

Relatório Final de Estágio
Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Cálculo de torção tibial através de método biomecânico

Cláudia Soares Leitão

Orientador: Leandro da Silva Gardel

Co-orientadores: Jorge Leite e Tiago Viana

Porto, 2021

Relatório Final de Estágio
Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Cálculo de torção tibial através de método biomecânico

Cláudia Soares Leitão

Orientador: Leandro da Silva Gardel

Co-orientadores: Jorge Leite e Tiago Viana

Porto, 2021

Resumo

O presente trabalho objetiva a apresentação de um novo método de cálculo de torção tibial. Este método difere dos existentes pela consideração do membro posterior como unidade funcional para a qual se perspetiva a correção, assumindo a sua validade pela aplicação de princípios biomecânicos.

A biomecânica explica a existência de deformidades angulares com comportamento compensatório, como exemplo, em vários casos a torção externa de fémur é associada a uma torção externa da tibia, resultando esta apresentação, com frequência, na luxação medial da patela. Contudo o membro posterior apresenta o pé, como último segmento distal, com influência sobre a biomecânica do membro.

A presença de rotação ao nível do tarso, vai influenciar a orientação do eixo mecânico do membro e vai conduzir ao deslocamento do seu centro de massa, o que por consequência influencia a normal distribuição de forças a nível articular e potencia o aparecimento de patologias articulares.

O método biomecânico, inclui o segmento do pé, no cálculo de correção de angulação necessária ao nível da tibia.

Neste sentido foi desenvolvido um estudo com uma amostra de 24 membros posteriores de cães com torção tibial. Nestes membros foi comparado o grau de correção necessário através de três métodos de cálculo de torção tibial, desenvolvidos por Jorge Leite, Massimo Petazzoni e Michael Kowaleski.

Por comparação com o método biomecânico, o método de M. Petazzoni, apresenta os valores mais próximos do método biomecânico, embora a sua classificação seja realizada de acordo com um intervalo de valores crescentes, o que diminui a sua acuidade pela existência de valores intermédios. O método de M. Kowaleski apresenta uma maior variação de angulação atribuída à desvalorização do segmento do pé.

Foi concluído que o método biomecânico resulta no melhor alinhamento pela maior aproximação dos centros de massa, do membro e seus segmentos, ao eixo mecânico do membro.

PALAVRAS-CHAVE: biomecânica; centro de massa; torção tibial; rotação do tarso; eixo coxa-pé.

Agradecimentos

A realização deste trabalho foi conseguida com apoio de várias pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram com conhecimento técnico e científico, críticas e ideias essenciais, que guiaram o seu desenvolvimento.

Assim gostaria de agradecer em primeiro lugar, ao Dr. Leandro Gardel, orientador de estágio e professor de ortopedia e anestesiologia, pelo apoio prestado e disponibilidade demonstrada, quer para o esclarecimento de dúvidas como para discussão de ideias que levaram ao melhoramento do trabalho realizado.

Queria também agradecer ao Dr. Jorge Leite, co-orientador externo e diretor clínico do centro de cirurgia avançada, Bonematrix, por todo o conhecimento transmitido e disponibilidade no ensino de competências médico-veterinárias necessárias para o desenvolvimento da atividade veterinária, em ortopedia. Gostaria também de lhe agradecer a sugestão de tema para o desenvolvimento desta tese, explicações dadas sobre a execução do seu método, e as várias discussões que permitiram o crescimento do meu conhecimento sobre deformidades angulares.

Gostaria de agradecer também ao Dr. Tiago Viana, co-orientador de estágio, pela partilha de conhecimento teórico e prático sobre os seus casos cirúrgicos. Sendo a biomecânica, uma ciência necessária para a compreensão dos princípios teóricos que gerem as suas abordagens, as discussões dos seus casos cirúrgicos motivaram o meu interesse por esta área, acabando por convergir no desenvolvimento deste trabalho.

