura do ligamento cruzado cranial pode ser eliminada por meio do nivelamento orientado caudo-distalmente do platô tibial. A osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO) tem se tornado, desde então, uma das cirurgias ortopédicas mais realizadas pelos cirurgiões veterinários da América do Norte

(SLOCUM; DEVINE, 1983; SLOCUM; SLOCUM, 1993). A cirurgia de avanço da tuberosidade tibial (TTA) também foi desenvolvida para neutralizar as forças de deslizamento cranial da tíbia (que pode ser mimetizado pelo teste de compressão tibial), responsável pela subluxação cranial da tíbia que ocorre durante o passo (MONTAVON; DAMUR; TEPIC, 2002).

2.4.1 Técnica de osteotomia de nivelamento do platô tibial

Em 1978, Henderson e Milton incorporaram o conceito de mecanismo de compressão tibial ajudando a compreender a biomecânica do joelho. As forças provocadas pela colocação de peso em conjunto com a contração do músculo gastrocnêmico causam estresse no ligamento cruzado anterior, provocando a translação tibial cranial. A força foi definida por Slocum e Devine (1983) como impulso tibial cranial que, além de ser gerada pela sustentação de peso, foi observado que tinha relação com a inclinação do platô tibial. Esta força foi sinalizada como importante fator na ruptura do ligamento cruzado cranial e na geração de sinal de gaveta cranial. Baseados em todos estes achados biomecânicos, Slocum e Slocum (1993) postularam que o objetivo no tratamento da ruptura de ligamento cruzado cranial seria neutralizar o impulso cranial tibial e não só eliminar o sinal de gaveta cranial e que o impulso cranial tibial poderia ser neutralizado com a osteotomia do platô tibial com orientação caudo-distal, técnica nomeada como osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO). A técnica altera a mecânica do joelho, atingindo a estabilização pela contenção ativa da articulação (WARZEE et al., 2001; REIF; HULSE; HAUPTAM, 2002), transformando o impulso tibial cranial em impulso caudal tibial (WARZEE et al., 2001). Quando o ângulo do platô tibial é reduzido a zero, neutraliza as forças que causam a translação cranial da tíbia, tornando o joelho estável (SLOCUM; DEVINE, 1983). A angulação de platô tibial ao redor de 5 a 6 graus é eficaz para manter a estabilidade do joelho e, este conceito baseia-se nos músculos isquiotibiais, que contribuem para neutralizar a pequena força remanescente, não existindo a necessidade de deixar o platô tibial a zero grau (SLOCUM; SLOCUM, 1993 ; WARZEE et al., 2001) (Figura 1).

Figura 1 – Vetores de força na técnica de TPLO, (A) no joelho com RLCCr o vetor de força no momento do apoio apresenta um componente de cisalhamento paralelo ao platô tibial, (B) com a técnica de TPLO o componente de cisalhamento é eliminado e transformado em vetor compressivo – São Paulo – 2013

Fonte: Kim et al. (2008)

É considerada atualmente por muitos cirurgiões veterinários como a melhor opção cirúrgica para a insuficiência do LCCr em cães de raças grandes, com resultados clínicos de excelentes a bons em 94% dos casos tratados com a técnica (SLOCUM; SLOCUM, 1993).

Apesar de popular, pouco se sabe a respeito das implicações clínicas da TPLO. A maioria das pesquisas direciona-se na determinação dos efeitos da TPLO sobre a cinemática articular para validar a técnica. Em dois estudos experimentais separados, em que modelo biomecânico simulou a deficiência do LCCr, foi eliminada a translação tibial cranial, quando a TPLO foi executada em condições ideais (WARZEE et al., 2001; REIF; HULSE; HAUPTAM, 2002; KIM; JOHNSON et al., 2011; LEWIS; POZZI, 2012). Embora o estudo biomecânico *in vitro* realizados por Kowaleski et al. (2005) demonstrou a neutralização incompleta do deslocamento

cranial tibial, segundo a posição da osteotomia, recentemente, estudo *in vivo* realizado por Kim et al. (2012) demonstrou que em alguns casos a técnica não conseguiu evitar a subluxação fêmoro-tibial durante o apoio. Outras pesquisas *in vitro* estudaram o mecanismo de contato entre o fêmur e a tibia concluindo que a técnica não reestabelece o contato de forma normal, podendo ser uma das explicações do porquê a osteoartrose progride após TPLO (KIM et al., 2009; JOHNSON et al., 2011;) e que isto acontece por um aumento das cargas no compartimento medial da articulação fêmoro-tibial (KIM et al., 2010).

Estudos da cinemática *in vivo* têm demonstrado resultados próximos aos normais no pós-operatório, com um seguimento clínico de 12 semanas, mas, quando comparados com resultados subjetivos do médico veterinário, demonstraram que a TPLO não reestabelece 100% a cinemática do passo (DE MEDEIROS et al., 2011). Outra das preocupações na pesquisa biomecânica sobre esta técnica é validar os diferentes tipos de placas utilizadas para a fixação do fragmento rodado. Em estudo *in vitro*, realizado por Bordelon et al. (2009) comparando diferentes tipos de placas, foi demonstrado que a placa chamada de *broad locking TPLO plate* proporcionou rigidez maior suportando mais carga. Pesquisa *in vitro* também demonstrou que a técnica de TPLO, além de interferir no ângulo do platô tibial, modifica o ângulo do ligamento patelar, o que poderia explicar parte do mecanismo de ação (DRYGAS et al., 2010).

Dentre as complicações observadas nas cirurgias de TPLO, muitas delas estão relacionadas a erros na aplicação de técnica, como mau posicionamento da placa ou do corte da osteotomia e colocação de parafusos intra-articulares (BOUDRIEU, 2009). Outras complicações têm sido reportadas como fratura da fíbula (PRIDDY et al., 2003; TAYLOR et al., 2011), ruptura de menisco (FITZPATRICK; SOLANO, 2010; KALFF; MEACHEM; PRESTON, 2011), infecção (FITZPATRICK; SOLANO, 2010), inflamação do ligamento patelar (CAREY et al., 2005; MATTERN et al., 2006; KIM et al., 2011). Em estudo publicado por Pacchiana et al. (2003) de um total de 397 procedimentos, 28% apresentaram complicações, embora as consideradas maiores foram similares com outros procedimentos cirúrgicos. Estudo publicado por Stauffer et al. (2006) relata porcentagem de complicações de 18,8%, considerando os resultados da técnica, bons. Recentemente, Bergh e Peirone (2012) relataram 34% de complicações após TPLO. Número menor de complicações após TPLO em 476 joelhos foi demonstrado por Gatineau et al. (2011), que detectaram 9,7% de

complicações no pós-operatório em estudo retrospectivo. O mesmo estudo faz menção após TPLO do fenômeno *pivot shift* no pós-operatório em 3,1% das articulações; este fenômeno é definido como a rotação interna da tíbia, resultando em subluxação cranial do platô tibial em associação com súbita movimentação lateral do joelho durante a sustentação de peso. Embora a porcentagem de complicações seja alta, todos os autores (PACCHIANA et al., 2003; STAUFFER et al., 2006; GATINEAU et al., 2011; BERGH; PEIRONE, 2012) coincidem que, quando são consideradas somente as complicações maiores, esta porcentagem iguala as complicações encontradas em outras técnicas. As principais causas para a remoção dos implantes após consolidação óssea foram feridas abertas, trajetos fistulosos e claudicação (THOMSON et al., 2011). Como uma das complicações a longo prazo, foi publicada recentemente a presença de osteossarcoma após TPLO (ATHERTON; ARTHURS, 2012).

Dentre as complicações reportadas no pós-operatório de TPLO, tem havido inúmeros relatos sobre espessamento do ligamento patelar, ou mesmo desmite, segundo o relatado por Pacchiana et al. (2003); Carey et al. (2005); Mattern et al. (2006) e Stauffer et al. (2006), despertando curiosidade sobre qual o mecanismo que desenvolve esta complicação. Em estudo Rutherford, Bell e Ness (2012) verificou-se fratura de patela no pós-operatório de TPLO e todos os cães apresentaram de forma simultânea espessamento do ligamento patelar. Tem sido proposto que, por rotação da superfície articular tibial, maior estresse é imposto sobre o ligamento patelar em comparação ao estresse menor para este elemento após a realização de técnica de TTA (CAREY et al., 2005; KOWALESKI et al., 2005). O maior estresse estaria explicado pela teoria do braço de alavanca, que diminui na TPLO obrigando ao quadríceps a fazer uma força maior no ligamento patelar para estender a articulação do joelho (BOUDRIEAU, 2009). Recentemente foi pesquisado *in vitro* a importância da osteotomia alta ou baixa como fator para diminuir esta complicação, concluindo que a osteotomia alta diminui a tensão no ligamento patelar (KIM et al., 2011). A desmite do ligamento patelar, ainda hoje, é considerada complicação importante após TPLO, necessitando de novas pesquisas para o seu tratamento como o caso de *shock wave* relatado por Gallagher, Cross e Sepulveda (2012).

2.4.2 Técnica de avanço da tuberosidade tibial

A TTA foi desenvolvida por Montavon, Damur e Tepic (2002) na tentativa de estabilizar dinamicamente o joelho com RLCCr sem o nivelamento do platô tibial, como uma alternativa à TPLO. A técnica consiste no avanço da tuberosidade da tibia e deslocamento do ligamento patelar cranialmente. Teoricamente, este mecanismo modifica a geometria da articulação fêmoro-tibial e reduz os efeitos de deslizamento cranial da tibia. Modelos experimentais de joelho canino demonstraram que as forças totais incidentes no joelho são aproximadamente paralelas ao ligamento patelar (MONTAVON; DAMUR; TEPIC, 2002). Portanto, se o ligamento patelar é orientado perpendicular ao platô tibial, não há força resultante de deslocamento na articulação do joelho. Isto é uma potencial vantagem biomecânica sobre os outros procedimentos de osteotomia tibial porque o restabelecimento normal do contato mecânico articular é aspecto importante para a cirurgia articular, especialmente para as articulações de suporte de peso, onde se sabe que mesmo distúrbios menores na distribuição das pressões de contato na cartilagem articular, podem induzir uma osteoartrose progressiva na articulação afetada (TEPIC; DAMUR; MONTAVON, 2002) (Figura 2).

Figura 2 – Vetores de força na técnica de TTA, (A) no momento de apoio uma força é gerada paralela ao tendão patelar no eixo longo da tíbia, e na RLCCr esta força se transforma em força de cisalhamento, (B) com o avanço da tuberosidade da tíbia o ligamento patelar fica perpendicular ao platô tibial durante a fase de apoio tornando a força de reação em força compressiva – São Paulo - 2013

Fonte: Kim et al. (2008)

Durante a postura do apoio, onde o ângulo do joelho em extensão é 135° , o ângulo entre o ligamento patelar e o platô tibial é de aproximadamente 105° (DENNLER et al., 2006). Consequentemente, reduzindo este ângulo para 90° , haverá estabilização da articulação do joelho com RLCCr; esta conformação anatômica pode ser alcançada por meio da técnica de avanço da tuberosidade tibial, como demonstrado por vários estudos *in vitro* (MONTAVON; DAMUR; TEPIC, 2002; BUTLER et al., 2011; HOFFMANN et al., 2011). Um deles foi estudo *in vitro* realizado em membro pélvico de cadáver canino, o qual demonstrou neutralização da força de cisalhamento tibio-femoral, através do avanço cranial da tuberosidade da tíbia, em que a média do ângulo entre ligamento patelar e platô tibial, necessários para eliminar o deslocamento cranial da tíbia foi de $90 \pm 9^\circ$ (APELT; KOWALESKI; BOUDRIEAU, 2007). O mesmo foi relatado por Miller et al. (2007) e Kipfer et al. (2008) em estudo realizado *in vitro*. Outro estudo realizado por Butler et al. (2011)

confirmou que a TTA elimina o deslocamento cranial da tíbia, mas não proporciona estabilidade rotacional. Isso coincide com os resultados anteriores, onde Hoffmann et al. (2011), em estudo *ex vivo*, demonstraram que a técnica de TTA reduz o deslocamento cranial da tíbia, e diminui a força retropatelar e a carga no ligamento patelar. Estes resultados coincidem com os encontrados por Guerrero et al. (2011) que demonstraram que a técnica de TTA reestabelece o alinhamento fêmoro-patelar e fêmoro-tibial, além de diminuir a força retropatelar em 20%.

Dentro da pesquisa clínica, estudo prospectivo realizado por Damur (2005) de 40 joelhos caninos com RLCCr tratados com TTA, demonstrou média do pico da força vertical de 34% do peso corporal no período pré-operatório e dobrou para 64% do peso corporal no final do exame realizado entre 4 e 12 meses após a cirurgia. Esse valor ainda é significativamente menor que a média do pico da força vertical de 74% em um cão clinicamente normal (DAMUR, 2005). Outro estudo, realizado em 40 joelhos analisando o pico vertical de força, demonstrou que, após 16 meses do pós-operatório, obteve-se retorno normal à função do membro em aproximadamente 90% dos cães tratados, embora com 25% de complicações (VOSS et al., 2008).

Em estudo retrospectivo, 38 de 40 proprietários (95%) ficaram satisfeitos com os resultados a longo prazo (BOUDRIEU, 2005). Em estudo realizado por Hoffman et al. (2006), os autores relataram resultados pós-operatórios com média de acompanhamento de 24 semanas, segundo os proprietários, como bom ou excelente em 90% dos casos. Porcentagens maiores de 96% foram relatadas por Dymond, Goldsmid e Simpson (2010) em um total de 92 joelhos, em avaliação clínica durante um período de 24 meses.

As vantagens da TTA comparada à técnica de TPLO incluem procedimento menos invasivo e tecnicamente menos exigente, possibilidade de tratamento simultâneo de outras alterações ortopédicas, como luxação de patela (YEADON; FITZPATRICK, KOWALESKI, 2010), tempo de cirurgia mais curto e baixa morbidade pós-operatória (DAMUR, 2005). As desvantagens ou complicações associadas à TTA incluem falha do implante, fratura da tuberosidade tibial, luxação medial da patela, lesão do ligamento cruzado caudal devido avanço excessivo e lesão meniscal subsequente (DAMUR, 2005; HOFFMAN et al., 2006; BOUDRIEU, 2009). A falha do implante é relatada em 1 a 5% dos membros operados e foi atribuída ao erro de técnica ou desenho inicial do implante, o qual foi considerado fraco, e tem sido subsequentemente modificado. Atividade excessiva no período pós-operatório

também tem sido causa de falha do implante. Ruptura parcial do ligamento cruzado caudal foi diagnosticada, quatro meses após cirurgia, em um cão, a qual foi atribuída ao excessivo avanço da tuberosidade tibial (DAMUR, 2005).

Outras complicações publicadas recentemente após técnica de TTA foram desmiste do ligamento patelar, relatada por Kühn et al. (2011), em estudo retrospectivo em 20 cães com acompanhamento de 16 semanas, mas sem ter sido relatada a causa específica desta alteração e sem ter relevância clínica; e mais recentemente Dunn et al. (2012) relataram caso clínico de um Malamute do Alaska com osteossarcoma 20 meses após ser submetido à cirurgia de TTA.

2.5 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

A avaliação radiográfica é necessária para medir o ângulo do platô tibial (APT), que é definido como o ângulo formado entre o eixo mecânico e o côndilo medial da tíbia (FETTIG et al., 2003; GLASSMAN, et al., 2011). Os pontos anatômicos levados em consideração para avaliar este ângulo são: eminência intercondilar, centro da articulação tíbio-társica e margens cranial e caudal do côndilo medial (SLOCUM; DEVINE, 1983).

