

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo desta dissertação será disponibilizado somente a partir de 10/02/2024.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

AVALIAÇÃO DE MODELOS SAGITAIS CINEMÁTICOS
DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM OVINOS HÍGIDOS

CARLOS EDUARDO CICHINATO PONTES

Botucatu – SP
2022

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

**AVALIAÇÃO DE MODELOS SAGITAIS CINEMÁTICOS
DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM OVINOS HÍGIDOS**

CARLOS EDUARDO CICHINATO PONTES

Dissertação apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia Animal, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Prof.^a Titular Sheila Canevese Rahal

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.DIVISÃO
TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Pontes, Carlos Eduardo Cichinato.

Avaliação de modelos sagitais cinemáticos da articulação
do joelho em ovinos hípidos / Carlos Eduardo Cichinato Pontes.
- Botucatu, 2022

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio
de Mesquita Filho", Faculdade de Medicina Veterinária e
Zootecnia

Orientador: Sheila Canevese Rahal

Capes: 20406029

1. Ovinos. 2. Biomecânica. 3. Joelhos - Articulações.
4. Locomoção animal.

Nome do autor: Carlos Eduardo Cichinato Pontes

**TÍTULO: AVALIAÇÃO DE MODELOS SAGITAIS CINEMÁTICOS DA
ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM OVINOS HÍGIDOS**

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Titular Sheila Canevese Rahal

Presidente da banca e orientadora

Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal

FMVZ – UNESP – Botucatu

Membro Luciane dos Reis Mesquita

Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal

FMVZ – UNESP – Botucatu

Membro Felipe Stefan Agostinho

Médico Veterinário

Hospital Veterinário Botucatu

Agradecimentos

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

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus, por todas as bênçãos em minha vida.

À Fapesp no. 12/02173-7 e CNPq (PQ-301585/2017-2).

Agradeço a minha família; minha esposa Danila, minhas filhas Laura e Livia e meu filho Cauã, pela motivação diária, companheirismo e amor.

Ao meus pais, Maria Tereza e Valter Pontes pelos ensinamentos, educação e valores da vida.

A minha orientadora Sheila, pela oportunidade e confiança.

Aos meus amigos e colegas de profissão, Felipe Agostinho, Luciane Mesquita e Ana Beatriz Guimarães de Andrade, por toda ajuda nessa fase que estou vivendo.

Muito obrigado!

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE TABELA.....	viii
Resumo	x
Abstract	xi
CAPÍTULO 1	1
1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	2
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	4
3 REFERÊNCIAS.....	15
CAPÍTULO 2	20
Artigo científico.....	21
Anexo 1.....	33

Lista de Figuras

Figura 1. Representação gráfica do Método 1 (Modelo sagital segmentar) aplicado na avaliação cinemática do joelho de ovinos.....	26
Figura 2. Representação gráfica do Método 2 (modelo sagital linear) aplicado na avaliação cinemática do joelho de ovinos.....	26
Figura 3. Representação gráfica simultânea do Método 1 (modelo sagital segmentar) e do Método 2 (modelo sagital linear), aplicados na avaliação cinemática do joelho de ovinos.....	27

Lista de Tabela

Tabela 1. Média (erro padrão) das medidas angulares e amplitude, valor P do Teste T Pareado e Coeficiente de Correlação de Pearson (R).....	27
--	----

PONTES, C.E. Avaliação de modelos sagitais cinemáticos da articulação do joelho em ovinos hípidos. Botucatu, 2022. 42p. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar dois modelos sagitais cinemáticos da articulação do joelho em ovinos. Foram utilizados oito ovinos hípidos da raça Santa Inês, fêmeas, não castradas, com idade aproximada entre dois e quatro anos, e massa corpórea de 26,7 até 32,8 kg. Os ovinos foram treinados a se locomoverem em esteira, conduzidos pelo mesmo condutor, antes da realização do exame cinemático. Foram utilizados quatro marcadores reflexivos esféricos, os quais foram aplicados por um único pesquisador, nos seguintes pontos anatômicos: trocânter maior do fêmur, no epicôndilo lateral do fêmur, no cabeça da fíbula e no maléolo lateral da tibia. As trilhas foram coletadas após os ovinos estarem se locomovendo de forma constante, com a esteira em velocidade de 1 m/s. Para o cálculo dos ângulos de flexão/extensão foram aplicados dois modelos matemáticos sagitais, sendo um modelo segmentar (M1) e outro em três pontos - modelo linear (M2). Ambos os modelos permitiram a captura dos ângulos de flexão/extensão da articulação do joelho direito. Ao se comparar os dois métodos, observou-se uma diferença nos valores de ângulo máximo e ângulo mínimo, porém estatisticamente ocorreu diferença apenas no ângulo máximo e, conseqüentemente, na amplitude. Foi possível concluir que ambos modelos sagitais cinemáticos da articulação do joelho possuem correlação simultânea em ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude.