Por último, mas não menos importante, gostaria de agradecer à restante equipa do centro de cirurgia avançada Bonematrix, Enf. Alexandra Branco, Enf. Raquel Ribeiro e Pamela Matos por todo o apoio prestado, não só na realização de procedimentos clínicos diários, como pelo conhecimento transmitido na área de anestesiologia e também pela ajuda na reunião de casos clínicos que integraram este estudo.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Relação entre conformação e execução de movimento simétrico	2
1.2. Características biológicas e biomecânicas do osso	3
1.3. Considerações gerais sobre determinação de deformidades angulares	5
1.4. Variações anatómicas do membro posterior relevantes para o método de cálculo de torção tibial	8
1.4.1. Ângulos de orientação articular e ângulo do quadríceps.....	8
1.4.2. Morfologia da tíbia proximal e tálus	11
1.5. Técnicas descritas para determinação de torção tibial.....	12
1.6. Fundamentos teóricos do método biomecânico.....	15
1.6.1. Método segmentar	17
1.7. Descrição do método biomecânico	19
2. MATERIAIS E MÉTODOS	21
2.1. Amostragem	21
3. RESULTADOS.....	21
4. DISCUSSÃO	24
5. CONCLUSÃO	26
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	27

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representação radiográfica e esquemática da tíbia em plano frontal e sagital com representação dos seus eixos mecânicos e anatômicos, linhas de orientação articular e ângulos de orientação articular.....	7
Figura 2. <i>Representação da superfície articular da tíbia proximal e da superfície articular do tarso, em plano transversal com identificação de referências anatômicas</i>	11
Figura 3. Base de imagens radiográficas utilizada no método de determinação de torção tibial de Massimo Petazzoni.....	14
Figura 4. Representação em imagem TC dos pares de eixos utilizados no método de determinação de torção tibial de Michael Kowaleski. Nas ilustrações a superfície tíbia distal avaliada distalmente encontra-se sobreposta à superfície tibial proximal	14
Figura 5. Avaliação clínica do eixo coxa-pé	15
Figura 6. Variações no eixo FTA e centros de massa segmentares e total do membro posterior após simulação de correção de torção tibial externa de 16,4º	18
Figura 7. Processo de determinação de torção tibial através da aplicação do método biomecânico	20
Figura 8. Processo de determinação de translação da tuberosidade tibial e determinação de desvio dos metatarsos em plano frontal (b).....	20
Figura 9. Gráfico post-hoc para comparações múltiplas da igualdade de distribuição dos valores de torção tibial conseguidos através do método de J. Leite, M. Petazzoni e M. Kowaleski pelos 4 pares de eixos	22
Figura 10. Gráfico representativo de médias marginais estimadas para os métodos de J. Leite e M. Kowaleski modificado com utilização dos eixos TC-CnTálus e CdC-CnTálus. 23	
Figura 11. Boxplots representativa das distâncias entre o CoM da perna e do pé ao eixo FTA, calculadas através do método biomecânico e do método de M. Kowaleski (eixo TC-CnT)	24

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Ângulos de orientação articular e ângulo do quadríceps estudados em cães de raça grande e pequena, Labrador Retriever, Yorkshire e SRD.	9
Tabela 2. Parâmetros corporais relevantes para a execução do método biomecânico....	16
Tabela 3. Análise descritiva dos valores de torção tibial obtidos pelos métodos de J. Leite, M. Petazzoni e M. Kowaleski, em relação aos 4 pares de eixos.....	22