Este ângulo tem sido marcado como um dos fatores que aumentam o estresse na articulação do fêmoro-tíbio-patelar e incide na RLCCr (MORRIS; LIPOWITZ, 2001; WARZEE et al., 2001). A medição precisa do APT é pré-requisito e ponto crítico no planejamento cirúrgico das técnicas de osteotomia em joelhos com RLCCr, principalmente, para a técnica de osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO) (SLOCUM; SLOCUM, 1993; FETTIG et al., 2003; UNIS et al., 2010). O posicionamento lateral do membro permite obter imagens na projeção médio-lateral incluindo a articulação tíbio-társica, tíbia e articulação fêmoro-tíbio-patelar, com superposição dos côndilos femorais e tíbias, o posicionamento é importante para obter medições precisas (SERWA et al., 2009; UNIS et al., 2010). O ângulo de posicionamento nas articulações fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica é de 90 graus (BARONI et al., 2003). As radiografias podem ser obtidas pelo método convencional (REIF et al., 2004) ou digital (SERWA et al., 2009). Subjetivamente, o método digital tem a vantagem de magnificar a imagem, permitindo melhor visibilização dos pontos

anatômicos que são utilizados para as marcações, sendo um método mais fácil, rápido e com menor variabilidade nas mensurações por proporcionar imagens de melhor qualidade. As medições obtidas por ambos os métodos são similares, com precisão subjetiva maior do método digital (BARONI et al., 2003; SERWA et al., 2009; UNIS et al., 2010). Programas de planejamento computacionais tem sido utilizados para melhorar a mensuração do ângulo do platô tibial com excelentes resultados (HEADRICK et al., 2007; UNIS et al., 2010).

Aumentar o número de avaliadores para medir o APT não tem demonstrado aumentar a precisão da mensuração, portanto o número de avaliadores é independente do valor do APT e tem mínima significância clínica (SERWA et al., 2009; AULAKH et al., 2011). Vale ressaltar que tem-se observado diferenças significativas quando o avaliador é inexperiente (CAYLOR et al., 2001; FETTIG et al., 2003).

O APT varia, segundo o posicionamento do membro (REIF et al., 2004), mas não apresenta mudança em joelhos com ruptura, quando comparados com joelhos normais (AULAKH et al., 2011).

2.6 TRANSDUTORES

O comportamento mecânico de tendões e ligamentos e a tensão gerada nestes pela musculatura durante o movimento envolvem a biomecânica. A força e deformação gerada dentro destas estruturas pode ser medida diretamente utilizando transdutores, ou indiretamente utilizando cálculos dinâmicos inversos. Os transdutores podem ser implantados dentro ou sobre o tendão ou ligamento, permitindo medir a tensão durante o movimento. Diferentes tipos de transdutores são utilizados para medir carga e deformação, e podem ser definidos segundo os princípios físicos em que se baseiam: variação da resistência elétrica, magnética ou fluxo de luz. Transdutores que medem a resistência elétrica incluem três tipos segundo o desenho: fivela, implantáveis e de pressão. Todos eles possuem *strain gauges*, que se deformam quando são submetidos a cargas. Os transdutores de fivela têm formato retangular, oval, ou formato em E (RAVARY et al., 2004) (Figura 3).

Quando o ligamento é esticado provoca deformação na trava e no marco, e essa deformação é detectada pelos *strain gauges* colados no transdutor. Este tipo de transdutor tem sido utilizado em vários estudos para avaliar a força em tendões e ligamentos, sendo aprovada a sua utilização como ferramenta para avaliar força nessas estruturas (LEWIS, LEW, SCHMIDT, 1982; LA PRADE; TSO; WENTORF, 2004; GRIFFITH et al., 2009) .

O processo de calibração é fundamental para conversão do sinal elétrico emitido pelos *strain gauges* em força. Várias limitações são descritas na literatura com o uso de transdutores tipo fivela como encurtamento do tendão o ligamento, erro de mensuração por contato com tecido mole, repetibilidade e problemas na calibração (LEWIS; LEW; SCHMIDT, 2004; RAVARY et al., 2004).

Cabe destacar que os valores fornecidos pelo transdutor não são comparáveis ao que acontece *in vivo* quando todos os tecidos estão presentes (GLOS et al., 1993).

Figura 3 – Transdutores de variação de resistência elétrica tipo fivela – São Paulo 2013

Fonte: Ravary et al. (2004)

Legenda: (A) formato de E, (B) oval e (C) retangular

2.7 PRESERVAÇÃO E ARMAZENAMENTO DO MEMBRO PÉLVICO

A adequada preparação e armazenamento das peças são fundamentais em ensaios biomecânicos para obter resultados confiáveis e fidedignos, já que procedimentos inadequados podem afetar as propriedades mecânicas dos tecidos. Fatores como hidratação e temperatura (principalmente congelamento) influem na preservação da peça (TURNER; BURR, 2001).

Se as peças são mantidas em temperatura ambiente, são produzidas rapidamente enzimas líticas ocasionando autólise das células, alterando a matriz orgânica do osso. Os dois métodos de conservação que evitam este processo são a fixação química e o congelamento. Segundo Martin e Sharkey (2001), a escolha correta do método de armazenamento é um fator importante para preservar as características da peça coletada.

Jung et al. (2011) demonstraram que até oito ciclos de congelamento e descongelamento sobre enxerto de osso e ligamento patelar possui pouco efeito sobre as propriedades estruturais e mecânicas. Estes enxertos poderiam ser recongelados sem perda das suas propriedades biomecânicas, com o armazenamento e cuidados adequados.

Objetivos

3 OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo foi avaliar, de forma comparativa, a força do ligamento patelar por meio de ensaio biomecânico *ex vivo* de compressão e flexão, em membros pélvicos intactos, com ruptura de ligamento cruzado cranial e após procedimento de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), em duas situações de ângulos articulares diferentes.

Hipótese

4 HIPÓTESE

A hipótese do estudo é que existe diferença significativa na força exercida no ligamento patelar entre as técnicas de TTA e TPLO, sendo a TTA a que provoca uma força menor.

Significância clínica

5 SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA

Conhecer o comportamento biomecânico das técnicas permite compreender o funcionamento das mesmas, podendo melhorá-las com o intuito de diminuir complicações no pós-operatório.

Limitações do estudo

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

- Pelo fato de ser um estudo *ex vivo* não é possível avaliar a tensão em situações de utilização normal da articulação
- Variação entre raças
- Dificuldade de correlacionar os valores biomecânicos com resultados clínicos
- Ausência de tecidos moles circunvizinhos ao ligamento

Material e Método

7 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi realizada após avaliação e aprovação da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, com protocolo nº 2148/2011. Os ensaios biomecânicos foram realizados no Setor de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

7.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram incluídos cadáveres de cães com idade entre dois e sete anos e peso entre 25 a 35 kg, não havendo predileção por raça ou sexo. Foram excluídos do estudo cadáveres de animais com histórico ou diagnóstico de doença óssea ou nutricional, fraturas da tuberosidade da tíbia, histórico de artroplastias e animais com centro de ossificação secundária. Todos os pacientes vieram a óbito por motivos não relacionados a este estudo.

7.2 PEÇAS ANATÔMICAS

Foram utilizados dez cadáveres de cães totalizando 20 membros pélvicos. As peças foram coletadas imediatamente após a morte do animal e, em um primeiro momento, foi realizada a desarticulação coxo-femoral. Posteriormente, foi realizada incisão cutânea desde o trocânter menor do fêmur até a região tíbio-társica na face medial para eliminar a pele e os músculos circunvizinhos; a cápsula articular do joelho e tarso, ligamentos colaterais, ligamento patelar, patela e todos os tecidos distais à articulação tíbio-társica, foram cuidadosamente preservados. Neste momento, as peças foram radiografadas em projeção médio lateral para posterior cálculo do ângulo do platô tibial e planejamento cirúrgico. O armazenamento foi realizado em

freezer convencional, numa temperatura de - 20°C, em embalagens plásticas com dimensões de 50 centímetros de altura e 30 centímetros de largura. Em cada embalagem foi acondicionado um par de membros com identificação da idade, sexo, raça e peso.

7.3 PLANEJAMENTO CIRÚRGICO PRÉ-OPERATÓRIO

Todas as peças anatômicas foram radiografadas no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo. O aparelho utilizado¹ foi de 500 mA e 125 kV, a kilovoltagem e miliamperagem utilizadas foi de 67 kV e 200 mA, foco grosso, tempo de exposição 0,066 s. O cassete e IPs tipo CC14" x 17"² possuía dimensões de 35.4 x 43.2 cm, e foi posicionado diretamente sobre a mesa radiográfica. As peças foram colocadas em projeção médio-lateral, em duas situações, primeiro, com a articulação fêmoro-tíbio-patelar posicionada em 135° e a articulação tíbio-társica posicionada em 90° e, segundo com a articulação fêmoro-tíbio-patelar posicionada em 90° e a articulação tíbio-társica posicionada em 90°, para mensuração do ângulo do platô tibial e planejamento das técnicas cirúrgicas. A mensuração do ângulo do platô tibial foi baseada nos pontos anatômicos relatados por Slocum e Devine (1983) e utilizando programa computacional³. Os pontos de referência utilizados foram: centro da articulação talocrural, eminência intercondílea, ápice cranial e caudal do côndilo medial da tibia. Baseado nestes pontos, o programa determina automaticamente o ângulo do platô tibial (Figura 4).

¹ RAY TEC, Modelo RT 500/125, São Paulo, Brasil

² FUJIFILM NDT, Sistemas Médicos Ltda, Campo Belo, São Paulo, Brasil

³ OrthoPlan Elite®, Sound-eklin, Versão 3.4, 2011, Carlsbad, Califórnia, Estados Unidos

Figura 4 – Imagem obtida do programa computacional Orthoplan utilizado para mensuração do ângulo do platô tibial das peças, as linhas de cor azul representam os eixos que unem o centro da articulação talocrural com a eminência intercondílea e os ápices cranial e caudal do côndilo medial da tíbia – São Paulo – 2012

Fonte: Izquierdo Caquías, D. F. (2013)

7.4 PREPARAÇÃO DAS PEÇAS ANATÔMICAS

As peças foram descongeladas duas horas antes do início dos ensaios biomecânicos em temperatura ambiente e cobertas por compressas umedecidas em solução fisiológica. No primeiro momento, realizou-se osteotomia femoral proximal a 37 mm de distância da borda cranial da cabeça do fêmur, que corresponde à distância entre a borda da haste intramedular e a prótese que simula a cabeça femoral. Posteriormente, foi colocada haste intramedular com três furos rosqueados (Figura 5), que foi fixada à cortical do fêmur por três parafusos de 3,0 mm de diâmetro, para a furação utilizou-se broca 2,5 mm de diâmetro e guia externo especialmente desenhado, comportando três orifícios lisos de 3,0 mm de diâmetro (Figura 6). A haste permaneceu fixa no fêmur em todas as situações dos ensaios, já

que ela foi fundamental para manter a peça anatômica fixa à máquina universal de ensaios⁴.

Figura 5 - Haste intramedular de aço inox 304 com encaixe para simular cabeça femoral e peça simulando o acetábulo com encaixe para a máquina universal de ensaios (preto) de poliacetal. Os orifícios na haste apresentam roscas com diâmetro de 3,0 mm para fixação no canal medular – São Paulo - 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

⁴ Kratos® modelo KE 3000, Cotia, São Paulo, Brasil

Figura 6 – Guia de perfuração para colocação da haste intramedular no fêmur, o diâmetro dos furos lisos equivale ao diâmetro dos furos rosqueados da haste de 3,0 mm – São Paulo - 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Uma vez fixada à haste, procedeu-se a realização de orifício na região caudo-proximal do calcâneo utilizando broca de 2,5 mm de diâmetro para colocação de fio de aço que foi fixado com parafuso, arruela e porca. Um segundo orifício foi realizado na patela, utilizando broca número 2,0 mm em direção crânio-caudal e medial para colocação de fio de aço fixado da mesma forma que no calcâneo. Terceiro furo foi realizado na região caudo-distal do fêmur, simulando a inserção do músculo gastrocnêmio, utilizando broca número 2,5 mm, com posterior colocação de parafuso de 3,0 mm de diâmetro junto a fio de aço e fixado com arruela e porca. Na sequência foi colocada placa no terço proximal da diáfise femoral especialmente desenhada para prender a barra proximal do goniômetro colocado na articulação fêmoro-tíbio-patelar, perante furação com broca 2,5 mm e fixação utilizando dois parafusos de 3,0 mm de diâmetro. Três pinos de *Schanz* de 3,00 mm de diâmetro foram colocados na região dos metatarsos e no terço distal e proximal da diáfise tibial para posteriormente realizar a fixação dos goniômetros digitais. Para a colocação dos mesmos realizou-se uma pré-perfuração com broca 2,5 mm utilizando

guia universal. Por último, e com a finalidade de avaliar diretamente a força atuante no ligamento patelar, foi colocado transdutor de força tipo “fivela” ou “*Buckle*” (LEWIS; LEW; SCHMIDT, 1982), de aço com moldura quadrada de 25 mm de largura e 5 mm de espessura; com trava central removível de 5 mm de largura, em que o ligamento foi inserido entre eles. Quatro extensômetros elétricos (*Strain gauges*) de 1000 ohms⁵ foram colados nas faces interna e externa da moldura (dois internos e os outros externos) e ligados por meio de um cabo a um condicionador de sinais para extensometria elétrica⁶, dessa forma foi possível relacionar o aumento da deformação na moldura do transdutor (medida em Volts) com o aumento da força atuante no ligamento patelar (Figuras 7 e 8).

Figura 7 – Transdutor de tensão tipo fivela, com *strain gauges* (dois na região superior e dois na região inferior) – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Legenda: A – moldura com *strain gauges* e conector, B – trava, C – transdutor montado

⁵ Modelo PA-06-125AA-1000L Excel Sensores Indústria, Comércio e Exportação Ltda, Embu, São Paulo

⁶ Modelo CVV-201, Transtec – Transdutor Tecnologia Ltda, Vila Jaguará, São Paulo, Brasil

Figura 8 - Transdutor de tensão tipo fivela de aço com moldura quadrada de 25 mm de largura e 5 mm de espessura; com trava central removível de 5 mm de largura, inserido no ligamento patelar – São Paulo 2013 –

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Desta forma a peça ficava pronta para o processo de calibração e mensuração (Figura 9).

Figura 9 – Peça anatômica pronta para o processo de calibração, observa-se haste intramedular (seta preta), placa para fixação do goniômetro (seta branca), transdutor (círculo branco), pinos de *Schanz* (na diáfise tibial e metatarsos) e fixações de fio de aço, arruela e porca na região da patela e calcâneo – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

7.5 ENSAIOS BIOMECÂNICOS

Os ensaios para avaliação da tensão aplicada ao ligamento patelar foram realizados em três etapas: na primeira, foram testadas as peças sem osteotomia e sem ruptura de ligamento cruzado cranial; em uma segunda etapa foi realizada transecção do ligamento cruzado cranial; e, na terceira etapa, realizaram-se as técnicas de osteotomia obedecendo à regra, tíbias direitas fixação com placas de TTA e tíbias esquerdas fixadas com placas de TPLO.

As peças foram mantidas úmidas durante todo o tempo dos ensaios, mediante a utilização de compressas umedecidas com solução fisiológica, com cuidado de não interferir no material de mensuração. Em todos os casos (peças íntegras, com RLCCr, e com as técnicas de TPLO e TTA) foi aplicada força compressiva de 30% do peso corporal, em duas situações de ângulos articulares, 145 e 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 e 145 graus na articulação tíbio-társica, respectivamente. O membro pélvico foi apoiado sobre base metálica fixa à base da máquina universal de ensaios, e a mesma ficava alinhada com a cabeça do fêmur e consequentemente colinear com a força compressiva aplicada. Para a manutenção da carga foi utilizado software de acréscimo de carga Kratos[®] conectada a computador IBM[®]-PC com auxílio de sistema de aquisição analógica TRACOMP-W95 (TRCV61285) (Figura 10). Para aumentar o número de mensurações para cada situação a carga foi aplicada três vezes sob a mesma peça e foram coletados 10 valores para cada momento (aquisição de 1 segundo), totalizando 30 valores para cada situação.

Figura 10 – Imagem da tela do programa de acréscimo de carga Kratos®, observa-se o gráfico na cor amarela mostrando o acréscimo e manutenção da carga (linha amarela horizontal) – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Foi desenvolvido um sistema de aquisição de dados que possibilitava conexão com o transdutor de força, os goniômetros, as células de carga e os condicionadores de sinais, de forma que as informações provenientes de cada sensor fossem enviadas ao computador pessoal (por o modelo do notebook) via USB para um programa de computador desenvolvido (escrito em Delphi 2006) com a finalidade de monitorar e registrar essas informações.