Palavras-chave: Ângulo; Movimento; Animal; Biomecânica

PONTES, C.E. Evaluation of kinematic sagittal models of the knee joint in healthy sheep. Botucatu, 2022. 42p. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

SUMMARY

This study aimed to evaluate two sagittal kinematic models of the stifle joint in sheep. Eight healthy Santa Ines sheep, females, entire, approximate age between 2 and 4 years, and body mass from 26.7 to 32.8 kg were used. The sheep were trained to walk on a treadmill led by the same handler before performing the kinematic examination. Four spherical reflective markers were placed by one tester on the following anatomical points: greater trochanter of the femur, lateral epicondyle of the femur, head of the fibula, and lateral malleolus of the tibia. The trials were collected after the sheep moved at constant walking with the treadmill at a speed of 1 m/s. To calculate the flexion/extension angles, two sagittal mathematical models were applied, one segmental (M1) and one in 3 points – sagittal linear (M2). Both models allowed to capture flexion/extension angles of the right and left stifle joints simultaneously. The comparison of the two methods showed differences in the values of maximum angle and minimum angle, but statistically, there was a difference only in the maximum angle and, consequently, in the amplitude. In conclusion, both kinematic sagittal models of the stifle joint showed simultaneous correlation in maximum angle, minimum angle and amplitude.

Key words: Angle; Gait; Animal; Femur

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Os ovinos têm sido empregados como modelos experimentais *in vivo* para o estudo de diversas afecções ortopédicas que acometem pacientes humanos, entre as quais incluem-se as que ocorrem no joelho, a despeito de algumas diferenças anatômicas e biomecânicas (OSTERHOFF et al., 2010; TAKRONI et al., 2016; HAN et al., 2020; OLÁH et al., 2021). Algumas vantagens do uso de ovelhas se deve ao comportamento dócil, plácido e complacente, além de poderem ser treinadas a se locomoverem de forma adequada em esteira ou plataforma de pressão, entre outros, o que facilita o manuseio para estudos relativos à locomoção (TAPPER et al. 2006; AGOSTINHO et al., 2012; OLÁH et al., 2021).

A análise cinemática do joelho é uma ferramenta empregada para a caracterização da normalidade bem como para a avaliação das mudanças decorrentes de lesões e os efeitos de tratamentos sobre o movimento articular, podendo ser efetuada de forma bidimensional ou tridimensional (SANDBERG et al., 2020). Entre os estudos cinemáticos pós-cirúrgicos do joelho do ovino podem ser citados os que empregaram a secção combinada do ligamento cruzado cranial e ligamento colateral medial; a reconstrução do ligamento cruzado; a meniscectomia lateral; a ruptura parcial ou total do ligamento cruzado cranial (TAPPER et al., 2008; FRANK et al., 2012; ATAROD et al., 2013; O'BRIEN et al. 2013; HEARD et al., 2017; SHEKARFOROUSH et al. 2018; BARTON et al., 2019).

Em ovinos, a análise cinemática do joelho tem sido efetuada por meio de implantes inseridos na tíbia e fêmur, a partir dos quais são aplicados pinos externos que são conectados a marcadores reflexivos (TAPPER et al. 2004; TAYLOR et al., 2006; TAPPER et al., 2006; DARCY et al., 2008; TAPPER et al., 2008; FRANK et al., 2012; ATAROD et al., 2013; O'BRIEN et al. 2013; HEARD et al., 2017; SHEKARFOROUSH et al., 2018; BARTON et al., 2019), ou

com o uso de marcadores retro-reflexivos ou emissores de luz, os quais são afixados na pele em pontos anatômicos pré-determinados (FARIA et al., 2014). Ambos os métodos têm sido empregados em humanos (BULL e AMIS, 1998; BENOIT et al., 2006). Apesar do segundo método ser propenso a erro devido ao artefato de movimento da pele (BULL e AMIS, 1998; TAYLOR et al., 2005; BENOIT et al., 2006), seu uso é mais aceitável do ponto de vista ético, especialmente em humanos (BULL e AMIS, 1998). Deve-se também considerar o ovino não somente como modelo experimental, mas também como paciente, em quem métodos invasivos ficam mais difíceis de aplicação.

Neste sentido, o presente estudo se justificou uma vez que empregou dois modelos sagitais para analisar a cinemática angular não invasiva da articulação do joelho em ovinos. Para o desenvolvimento do assunto determinou-se o capítulo 1 com a inclusão da introdução e revisão da literatura, seguido do capítulo 2 no qual foi apresentado o artigo científico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 *Anatomia e movimento do joelho*

Lee-Shee et al. (2007) utilizaram um robô para simular a carga inicial da fase de apoio da locomoção no joelho de cadáveres de ovinos. Foi observado que os compartimentos medial e lateral suportaram $5,5 \pm 0,9$ MPa e $4,4 \pm 1,1$ MPa da pressão média, respectivamente, em $107,7 \pm 28,7$ mm² e $60,8 \pm 56,3$ mm² de área. Por sua vez, Taylor et al. (2011) determinaram a distribuição de carga compartimental médio-lateral através dos côndilos tibiais de ovinos merino misto e detectaram uma carga predominantemente no côndilo medial, que suportava aproximadamente 75% da carga total durante as fases de carregamento de pico.

Nesbitt et al. (2014) avaliaram os restritores primários e secundários do joelho do ovino e humano na cinemática da locomoção e observaram que, para ambas espécies, a interação óssea, o ligamento cruzado cranial e menisco medial proporcionaram a maior parte das contribuições da força durante a fase de apoio, ao passo que o ligamento colateral medial, o osso humano e o ligamento cruzado cranial de ambas as espécies foram os principais contribuintes na fase de balanço.