ABREVIATURAS

%	Por cento
3D	Três dimensões
aa	Eixo anatómico
CdC-CdT	Eixo condilar caudal e eixo tibial distal caudal
CdC-CnT	Eixo condilar caudal e eixo tibial distal cranial
CnTálus	Eixo cranial do tálus
CoM	Centro de massa
CORA	Centro de rotação e angulação
CT	Crista da tíbia
eTC	Eixo transcondilar
FTA	Eixo coxa-pé
JOL	Linha de orientação articular
LCC	Ligamento cruzado cranial
ma	Eixo mecânico
mCdDTA	Ângulo tibial distal caudal mecânico
mCdPTA	Ângulo tibial proximal caudal mecânico
mCrDTA	Ângulo tibial distal cranial mecânico
mCrPTA	Ângulo tibial proximal cranial mecânico
mLDTA	Ângulo tibial distal lateral mecânico
mLPTA	Ângulo tibial proximal lateral mecânico
mm	Milímetros
mMDTA	Ângulo tibial distal medial mecânico
mMPTA	Ângulo tibial proximal medial mecânico
°	Graus
p	Significância
PC	Parâmetros corporais
QA	Ângulo do quadríceps
ROM	Amplitude de movimento
TC	Tomografia axial computadorizada
TC-CdT	Eixo transcondilar e eixo tibial distal caudal
TC-CnT	Eixo transcondilar e eixo distal cranial
TT	Tuberosidade tibial

1. INTRODUÇÃO

A biomecânica foi definida, em 1974 por Hatze, como, o estudo do movimento de seres vivos através da ciência mecânica. (Knudson, 2007)

Para que seja possível o estudo biomecânico é necessário conhecimento de vários outros domínios, que se relacionam e interligam, como é o caso da cinemática e da cinética.

A cinemática envolve o estudo do tamanho, sequenciamento e cronologia do movimento, sem existir referência às forças que o causam ou que dele resultam. A cinética estuda as forças associadas ao movimento. (Hall, 2016)

A locomoção canina e a sua análise biomecânica têm principal interesse na área de medicina veterinária. Para especialistas, estes estudos, geram informação importante para o reconhecimento e tratamento de patologias ou traumas, que geram deficiências motoras nos membros dos animais. Recentemente, a combinação de conhecimento de medicina veterinária e o avanço tecnológico têm permitido o avanço no desenvolvimento de procedimentos cirúrgicos e na melhoria da capacidade de diagnóstico e tratamento de doenças neurológicas e músculo-esqueléticas. (Amit et al., 2009; Durand et al., 2014; Erazo et al., 2020; Reicher et al., 2020)

As deformidades angulares que surgem ao nível do membro posterior são, na sua maioria, patologias de desenvolvimento, bilaterais, que surgem durante a fase de crescimento e que, de acordo com as características intrínsecas a um sistema em modelação, sofrem uma agudização exponencial até atingirem a fase de maturação do sistema músculo-esquelético.

As deformidades angulares podem potenciar o aparecimento de várias patologias, como são exemplo, luxação patelar, rotura de ligamento cruzado anterior, lesões meniscais, fraturas de stress e degenerescência articular. Estas patologias aparecem associadas, como consequência da instabilidade articular e perturbação da normal distribuição de forças dentro da articulação.

Este trabalho apresenta um método de cálculo, inserido no estudo pré-cirúrgico de deformidades angulares do membro posterior, que otimiza a determinação da correção angular necessária, na presença de torção tibial.

O método biomecânico, têm por princípio a concordância com conhecimentos biomecânicos associados ao membro posterior, e considera o membro como unidade funcional, em oposição aos estudos anteriormente descritos, que analisam os segmentos constituintes do membro de forma isolada.

Desta forma pretende-se restabelecer uma normal orientação de cargas no membro, através da aplicação de técnicas cirúrgicas existentes.

1.1. Relação entre conformação e execução de movimento simétrico

Os cães apresentam a maior diversidade morfológica de todos os mamíferos. (Zink & Schlehr, 2020)

Estes podem ser agrupados, segundo o seu biótopo, classificando-os como ectomórficos, mesomórficos e endomórficos. Esta classificação baseia-se na altura, peso e comprimento dos membros. Os cães ectomórficos apresentam uma estrutura óssea mais pequena e são leves em relação à sua altura. São exemplares deste grupo o Pointer e o Weimaraner. Os cães endomórficos, no extremo oposto, são cães com estrutura mais pesada e altura relativa menor. São exemplos deste grupo as raças condrodistróficas. Os mesomórficos apresentam relações mais equilibradas entre os fatores considerados. São exemplos deste grupo o Golden Retriever e o Labrador Retriever. (Zink & Dyke, 2018)