7.5.1 Calibração

Antes de começar os ensaios biomecânicos para avaliação da força do ligamento patelar, foi necessário realizar calibração do transdutor. O objetivo deste procedimento foi converter os valores gerados pelo transdutor, medidos em Volts, para valores em Newtons.

A calibração foi realizada antes dos ensaios das peças íntegras, com ruptura de ligamento cruzado cranial e com as técnicas cirúrgicas de TPLO e TTA. O membro pélvico foi posicionado na máquina universal de ensaios de modo que o ligamento patelar com o transdutor inserido, o tensionador e a célula de carga de 1 kN⁷ estivessem alinhados verticalmente com a célula de carga de 100 kgf. A tíbia foi presa à base metálica fixa à base da máquina universal de ensaios através de duas peças em formato de “U”, a primeira foi colocada no terço proximal da diáfise tibial, onde dois tensionadores presos a essa peça foram conectados a base metálica por meio de dois fios de aço, e a segunda foi colocada na região da articulação tíbio-társica e presa à base metálica através de dois parafusos (Figura 11).

⁷ Modelo U9B/1 KN, HBM, São Paulo, Brasil

Figura 11 – Peça colocada na máquina universal de ensaios para começo da calibração. Observa-se célula de carga (seta preta), transdutor conectado no ligamento patelar (seta branca), tensionadores e peça de alumínio para fixação na região da tíbia proximal (círculo preto) e peça em aço na região da articulação tíbio-társica (círculo branco) – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

O procedimento de calibração foi feito através de ensaio de tração. Primeiramente foi realizada uma pré-carga de 25 N para que todo o sistema de fixação ficasse devidamente tensionado. Posteriormente foi aplicada carga lenta e progressiva a uma velocidade de 10 mm/min até atingir o valor de 441,45 N. Durante o ensaio, o programa de aquisição registrou os valores de tensão elétrica do transdutor e a força da célula de carga, gerando um gráfico da força em função das tensões medidas (Figura 12). Na sequência o travessão móvel da máquina foi comandado manualmente para que fosse registrada a carga de aproximadamente 220,7 N, esperou-se entre um e dois minutos até que os valores do transdutor se

estabilizassem, já que devido ao comportamento viscoelástico do ligamento patelar, quando ele é submetido a uma deformação constante a força registrada no mesmo diminui ao longo do tempo até atingir um patamar. Com o intuito de minimizar a influencia dessa propriedade viscoelástica nas medidas de força do ligamento patelar, o programa determinava o percentual de relaxamento ou diminuição em carga para cada ligamento estudado em função do tempo de carga aplicada à estrutura.

Figura 12 – Tela do sistema de aquisição de dados observando carga da célula de carga 1, anexada à patela e carga detectada pelo transdutor, junto ao gráfico gerado no processo da calibração e porcentagem de erro (seta azul) – São Paulo - 2013

Fonte: Izquierdo Caquías, D. F. (2013)

Devido a grande quantidade de pontos adquiridos durante a calibração (em torno de 500), optou-se pelo método de interpolação linear para se determinar as forças atuantes no transdutor em função da tensão elétrica. Se a tensão medida no transdutor corresponder a um valor localizado entre dois pontos adquiridos no processo de calibração, o computador efetuava a interpolação para se obter o valor

da força (y) em função da medida elétrica (x) levando em consideração os pontos adjacentes a ele (Figura 12). O calculo era feito pela formula:

$$\frac{y - y_1}{x - x_1} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$\vdots$$

$$y = y_1 + (y_2 - y_1) \frac{x - x_1}{x_2 - x_1}$$

Onde: y – força a ser determinada, em N

x – tensão elétrica do transdutor, em mV

x₁ e y₁- tensão elétrica e força adquirida no processo de calibração, referente ao ponto adjacente 1, medidos em mV e N, respectivamente.

x₂ e y₂- tensão elétrica e força adquirida no processo de calibração, referente ao ponto adjacente 2, medidos em mV e N, respectivamente.

Imediatamente após a calibração, foi executado um novo ensaio de tração com o propósito de aferir e registrar os erros relacionados à calibração do transdutor, para tal, a máquina universal de ensaios aplicou uma carga lenta e progressiva de 25 N até o valor de 441,45 N, durante o ensaio, o programa de aquisição registrava as forças da célula de referência, do transdutor e as diferenças entre os dois transdutores.

7.5.2 Peças anatômicas sem osteotomia

Para a colocação e manutenção da peça íntegra “em pé” na máquina universal de ensaios, foi necessário colocação de tensionador simulando o músculo gastrocnêmio na sequência do fio de aço preso no calcâneo, para mensurar a força foi colocado na sequência dinamômetro ou célula de carga (Figura 13), que foi fixada na região caudal do fêmur distal em encaixe colocado previamente mediante uma lâmina de aço (Figura 14).

Figura 13 – Célula de carga (HBM modelo U9B com capacidade de 1 kN) utilizada para mensurar a força realizada pelos tensionadores que simulam os músculos quadríceps e gastrocnêmio – São Paulo – 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Figura 14 – Fixação do tensionador (seta) e célula de carga (círculo), na região caudal do membro, simulando músculo gastrocnêmio – São Paulo – 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Um segundo tensionador foi colocado na patela através de fio de aço fixado com parafuso, arruela e porca, que simulou a tensão da musculatura do quadríceps e, para mensurar a força, foi colocado na sequência, transdutor de força com as mesmas características técnicas que o anterior. Para a fixação à região proximal do fêmur utilizou-se encaixe semiesférico usinado especificamente (Figura 15).

Figura 15 – Fixação de tensionador (seta) e célula de carga (círculo), na região proximal e cranial do fêmur, simulando músculo quadríceps – São Paulo – 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Para a mensuração do ângulo da articulação fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica, foram colocados, no eixo mecânico da peça anatômica, dois *encoders*⁸ (goniômetros digitais) (Figura 16), fixados por pinos de *Schanz*, e peça em forma de cubo com perfurações para fixar a barra e o pino de *Schanz*. Na articulação tíbio-társica o goniômetro foi fixado no centro da articulação e as barras conectoras foram fixadas com um pino de *Schanz* na tíbia e um segundo pino de *Schanz* localizado nos metatarsos. Para a colocação do goniômetro digital na articulação fêmoro-tíbio-patelar foi necessária a utilização de adaptação realizada com placa de aço inox, localizada na região proximal, para permitir o movimento de translação e proporcionar mensuração fidedigna, e um pino de *Schanz* na região da tíbia (Figura 17).

⁸ Modelo E30S4, Autonics, São Paulo, Brasil

Figura 16 – Goniômetro digital adaptado a dispositivo para a colocação no centro da articulação tíbio-társica e da articulação fêmoro-tíbio-patelar, os pinos de *Schanz* são fixados por parafusos nos extremos das hastes do goniômetro – São Paulo - 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Figura 17 – Goniômetros digitais posicionados nas articulações fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica mediante utilização de pinos de Schanz e encaixe (placa de aço inox) especificamente desenhado para a região proximal do fêmur – São Paulo – 2012

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Cada corpo de prova foi orientado, na máquina universal de ensaios, para obter posicionamento que corresponde ao ponto médio da fase de apoio na caminhada (eixo longitudinal do fêmur 70° com o plano horizontal) (WARZEE et al.,2001).

No início dos ensaios o transdutor encontrava-se posicionado no ligamento patelar, já que após a realização da calibração o transdutor não era removido.

As duas células de carga foram ligadas a dois condicionadores de sinais para extensometria elétrica (modelo CVV-201), com a função de gerar na saída de cada condicionador uma tensão proporcional (de 0 a 5 V) com a faixa de medição do dinamômetro. O conjunto célula de carga e condicionador de sinal foi calibrado pela empresa Transtec, para garantir a fidedignidade das leituras na faixa de 0 a 1000.

Foi desenvolvido também um sistema de aquisição de dados que possibilitou a sua conexão com o transdutor de deformação, os goniômetros e as células de carga e condicionadores de sinais, de forma que as informações provenientes de cada sensor fossem enviadas ao computador pessoal via USB para um programa de computador (escrito em Delphi 2006) com função de monitorar e registrar essas informações.

Para cada situação estudada, foram determinados os parâmetros força do ligamento patelar medida pelo transdutor e força no quadríceps e no gastrocnêmio, medidos pelas células de carga, além dos ângulos medidos pelos goniômetros posicionados nas articulações fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica.

Uma vez posicionados todos os elementos de mensuração, foram iniciados os ensaios que, em um primeiro momento, foram com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus e articulação tíbio-társica em 135 graus e posteriormente estes ângulos foram invertidos e os valores de tensão foram mensurados novamente (Figura 18).

Figura 18 – Corpo de prova íntegro situado na máquina universal de ensaios na posição 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica, observa-se transdutor posicionado no ligamento patelar (seta preta) – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquías, D. F. (2013)

7.5.3 Peças anatômicas com ruptura do ligamento cruzado cranial

Uma vez que foram obtidas as três medidas de tensão do ligamento patelar com a peça anatômica sem osteotomia, procedeu-se a transecção do LCCr. Para isto foi realizada abertura dorsal da região proximal da articulação com afastador de *Senn*. Visualizou-se o LCCr e realizou-se a transecção com lâmina de bisturi número 11 e cabo de bisturi número 3. Posteriormente foi realizado um novo procedimento de calibração e aferição. Por último a peça foi reposicionada na máquina universal de ensaios e uma vez que posicionados todos os elementos de mensuração, foram iniciados os ensaios, na mesma sequência que nas peças íntegras, com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus e articulação tíbio-társica em 135 graus e posteriormente estes ângulos foram invertidos e os valores de tensão foram mensurados novamente.

7.5.4 Técnica de osteotomia niveladora do platô tibial

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção do transdutor para evitar qualquer dano sobre a estrutura. Para a colocação dos implantes na tíbia esquerda, visualizou-se o ligamento colateral medial e o aspecto caudal da tíbia proximal. No final deste ligamento e no espaço intra-articular colocou-se agulha hipodérmica 27G x 13 mm, para marcação do centro da articulação fêmoro-tíbio-patelar. Inseriu-se pino de *Steinmann* com diâmetro de 3,0 mm na região cranial e proximal da tíbia, que foi utilizado para realizar a rotação do fragmento proximal. Utilizando osteótomo, foram marcados ambos os lados da osteotomia, com distância previamente mensurada, segundo o ângulo do platô tibial e o diâmetro da serra utilizada. Foi realizada marcação do corte com bisturi e, posteriormente, procedeu-se a osteotomia semicircular completa na região proximal caudal da tíbia, com serra oscilatória elétrica, utilizando furadeira Colibri⁹. Posteriormente, realizou-se a rotação do segmento proximal distal e caudalmente para que as marcas fossem alinhadas.

⁹ ©Synthes, Inc, São Paulo, Brasil

Um pino de *Steinmann* de 2,0 mm de diâmetro foi inserido na crista da tíbia e no fragmento proximal da osteotomia, para fixar os dois segmentos na posição adequada, evitando, assim, a perda da rotação. Posteriormente, houve a colocação da placa de TPLO de 3,5 mm LCP (*Locking compression plate*) com três orifícios proximais, três orifícios distais, 66 mm de comprimento e 3,7 mm de largura.

Para a sua colocação respeitou-se a seguinte sequência de parafusos: perfurou-se com broca 2,5 mm o primeiro furo do corpo da placa com guia universal em posição de compressão, e foi feita a colocação de parafuso auto-rosqueante deixando-o levemente solto; perfurou-se o orifício proximal cranial da cabeça da placa com broca 1,8 mm e guia bloqueado, para posteriormente ser colocado parafuso bloqueado auto-rosqueante; em terceiro lugar perfurou-se orifício proximal e central da cabeça da placa com guia bloqueado, completou-se a colocação do corpo da placa com parafuso autorosqueante de 3,5 mm em posição compressiva no último furo do corpo da placa, parafuso bloqueado no orifício caudal da região proximal e parafuso autorosqueante em posição neutra no orifício (Figura 19). Uma vez realizada a técnica cirúrgica, o transdutor foi reposicionado no ligamento patelar e o corpo de prova foi montado na máquina universal de ensaios, para um novo processo de calibração. Após a calibração todos os elementos de mensuração foram reposicionados, a articulação fêmoro-tíbio-patelar foi colocada em 145 graus e a articulação tíbio-társica em 135 graus e posteriormente estes ângulos foram invertidos e os valores de tensão foram mensurados novamente (Figura 20).

Figura 19 – Passos mais relevantes da técnica de osteotomia niveladora do platô tibial – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Legenda: A. colocação de agulha hipodérmica no ligamento colateral medial, B. marcação da região do corte, C. realização das marcações para posterior rotação do fragmento proximal, D. corte semicircular, E. rotação do fragmento proximal e fixação com pino de Steinmann 2,0 mm, F. colocação da placa de TPLO 3,5 mm

Figura 20 – Corpo de prova após realização da técnica de TPLO, posicionado na máquina universal de ensaios para começo dos ensaios – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

7.5.5 Técnica de avanço da tuberosidade tibial

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção do transdutor para evitar qualquer dano sobre a estrutura. Para a colocação dos implantes na tíbia direita, foi realizada marcação do local da osteotomia longitudinal na região da tuberosidade da tíbia. Em seguida, foram perfurados orifícios com broca de 2,0 mm, com auxílio do guia específico na região da crista tibial para colocação do garfo e fixação da placa. Após a perfuração, iniciou-se a realização do corte longitudinal da crista tibial com serra sagital elétrica inserida em furadeira. Com 70% do corte distal realizado, fixou-se a placa com o garfo, mediante utilização de martelo e recalador. Posteriormente continuou-se o corte longitudinal até ser completado, tendo a precaução de não lesar a inserção do ligamento patelar. Posteriormente, o espaçador foi implantado entre a crista da tíbia e a tíbia na região proximal do corte e fixada por parafuso 2,0 mm, com orientação à fíbula para evitar penetração na articulação fêmoro-tíbio-patelar, com prévia perfuração com broca 1,5 mm utilizando guia específico. Após posicionamento do espaçador, fixou-se a placa na região distal por dois parafusos 2,7 mm utilizando broca 2,0mm e macho 2,7 mm. Por fim, o espaçador foi fixado pelo segundo parafuso de 2,4 mm na região da tuberosidade tibial (Figura 21).

Uma vez realizada a técnica cirúrgica, o transdutor foi reposicionado no ligamento patelar e o corpo de prova foi montado na máquina universal de ensaios para processo de calibração e uma vez concluído, novamente foram reposicionados os elementos de mensuração e um novo ensaio se iniciou com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus e articulação tíbio-társica em 135 graus; posteriormente estes ângulos foram invertidos e os valores de tensão foram mensurados novamente (Figura 22).

Figura 21 - Passos mais relevantes da técnica de avanço da tuberosidade tibial – São Paulo - 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Legenda: A. elevação do retináculo, B. perfuração com broca 2,0 mm e guia específico, C. orifícios realizados na crista tibial, D. começo do corte atingindo 2/3 da cortical cis e trans, E. colocação de garfo, F. colocação final de placa e espaçador

Figura 22 - Corpo de prova após realização da técnica de TTA, posicionado na máquina universal de ensaios para começo dos ensaios – São Paulo – 2013

Fonte: Izquierdo Caquíás, D. F. (2013)

Após culminação dos ensaios, todas as articulações fêmoro-tíbio-patelares foram acessadas para confirmar a ruptura do ligamento cruzado cranial.

7.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foram feitas as estatísticas descritivas (média, mediana, mínimo, máximo e desvio padrão) dos parâmetros (força do quadríceps, gastrocnêmio e ligamento patelar) para cada situação (íntegro, RLCCr, TPLO e TTA) estudada segundo os ângulos (145-135 e 135-145).