Como o joelho de ovino tem sido usado como modelo animal para o joelho humano, Osterhoff et al. (2010) realizaram estudo das medidas anatômicas entre as duas espécies. Foram usados 24 joelhos de ovinos da raça merino, esqueleticamente maduros, e 24 joelhos de cadáveres humanos, para mensuração de estruturas anatômicas selecionadas do fêmur distal, tíbia proximal e patela. Os ovinos possuem largura troclear menor e entalhe intercondilar femoral mais estreito do que os humanos. O índice cortical do fêmur distal foi o mesmo em ambas as espécies, mas os ovinos têm um estoque ósseo

maciço abaixo do platô tibial e diáfise tibial proximal com osso cortical notavelmente espesso.

Takroni et al. (2016) compararam o peso úmido, o volume e as dimensões do menisco humano ($n = 6$ pares) com aqueles de ovelhas ($n = 6$ pares) e porcos ($n = 22$ pares). As dimensões anatômicas incluíram circunferência, largura, altura periférica, altura articular e comprimento articular superior. Os autores concluíram que os parâmetros dimensionais principais do menisco dos ovinos mostraram-se mais próximos aos de humanos.

Modelos geométricos tridimensionais de articulações do joelho de ovino e “mini-pig” foram usados, por Han et al. (2020) para avaliar as propriedades biomecânicas, por meio da análise do elemento finito, em cargas de tensão para flexão em 30° e 60° . Foi observado que o “mini-pig” tem valores de tensão e mudanças de cartilagem, menisco e ligamentos periféricos similares aqueles dos joelhos humanos. Por sua vez, o joelho do ovino mostrou maior picos de tensão do que o joelho do “mini-pig” na flexão a 30° e 60° , além de uma distribuição desigual das cargas de tensão nos ligamentos circundantes.

Bull e Amis (1998) citaram que o movimento espacial do joelho em humanos pode ser definido em três deslocamentos rotacionais: flexão/extensão sobre um eixo na direção médio-lateral; adução/abdução sobre um eixo passando sobre o centro do joelho na direção anterior-posterior e geralmente relacionado a tibia; e o rotação interna/externa sobre o eixo longo da tibia. Os três deslocamentos translacionais foram determinados como médio-lateral, anteroposterior e compressão-distração.

Segundo Oláh et al. (2021), em ovinos a flexão passiva máxima do joelho é 147° e a extensão passiva máxima é 40° . Por sua vez, a flexão e extensão normais são 108° e 35° , respectivamente.

2.2 Cinemática geral

Os sistemas cinemáticos de captura de movimento por vídeo em medicina veterinária podem ser efetuados de forma bidimensional ou tridimensional (GILLETTE et al., 2008; SANDBERG et al., 2020). Para ambos os

sistemas, os marcadores são unidos as áreas específicas do corpo (SANDBERG et al., 2020). Existem vários tipos de marcadores, ou seja, os não-reflexivos, com cores que são reconhecidas pelo sistema; os retro-reflexivos, produzidos de material que reflete a luz; e os de LED (Light Emitting Diode) estroboscópico (GILLETTE et al., 2008). O sistema tridimensional, de acordo com Sandberg et al. (2020), requer múltiplas câmeras sincronizadas e técnica de calibração mais complexa; como por exemplo, o emprego de um quadro de calibração com vários marcadores reflexivos para que se obtenha um sistema de coordenada global e a partir deste, o paciente com os marcadores serão rastreados. Por sua vez, o sistema bidimensional (modelo planar) usa uma única câmera, técnica simples de calibração e marcadores não reflexivos.

Segundo Bull e Amis (1998), existem vários tipos de sistemas de vídeos que podem ser utilizados para mensurar o movimento articular do joelho humano em seis graus de liberdades, desde os que empregaram marcadores passivos até os que utilizam marcadores ativos (diodos emissores de luz, ou prismas reflexivos). A dificuldade dos sistemas é o erro induzido pelo movimento entre a pele e o osso, havendo estudos que têm calculado este erro.

Para quantificar o erro causado pelo artefato de movimento da pele na análise cinemática, Benoit et al. (2006) inseriram pinos intra-corticais dentro do fêmur distal e tíbia proximal de oito homens saudáveis. Três marcadores reflexivos foram unidos aos pinos ósseos e quatro marcadores reflexivos foram montados na pele da tíbia e coxa, sendo os dados cinemáticos comparados durante a caminhada. Embora a cinemática derivada do marcador de pele tenha fornecidos resultados repetíveis, estes não foram representativos do movimento dos ossos subjacentes. Desta forma, os autores propuseram um erro padrão de medição.

Para determinar os erros decorrentes do uso de técnica de mensurações cinemáticas não invasivas, Taylor et al. (2005) empregaram três ovinos merino misto. Inicialmente foram implantados pinos de Schanz aplicados no fêmur, tíbia, metatarso, pelve e patela. Quando da análise, uma armação de alumínio que continha quatro marcadores reflexivos foi unida aos pinos de Schanz. Adicionalmente, quatro, cinco ou seis marcadores reflexivos foram aplicados na pele em três segmentos corporais. Os movimentos dos marcadores de pele em relação às posições ósseas subjacentes foram avaliados usando a

técnica de “Point Cluster”, média bruta e a técnica “Optimal Common Shape”. Os movimentos dos marcadores de pele foram relativos às posições ósseas subjacentes. Os erros na posição do centro articular proximal foram fortemente associados à quantidade de tecido mole, sendo de 8,5 mm para o fêmur, 2,8 mm para a tíbia e 2,0 mm para o metatarso. Todas as técnicas apresentaram erros, embora com melhor predição com técnica “Optimal Common Shape”. Os erros foram sistemáticos e associados com as diferentes fases do ciclo da locomoção. A natureza quadrupedal dos ovinos, favoreceu uma maior quantidade de pele no fêmur proximal ao torso.