Enquanto os cães ectomórficos, por apresentarem um centro de gravidade mais alto, têm dificuldade na realização de voltas e no equilíbrio em superfícies estreitas, os cães endomórficos, que apresentam um centro de gravidade mais baixo, têm maior tendência para lesões de stress, têm dificuldade no salto, aceleração/desaceleração, corrida e volta. Os mesomórficos não apresentam qualquer desvantagem correlacionada com a sua estrutura. (Zink & Dyke, 2018)

Os membros posteriores do cão podem exibir variações de conformação raça-específicas. Estas existem para que os exemplares apresentem uma melhor capacidade de desempenho da função para a qual a raça foi selecionada. Como exemplo, os cães de pastoreio, apresentam frequentemente uma rotação externa do joelho, ficando o tarso posicionado medialmente relativamente ao pé. Esta conformação dos membros pélvicos confere estabilidade num cão que precisa de fazer voltas curtas, agachar-se, deitar-se e levantar-se com frequência. (Zink & Dyke, 2018; Zink & Schlehr, 2020)

Idealmente, um cão, em plano frontal, deverá apresentar os membros posteriores orientados de forma que seja possível traçar uma linha reta, iniciada ao nível do trocanter maior, que seja perpendicular ao chão. Esta linha deve ser paralela à contra-lateral. Na realização de trote, estas linhas devem convergir num ponto central, localizado ao nível do plano mediano, para conseguir melhor eficiência biomecânica, evitando o balanço do centro de gravidade do cão, o que permite que toda a sua energia muscular seja usada para conduzir o corpo em frente. (Milgram et al., 2004; Zink & Dyke, 2018)

As deformidades angulares são há muito tempo reconhecidas como causa de claudicação e debilitação em pequenos animais. (Johnston & Tobias, 2018)

A existência de cargas anormais em regiões específicas articulares, juntamente com a libertação de mediadores catabólicos e inflamatórios, levam à perturbação do

processo normal de remodelação de osso subcondral, danificando a cartilagem e inflamando o tecido sinovial. (Moreau et al., 2014)

Quando os ângulos articulares excedem os valores de referência considerados normais para a espécie/raça, torna-se necessária a realização de cirurgia corretiva da deformidade angular presente. A caracterização deste intervalo de valores considerado normal para determinado animal permite não só a identificação de situações patológicas, como também o planeamento preciso da correção e avaliação do resultado do tratamento implementado. (Aghapour et al., 2019)

Na realização do planeamento cirúrgico podemos chegar à conclusão de que o animal apresenta patologia unilateral ou bilateral. No caso de a apresentação ser unilateral, o membro contra-lateral poderá ser tomado como valor de referência para a projeção da correção. (Aghapour et al., 2019; Milgram et al., 2004; Petazzoni & Jaeger, 2008) Neste caso procuramos conseguir um membro com ângulos espelhados do membro que não será intervencionado, com o objetivo de conseguir a melhor simetria e equilíbrio dos membros posteriores.

No caso da apresentação ser bilateral, são utilizados como objetivos de correção, os valores de referência documentados para a raça em foco. (Aghapour et al., 2019)

1.2. Características biológicas e biomecânicas do osso

O osso é um tecido conjuntivo, constituído por uma componente inorgânica, que se encontra em maior percentagem, principalmente representada por fosfato e carbonato de cálcio, e uma componente orgânica, que apresenta como constituinte principal, colagénio tipo I. Os constituintes destas componentes conferem ao osso diferentes características mecânicas. A componente inorgânica está relacionada com a dureza, rigidez, menor capacidade de deformação e maior resistência à compressão. A componente orgânica está relacionada com a elasticidade, flexibilidade, força tensil, maior capacidade de deformação e absorção de impacto. As percentagens relativas destas componentes variam com a idade, saúde e tipo específico do osso. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016)