Os mesmos parâmetros foram comparados dentro dos grupos estudados pelo teste não paramétrico com medidas repetidas de Friedman e foram comparadas pelo teste pareado de Wilcoxon para amostras não paramétricas, utilizando as diferenças relativas percentuais da força do ligamento patelar entre as situações íntegro e lesado (esquerdo e direito), íntegro e TPLO, íntegro e TTA, lesado e TPLO e lesado e TTA. Os cálculos para cada diferença relativa são descritos a seguir:

$$\Delta \acute{I} - TPLO = \frac{\acute{I} - TPLO}{\acute{I}_{nt.}} \cdot 100$$

$$\Delta \acute{I} - TTA = \frac{\acute{I} - TTA}{\acute{I}_{nt.}} \cdot 100$$

$$\Delta RLCCr. - TPLO = \frac{RLCCr. - TPLO}{RLCCr.} \cdot 100$$

$$\Delta RLCCr. - TTA = \frac{RLCCr. - TTA}{RLCCr.} \cdot 100$$

A estatística foi feita por programa estatístico específico¹⁰, adotando nível de significância de 5% e as diferenças estatísticas foram assinaladas por asterisco.

¹⁰ GraphPad InStat 3

Resultados

8 RESULTADOS

Foram utilizados 10 pares de membros pélvicos de cães, sendo oito machos e duas fêmeas; as raças envolvidas foram Rottweiler (5), Labrador (2), Boxer (1), Pastor Alemão (1) e SRD (1). A média de idade foi de 5,42 anos, e a média de peso de 29,91 kg.

Os resultados serão apresentados em três partes. A primeira abrange os resultados da avaliação radiográfica, a segunda o planejamento das técnicas cirúrgicas e a terceira resultados dos ensaios biomecânicos.

8.1 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

Foram realizadas radiografias em projeção médio-lateral de 10 membros pélvicos em duas posições, a primeira na posição de 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 90 graus na articulação tíbio-társica, e a segunda com 90 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 90 graus na articulação tíbio-társica. A primeira foi utilizada para o planejamento da técnica de TPLO e a segunda para o planejamento da técnica de TTA. O ângulo do platô tibial foi mensurado e os dados tabulados para posterior planejamento das técnicas cirúrgicas (Tabela 1).

Tabela 1 – Dados das peças e APT mensurados nas radiografias posicionadas com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 134 graus e articulação tíbio-társica em 90 graus – São Paulo - 2013

Cadáver	Raça	Sexo	Idade (Anos)	Peso (kg)	APT (Graus)
1	Labrador	M	7,2	26,4	23,3
2	Labrador	M	5,4	25,3	24,1
3	Rottweiler	M	4,6	31,3	25,2
4	SRD	M	6,1	26,5	23,6
5	Rottweiler	M	6,9	32,1	24,7
6	Rottweiler	F	6,4	31,3	23,9
7	Boxer	M	5,7	33,2	25,7
8	Rottweiler	M	7,2	35,1	23,4
9	Rottweiler	F	6,3	32,5	21,9
10	Pastor Alemão	M	5,6	25,4	23,1

Em todas as radiografias foi possível evidenciar os pontos anatômicos de referência para mensuração do platô tibial, sendo estes a articulação talo-crural, eminência intercondílea e polo caudal e cranial do côndilo medial da tíbia. A média dos ângulos do platô tibial foi de 23,89 graus. Baseado nos resultados dos ângulos mensurados procedeu-se ao planejamento cirúrgico.

8.2 PLANEJAMENTO DAS TÉCNICAS CIRÚRGICAS

Nos membros pélvicos direitos foi realizada a técnica de TTA mediante utilização de placa com cinco furos e espaçador 9 mm nas peças com ângulo do platô tibial abaixo de 25 graus, totalizando sete pares de membros pélvicos, e nos outros três restantes foi realizada técnica de TTA com placa de cinco furos e espaçador 12 mm. Para a técnica de TPLO realizada nos membros pélvicos esquerdos, utilizou-se tabela padrão (Apêndice A) para conhecer a quantidade de graus a qual o segmento ósseo proximal deveria ser rodado (Tabela 2). Nos 10 pares de peças foi colocada placa de TPLO de 3,5 mm.

Tabela 2 – Rotação realizada para cada peça no fragmento proximal da tíbia para a técnica de TPLO expressa em milímetros, utilizando serra número 24 para realização da osteotomia – São Paulo - 2013

Espécime	Rotação (mm)
1	7,4
2	7,8
3	8,2
4	7,8
5	8,2
6	7,8
7	8,6
8	7,4
9	7,0
10	7,4

Não houve complicações durante a realização das técnicas cirúrgicas, e não houve falha de implantes durante a realização dos ensaios biomecânicos.

8.3 ENSAIOS BIOMECÂNICOS

8.3.1 Calibração

A calibração foi realizada mediante programa e sistema de aquisição de dados especialmente programado para este estudo. Para cada ensaio (íntegro, RLCCr, TTA e TPLO) obteve-se o erro da mensuração do transdutor com a média de 0,76 N, desvio padrão de 0,91 N, valor mínimo de -3,31 N e máximo de 3,19 N.

8.3.2 Ensaio

Para a realização dos ensaios, os corpos de prova foram montados em dispositivo para encaixe na máquina universal de ensaios.

Os dados de força do quadríceps e gastrocnêmio, ângulos das articulações fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica, foram coletados para todas as situações estudadas: íntegro, RLCCr, TPLO e TTA, com as peças posicionadas a 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica e invertendo a posição.

Os valores mínimos e máximos para ângulos da articulação fêmoro-tíbio-patelar e tíbio-társica para as condições íntegro (esquerdo e direito), RLCCr (esquerdo e direito), TPLO e TTA encontram-se resumidos nas tabelas 3 e 4.

Tabela 3 – Valores mínimos e máximos dos ângulos obtidos nos ensaios com 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica, para as situações íntegro (E e D), RLCCr (E e D), TPLO e TTA – São Paulo – 2013

	Art. F-T-P 145 graus		Art. T-T 135 graus	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Íntegro E	144,59	145,91	134,25	135,92
Íntegro D	144,75	146,25	134,33	135,75
RLCCr E	143,83	145,33	134,12	135,57
RLCCr D	144,50	146,17	134,08	135,84
TPLO	144,00	145,58	134,08	136,17
TTA	144,52	145,84	134,25	135,83

Tabela 4 - Valores mínimos e máximos dos ângulos obtidos nos ensaios com 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 145 graus na articulação tíbio-társica, para as situações íntegro (E e D), RLCCr (E e D), TPLO e TTA – São Paulo – 2013

	Art. F-T-P 135 graus		Art. T-T 145 graus	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Íntegro E	134,93	135,92	144,42	146,17
Íntegro D	134,58	136,00	144,38	146,00
RLCCr E	134,33	135,92	144,03	145,78
RLCCr D	134,75	135,67	144,42	145,68
TPLO	134,17	135,98	144,42	146,00
TTA	134,42	136,00	144,52	145,54

Os valores mínimos, máximos e médias registrados para força do quadríceps para os ensaios com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e articulação tíbio-társica a 135 graus e articulação íntegra, com RLCCr, TPLO e TTA foram registrados e apresentados na tabela 5, e o restante das informações encontra-se no apêndice B.

Tabela 5 – Valores de força mínimos, máximos e médias do quadríceps para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e a articulação tíbio-társica a 135 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo - 2013

	Força do quadríceps (N)		
	Mínimo	Máximo	Média
Íntegro	169,81	317,23	243,41
RLCCr	182,66	388,05	272,92
TPLO	133,80	293,64	192,91
TTA	188,29	330,17	256,09

Os valores mínimos, máximos e médias registrados para força do quadríceps para os ensaios com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 135 graus e articulação tíbio-társica a 145 graus e articulação íntegra, com RLCCr, TPLO e TTA foram registrados e apresentados na tabela 6, e o restante das informações encontra-se no apêndice E.

Tabela 6 - Valores de força mínimos, máximos e médias do quadríceps para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 135 graus e a articulação tíbio-társica a 145 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013

	Força do quadríceps (N)		
	Mínimo	Máximo	Média
Íntegro	209,33	424,82	303,78
RLCCr	219,46	465,32	308,10
TPLO	162,49	322,16	238,02
TTA	198,43	390,81	300,49

Os valores mínimos, máximo e médias registrados para força do gastrocnêmio para os ensaios com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e articulação tíbio-társica a 135 graus e articulação íntegra, com RLCCr, TPLO e TTA foram registrados e apresentados na tabela 7, e restante das informações encontra-se no apêndice C.

Tabela 7 - Valores de força mínimos, máximos e médias do gastrocnêmio para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e a articulação tíbio-társica a 135 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013

	Força do gastrocnêmio (N)		
	Mínimo	Máximo	Média
Íntegro	194,65	458,53	271,09
RLCCr	174,79	426,89	250,63
TPLO	168,70	332,82	260,10
TTA	185,77	457,07	244,99

Os valores mínimos, máximos e médias registrados para força do gastrocnêmio para os ensaios com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 135 graus e articulação tíbio-társica a 145 graus e articulação íntegra, com RLCCr, TPLO e TTA foram registrados e apresentados na tabela 8, e o restante das informações encontra-se no apêndice F.

Tabela 8 - Valores de força mínimos, máximos e médias do gastrocnêmio para a situação de ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar a 135 graus e a articulação tíbio-társica a 145 graus, para cada uma das condições de ensaio – São Paulo – 2013

	Força do gastrocnêmio (N)		
	Mínimo	Máximo	Média
Íntegro	135,51	348,02	212,81
RLCCr	114,93	304,81	182,48
TPLO	106,13	263,17	200,16
TTA	88,42	309,37	175,27

Os valores absolutos de força do ligamento patelar entre os grupos dentro de cada membro (íntegro, RLCCr, TPLO e TTA) para a situação 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar, foram submetidos a teste estatístico de Friedman, os valores encontra-se na tabela 9, e os gráficos encontram-se nos apêndices H e I. O restante das informações encontra-se nos apêndices D e G.

Tabela 9 – Valores estatísticos para força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio patelar em 145 graus, para membro pélvico esquerdo e direito – São Paulo – 2013

	Esquerdo			Direito		
	Íntegro	RLCCr	TPLO	Íntegro	RLCCr	TTA
M	243,02	268,60	171,50	252,87	281,69	247,50
Med	231,73	277,78	169,45	256,03	284,32	249,69
DP	51,41	38,39	51,74	26,90	47,98	42,64
Mín	179,22	199,46	87,31	210,29	193,50	180,23
Máx	361,18	325,75	244,18	304,82	370,47	317,18
N	10			10		
	p = 0,0020			p = 0,0456		

<p>p > 0,05</p> <p>p < 0,01*</p> <p>p > 0,05</p>	<p>p > 0,05</p> <p>p < 0,05*</p> <p>p > 0,05</p>
---	---

Os valores absolutos de força do ligamento patelar entre os grupos dentro de cada membro (íntegro, RLCCr, TPLO e TTA) para a situação 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar, foram submetidos a teste estatístico de Friedman, os valores encontra-se na tabela 10, e os gráficos encontram-se nos apêndices J e K.

Tabela 10 – Valores estatísticos para o ensaio com a articulação fêmoro-tíbio patelar em 135 graus, para membro pélvico esquerdo e direito – São Paulo – 2013

	Esquerdo			Direito		
	Íntegro	RLCCr	TPLO	Íntegro	RLCCr	TTA
M	287,59	292,28	218,10	315,65	308,90	280,97
Med	280,49	298,83	210,22	316,65	306,05	283,50
DP	62,22	41,95	52,59	36,52	57,49	58,12
Mín	198,89	229,60	128,38	264,73	221,99	195,11
Máx	422,74	353,56	305,86	384,69	415,71	375,15
N	10			10		
	$p = 0,0008^*$			$p = 0,0075^*$

Para avaliar as diferenças entre os grupos foi realizado teste de Wilcoxon, os valores para cada situação de 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica e posteriormente invertendo os ângulos encontram-se representados nas tabelas 11 e 12.

Tabela 11 - Valores das diferenças entre os grupos com o membro posicionado em 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica – São Paulo - 2013

Articulação F-T-P 145 graus						
	I – R (E)	I – R (D)	I - TPLO	I - TTA	TPLO - R	TTA - R
M	- 13,07	- 11,39	28,94	2,24	- 35,98	- 11,28
Med	- 15,00	- 11,06	32,40	4,73	- 33,51	- 11,40
DP	19,51	15,20	19,49	- 18,80	18,23	13,21
Mín	- 38,20	- 38,76	- 2,73	20,91	- 61,51	- 29,56
Máx	12,77	13,21	58,38	12,72	- 12,28	15,02
N	10	10	10	10	10	10

p = 0.4922

p = 0.0059*

p = 0.0098*

Tabela 12 - Valores das diferenças entre os grupos com o membro posicionado em 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 145 graus na articulação tíbio-társica – São Paulo - 2013

Articulação F-T-P 135 graus						
	I – R (E)	I – R (D)	I - TPLO	I - TTA	TPLO - R	TTA - R
M	- 3,80	2,49	23,21	11,46	- 25,43	- 9,05
Med	- 7,63	1,55	28,06	4,88	- 23,78	- 8,91
DP	15,02	11,76	16,30	12,22	14,10	8,89
Mín	- 19,52	- 20,90	- 7,43	- 1,74	- 48,03	- 24,83
Máx	20,82	17,72	40,61	30,57	- 6,38	7,74
N	10	10	10	10	10	10

p = 0.5566

p = 0.0840

p = 0.0195*

Para avaliar as diferenças entre as técnicas com as situações da articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 *versus* 135 graus e articulação tíbio-társica 135 *versus* 145 graus, foi realizado teste de Wilcoxon e os resultados expressados nas tabelas 13 e 14.

Tabela 13 - Diferenças entre as técnicas de TPLO e TTA com as situações da articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus *versus* 135 graus e articulação tíbio-társica 135 graus *versus* 145 graus, para o MPE – São Paulo – 2013

Articulação F-T-P 145 graus <i>versus</i> Articulação F-T-P 135 MPE						
	I – R (145)	I – R (135)	I – TPLO (145)	I – TPLO (135)	TPLO – R (145)	TPLO – R (135)
M	- 13,07	- 3,798	28,94	23,21	- 35,98	- 25,43
Med	- 15,00	- 7,63	32,40	28,06	- 33,51	- 23,78
DP	19,51	15,02	6,16	5,15	18,23	14,10
Mín	- 38,20	- 19,52	- 2,73	- 7,43	- 61,51	- 48,03
Máx	12,77	20,82	58,38	40,61	- 12,28	- 6,38
N	10	10	10	10	10	10

$p = 0.3223$
$p = 0.1309$
$p = 0.0020^*$

Tabela 14 - Diferenças entre as técnicas de TPLO e TTA com as situações da articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus *versus* 135 graus e articulação tíbio-társica 135 graus *versus* 145 graus, para o MPD – São Paulo – 2013

Articulação F-T-P 145 graus <i>versus</i> Articulação F-T-P 135 MPD						
	I – R (145)	I – R (135)	I – TTA (145)	I – TTA (135)	TTA – R (145)	TTA – R (135)
M	- 11,39	2,49	2,24	11,46	- 11,28	- 9,05
Med	- 11,06	1,55	4,73	4,88	- 11,40	- 8,91
DP	15,20	11,76	12,72	12,22	4,18	2,81
Mín	- 38,76	- 20,90	- 18,80	- 1,74	- 29,56	- 24,83
Máx	13,21	17,72	20,91	30,57	15,02	7,740
N	10	10	10	10	10	10

$p = 0.0645$
$p = 0.0195^*$
$p = 0.4316$

Discussão

9 DISCUSSÃO

O joelho canino é considerado articulação complexa por Pozzi e Kim (2010), permitindo movimentos em três planos (JAEGGER; MARCELLIN-LITTLE; LEVINE, 2002; ALLEN et al., 2009) e bem descrita anatomicamente por Evans (1993) e Dyce, Sack e Wensing (2010); possui um dos ligamentos mais estudados na medicina veterinária, o ligamento cruzado cranial. Os primeiros a realizarem estudos anatômicos foram Arnoczky e Marshall (1977) e novas descrições foram realizadas por Schulz (2008). Segundo o descrito por Arnoczky (1988) a doença do ligamento cruzado cranial foi relatada pela primeira vez em 1926 por Carlin, e as suas manifestações clínicas e tratamento cirúrgico foram publicadas posteriormente por Paatsama em 1952. Oitenta e sete anos passaram e a doença continua sendo a alteração mais comum na articulação fêmoro-tíbio-patelar em cães como bem mencionado por Jhonson, Austin e Breur (1994), Innes et al. (2000) e De Rooster, De Bruin e Van Bree (2006), sendo desafio para os ortopedistas do mundo todo, gerando inúmeras pesquisas que superam qualquer outra doença ortopédica, com o intuito de conhecer a etiopatogenia (HAYASHI; MANLEY, 2004; OSMOND et al., 2006; DOOM et al., 2008; BUOTE; FUSCO; INAUEN et al., 2009; RADASCH, 2009; BRESHEARS et al., 2010; GRIFFON, 2010; BLEEDORN et al., 2011; GRIERSON; ASHER; GRAINGER, 2011) e melhorar as técnicas cirúrgicas utilizadas para o seu tratamento como relatado por Kim et al. (2008). Baseado nesta problemática atual originou-se nossa linha de pesquisa, porque concordamos totalmente em que doença do ligamento cruzado cranial representa alta casuística na clínica-cirúrgica veterinária.