2.3 Estudos de cinemática do joelho

Tappper et al. (2004) desenvolveram um método para mensuração *in vivo* da cinemática tridimensional dinâmica do joelho do ovino. Para tanto, placas metálicas foram implantadas no aspecto próximo-lateral da tíbia direita e disto-lateral do fêmur direito e fixadas com parafusos em cinco ovinos. No dia da análise cinemática foram aplicados postes, um em cada placa, e junto aos postes foram aplicados os marcadores reflexivos (n=4), sob anestesia. Os ovinos foram treinados por oito semanas antes do teste. A análise tridimensional foi efetuada com sistema de vídeo com quatro câmeras, durante a locomoção ao caminhar em esteira. Um marcador aplicado no casco foi usado para indicar o início e o final de cada passada. Empregou-se um sistema de coordenada articular, e os ângulos Cardan e translações do sistema de coordenada articular foram derivados da matriz fêmur-tíbia em cada momento. Os ângulos foram em média 35,9° para flexão, 3,9° para abdução e 10,4° para rotação externa. A precisão do sistema foi $0,36 \pm 0.39$ mm.

Para caracterizar o movimento normal do joelho direito de oito ovinos da raça suffolk cruzado, Tappper et al. (2006) implantaram placas no fêmur e tíbia. No dia do estudo, os animais foram anestesiados e hastes foram unidas as placas. Quatro marcadores esféricos foram acoplados na extremidade de cada haste, servindo de referência para as posições da tíbia e fêmur. Adicionalmente, um marcador foi fixado no lado lateral do casco direito para

controle do ciclo da locomoção (caminhar, caminhar inclinado e trote). Quatro câmaras foram usadas para mensurar as posições dos marcadores dentro de uma área calibrada junto à esteira. Os dados cinemáticos tridimensionais foram mensurados de 30 passadas em cada modo de locomoção. Sistemas de coordenadas anatômicas foram digitalizados dentro de cada osso e o movimento articular calculado. Isto resultou em valores de cinemática articular (flexão/extensão, abdução/adução, rotação externa/interna) e posições articulares em três direções (medial/lateral, posterior/anterior, inferior/superior). A cinemática foi similar entre os três tipos de locomoção e a variabilidade entre indivíduos foi pequena. A flexão da articulação variou de 43,1 a 77,08, e foi associada com abdução (0,0-4,18), rotação interna (5,9-17,68) e translações nas direções medial (5,1-7,3 mm), anterior (21,9-23,8 mm) e superior (6,0-11,4 mm).

Para determinar as condições de carga *in vivo* que ocorrem na articulação tíbio-femoral do joelho de ovinos, Taylor et al. (2006) empregaram três animais da raça merino misto com dois anos de idade, nos quais foram inseridos pinos de Schanz para atuarem como pinos ósseos (pelve, fêmur, tíbia, metatarso e patela do membro direito). No momento do estudo foram acoplados aos pinos ósseos um conjunto formado por pinos de titânio e um molde alumínio, no qual foram associados os marcadores reflexivos. Depois os animais foram eutanasiados e pinos de titânio foram inseridos nos locais dos pinos de Schanz, para avaliação pela tomografia computadorizada. Um sistema de coordenada local foi gerado para cada osso longo. A cinemática pós-operatória revelou ângulo de flexão-extensão de aproximadamente -49-70°, com média de flexão de 21°. A máxima amplitude de flexão-extensão dentro do ciclo foi 30°. A maioria da flexão-extensão ocorreu durante a faz de balanço.

Tapper et al. (2008) avaliaram, em oito ovinos da raça suffolk cruzado, o movimento tridimensional do joelho direito após a secção combinada do ligamento cruzado cranial e ligamento colateral medial. Cinco animais tiveram a secção dos ligamentos e três foram controle (operados sem a secção). Os animais foram avaliados no caminhar em esteira, com o joelho intacto e após 2, 4, 8, 12, 16 e 20 semanas de pós-operatório. Para a análise cinemática foram implantadas placas no fêmur e tíbia, sendo as hastes e marcadores aplicados nos momentos das avaliações. Embora tenha ocorrido o deslocamento tibial

anterior, ocorreu alto grau de variabilidade entre ovelhas operadas, o que requer cuidado nas avaliações estatísticas e interpretações.

Para avaliar se a cinemática de flexão-extensão passiva corresponde com a locomoção *in vivo*, Darcy et al. (2008) empregaram quatro ovinos da raça suffolk cruzado, em que placas foram implantadas no fêmur e tíbia, para posterior acoplamento com hastes e marcadores. As posições espaciais tridimensionais dos marcadores reflexivos (quatro na tíbia e quatro no fêmur) foram mensuradas no caminhar em esteira, usando quatro câmaras de alta resolução. Foram captadas 200 passadas, porém as 100 mais consistentes foram selecionadas para a análise. Na sequência os animais foram sacrificados e o membros foram flexionados e estendidos passivamente por três pesquisadores, por aproximadamente 130 ciclos, sendo os 100 mais consistentes usados para a análise. Foram observadas diferenças estatísticas em todos os graus de liberdade, com maiores diferenças nas direções proximal-distal e interna-externa. Segundo os autores, o uso de teste de flexão-extensão passiva *in vitro* das articulações isoladas não são capazes de simular precisamente as posições *in vivo*.