O osso pode ser classificado, macroscopicamente, como cortical ou esponjoso. O osso cortical, encontra-se maioritariamente na diáfise, apresenta menor porosidade e maior componente inorgânica. O osso esponjoso, presente nas metáfises, é mais poroso e apresenta uma maior componente orgânica. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016; Knudson, 2007)

Os cães apresentam uma taxa de crescimento rápido entre os 4 e 5 meses de idade. Esta taxa abranda aproximadamente aos 6 meses e por volta dos 7 meses, já atingiu 95%

do crescimento total, sendo exceção os cães de raças grandes. Terminado o crescimento, existe o encerramento das placas de crescimento, devido à alteração de secreções hormonais, que permitem a formação de pontes ósseas que atravessam as fises. (Arthurs et al., 2018)

O crescimento longitudinal dos ossos, ocorre a partir das placas de crescimento, onde os condrócitos sintetizam cartilagem que é subsequentemente ossificada, pelo processo de ossificação endocondral. O crescimento radial ocorre a partir da face interna do perióstio, por aposição, segundo um equilíbrio balanceado entre a atividade osteoblástica e osteoclástica. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016; Johnston & Tobias, 2018; Stokes, 2002; Villemure & Stokes, 2009)

O crescimento longitudinal é aparentemente controlado pela modificação no número de condrócitos presentes na zona proliferativa da placa de crescimento, pela sua taxa de proliferação, pela quantidade de hipertrofia condrocítica e pela síntese controlada e degradação de matriz. Estas variáveis podem ser modeladas, na presença de carga mecânica cíclica ou sustentada, produzindo uma mudança na taxa de crescimento. A modelação mecânica é um fenómeno resultante da aplicação de carga mecânica anormal que se traduz num crescimento alterado e consequente deformidade. (Villemure & Stokes, 2009)

A modelação óssea, é um processo a partir do qual, existe formação e reabsorção óssea, sendo que a formação não é necessariamente precedida pela reabsorção, existindo predominância de atividade osteoblástica neste processo, com aumento consequente da massa óssea. Este processo pode conduzir a alterações na microarquitetura do osso, na sua massa ou na sua forma. A modelação óssea é mais ativa na fase imatura da vida do animal porque durante o desenvolvimento esquelético existe necessidade de alterar a geometria e massa total do osso para corresponder apropriadamente ao tamanho do animal e a mudanças de tensões locais. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016; Johnston & Tobias, 2018)

A lei de Hueter-Volkmann propõe que o crescimento, a partir das fises, é inibido pelo aumento de compressão mecânica e acelerado pela redução da carga. Foi descrito que a compressão sustentada de magnitude fisiológica inibe o crescimento em 40% ou mais, ao passo que a tensão aumenta a sua taxa, em menor quantidade. Existe também influência reconhecida a forças de torção e dobramento no desenvolvimento rotacional e angular. (Stokes, 2002; Villemure & Stokes, 2009)

A remodelação óssea é um processo que envolve o equilíbrio entre ação osteoblástica e osteoclástica, resultando por norma na manutenção da massa óssea. Este

processo previne a acumulação de defeitos microestruturais que resultam de solicitações mecânicas aplicadas ciclicamente. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016)

Com base nos fenômenos descritos de modelação e remodelação, os ossos sofrem uma adaptação contínua da sua morfologia em função do suporte de carga. No osso subcondral, a distribuição de densidade óssea é altamente correlacionada com a distribuição de cargas na articulação. Existe assim uma influência biomecânica direta, que permite a avaliação da função do membro, podendo, a densidade relativa, ser usada para realizar avaliações biomecânicas articulares. (Dingemanse et al., 2016).