A introdução dos conceitos da biomecânica na medicina, sem dúvida alguma contribui de forma essencial no entendimento de novas técnicas cirúrgicas e ajudaram a melhorá-las, como mencionado por Ethier e Simmons (2007), mas quando se refere ao joelho não podemos esquecer de Henderson e Milton (1978) e Slocum e Devine (1983) que introduziram os primeiros conceitos da biomecânica do joelho canino. Atualmente duas técnicas tem-se tornado populares entre os ortopedistas do mundo todo: osteotomia niveladora do platô tibial (do inglês *Tibial Plateau Leveling Osteotomy* –TPLO-) e avanço da tuberosidade tibial (do inglês *Tibial Tuberosity Advancement* –TTA-) (SLOCUM; SLOCUM, 1993; MONTAVON;

DAMUR; TEPIK, 2002; TEPIK; DAMUR; MONTAVON, 2002). Complicações são relatadas para ambas as técnicas (PRIDDY et al., 2003; STAUFFER et al., 2006; FITZPATRICK; SOLANO, 2010; KALF; MEACHEM; PRESTON, 2011; TAYLOR LANGENBACH; MARCELLIN-LITTLE, 2011; THOMPSON et al., 2011; ATHERTON; ARTHURS, 2012; BERGH; PEIRONE, 2012; DUNN et al., 2012; RUTHERFORD; BELL; NESS, 2012), sendo que, em algumas, ainda se desconhece o mecanismo pelo qual são produzidas. Uma delas deu origem ao nosso estudo, a desmite patelar. Segundo mencionado por Piermattei, Flo e DeCamp (2006); Arnoczky e Tarvin (1996) o ligamento patelar forma parte do mecanismo extensor do joelho, que o torna estrutura intimamente ligada às técnicas de osteotomia para correção de doença do LCCr. Baseado nesta problemática surge a nossa pesquisa, gerando uma metodologia e resultados que serão discutidos em forma de tópicos com base em literatura pertinente.

9.1 DA METODOLOGIA

O critério de inclusão dos animais, preparo das peças e método de conservação utilizados no presente estudo, coincide com estudos anteriores publicados por outros autores (WARZEE et al., 2001; APELT; KOWALESKI; BOUDRIEU, 2007; KIPFER, 2008; DRYGAS et al., 2010; ETCHEPAREBORDE et al., 2010; KIM et al., 2010; BUTLER et al., 2011; GUERRERO et al., 2011; HOFFMAN et al., 2011). Cabe ressaltar que quanto ao peso dos animais, a escolha baseou-se também no fato de que, como reportado na literatura, cães de raças grandes estão mais predispostos à RLCCr (COMERFORD et al., 2011). O preparo das peças fazendo remoção dos tecidos circunvizinhos facilitou muito o posicionamento radiográfico assim como os ensaios biomecânicos, embora tenhamos a desvantagem de não possuir a musculatura que, sem dúvida alguma é estabilizador importante do joelho segundo o mencionado por Henderson e Milton (1978).

A não padronização das raças escolhidas pode ser um viés importante, mas o fato de o próprio membro ser o controle para cada situação diminui as possibilidades de alterações nas mensurações e nos resultados finais.

Quanto ao método de conservação, concordamos com o expressado por Turner e Burr (2001) em que adequada preparação e armazenamento das peças é fundamental para ensaios biomecânicos permitindo assim a obtenção de resultados confiáveis e fidedignos. A correta escolha do método de conservação é ponto crítico em pesquisas biomecânicas, segundo mencionado por Martin e Sharkey (2001). Conforme o descrito anteriormente, o método de conservação utilizado foi congelamento a -20°C , já que é método consagrado utilizado em estudos biomecânicos anteriores, e é método reconhecido para peças, onde além do interesse na preservação de tecido ósseo existe o interesse na preservação de tecidos moles, estruturas ligamentares e tendíneas. Além disso, permite ciclos de descongelamento e congelamento sem alterar as propriedades biomecânicas assim como mencionado por Jung et al. (2011).

A avaliação radiográfica, como mencionado por Fetting et al. (2003), é ponto crítico no planejamento das técnicas de osteotomia para correção da deficiência do ligamento cruzado cranial, principalmente na osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO). Bom posicionamento e qualidade das imagens são imprescindíveis para diminuir erro na mensuração do ângulo do platô tibial, segundo o demonstrado em estudo publicado por Reif et al. (2004). Por tal motivo, na nossa pesquisa, tanto o posicionamento quanto a técnica radiográfica, foram realizados por pessoa treinada, a fim de diminuir erros nas mensurações. Radiografia bem posicionada e de boa qualidade é considerada quando os côndilos femorais e tibiais encontram-se superpostos, como bem especificado no estudo de Baroni et al. (2003) e Reif et al. (2004), com o feixe de raios X posicionado na articulação fêmoro-tíbio-patelar. Baroni et al. (2003) concluíram que radiografias digitalizadas foram melhores para determinar os pontos anatômicos que radiografias convencionais, sendo que a mesma conclusão foi obtida em estudo realizado por Unis et al. (2010). Por tal motivo, utilizamos radiografias digitais, e posteriormente a avaliação foi realizada em programa computacional específico, corroborando o referido pelos autores anteriores quanto à facilidade e precisão na avaliação. Programas computacionais permitem realizar melhor marcação dos pontos anatômicos, dada a possibilidade de aumentar a imagem, coincidimos com o relatado por Headrick et al. (2007) que isto simplifica o cálculo do APT, reduzindo a possibilidade de erro, ligando com a opinião de Serwa et al. (2009) de que resulta em procedimento mais fácil e rápido por obter imagens de melhor qualidade. No nosso caso o programa computacional utilizado foi

o OrthoPlan, que proporciona sequência das mensurações eliminando possibilidade de erros do avaliador. Os pontos anatômicos (centro da articulação talo-crural, eminência intercondílea, polo cranial e caudal do côndilo medial da tíbia) tomados como referência para realizar a mensuração foram os mesmos utilizados por Caylor et al. (2001); Morris e Lipowitz (2001); Baroni et al. (2003); Fetting et al. (2003); e Unis et al. (2010), foram descritos pela primeira vez por Slocum e Devine (1983). Em estudo publicado por Caylor et al. (2001), os autores relatam não haver diferença significativa na mensuração do APT entre um mesmo observador, e sim diferença entre observadores quando um deles é inexperiente; baseado nestes resultados decidiu-se realizar as mensurações por um mesmo observador treinado e experiente.

Viés importante no nosso estudo é a comprovação de Morris e Lipowitz (2001) que ângulo do platô tibial é maior em cães com ruptura de ligamento cruzado cranial quando comparado a cães sem ruptura de ligamento cruzado cranial; por-tanto os valores de força no ligamento patelar em joelhos de cães com ruptura poderiam ser maiores dos que achados nesta pesquisa. As peças escolhidas para o nosso estudo não apresentavam ruptura de ligamento cruzado, o que pode trazer valores de tensão menores nos joelhos com RLCCr. O fato de nosso grupo controle ser o mesmo membro permite fazer comparações entre os diferentes momentos do ensaio em valores absolutos. A ausência de mudanças no ângulo do platô tibial com o ligamento cruzado cranial íntegro ou rompido, foi demonstrado por Aulakh et al. (2011) já que diferenças encontradas na tensão do ligamento patelar podem estar relacionadas pura e exclusivamente à técnica cirúrgica utilizada.

Característica importante a ressaltar no presente estudo é a utilização de goniômetros digitais para a mensuração dos ângulos articulares. Acredita-se que a utilização dos mesmos aumenta a precisão nas mensurações e permite melhor repetitividade das condições dos testes no momento que as peças anatômicas são removidas da máquina universal de ensaios para realização da calibração e das técnicas cirúrgicas. Estudos biomecânicos similares realizados por Warzee et al. (2001); Kowaleski et al. (2005); Apelt; Kowaleski; Boudrieau (2007); Butler et al. (2011); Hoffmann et al. (2011) e Kim et al. (2010), utilizaram goniômetros plásticos.

A utilização de células de carga para mensurar a força aplicada pelos tensionadores que simularam os músculos quadríceps e gastrocnêmio, também acrescenta precisão ao estudo e permite comparar as forças aplicadas nos diferentes momentos

dos ensaios. Estes instrumentos de mensuração não foram utilizados por Warzee et al. (2001); Kowaleski et al. (2005); Apelt; Kowaleski; Boudrieau (2007); Kowaleski e Boudrieau (2007); Kim et al. (2010) e Butler et al. (2011), sendo estes estudos biomecânicos com metodologias similares. Em nosso estudo foi possível observar a variação das cargas para cada situação e conhecer a dificuldade em padronizar ditas cargas para cada par de membros anatômicos estudados.

Transdutores de força implantados em tendões e ligamentos segundo mencionado por Ravary et al. (2004) podem mensurar de forma direta forças geradas neles durante o movimento. Dentre os transdutores utilizados, os extensiômetros (*strain gauges*, que mensuram variação de resistência elétrica, são uma opção, e dentro deles o formato de fivela resulta método eficaz para colocação em ligamentos. *Strain gauges* são colocados na moldura e quando esta se deforma pela força produzida no ligamento estes detectam a diferença de força. Este tipo de transdutor foi o utilizado por Lewis, Lew e Schmidt (1982); LaPrade, Tso e Wentorf (2004) e Griffith et al. (2008) e foi utilizado nesta pesquisa por resultar em formato mais estável e de fácil colocação sobre o ligamento patelar. Em tentativas prévias desta mesma pesquisa, foi utilizado transdutor em formato de E, mas encontrou-se a dificuldade de fixação sobre o ligamento patelar em uma única posição, provocando alterações importantes na mensuração da força. Após várias tentativas de ensaio e erro, decidiu-se começar novamente o experimento com o transdutor em forma de fivela, que resultou em melhor opção. A tecnologia de transdutores implica um desafio na mensuração; estudo de Warzee et al. (2001) utilizou o método comercial Microstrain, onde todo o aparelho é comercializado completo. No nosso estudo foi gerado o transdutor e o aparelho de mensuração pura e exclusivamente para este projeto, não tendo similares no mercado, o que possibilitou diminuir os custos do projeto, e obter mensurações específicas como ângulos articulares e forças geradas pelos transdutores que simularam o quadríceps e gastrocnêmio. Para tal realização, foi de fundamental importância apoio de um tecnólogo em saúde e especialista em biomecânica do aparelho locomotor com conhecimento na área de transdutores para aplicar esta tecnologia, e ter chegado ao modelo de transdutor final tipo fivela.

A calibração do transdutor deve ser realizada antes da mensuração, já que a conversão do sinal adquirido (tensão elétrica) para uma deformidade ou carga (força interna dentro do tecido testado) é possível somente após este procedimento. Como mencionado por Ravary et al. (2004), a calibração pode ser realizada por

alongamento do próprio sensor, por estiramento do transdutor suturado ou implantado no tecido testado ou com uma pinça de aperto e uma escala de mola calibrada. Devido à disponibilidade da célula de carga utilizada para mensurar a tensão do quadríceps, o método escolhido para o nosso estudo foi o segundo, já que é possível trabalhar com cargas conhecidas como mencionado por La Prade, Tso e Wentorf (2004). Este método junto ao sistema de aquisição de dados nos permitiu diminuir o erro na mensuração, já que a calibração foi realizada antes de cada situação de ensaio (íntegro, RLCCr, TPLO e TTA) para os 10 pares de membros pélvicos. A escolha do protocolo de calibração baseou-se em estudo de Platt et al. (1994) que conclui que calibração deve ser realizada para cada peça anatômica. Várias limitações foram relatadas para a utilização de transdutores, uma delas relatada por Komi (1990) é o encurtamento provocado pela colocação do transdutor, no nosso caso este item não representou problema devido ao comprimento do ligamento patelar e o tamanho pequeno da moldura usinada. Foi relatado também que durante a movimentação da peça no momento da colocação de carga o transdutor pode ter contato com tecido moles e osso, alterando os valores mensurados e obtendo valores de força falsos. No nosso estudo isto também não foi um problema já que o transdutor ficou sempre afastado da cápsula articular, não havendo interferências com tecidos moles. Outra das complicações relatadas por La Prade, Tso e Wentorf (2004), Griffith et al. (2008) e Gloss et al. (2008) é o fato de que *in vitro* os ligamentos têm comportamento estático quando comparado com a situação *in vivo*, onde a musculatura provoca alterações dinâmicas. Somos cientes desta limitação, mas na falta de literatura pertinente sobre acontecimentos no ligamento patelar quando aplicadas as técnicas de TPLO e TTA, consideramos um passo importante e uma aproximação aos valores *in vivo*. Os mesmos autores relataram flutuações nas mensurações dos transdutores, e isso foi percebido pelo pesquisador, que adotou o procedimento de três mensurações repetidas para cada situação de ensaio. Ponto importante e crítico para evitar flutuações nas mensurações e danos sobre o transdutor foi mencionado por Lewis, Lew e Schmidt, (1982), recomendam cobrir os *strain gauges* com colas para evitar que a umidade dos tecidos chegue até eles. No nosso estudo, os *strain gauges* e todo o transdutor foram cobertos por resina de silicone modelo RK da Excel Sensores (impermeabilização) e posteriormente por resina epóxi (proteção mecânica).

A dissecação delicada do ligamento antes da colocação do transdutor também foi mencionada por Lewis, Lew e Schmidt, (1982), e neste estudo colocou-se ênfase na dissecação do ligamento patelar para evitar dano às fibras, ou cortes com a lâmina de bisturi, permitindo um bom isolamento. Este ponto é de suma importância para diminuir os “ruídos”, uma vez que são diretamente proporcionais à quantidade de tecido interposto entre a estrutura a ser avaliada e os tecidos moles. No estudo em tela, pode-se afirmar que essa interferência foi quase nula. Outro aspecto importante é a posição do transdutor no ligamento para cada situação do ensaio sendo suturado em alguns estudos como o de Lewis, Lew e Schmidt, (1982), no nosso caso não houve necessidade de sutura, já que o transdutor deixava uma marca bem acentuada no ligamento e era possível uma recolocação na mesma posição.

Infelizmente, na Medicina Veterinária, estudos que utilizam tecnologia de transdutores para avaliar tensão de ligamentos não especificam qual o método de calibração utilizado, assim como as dificuldades encontradas nas mensurações. Estudo de Warzee et al. (2001) utiliza a tecnologia de transdutores de força para avaliação da força do ligamento cruzado caudal, mas infelizmente os autores não relatam como eles foram colocados, como foram realizadas as mensurações e quais as dificuldades encontradas na sua utilização.

Cabe destacar que grande parte do estudo e grande número das peças foram utilizadas para colocar em funcionamento o transdutor, contudo foram utilizados nove pares de membros pélvicos que não se encontram dentro dos resultados finais, mas foram utilizados para a fabricação do melhor modelo de transdutor. As complicações encontradas foram: adequação do transdutor tipo fivela em formato de E, problemas na calibração, e no material utilizado para usinar o transdutor. No começo foi utilizado alumínio deformando nos ensaios e provocando flutuações nas mensurações de tensão, levando a escolha de aço para a fabricação do transdutor utilizado.