Tapner et al. (2009) analisaram o impacto da secção combinada do ligamento cruzado cranial e colateral medial e a consequência na cicatrização dos ligamentos em ovinos da raça suffolk cruzado. A cinemática articular tridimensional do joelho foi avaliada com os ovinos no caminhar em esteira, com a articulação intacta e aos 2, 4, 8, 12, 16 e 20 semanas após a secção dos ligamentos. Havia também um grupo “sham” de cirurgias sem secção (n=3). A cinemática foi efetuada com quatro câmaras de 120 Hz, usando marcadores reflexivos montados em postes de aço inoxidável, implantados na tíbia e fêmur. Além disso, um marcador circular reflexivo foi posicionado no aspecto lateral do casco direito para identificar as fases de cada passo. Os ligamentos seccionados promoveram mudanças significantes na distância entre as inserções do ligamento cruzado cranial e o ligamento colateral lateral e ligamento cruzado caudal, mas não no ligamento colateral medial.

Para avaliar o grau de osteoartrite decorrente de injúrias dos ligamento cruzado cranial e ligamento colateral medial, Frank et al. (2012) estabeleceram três grupos de ovinos da raça suffolk cruzado: 17 normais, nove com

ruptura de ambos os ligamentos e sete “sham”. A avaliação cinemática tridimensional foi efetuada antes e com quatro e vinte semanas, a partir de pinos implantados, os quais foram acoplados a um conjunto de marcadores. O movimento articular foi calculado a partir de um sistema de coordenadas anatômicas, que permitiu avaliar três rotações articulares (flexão/extensão, abdução/adução, rotação interna/externa) e três translações articulares (medial/lateral, anterior/posterior, inferior/superior).

Atarod et al. (2013) investigaram as interações entre diferentes graus de liberdade cinemático durante a locomoção e determinaram como estas interações mudam com o tempo após a secção do ligamento cruzado cranial. Foram empregados ovinos suffolk cruzado, nos quais foram implantados placa no aspecto próximo-lateral da tíbia e disto-lateral do fêmur, sendo que no momento da análise cinemática postes de aço inoxidável foram unidos a estas placas e uma armação espacial unida aos postes. A coleta dos dados foi com os ovinos caminhando em uma esteira na velocidade 0,89 m/s. Alterações significantes foram verificadas entre a flexão da articulação e outros graus de liberdade translacionais/rotacionais entre a locomoção normal e o com deficiência do ligamento cruzado cranial.

O'Brien et al. (2013) avaliaram se a reconstrução imediata do ligamento cruzado cranial (autoenxerto) poderia prevenir mudanças cinemática e o desenvolvimento da osteoartrite, usando cinco ovelhas da raça suffolk cruzado. Foram também estabelecidos outros dois grupos, que fizeram parte de outro estudo, sendo um “sham” (n=7) e outro controle não operado (n=17). Para análise cinemática foram implantadas placas no fêmur e tíbia, as quais foram conectadas a um sistema de marcadores rígidos nos momentos das análises. A cinemática foi registrada com os animais ao caminhar em esteira na velocidade de 0,9 m/segundo, antes da cirurgia e com 4 e 20 semanas de pós-operatório. A análise do movimento foi com um sistema de coordenada articular. O erro dentro deste sistema de análise de movimento foi de até 0,3-0,48 em cinemática angular e até 0,7-1 mm na translação. A reconstrução do ligamento não restaurou a cinemática ao caminhar e permitiu o desenvolvimento de algum grau de osteoartrite nas articulações operadas. Segundo os autores, os efeitos da artrotomia, aplicação da placas e repetida captação de dados foram pequenos e variáveis com 20 semanas.

Os padrões cinemáticos dos membros torácicos e pélvicos foram avaliados, por Faria et al. (2014), em ovinos hígidos da raça Santa Inês, caminhando em velocidade constante. Foram constituídos dois grupos de acordo com a idade: G1 – de oito a doze meses, G2 – acima de cinco anos. Os animais locomoveram-se em plataforma de pressão, na velocidade de 1,1-1,3 m/s, e os dados cinemáticos foram coletados com cinco câmaras. Onze marcadores foram colocados sobre a pele em pontos anatômicos específicos. Cinco trilhas válidas foram obtidas, primeiro do lado esquerdo e depois do lado direito. Os valores obtidos no joelho foram ângulo máximo ($G1 = 156,48 \pm 6,9$; $G2 = 130,59 \pm 6,8$), ângulo mínimo ($G1 = 103,13 \pm 5,5$; $G2 = 95,60 \pm 8,5$), deslocamento angular ($G1 = 32,85 \pm 4,7$; $G2 = 34,99 \pm 4,9$), velocidade angular máxima ($G1 = 313,96 \pm 53,7$; $G2 = 363,16 \pm 43,1$), e velocidade angular mínima ($G1 = -217,28 \pm 39,6$; $G2 = -204,37 \pm 34,4$). Estatisticamente a velocidade angular máxima foi maior em G2 comparado a G1.