A Lei de Wolff afirma que a densidade e, em menor extensão, o formato e o tamanho dos ossos são função da intensidade e direção das forças mecânicas que agem sobre eles. Assim o estímulo mecânico dinâmico faz com que o osso se deforme, sendo que maiores cargas produzem maiores deformações. Estas deformações ocorrem através da remodelação, como resposta a forças funcionais. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016)

Wolff também propôs que a formação óssea, ocorre de acordo com tensão muscular e esforços estáticos resultantes da manutenção do corpo em posição ereta, sendo que a utilidade e necessidade estática determinam a existência local de elemento ósseo. (Completo & Fonseca, 2019)

A existência de maior espessura cartilaginosa em locais onde existe maior carga biomecânica, também é um fenômeno apoiado pela mesma lei. (Dingemanse et al., 2016)

Frost mais recentemente afirmou que as deformações que excedem determinado limite conduzem à hipertrofia óssea e quando são inferiores a um determinado limite ocorre reabsorção. Assim, a remodelação pode ocorrer tanto por um processo de conservação, sem mudanças de massa óssea, como por “modo de desuso” caracterizado por um aumento do diâmetro da cavidade medular e estreitamento cortical, sendo a atrofia óssea, motivada por diminuição do estímulo mecânico. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016)

1.3. Considerações gerais sobre determinação de deformidades angulares

Para compreender deformidades no membro posterior é importante, conhecer primeiro, os limites do alinhamento normal. (Paley, 2005)

A avaliação do alinhamento ósseo faz-se com base no exame dos eixos ósseos e na avaliação de orientação articular, a partir de linhas de orientação articular (JOL). A interseção dos eixos com as JOL dão origem a ângulos de orientação articular que definem a relação entre a articulação e o restante osso. (Johnston & Tobias, 2018)

Todos os ossos apresentam um eixo mecânico (ma) e um eixo anatómico (aa), sendo que estes eixos também podem ser considerados para um membro completo. O

eixo mecânico corresponde a uma linha reta que liga o centro articular da articulação proximal e distal de um osso. O eixo anatómico corresponde à linha média diafisária. O último pode ser representado por uma linha reta ou curva dependendo da forma do osso. Para facilitar a medição de ângulos pode também ser representado por duas linhas uma proximal e outra distal. (Johnston & Tobias, 2018; Paley, 2005; Petazzoni & Jaeger, 2008)

O eixo mecânico representa o eixo de suporte do peso num osso. Em ossos como a tíbia canina, onde no plano sagital, encontramos uma forma sigmoide, é mais útil clinicamente a consideração do ma do osso, em vez do aa. (Johnston & Tobias, 2018)

A JOL representa a orientação de uma articulação num plano em particular. Esta linha é encontrada pela seleção de referências anatómicas específicas que representam dois pontos de interseção. Estas referências encontram-se na superfície articular e são repetíveis para o osso considerado no plano específico. (Johnston & Tobias, 2018; Paley, 2005)

Com base nestes conceitos podemos encontrar várias deformidades angulares a nível ósseo. No plano frontal é identificada a presença de varus ou valgus, correspondendo respetivamente à deflexão medial ou lateral do osso. Em plano sagital podemos identificar a presença de procurvatum ou recurvatum, correspondendo à deflexão caudal ou cranial do osso. (Johnston & Tobias, 2018; Paley, 2005; Petazzoni & Jaeger, 2008)

Podemos ainda estar na presença de uma deformidade de translação, correspondendo ao deslocamento, no eixo axial, do segmento distal de um osso em relação ao proximal, comprometendo a co-linearidade dos mesmos; rotação, que identifica uma deformidade de angulação, sobre o eixo axial, de um osso em relação a outro que lhe é proximal, comprometendo a orientação planar dos planos de referência da articulação; e a torção que identifica um desvio, sobre o eixo axial, do segmento distal de um osso em relação ao segmento proximal. A translação é medida em unidade de distância e a rotação e torção são medidas em graus, e são classificadas como externas ou internas. (Johnston & Tobias, 2018; Paley, 2005; Petazzoni & Jaeger, 2008)