O posicionamento da peça na máquina universal de ensaios Kratos® ME 3000, simulou a fase do passo, e foi o mesmo posicionamento utilizado por Warzee et al. (2001); Kowaleski et al. (2005); Butler et al. (2011) e Hoffmann et al. (2011).

O estudo das técnicas de osteotomia (*Tibial tuberosity advancement* e *Tibial plateau leveling osteotomy*) para tratamento da ruptura do ligamento cruzado em cães tem despertado curiosidade em ortopedistas e pesquisadores há mais de 20 anos, como alternativa às técnicas tradicionais extracapsulares ou tratamento conservador

(POND; CAMPBELL, 1972; ARNOCK; TARVIN; MARSHALL, 1979; DENNY; GOODSHIP, 1980; CURTIS; DELEE; DREZ, 1985; VASSEUR, 1994). Ambas as técnicas tem sido validadas em vários estudos *ex vivo*, como os de Warzee et al. (2001), Kowaleski et al. (2005) e Kim et al. (2009) para a técnica de TPLO, e de Apelt, Kowaleski e Boudrieau (2007), Kipfer et al. (2008) e Kim et al. (2009) para a técnica de TTA. Portanto a realização das técnicas foi bem estabelecida e respeitada para a colocação dos implantes no nosso estudo. Uma das inquietudes nas pesquisas é melhorar o formato dos implantes, segundo Lozier (2004) e Conkling, Fagin e Daye, (2010), a utilização de placas bloqueadas na técnica de TPLO, permite evitar perda do ângulo do platô tibial e o fenômeno de "*Rock back*". Este último provoca perda na correção angular, podendo interferir com os resultados ao realizar os testes biomecânicos; por causa deste fenômeno foram escolhidas placas bloqueadas da Synthes e a sequência na colocação dos parafusos foi realizada segundo as orientações da Synthes. A escolha baseou-se também em resultados biomecânicos obtidos por Bordelon et al. (2009) onde concluíram que placas bloqueadas são mais resistentes às cargas, com menor falha do implante que outros tipos de placas de TPLO disponíveis no mercado.

Referente à osteotomia na técnica de TPLO Kim et al. (2011) concluíram que osteotomias proximais reduzem a tensão no ligamento patelar quando comparadas com osteotomia distais. Baseados neste resultado, decidiu-se realizar a osteotomia proximal da tíbia. Kowaleski et al. (2005) concluíram que osteotomia realizada em posição central é mais efetiva para evitar a subluxação cranial distal; por este motivo além de realizar osteotomia proximal, teve-se especial cuidado na centralização do corte para evitar este fenômeno.

Ponto importante na técnica de TTA é o tamanho do espaçador, estudo publicado por Etchepareborde et al. (2011) demonstraram que há uma discrepância entre o cálculo por trigonometria, utilizado para o cálculo do tamanho do espaçador e a distância necessária para deixar o ligamento patelar a 90 graus do platô tibial, mas eles desconhecem a significância clínica deste achado. A escolha do tamanho do espaçador no nosso estudo baseou-se no método trigonométrico, já que é o método utilizado no Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo. Miller et al. (2007), em estudo *in vitro*, demonstraram que a utilização de espaçador de 9 mm em cães entre 26 a 31 kg reduz a translação tibial cranial; baseados nesta informação é que pode se afirmar que no nosso estudo, utilizando

espaçadores de 9 mm e 12 mm, foi atingido o objetivo de evitar a translação tibial cranial estabilizando a articulação fêmoro-tíbio-patelar.

9.2 DOS RESULTADOS

Rottweiler e Labrador são duas das raças marcadas como de maior incidência para ruptura de ligamento cruzado cranial segundo mencionado por Comerford, Smith e Hayashi (2011). Desta forma no nosso estudo foram incluídos nos 10 pares de membros pélvicos utilizados, cinco pares de Rottweiler e dois pares de Labrador; o restante das raças utilizadas na nossa pesquisa se bem não estão marcadas na literatura como as de maior incidência para a doença, são raças grandes e são afetadas também pela alteração. Tentou-se uniformizar a escolha dos membros pélvicos segundo a raça, mas apresentou-se limitação de cadáveres por parte da rotina hospitalar, se tomando a decisão de padronizar por peso igualmente aos estudos biomecânicos anteriores de Warzee et al. (2001); Kim et al. (2009) e Hoffmann et al. (2011).

A média de 23,89 graus dos ângulos do platô tibial mensurados coincide com resultados publicados por Caylor et al. (2001) onde foi utilizada mesma metodologia, mesmos pontos anatômicos de referência e cadáveres sem ruptura de ligamento cruzado cranial.

A escolha dos ângulos articulares para realização dos ensaios baseou-se em estudo de Hoffmann et al. (2011) simulando o momento do apoio e do pulo. A forma de avaliá-los utilizando *encoders* (goniômetros digitais) permitiu diminuir o erro de mensuração para ± 2 graus em todas as situações estudadas, estudos biomecânicos com metodologias similares como os realizados por Warzee et al. (2001); Kowaleski et al. (2005); Apelt, Kowaleski e Boudrieau (2007); Kim et al. (2010); Butler et al. (2011) e Hoffmann et al. (2011), apresentam erro de ± 5 graus com utilização de goniômetros de acrílico. Consideramos importante diminuir erros das variáveis a fim de melhorar as mensurações do experimento.

As cargas colocadas nos tensionadores que simularam os músculos quadríceps e gastrocnêmio foram mensuradas por células de carga colocadas na sequência de cada tensionador e os valores captados por sistema de aquisição de dados,

permitindo aproximação dos valores que seriam produzidos *in vivo*. Como nos estudos biomecânicos anteriores não foi utilizada esta tecnologia, não temos parâmetros para comparar os valores obtidos no nosso. Como mencionado por Warzee et al. (2001), não existem dados da magnitude da contração do quadríceps durante a postura. Avaliações posteriores dos dados serão realizadas para correlacionar estes valores com a força do ligamento patelar nas duas situações de ensaio. Pela análise estatística comprovou-se que houve uma padronização das cargas do quadríceps e gastrocnêmio, quando comparadas as cargas no membro íntegro esquerdo e direito e RLCCr esquerdo e direito, dados estes que confirmam a padronização dos ensaios já que não mostraram diferença significativa.

Referente à calibração do transdutor, o erro de mensuração atingido foi considerado um erro baixo, e o fato de ter realizado a calibração para cada situação de ensaio como o sugerido por Platt et al. (1994), diminuiu a possibilidade de aumentar o erro pela instabilidade gerada pelos *strain gauges* como mencionado anteriormente, aumentando a confiabilidade dos nossos resultados.

Para facilitar a descrição e compreensão dos resultados de força do ligamento patelar, será utilizado o termo articulação fêmoro-tíbio-patelar 145 graus para a situação dos membros posicionados na máquina universal de ensaios a 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na articulação tíbio-társica e o termo articulação fêmoro-tíbio-patelar 135 graus para a situação dos membros posicionados a 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 145 graus na articulação tíbio-társica. Valores para força do ligamento patelar não demonstraram diferença significativa entre íntegro e RLCCr em ambas as situações de estudo (articulação fêmoro-tíbio-patelar a 145 graus e articulação fêmoro-tíbio-patelar a 135 graus), isto permite concluir que as diferenças encontradas descritas a continuação são devidas as técnicas cirúrgicas.

Técnicas de TTA e TPLO foram estudadas biomecanicamente para avaliar o mecanismo de neutralização da subluxação ou cisalhamento tibial cranial (REIF; HULSE; HAUPTMAN, 2002; KOWALESKI et al., 2005; KIPFER et al., 2008; HOFFMAN et al., 2011; JOHNSON et al., 2011), posição do platô com o ligamento patelar (DRYGAS et al., 2009), mecanismo de contato fêmoro-tibial (KIM et al., 2009; GUERRERO et al., 2011) e contato com o menisco (BUTLER et al., 2011). Estudos clínicos também foram realizados para avaliar a efetividade das técnicas em quanto restabelecimento da estabilidade articular e retorno à função normal do membro

(BOUDRIEU, 2005, DAMUR, 2005; HOFFMANN et al., 2006; VOSS et al., 2008; DYMOND; GOLDSMID; SIMPSON, 2010; FITZPATRICK, KOWALESKI, 2010; GATINEAU et al., 2011; YEADON; DE MEDEIROS et al., 2011; KIM; LEWIS; POZZI, 2012), mas poucos são os estudos biomecânicos que se preocupam com as mudanças referentes à tensão ou força no ligamento patelar. Estudo realizado por Kim et al. (2011) avaliou a força do ligamento patelar em duas situações de osteotomia para a técnica de TPLO, uma proximal ou alta e uma distal ou baixa, e concluiu que osteotomia alta diminui a tensão no ligamento patelar. Infelizmente os detalhes sobre a metodologia do estudo sobre utilização de transdutores são desconhecidos uma vez que só o resumo foi publicado em congresso e não texto integral em revista científica. Hoffmann et al. (2011) mencionam valores de força para o tendão patelar quando realizada técnica de TTA, utilizando tecnologia de célula de carga, concluindo que a técnica de TTA diminui valores de força do ligamento patelar quando comparada com situação de ruptura, acontecimento confirmado também na nossa pesquisa.

Consideramos importante conhecer as mudanças de força no ligamento patelar (tensão) já que é alteração que gera preocupação como complicação no pós-operatório e é tema de pesquisas para tratamentos como reportado por Gallagher, Cross e Sepulveda (2012). Ponto interessante a ressaltar, é o fato das técnicas cirúrgicas TTA e TPLO terem diferenças significativas quando comparadas com o grupo RLCCr nas duas situações de ângulos estudadas, sendo esta diferença maior para a técnica de TPLO, ou seja, esta técnica diminui os valores de força do ligamento patelar mais do que a técnica de TTA no momento de apoio do membro (24,7%) e no momento do pulo (16,38%). Mas quando referente ao joelho íntegro a diferença entre TPLO e TTA é significativa só para o ângulo 145, sendo também maior a diferença para TPLO tendo uma redução da força em um 26,7% quando comparado com TTA, mas não há diferenças significativas entre as técnicas para o ângulo 135, ou seja que nessas situações a força no ligamento patelar é menor na técnica de TPLO. O fato de não ter diferença significativa quando comparas com a RLCCr sugere uma dissipação das cargas sobre o fêmur e a tíbia, não deixando sobrecarregar o ligamento patelar no momento de maior estresse que é o início do pulo, ou seja, nesta situação ambas as técnicas levam a valores basais de força de ligamento patelar.

Atualmente todas as teorias sobre os mecanismos que provocam espessamento ou desmite do patelar foram originados de estudos clínicos ou por imagem. Exemplo disso é estudo publicado por Kühn et al. (2011) onde após avaliação radiográfica e ultrassonográfica, os autores concluíram que desmite do patelar é sequela comum no pós-operatório de TTA propondo como causas trauma cirúrgico, artrotomia, injúria por perfusão, RLCCr incompleta, avanço excessivo, e atividade pós-operatória intensa. Quando o objetivo da pesquisa foi a técnica de TPLO, Mattern et al. (2006), em estudo radiográfico e ultrassonográfico, relataram desmite do patelar como sequela a longo prazo da técnica de TPLO, e como possível causa disso propõem aumento da tensão do ligamento patelar. Carey et al. (2001), em avaliação clínica e radiográfica, sugerem como um dos fatores predisponentes de espessamento e desmite patelar ao fato de realizar osteotomia cranial na técnica de TPLO, propondo mecanismo de altas cargas transferidas pelo quadríceps ao ligamento que encontra-se inserido num fragmento pequeno de osso. Baseado nisto é que recomendam a osteotomia caudal, para diminuir a força do mecanismo do quadríceps. Outro fato importante concluído na presente pesquisa é que o espessamento maior foi encontrado na região do inserção do tendão patelar e não do ligamento patelar; por tanto os valores de força encontrados neste estudo poderiam ser maiores ainda na região de inserção do tendão patelar. Kowaleski et al. (2005), realizando estudo biomecânico em ângulos articulares de 145-135 graus e avaliação radiográfica, propõem que osteotomia distal ao centro da articulação fêmoro-tíbio-patelar na técnica de TPLO, não evita a translação cranial da tíbia e aumenta a tensão no ligamento patelar. Concluindo que isto provoca diminuição no braço de alavanca, aumento na força no quadríceps e conseqüentemente no ligamento patelar. Portanto o nosso estudo tem o diferencial de tentar explicar mecanismos biomecânicos, quantificando as mudanças no ligamento patelar, quando submetido à carga de 30% e flexão articular.

Nossos resultados demonstram que a força no ligamento patelar é maior de forma significativa na técnica de TTA quando comparada com a técnica de TPLO nas situações 145-135 graus e 135-145 graus. Cabe mencionar que estamos trabalhando numa situação estática, onde movimentos musculares e ciclos de flexão e extensão estão sendo desconsiderados. Quando comparadas as diferenças de força entre TPLO 145 *versus* TPLO 135 referente à RLCCr, simulando transição de situação de apoio para preparo do pulo, esta diferença de força é significativa para

TPLO e não é significativa para TTA. Portanto isto poderia explicar o porquê que a técnica de TPLO produz um espessamento e posterior desmite patelar com uma frequência maior que TTA, coincidindo com o relatado por Boudrieau (2009), junto ao reportado com estudos radiográficos e ultrassonográficos que relatam a desmite do patelar como complicação a longo prazo (MATTERN et al., 2006; KHUN et al., 2011). Embora não tenha sido um dos objetivos deste estudo, não podemos deixar de inferir hipótese sobre esta alteração de forma clínica. Wolf et al. (2012) reportaram desmite patelar após técnica de TTA em 5,3% de um total de 501 joelhos operados; Stauffer et al. (2006) observaram 3% de um total de 696 tíbias em cães submetidos à técnica de TPLO; Pacchiana et al. (2003) obtiveram, como complicação a longo prazo, em 4,8% de um total de 397 procedimentos de TPLO, mas nenhum deles explica possível causa dessa complicação. Isto poderia ser explicado pelo fato de que flexão e extensão repetidas nas fases de apoio e pulo vão provocando inflamação contínua, provocando desmite a longo prazo. Estudos futuros com movimentos cíclicos são necessários para confirmar esta teoria.

9.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Vários estudos biomecânicos foram realizados com o intuito de validar duas das técnicas de osteotomia dinâmica mais utilizadas na Medicina Veterinária para correção da doença do LCCr, nomeadas de osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO) e Avanço da Tuberosidade Tibial (TTA) (REIF; HULSE; HAUPTMAN, 2002; KOWALESKI et al., 2005; KIPFER et al., 2008; DRYGAS et al., 2009; KIM et al., 2009; BUTLER et al., 2011; GUERRERO et al., 2011; HOFFMAN et al., 2011; JOHNSON et al., 2011), mas nenhum deles se detém nos acontecimentos da força sobre o ligamento patelar.

Contudo, nossa pesquisa e os resultados obtidos acrescentam informação sobre acontecimentos de mudança de força no ligamento patelar, demonstrando que ainda não dispomos de todas as informações necessárias para ter total conhecimento sobre o comportamento biomecânico.

A avaliação dos resultados traz a necessidade de estudos futuros *ex vivo* cíclicos e *in vivo* para verificar e corroborar os resultados da nossa pesquisa.