Heard et al. (2017) investigaram se a cinemática alterada pode contribuir para o desenvolvimento precoce da osteoartrite pós-traumática em modelo de ruptura do ligamento cruzado em ovino da raça suffolk cruzado. Foram empregados 15 animais esqueleticamente adultos divididos em três grupos: controle, reconstrução do ligamento cruzado, ruptura do ligamento cruzado e ligamento colateral medial. Para a análise cinemática, placas foram implantadas no fêmur e tíbia, para posterior acoplamento com hastes e marcadores no momento da análise. A cinemática do joelho com ruptura do ligamento cruzado e ligamento colateral medial diferiu significativamente do controle e a maioria dos animais com reconstrução do ligamento cruzado, sendo que estes últimos não diferiram entre si. Os resultados indicaram que as mudanças osteoartríticas não podem ser atribuídas exclusivamente as alterações cinemáticas pós-cirúrgicas, podendo haver outros componentes biológicos.

Shekarforoush et al. (2018) determinaram os parâmetros dos eixos helicoidais finitos e o vetor de translação tíbio-femoral, no joelho de ovinos da raça Suffolk cruzado com lesões induzida cirurgicamente: G1 – transecção do ligamento cruzado anterior e do ligamento colateral medial ($n = 5$), G2 - meniscectomia lateral ($n = 5$). Para a análise cinemática implantaram-se placas

no fêmur e tíbia, sendo as hastes e marcadores aplicados quando das avaliações. As posições de todos os marcadores foram registradas em um sistema de coordenada global de captura de movimento. A origem dos sistemas de coordenadas anatômicas femoral e tibial coincidiram com a origem e inserção do ligamento cruzado cranial. Os eixos z foram direcionados proximal e paralelo ao eixo longo de cada osso; os eixos x foram direcionados ao longo da linha entre as inserções nos ossos do ligamento colateral medial e ligamento colateral lateral; o eixo y foi determinado usando o produto vetorial dos eixos z e x. Segundo os autores, a transecção dos ligamentos cruzado anterior e colateral medial está correlacionada com a mudança translacional tíbio-femoral absoluta e as alterações nas variáveis cinemáticas analisadas não podem definir o risco de osteoartrite após lesões meniscais.

Para analisar a cinemática de joelho *in vivo* antes e com 20 e 40 semanas após a ruptura parcial do ligamento cruzado cranial, Barton et al. (2019) usaram cinco ovinos da raça Suffolk. Placas foram implantadas nos ossos, para acoplamento com hastes e marcadores. Os animais foram avaliados caminhando em uma esteira e foram coletadas um mínimo de 250 passadas. Foram avaliadas as variáveis cinemáticas de flexão-extensão, abdução-adução, rotações interna-externa, e translações médio-lateral, posterior-anterior e inferior-superior. Também foram empregados o eixo helical finito de quatro variáveis para determinação da translação. Os resultados indicaram que a ruptura parcial do ligamento cruzado cranial pode levar a dano similar à osteoartrite pós-traumática progressiva, com presença de mudanças cinemáticas ao longo do tempo.

2.4 Modelos cinemáticos não invasivos em pequenos animais

Torres et al. (2010) analisaram três modelos cinemáticos do membro pélvico canino. Para tanto, marcadores foram aplicados no trocânter maior, aspecto craniolateral do quadríceps, côndilo femoral lateral, côndilo femoral medial; cabeça da fíbula, aspecto proximal da crista tibial, aspecto distal da crista tibial, junção do músculo gastrocnêmio e tendão, maléolo medial e maléolo lateral. No modelo sagital linear o fêmur foi representado por uma linha

conectando do trocanter maior ao côndilo femoral lateral; a tíbia foi representada por uma linha conectando do côndilo femoral lateral ao maléolo lateral; e o centro articular do joelho, como o ponto entre os segmentos femoral e tibial. No modelo sagital segmental, a representação do fêmur foi similar, porém a tíbia foi determinada por uma linha conectando da cabeça fibular ao maléolo lateral. O centro articular de rotação do joelho foi definido como a intersecção dos dois segmentos no aspecto distal do componente femoral e proximal tibial. No sistema de coordenada articular, os segmentos do fêmur e tíbia foram assumidos como um corpo rígido, e cada segmento foi definido pelos marcadores unidos nos segmentos durante a calibração estática. As formas de onda foram geradas para todos os três modelos durante cada ciclo da locomoção. Todos os métodos produziram ondas similares de flexão-extensão, porém o modelo sagital segmental proporcionou dados de rotação interna/externa e abdução/adução.

O efeito da colocação do marcado na cinemática do joelho canino, foi avaliada, por Torres et al. (2011), em três modelos (sagital linear, sagital segmental, sistema de coordenada articular). Dez marcadores foram aplicados na pele do membro pélvico direito e quatro adicionais foram colocados ao redor do trocanter maior (2 cm cranial, caudal, dorsal e ventral). A comparação nas formas das ondas dos ângulos de flexão e extensão foram avaliadas com GIFA (Generalized Indicator Function Analysis). O desvio do marcador do trocanter maior na direção cranial/caudal produz um maior grau de diferença do que o desvio na direção dorsal/ventral.

Torres et al. (2015) analisaram a variabilidade do examinador (experiente e não experiente) e entre dias, usando modelo cinemático do joelho do cão. Foram fixados 11 marcadores reflexivos no membro pélvico direito. Um espaço de teste tridimensional foi determinado. Inicialmente uma trilha estática foi coletada. Então, quatro marcadores foram removidos durante as trilhas dinâmicas, os quais foram depois reconstruídos da trilha estática. Os cães foram avaliados ao trote. As ondas geradas foram comparadas pela análise de Fourier e GIFA (Generalized Indicator Function Analysis). Variabilidades ocorreram entre examinadores e com o mesmo examinador. Contudo, a experiência anterior com

o modelo reduziu a quantidade de variabilidade e resultou em coleta de dados cinemáticos consistentes e repetíveis no plano sagital

Kim et al. (2017) avaliaram o efeito da posição do membro pélvico durante a aplicação do marcador inicial usando um modelo cinemático no plano sagital. Foram aplicados cinco marcadores retro-reflexivos aplicado na crista ilíaca, trocânter maior do fêmur, articulação femorotibial entre o epicôndilo lateral do fêmur e cabeça fibular, maléolo lateral da tíbia e aspecto distolateral do quinto osso metatarsiano. Os modelos foram estabelecidos separadamente com o cão em pé em três posições diferentes: membro estendido com o pé cranial a pelve, membro em posição neutra, membro estendido com o pé caudal a pelve. A cinemática do quadril, joelho e tarso foi gerada e coletada durante o caminhar, para cada posição inicial. A análise completa da forma de onda foi realizada com Generalized Indicator Function Analysis (GIFA). Embora não tenha sido observado diferenças entre as amplitudes de movimentos, ocorreram diferenças na forma das ondas dos joelhos e nos valores dos ângulos mínimo e máximo das articulações do quadril e joelho.

3 REFERÊNCIAS

AGOSTINHO, F.S., RAHAL, S.C., ARAÚJO, F.A., CONCEIÇÃO, R.T., HUSSNI, C.A., EL-WARRAK, A.O., MONTEIRO, F.O. Gait analysis in clinically healthy sheep from three different age groups using a pressure-sensitive walkway. *BMC Vet. Res.*, v.8, n.87, p.1-7, 2012.

ATAROD, M., FRANK, C.B., SHRIVE, N.G. Kinematic and kinetic interactions during normal and ACL-deficient gait: a longitudinal in vivo study. *Ann. Biomed. Eng.*, v.42, n.3, p.566-578, 2014.

BARTON, K.I., SHEKARFOROUSH, M., HEARD, B.J., SEVICK, J.L., MARTIN, C.R., FRANK, C.B., HART, D.A., SHRIVE, N. G. Three-dimensional in vivo kinematics and finite helical axis variables of the ovine stifle joint following partial anterior cruciate ligament transection. *J. Biomech.*, v.88, p.78-87, 2019.

BENOIT, D.L., RAMSEY, D.K., LAMONTAGNE, M., XU, L., WRETENBERG, P., RENSTRÖM, P. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured *in vivo*. *Gait Posture*, v.24, n.2, p.152-164, 2006.

BULL, A.M., AMIS, A.A. Knee joint motion: description and measurement. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, v.212, n.5, p.357-372, 1998.

DARCY, S.P., ROSVOLD, J.M., BEVERIDGE, J.E., CORR, D.T., BROWN, J.J., SUTHERLAND, C.A., MARCHUK, L.L., FRANK, C.B., SHRIVE, N.G. A comparison of passive flexion-extension to normal gait in the ovine stifle joint. *J. Biomech.*, v.41, n.4, p.854-860, 2008.

FARIA, L.G., RAHAL, S.C., AGOSTINHO, F.S., MINTO, B.W., MATSUBARA, L.M., KANO, W.T., CASTILHO, M.S., MESQUITA, L.R. (2014). Kinematic analysis of forelimb and hind limb joints in clinically healthy sheep. *BMC Vet. Res.*, v.10, n.294, p.1-5, 2014.

FRANK, C.B., BEVERIDGE, J.E., HUEBNER, K.D., HEARD, B.J., TAPPER, J.E., O'BRIEN, E.J., SHRIVE, N.G. (2012). Complete ACL/MCL deficiency induces variable degrees of instability in sheep with specific kinematic abnormalities correlating with degrees of early osteoarthritis. *J. Orthop. Res.*, v.30, n.3, p.384-392, 2012.

GILLETTE, R.L., ANGLE, T.C. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet. J.*, v.178, n.2, p.165-176, 2008.

HAN, P.F., ZHANG, R., GAO, Y.Y., LI, P., WEI, X.C., LV, Z. Establishment and simulation of 3D geometric models of mini-pig and sheep knee joints using Finite Element Analysis. *Med. Sci. Monit.*, n.26:e921540, 2020.

HEARD, B.J., BEVERIDGE, J.E., ATAROD, M., O'BRIEN, E.J., ROLIAN, C., FRANK, C.B., HART, D.A., SHRIVE, N.G. Analysis of change in gait in the ovine stifle: normal, injured, and anterior cruciate ligament reconstructed. *BMC Musculoskelet. Disord.*, v.18, n.212, p.1-10, 2017.

KIM, S.Y., TORRES, B.T., SANDBERG, G.S., BUDSBERG, S.C. Effect of limb position at the time of skin marker application on sagittal plane kinematics of the dog. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.30, n.6, p.438-443, 2017.

LEE-SHEE, N.K., DICKEY, J.P., HURTIG, M.B. Contact mechanics of the ovine stifle during simulated early stance in gait. An in vitro study using robotics. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.20, n.1, p.70-72, 2007.