Conclusões

10 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos nos ensaios biomecânicos *ex vivo* de compressão e flexão referente à força do ligamento patelar, o estudo permitiu concluir:

1. não foram encontradas diferenças significativas entre membros íntegros e com RLCCr para as situações 145 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar e 135 graus na mesma articulação;
2. é significativamente maior na técnica de TTA quando comparada com a técnica de TPLO nas situações 145-135 graus e 135-145 graus;
3. é significativamente menor nas técnicas de TTA e TPLO quando comparado com membros íntegros e com RLCCr;
4. é significativamente maior na situação 135 graus na articulação fêmoro-tíbio-patelar quando comparada com a situação 145 graus, para TPLO quanto para TTA
5. diferença de força do ligamento patelar entre as situações 145-135 graus é maior na técnica de TPLO quando comparada com a técnica de TTA.
6. a nossa hipótese não foi comprovada com os resultados obtidos

Referências

REFERÊNCIAS

- ALLEN, M. J.; LEONE, K. A.; LAMONTE, K.; TOWNSEND, K. L.; MANN, K. A. Cemented total knee replacement in 24 dogs. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 5, p.55-567, 2009.
- APELT, D.; KOWALESKI, M. P.; BOUDRIEU, R. J. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an *in vitro* experimental study. **Veterinary Surgery**, v. 36, n. 2, p. 170-177, 2007.
- ARNOCZKY, S. P. The cruciate ligaments: the enigma of the canine stifle. **Journal of Small Animal Practice**, v. 29, n. 1, p. 71-90, 1988.
- ARNOCZKY, S. P.; MARSHALL, J. L. The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. **American Journal of Veterinary Research**, v. 38, n. 11, p. 1807-1814, 1977.
- ARNOCZKY, S.P.; TARVIN, G.B. Reparo cirúrgico das luxações e fraturas patelares. In: BOJRAB, M. J. (Ed.). **Técnicas atuais em cirurgia de pequenos animais**. 3. ed. São Paulo: Roca. 1996. p. 670-677.
- ARNOCZKY, S. P.; TARVIN, G. B.; MARSHALL, J. L. The over-the-top procedure: a technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 15, n. 3, p. 283-290, 1979.
- ATHERTON, M. J.; ARTHURS, G. Osteosarcoma of the tibia 6 years after tibial plateau leveling osteotomy. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 48, n. 3, p. 188-193, 2012.
- AULAKH, K. S.; HARPER, T. A. M.; LANZ, O. I.; DANIEL, G. B.; WERE, S. R. Effect of stifle angle on the magnitude of the tibial plateau angle measurement in dogs with intact and transected cranial cruciate. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 4, p. 272-278, 2011.
- BARONI, E.; MATTHIAS, R. R.; MARCELLIN-LITTLE, D. J.; VEZZONI, A.; STEBBINS, M. E. Comparison of radiographic assessments of the tibial plateau slope in dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 64, n. 5, p. 586-589, 2003.
- BERGH, M. S.; PEIRONE, B. Complications of tibial plateau levelling osteotomy in dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 25, n. 5, p. 349-358, 2012.
- BLEEDORN, J. A.; GREUEL, E. N.; MANLEY, P. A.; SCHAEFER, S. L.; MARKEL, M. D.; HOLZMAN, G.; MUIR, P. Synovitis in dogs with stable stifle joints and incipient cranial cruciate ligament rupture: a cross-sectional study. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 5, p.531-543, 2011.

BRESHEARS, L. A.; COOK, J. L.; STOKER, A. M.; FOX, D. B. Detection and evaluation of matrix metalloproteinases involved in cruciate ligament disease in dogs using multiplex bead technology. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 3, p. 306-314, 2010.

BORDELON, J.; COKER, D.; PAYTON, M.; ROCHAT, M. An *in vitro* mechanical comparison of tibial plateau leveling osteotomy plates. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 22, n. 6, p. 467-472, 2009.

BOUDRIEAU, R. J. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement?. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 1, p. 1-22, 2009.

BOUDRIEAU, R. J. Tibial tuberosity advancement (TTA): clinical results. In: PROCEEDINGS OF THE 2005 ACVS VETERINARY SYMPOSIUM, 2005, San Diego. 2005. p. 27-29, 2005.

BUOTE, N.; FUSCO, J.; RADASCH, R. Age, tibial plateau angle, sex, and weight as risk factors for contralateral rupture of the cranial cruciate ligament in Labradors. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 4, p. 481-489, 2009.

BUTLER, J. R.; SYRCLE, J. A.; MCLAUGHLIN, R. M.; EIDER, S. H. The effect of tibial tuberosity advancement and meniscal release on kinematics of the cranial cruciate ligament-deficient stifle during early, middle, and late stance. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 5, p. 342-349, 2011.

CAREY, K.; AIKEN, S. W.; DI RESTA, G. R.; HERR, L. G.; MONETTE, S. Radiographic and clinical changes of the patellar tendon after tibial plateau leveling osteotomy. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 18, n. 4, p. 235-242, 2005.

CAYLOR, K. B.; ZUMPANO, C. A.; EVANS, L. M.; MOORE, R. W. Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 37, n. 3, p. 263-268, 2001.

COMERFORD, E. J.; SMITH, K.; HAYASHI, K. Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 2, p. 91-98, 2011.

CONKLING, A. L.; FAGIN, B.; DAYE, R. M. Comparison of tibial plateau angle changes after tibial plateau leveling osteotomy fixation with conventional or locking screw technology. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 4, p. 475-481, 2010.

CURTIS, R. J.; DELEE, J. C.; DREZ, D. J. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with freeze dried fascia lata allograft in dogs. A preliminary report. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 13, n. 6, p. 408-414, 1985.

DAMUR, D. M. Tibial tuberosity advancement (TTA): clinical results. PROCEEDINGS OF THE 2005 ACVS VETERINARY SYMPOSIUM, 2005, San Diego. 2005. p. 441-442.

DE MEDEIROS, M.; BUSTINDUY, M. S.; RADKE, H.; LANGLEY-HOBBS, S.; JEFFERY, N. Early kinematic outcome after treatment of cranial cruciate ligament rupture by tibial plateau levelling osteotomy in the dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 3, p. 178-184, 2011.

DE ROOSTER, H.; DE BRUIN, T.; VAN BREE, H. Morphologic and functional features of the canine cruciate ligaments. **Veterinary Surgery**, v. 35, n. 8, p. 769-780, 2006.

DENNY, H. R.; GOODSHIP, A. E. Replacement of the anterior cruciate ligament with carbon fibre in the dog. **Journal of Small Animal Practice**, v. 21, n. 5, p. 279-286, 1980.

DOOM, M.; DE BRUIN, T.; DE ROOSTER, H.; VAN BREE, H.; COX, E. Immunopathological mechanisms in dogs with ruptura of the cranial cruciate ligament. **Veterinary Immunology and Immunopathology**, v. 125, n. 1-2, p. 143-161, 2008.

DRYGAS, K. A.; POZZI, A.; GORING, R. L.; HORODYSKI, M. B.; LEWIS, D. D. Effect of tibial plateau leveling osteotomy on patellar tendon angle: a radiographic cadaveric study. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 4, p. 418-424, 2010.

DUNN, A. L.; BUFFA, E. A.; HANSHAW, D. M.; FARRELL, M. Osteosarcoma at the site of titanium orthopaedic implants in a dog. **Australian Veterinary Journal**, v. 90, n. 1-2, p.39-43, 2012.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. The hindlimb of the dog and cat. In: _____. **Textbook of Veterinary Anatomy**. 4. ed. St. Louis, Missouri: Saunders, 2010. p. 490-500.

DYMOND, N. L.; GOLDSMID, S. E.; SIMPSON, D. J. Tibial tuberosity advancement in 92 canine stifles: initial results, clinical outcome and owner evaluation. **Australian Veterinary Journal**, v. 88, n. 10, p. 381-385, 2010.

EVANS, H. E. Ligaments and joints of the pelvic limb. In: _____. **Miller's. Anatomy of the dog**. 3. ed. Philadelphia: Saunders, 1993. p. 219-257.

ETCHEPAREBORDE, S.; MILLS, J.; BUSONI, V.; BRUNEL, L.; BALLIGAND, M. Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 1, p. 27-31, 2011.

ETHIER, C. R.; SIMMONS, C. A. Introduction. In: _____. **Introductory biomechanics from cells to organisms**. Canada: Cambridge University Press, 2007. p. 1-17.

FETTIG, A. A.; RAND, W. M.; SATO, A. F.; SOLANO, M.; MC CARTHY R. J.; BOUDRIEAU, R. J. Observer variability of tibial plateau slope measurement in 40 dogs with cranial cruciate ligament-deficient stifle joints. **Veterinary Surgery**, v. 32, n. 5, p.471-478, 2003.

FITZPATRICK, N.; SOLANO, M. A. Predictive variables for complications after TPLO with stifle inspection by arthrotomy in 1000 consecutive dogs. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 4, p. 460-474, 2010.

GALLAGHER, A.; CROSS, A. R.; SEPULVEDA, G. The effect of shock wave therapy on patellar ligament desmitis after tibial plateau leveling osteotomy. **Veterinary Surgery**, v. 41, n. 4, p. 482-485, 2012.

GATINEAU, M.; DUPUIS, J.; PLATÉ, J.; MOREAU, M. Retrospective study of 476 tibial plateau leveling. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 5, p. 333-341, 2011.

GLOS, D. L.; BUTLER, D. L.; LEVY, M. S. In vitro evaluation of an implantable force transducer (IFT) in a patellar tendon model. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 115, n. 4A, p. 335-343, 1993.

GRIERSON, J.; ASHER, L.; GRAINGER, K. An investigation into risk factors for bilateral canine cruciate ligament rupture. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 3, p. 192-196, 2011.

GRIFFITH, C. J.; WIJDICKS, C. A.; LAPRADE, R. F.; ARMITAGE, B. M.; JOHANSEN, S.; ENGBRETSSEN, L. Force measurements on the posterior oblique ligament and superficial medial collateral ligament proximal and distal divisions to applied loads. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 1, p. 140-148, 2009.

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

GUERRERO, T. G.; POZZI, A.; DUNBAR, N.; KIPFER, N.; HAESSIG, M.; HORODYSKI, M. B.; MONTAVON, P. M. Effect of tibial tuberosity advancement on the contact mechanics and the alignment of the patellofemoral and femoro-tibial joints. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 7, p. 839-848, 2011.

HAYASHI, K.; MANLEY, P. A. Cranial cruciate ligament pathophysiology in dogs with cruciate disease: a review. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 40, n. 5, p. 385-389, 2004.

HEADRICK, J.; COOK, J.; HELPHREY, M.; D. CROUCH, D.; FOX, D.; SCHULTZ, L.; COOK, C.; KUNKEL, J. A novel radiographic method to facilitate measurement of the tibial plateau angle in dogs. A prospective clinical study. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 20, n. 1, p. 24-28, 2007.

HENDERSON, R. A.; MILTON, J. L. The tibial compression mechanism: a diagnostic aid in stifle injuries. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 14, n. 6, p. 474-479, 1978.

HOFFMANN, D. E.; KOWALESKY, M. P.; JOHNSON, K. A.; EVANS, R. B.; BOUDRIEU, R. J. Ex vivo biomechanical evaluation of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle with varying angles of stifle joint flexion and axial loads after tibial tuberosity advancement. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 3, p. 311-320, 2011.

HOFFMANN, D. E.; MILLER, J. M.; OBER, C. P.; LANZ, O. I.; MARTIN, R. A.; SHIRES, P. K. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifle. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 19, n. 4, p. 219-227, 2006.

INAUEN, R.; KOCH, D.; BASS, M.; HAESSIG, M. Tibial tuberosity conformation as a risk factor for cranial cruciate ligament rupture in the dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 22, n. 1, p. 16-20, 2009.

INNES, J. F.; BACON, D.; LYNCH, C.; POLLARD, A. Long-term outcome of surgery for dogs with cranial cruciate ligament deficiency. **The Veterinary Record**, v. 147, n. 12, p. 325-328, 2000.

IZQUIERDO, D.F.C. **Estudo biomecânico ex vivo da tensão do ligamento patelar à flexão do joelho com as técnicas de avanço da tuberosidade tibial (TTA) e osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO), comparadas com tíbias não osteotomizadas**. 2013. 119 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

JAEGGER, G.; MARCELLIN-LITTLE, D. J.; LEVINE, D. Reliability of goniometry in Labrador retriever. **American Journal of Veterinary Research**, v. 63, n. 7, p. 979-986, 2002.

JOHNSON, K.; LANZ, O.; ELDER, S.; MCLAUGHLIN, R.; WERE, S.; HARPER, T. The effect of stifle angle on cranial tibial translation following tibial plateau leveling osteotomy: An *in vitro* experimental analysis. **The Canadian Veterinary Journal**, v. 52, n. 9, p. 961-966, 2011.

JOHNSON, J. A.; AUSTIN, C.; BREUR, G. J. Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 7, n. 2, p. 56-69, 1994.

JUNG, H. J.; VANGIPURAM, G.; FISHER, M. B.; YANG, G.; HSU, S.; BIANCHI, J.; RONHOLDT, C.; WOO, S. L. Y. The effects of multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of the human bone-patellar tendon-bone allograft. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 29, n. 8, p. 1193-1198, 2011.

KALFF, S.; MEACHEM, S.; PRESTON, C. Incidence of medial meniscal tears after arthroscopic assisted tibial plateau leveling osteotomy. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 8, p. 952-956, 2011.

KIM, S. E.; LEWIS, D.; POZZI, A. Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial subluxation: in vivo analysis during standing. **Veterinary Surgery**, v. 41, n. 4, p. 465-470, 2012.

KIM, S. Y.; HAYASHI, K.; KIM, J. Y.; NOLEN, T. G.; KAPATKIN, A. S.; STOVER, S.; PRITCHARD, W. R. The effect of position of the tibial plateau leveling osteotomy on patella tendon strain: *in vitro* cadaveric study. ABSTRACT. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 7, p. E33, 2011.

KIM, S. E.; POZZI, A.; BANKS, S. A.; CONRAD, B. P.; LEWIS, D. Effect of cranial cruciate ligament deficiency, tibial plateau leveling osteotomy, and tibial tuberosity advancement on contact mechanics and alignment of the stifle in flexion. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 3, p. 363-370, 2010.

KIM, S. E.; POZZI, A.; BANKS, S. A.; CONRAD, B. P.; LEWIS, D. D. Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 1, p. 23-32, 2009.

KIM, S. E.; POZZI, A.; KOWALESKI, M. P.; LEWIS, D. D. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 37, n. 2, p. 111-125, 2008.

KIPFER, N. M.; TEPIC, S.; DAMUR, D. M.; GUERRERO, T.; HÄSSIG, M.; MONTAVON, P. M. Effect of tibial tuberosity advancement on femoro-tibial shear in cranial cruciate-deficient stifles. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 21, n. 5, p. 385-390, 2008.

KOMI, P. V. Relevance of *in vivo* force measurements to human biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 1, p. 23-34, 1990.

KOWALESKY, M. P.; APELT, D.; MATTOON, J. S.; LITSKY, A. S. The effect of tibial plateau leveling osteotomy position on cranial tibial subluxation: An *in vitro* study, **Veterinary Surgery**, v. 34, n. 4, p. 332-336, 2005.

KÜHN, K.; OHLERTH, S.; MAKARA, M.; HÄSSIG, M.; GUERRERO, T. G. Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial tuberosity advancement. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 52, n. 4, p. 466-471, 2011.

LA PRADE, R. F.; TSO, A. T.; WENTORF, F. A. Force measurements on the fibular collateral ligament, popliteofibular ligament, and popliteus tendon to applied loads. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 7, p. 1695-1701, 2004.

LEWIS, J. L.; LEW, W. D.; SCHMIDT, J. A note on the application and evaluation of the buckle transducer for knee ligament force measurement. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 104, n. 2, p. 125-128, 1982.

LOZIER, S. TPLO complications, causes and solutions. In: ESVOT CONGRESS, 12., 2002, Munich. p. 152.

MARTIN, R. B.; SHARKEY, N. A. Mechanical effects of postmortem changes preservation and allograft bone treatments. In: COWIN, S. C. **Bone mechanics handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2001. p. 20.1–20.12.

MATTERN, K. L.; BERRY, C. R.; PECK, J. N.; DE HAAN, J. J. Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial plateau leveling osteotomy. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 47, n. 2, p. 185-191, 2006.

MILLER, J. M.; SHIRES, P. K.; LANZ, O. I.; MARTIN, R. A.; GRANT, J. W. Effect of 9 mm tibial tuberosity advancement on cranial tibial translation in the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle. **Veterinary Surgery**, v. 36, n. 4, p. 335-340, 2007.

MONTAVON, P. M.; DAMUR, D. M.; TEPIC, S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. In: WORLD VETERINARY CONGRESS, 1., 2002, Munich. p. 152.

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**, v. 218, n. 3, p. 363-366, 2001.