NESBITT, R.J., HERFAT, S.T., BOGUSZEWSKI, D.V., ENGEL, A.J., GALLOWAY, M.T., SHEARN, J.T. Primary and secondary restraints of human

and ovine knees for simulated in vivo gait kinematics. *J. Biomech.*, v.47, n.9, p.2022-2027, 2014.

O'BRIEN, E.J.; BEVERIDGE, J.E.; HUEBNER, K.D.; HEARD, B.J.; TAPPER, J.E.; SHRIVE, N.G.; FRANK, C.B. Osteoarthritis develops in the operated joint of an ovine model following ACL reconstruction with immediate anatomic reattachment of the native ACL. *J. Orthop. Res.*, v.31, n.1, p.35-43, 2013.

OLÁH, T., CAI, X., MICHAELIS, J.C., MADRY, H. Comparative anatomy and morphology of the knee in translational models for articular cartilage disorders. Part I: Large animals. *Ann. Anat.*, v.235, n.151680, p.1-18 2021.

OSTERHOFF, G., LÖFFLER, S., STEINKE, H., FEJA, C., JOSTEN, C., HEPP, P. Comparative anatomical measurements of osseous structures in the ovine and human knee. *Knee*, v.18, n.2, p.98-103, 2011.

SANDBERG, G.S., TORRES, B.T., BUDSBERG, S.C. Review of kinematic analysis in dogs. *Vet. Surg.*, v.49, n.6, p.1088-1098, 2020.

SHEKARFOROUSH, M., BEVERIDGE, J.E., HART, D.A., FRANK, C.B., SHRIVE, N.G. Correlation between translational and rotational kinematic abnormalities and osteoarthritis-like damage in two in vivo sheep injury models. *J. Biomech.*, v.75, p. 67-76, 2018.

TAPPER, J.E., RONSKY, J.L., POWERS, M.J., SUTHERLAND, C., MAJIMA, T., FRANK, C. B., SHRIVE, N.G. In vivo measurement of the dynamic 3-D kinematics of the ovine stifle joint. *J. Biomech. Eng.*, v.126, n.2, p.301-305, 2004.

TAPPER, J.E., FUKUSHIMA, S., AZUMA, H., THORNTON, G. M., RONSKY, J.L., SHRIVE, N.G., FRANK, C.B. Dynamic in vivo kinematics of the intact ovine stifle joint. *J. Orthop. Res.*, v.24, n.4, p.782-792, 2006.

TAPPER, J.E., FUKUSHIMA, S., AZUMA, H., SUTHERLAND, C., MARCHUK, L., THORNTON, G.M., RONSKY, J.L., ZERNICKE, R., SHRIVE, N.G., FRANK, C.B. Dynamic in vivo three-dimensional (3D) kinematics of the anterior cruciate ligament/medial collateral ligament transected ovine stifle joint. *J. Orthop. Res.*, v.26, n.5, p.660-672, 2008.

TAPPER, J.E., FUNAKOSHI, Y., HARIU, M., MARCHUK, L., THORNTON, G.M., RONSKY, J.L., ZERNICKE, R., SHRIVE, N.G., FRANK, C.B. ACL/MCL transection affects knee ligament insertion distance of healing and intact ligaments during gait in the Ovine model. *J. Biomech.*, v.42, n.12, p.1825-1833, 2009.

TAKRONI, T., LAOUAR, L., ADESIDA, A., ELLIOTT, J.A., JOMHA, N.M. Anatomical study: comparing the human, sheep and pig knee meniscus. *J. Exp. Orthop.*, v.3, n.35, p.1-13, 2016.

TAYLOR, W.R., EHRIG, R.M., DUDA, G.N., SCHELL, H., SEEBECK, P., HELLER, M.O. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J. Orthop. Res.*, v.23, n.4, p.726-734, 2005.

TAYLOR, W.R., EHRIG, R.M., HELLER, M.O., SCHELL, H., SEEBECK, P., DUDA, G.N. Tibio-femoral joint contact forces in sheep. *J. Biomech.*, v.39, n.5, p.791-798, 2006.

TAYLOR, W.R., POEPPLAU, B.M., KÖNIG, C., EHRIG, R.M., ZACHOW, S., DUDA, G.N., HELLER, M.O. The medial-lateral force distribution in the ovine stifle joint during walking. *J. Orthop. Res.*, v.29, n.4, p.567-571, 2011.

TORRES, B.T., PUNKE, J.P., FU, Y.C., NAVIK, J.A., SPEAS, A.L., SORNBORGER, A., BUDSBERG, S. Comparison of canine stifle kinematic data collected with three different targeting models. *Vet. Surg.*, v.39, n.4, p.504-512, 2010.

TORRES, B.T., WHITLOCK, D., REYNOLDS, L.R., FU, Y.C., NAVIK, J.A., SPEAS, A.L., SORNBORGER, A., BUDSBERG, S.C. The effect of marker location variability on noninvasive canine stifle kinematics. *Vet. Surg.*, v.40, n.6, p.715-719, 2011.

TORRES, B.T., GILBERT, P.J., REYNOLDS, L.R., FU, Y.C., NAVIK, J.A., SORNBORGER, A., BUDSBERG, S.C. The effect of examiner variability on multiple canine stifle kinematic gait collections in a 3-dimensional model. *Vet. Surg.*, v.44, n.5, p.581-587, 2015.