OSMOND, C. S.; MARCELLIN-LITTLE, D. J.; HARRYSSON, O. L. A.; KIDD, L. B. Morphometric assessment of the proximal portion of the tibia in dogs with and without cranial cruciate ligament rupture. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 47, n. 2, p. 136-141, 2006.

PACCHIANA, P. D.; MORRIS, E.; GILLINGS, S. L.; JESSEN, C. R.; LIPOWITZ, A. J. Surgical and postoperative complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 397 cases (1998-2001). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 222, n. 2, p. 184-193, 2003.

PIERMATTEI, D. L.; FLO, G. L.; DE CAMP, C. E. The stifle joint, In: _____. **Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair**. 4. ed. Philadelphia: Saunders, 2006. p. 562-660.

PLATT, D.; WILSON, A. M.; TIMBS, A.; WRIGHT, I. M.; GOODSHIP, A. E. Novel force transducer for the measurement of tendon force *in vivo*. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 12, p. 1489-1493, 1994.

POND, M. J.; CAMPBELL, J. R. The canine stifle joint I: Rupture of the anterior cruciate ligament: an assessment of conservative and surgical treatment. **Journal of Small Animal Practice**, v. 13, n. 1, p. 1-10, 1972.

POZZI, A.; KIM, S. E. Biomechanics of the normal and cranial cruciate ligament deficient stifle. In: MUIR, P. (Ed.). **Advances in the canine cranial cruciate ligament**. 1. ed. Iowa: Wiley-Blackwell, 2010. p. 37- 42.

PRIDDY, N. H.; TOMLINSON, J. L.; DODAM, J. R.; HORNBOSTEL, J. E. Complications with and owner assessment of the outcome of tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs: 193 cases (1997-2001). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 222, n. 12, p. 1726-1732, 2003.

RAVARY, B.; POURCELOT, P.; BORTOLUSSI, C.; KONIECZKA, S.; CREVIER-DENOIX, N. Strain and force transducers used in human and veterinary tendon and ligament biomechanical studies. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 5, p. 433-447, 2004.

REIF, U.; DEJARDIN, L. M.; PROBST, C. W.; DECAMP, C. E.; FLO, G. L.; JOHNSON, A. L. Influence of Limb Positioning and Measurement Method on the Magnitude of the Tibial Plateau Angle. **Veterinary Surgery**, v. 33, n. 4, p. 368-375, 2004.

REIF, U.; HULSE, D. A.; HAUPTAM, J. G. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an *in vitro* study. **Veterinary Surgery**, v. 31, n. 2, p. 147-154, 2002.

RUTHERFORD, S.; BELL, J. C.; NESS, M. G. Fracture of the patella after TPLO in 6 dogs. **Veterinary Surgery**, v. 41, n. 7, p. 869-875, 2012.

SCHULZ, K. Afecções articulares. In: FOSSUM, TH. W.; HEDLUND, CH. S.; JOHNSON, A. L.; SCHULZ, K. S.; SEIM III, H. B.; WILLARD, M. D.; BAHR, A.; CARROLL, G. L. **Cirurgia de pequenos animais**. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. p. 1254-1276.

SERWA, D.; LORINSON, K.; LORINSON, D.; SKALICKY, M. Comparison of conventional and digital measurements of tibial plateau angle in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 234, n. 5, p. 622-624, 2009.

SLOCUM, B.; DEVINE, T. Cranial tibial thrust: A primary force in the canine stifle. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 183, n. 4, p. 456-459, 1983.

SLOCUM, B.; SLOCUM, T. D. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. **Veterinary clinics of North America: small animal practice**, v. 23, n. 4, p. 777-795, 1993.

STAUFFER, K. D.; TUTTLE, T. A.; ELKINS, A. D.; WEHRENBURG, A. P.; CHARACTER, B. J. Complications associated with 696 tibial plateau leveling osteotomies (2001-2003). **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 42, n. 1, p. 44-50, 2006.

TAYLOR, J.; LANGENBACH, A.; MARCELLIN-LITTLE, D. J. Risk factors for fibular fracture after TPLO. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 6, p. 687-693, 2011.

TEPIC, S.; DAMUR, D.; MONTAVON, P. M. Biomechanics of the stifle joint. In: WORLD VETERINARY CONGRESS, 1., 2002, Munich. p. 189-190.

THOMPSON, A. M.; BERGH, M. S.; WANG, C.; WELLS, K. Tibial plateau levelling osteotomy implant removal: A retrospective analysis of 129 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 6, p. 1-7, 2011.

TURNER, CH. H.; BURR, D. B. Experimental techniques for bone mechanics. In: COWIN, S.C. **Bone mechanics handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2001, p. 7.1-7.35.

UNIS, M. D.; JOHNSON, A. L.; GRIFFON, D. J.; SCHAEFFER, D. J.; RAGETLY, G. R.; HOFFER, M. J.; RAGETLY, CH. A. Evaluation of intra and interobserver variability and repeatability of tibial plateau angle measurements with digital radiography using a novel digital radiographic program. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 2, p. 187-194, 2010.

VASSEUR, P. D. Clinical results following nonoperative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 13, n. 4, p. 243-246, 1984.

VOSS, K.; DAMUR, D. M.; GUERRERO, T.; HAESSIG, M.; MONTAVON, P. M. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 21, n. 3, p. 243-249, 2008.

WARZEE, C. C.; DEJARDIN, L. M.; ARNOCZKY, S. P.; PERRY, L. M. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: An *in vitro* experimental study. **Veterinary Surgery**, v. 30, n. 3, p. 278-286, 2001.

WOLF, R. E.; SCAVELLI, T. D.; HOELZLER, M. G.; FULCHER, R. P.; BASTIAN, R. P. Surgical and postoperative complications associated with tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in dogs: 458 cases (2007-2009). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 240, n. 12, p. 1481-1487, 2012.

YEADON, R.; FITZPATRICK, N.; KOWALESKI, M. P. Tibial tuberosity transposition advancement for treatment of medial patellar luxation and concomitant cranial cruciate ligament disease in the dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 23, n. 6, p. 1-9, 2010.

Apêndices

APÊNDICES

Apêndice A – Tabela (Synthes) utilizada para planejamento da técnica de osteotomia niveladora do platô tibial, para atingir ângulo do platô tibial próximo a 5 graus – São Paulo - 2013

Rotation TPLO. Tableau de référence.

Angle préopératoire du plateau tibial (TPA)

	15°	16°	17°	18°	19°	20°	21°	22°	23°	24°	25°	26°	27°	28°	29°	30°	31°	32°	33°	34°	35°	36°	37°	38°	39°	40°	
Rotation (mm) – Pour obtenir un TPA de 5°																											
Rayon de lame de scie	12 mm	2.0	2.2	2.4	2.6	2.9	3.1	3.3	3.5	3.7	3.9	4.1	4.3	4.5	4.7	4.9	5.1	5.3	5.5	5.7	5.9	6.1	6.3	6.4	6.6	6.8	7.0
	15 mm	2.6	2.8	3.1	3.3	3.6	3.8	4.1	4.3	4.6	4.9	5.1	5.4	5.6	5.9	6.1	6.4	6.6	6.9	7.1	7.4	7.6	7.9	8.1	8.4	8.6	8.8
	18 mm	3.1	3.4	3.7	4.0	4.3	4.6	4.9	5.2	5.5	5.8	6.1	6.5	6.8	7.1	7.4	7.7	8.0	8.3	8.6	8.9	9.2	9.5	9.8	10.1	10.3	10.6
	21 mm	3.6	4.0	4.3	4.7	5.0	5.4	5.8	6.1	6.5	6.8	7.2	7.5	7.9	8.3	8.6	9.0	9.3	9.7	10.0	10.4	10.7	11.1	11.4	11.8	12.1	12.4
	24 mm	4.1	4.5	5.0	5.4	5.8	6.2	6.6	7.0	7.4	7.8	8.2	8.6	9.0	9.5	9.9	10.3	10.7	11.1	11.5	11.9	12.3	12.7	13.1	13.5	13.9	14.3
	27 mm	4.7	5.1	5.6	6.0	6.5	7.0	7.4	7.9	8.4	8.8	9.3	9.7	10.2	10.6	11.1	11.6	12.0	12.5	12.9	13.4	13.8	14.3	14.7	15.2	15.6	16.1
	30 mm	5.2	5.7	6.2	6.7	7.2	7.8	8.3	8.8	9.3	9.8	10.3	10.8	11.3	11.8	12.3	12.9	13.4	13.9	14.4	14.9	15.4	15.9	16.4	16.9	17.4	17.9

Rayon de lame de scie

Apêndice B – Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do quadríceps para os ensaios 145-135, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura do ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013

Cadáver	Í-MPE (N)	Í-MPD (N)	RLCCr-MPE (N)	RLCCr-MPD (N)	TPLO (N)	TTA (N)
1	278,89	224,03	231,44	275,69	184,20	268,61
2	204,50	199,46	199,96	260,71	133,80	266,19
3	297,93	242,98	248,65	388,05	235,54	330,17
4	214,73	275,07	239,58	278,33	223,80	269,92
5	223,98	254,76	256,15	263,96	196,25	188,29
6	285,45	325,75	339,04	311,21	293,64	279,61
7	269,36	296,37	291,74	284,54	172,20	241,81
8	249,51	281,26	268,60	182,66	134,56	221,10
9	217,58	284,56	302,41	232,94	194,03	218,36
10	169,81	303,01	296,93	292,97	161,07	276,79
M	241,17	268,72	267,45	277,11	192,91	256,09
Med	236,75	278,16	262,37	277,01	189,12	267,40
DP	41,44	38,43	40,71	52,80	48,70	39,96
Mín	169,81	199,46	199,96	182,66	133,80	188,29
Máx	297,93	325,75	339,04	388,05	293,64	330,17

Apêndice C - Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do gastrocnêmio para os ensaios 145-135, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013

Cadáver	Í-MPE (N)	Í-MPD (N)	RLCCr-MPE (N)	RLCCr-MPD (N)	TPLO (N)	TTA (N)
1	354,07	287,67	234,35	241,06	295,78	193,14
2	265,85	246,22	263,05	222,79	267,54	221,66
3	355,22	458,53	375,47	426,89	332,82	457,07
4	198,84	223,69	174,79	236,99	168,70	230,62
5	269,72	236,05	240,90	228,44	258,07	215,35
6	194,65	200,61	225,76	197,04	258,59	198,13
7	290,24	270,45	266,21	275,21	279,97	258,15
8	242,22	243,42	206,97	194,10	219,35	185,77
M	271,35	270,83	248,44	252,81	260,10	244,99
Med	267,78	244,82	237,63	232,71	263,07	218,50
DP	61,24	80,39	59,26	74,88	49,33	88,78
Mín	194,65	200,61	174,79	194,10	168,70	185,77
Máx	355,22	458,53	375,47	426,89	332,82	457,07

Apêndice D - Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do ligamento patelar para os ensaios 145-135, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013

Cadáver	Í-MPE (N)	Í-MPD (N)	RLCCr-MPE (N)	RLCCr-MPD (N)	TPLO (N)	TTA (N)
1	256,83	273,27	224,03	260,90	172,28	265,19
2	179,22	255,83	199,46	287,24	87,31	202,32
3	275,81	266,99	242,98	370,47	213,15	317,18
4	231,73	244,59	275,07	309,15	238,05	287,28
5	186,50	210,29	254,76	254,23	189,32	180,23
6	361,18	304,82	325,75	314,75	244,18	279,20
7	228,47	256,22	296,37	281,41	154,45	234,19
8	259,39	222,94	280,49	193,50	107,96	222,56
9	231,73	234,01	283,93	242,39	166,62	218,78
10	219,36	259,71	303,14	302,88	141,63	268,02
M	243,02	252,87	268,60	281,69	171,50	247,50
Med	231,73	256,03	277,78	284,32	169,45	249,69
DP	51,41	26,90	38,39	47,98	51,74	42,64
Mín	179,22	210,29	199,46	193,50	87,31	180,23
Máx	361,18	304,82	325,75	370,47	244,18	317,18

Apêndice E - Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do quadríceps para os ensaios 135-145, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013

Cadáver	Í-MPE (N)	Í-MPD (N)	RLCCr-MPE (N)	RLCCr-MPD (N)	TPLO (N)	TTA (N)
1	323,02	424,82	284,02	392,46	227,16	318,34
2	224,80	263,87	224,33	219,46	162,49	298,70
3	361,98	209,33	331,68	465,32	322,16	390,81
4	261,84	306,42	260,28	266,02	277,27	248,50
5	244,96	277,29	266,35	232,84	208,13	198,43
6	375,48	362,18	369,66	364,13	301,60	355,61
7	334,55	348,56	254,18	298,21	211,03	265,72
8	294,54	360,94	354,70	311,08	201,77	331,02
9	278,29	297,47	316,07	340,77	259,40	285,49
10	229,46	295,74	295,11	315,34	208,18	312,34
M	292,89	314,66	295,64	320,56	238,02	300,49
Med	286,41	301,95	289,57	313,21	219,10	305,52
DP	54,13	60,99	46,82	74,49	50,44	54,92
Mín	224,80	209,33	224,33	219,46	162,49	198,43
Máx	375,48	424,82	369,66	465,32	322,16	390,81

Apêndice F - Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do gastrocnêmio para os ensaios 135-145, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013

Cadáver	Í-MPE (N)	Í-MPD (N)	RLCCr-MPE (N)	RLCCr-MPD (N)	TPLO (N)	TTA (N)
1	305,78	208,87	188,49	157,02	247,37	88,42
2	221,77	185,60	217,93	165,44	229,98	146,41
3	307,14	348,02	304,81	298,83	263,17	309,37
4	139,65	175,70	114,93	177,86	106,13	170,87
5	206,25	178,58	180,18	168,83	199,69	169,94
6	135,51	159,80	140,17	154,38	202,05	160,62
7	192,67	213,94	122,17	163,74	152,74	181,28
8	137,40	140,70	105,91	58,45	135,27	78,40
M	205,77	201,40	171,82	168,07	192,05	163,16
Med	206,25	185,60	180,18	165,44	202,05	169,94
DP	69,94	63,70	66,14	51,34	55,05	66,65
Mín	135,51	140,70	105,91	58,45	106,13	78,40
Máx	307,14	348,02	304,81	298,83	263,17	309,37

Apêndice G - Média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo da força do ligamento patelar para os ensaios 135-145, nas situações íntegro membro pélvico esquerdo e direito (I-MPE e I-MPD), ruptura de ligamento cruzado cranial membro pélvico esquerdo e direito (RLCCr-MPE e RLCCr-MPD), técnica de TPLO e técnica de TTA – São Paulo – 2013

Cadáver	Í-MPE (N)	Í-MPD (N)	RLCCr-MPE (N)	RLCCr-MPD (N)	TPLO (N)	TTA (N)
1	277,27	338,91	259,97	340,30	207,83	255,81
2	198,89	284,67	229,60	234,22	128,38	197,64
3	327,36	384,69	326,70	415,71	305,86	375,15
4	269,42	297,59	312,33	299,12	289,44	286,26
5	211,00	264,73	252,18	221,99	195,31	195,11
6	422,74	347,59	334,73	357,03	251,06	338,50
7	308,45	312,25	253,11	274,91	212,61	252,76
8	302,13	329,13	353,56	302,35	183,76	325,75
9	272,90	275,94	315,31	333,60	222,05	280,74
10	283,70	321,04	285,32	309,75	184,65	301,95
M	287,59	315,65	292,28	308,90	218,10	280,97
Med	280,49	316,65	298,83	306,05	210,22	283,50
DP	62,22	36,52	41,95	57,49	52,59	58,12
Mín	198,89	264,73	229,60	221,99	129,38	195,11
Máx	422,74	384,69	353,56	415,71	305,86	375,15

Apêndice H - Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus, para membro pélvico esquerdo – São Paulo – 2013

Apêndice I - Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 145 graus, para membro pélvico direito – São Paulo – 2013

Apêndice J - Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 135 graus, para membro pélvico esquerdo – São Paulo – 2013

Apêndice K - Gráfico com os valores de média e desvio padrão para os valores de força do ligamento patelar no ensaio com a articulação fêmoro-tíbio-patelar em 135 graus, para membro pélvico direito – São Paulo – 2013