O restauro de orientação de deformidades existentes em plano transversal e plano frontal são consideradas mais importantes. O restauro de alinhamento em plano sagital, assim como discrepâncias de comprimento são ideais, mas menos importantes, porque, quando ligeiras, os animais têm uma boa capacidade de compensação. (Arthurs et al., 2018)

No plano frontal da tíbia, o am é representado por uma linha que se inicia na área intercondilar, equidistante às duas tuberosidades intercondilares, e termina na convexidade do bordo caudal da cóclea da tíbia, a uma distância equidistante entre o maléolo medial e lateral. Para definir a JOL proximal, é traçada uma linha que passa através dos pontos

distais das concavidades medial e lateral dos côndilos tibiais. A JOL distal é representada por uma linha reta que passa através dos pontos proximais da concavidade medial e lateral da cóclea tibial. (Petazzoni & Jaeger, 2008)

No plano frontal, a linha que passa a partir do centro da cabeça femoral até à parte distal do tornozelo é designado por eixo mecânico do membro inferior. (Paley, 2005)

No plano sagital da tibia, o am é representado por uma linha que se inicia no ponto médio entre os ápices das duas eminências intercondilares da tibia e termina no centro do círculo formado pela tróclea do tálus. A JOL proximal é identificada por uma linha que passa através do aspeto cranial e caudal do côndilo tibial medial. A JOL distal é representada por uma linha que interseja o aspeto distal da crista intermédia distal da tibia, cranialmente, e o aspeto caudo-distal da cóclea tibial, caudalmente. (Johnston & Tobias, 2018)

Na figura 1 encontra-se representado, as JOL proximal e distal, o am, o aa e os ângulos de orientação articular considerados normais na tibia de um Labrador Retriever. Considerações adicionais devem ser tomadas em relação a variações raça-específicas.

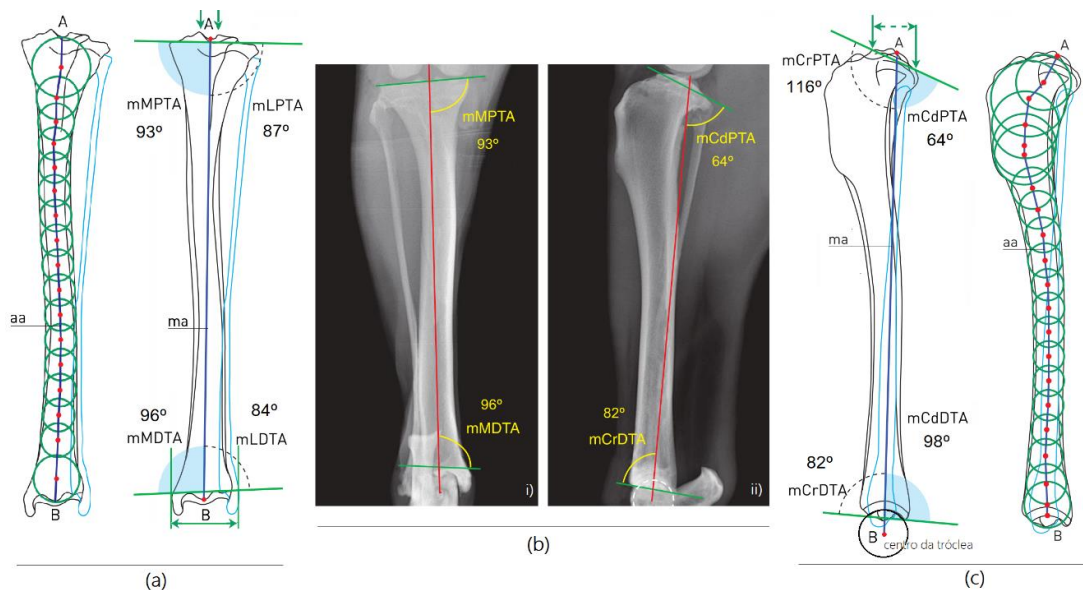


Figura 1. Representação radiográfica e esquemática da tibia em plano frontal e sagital com representação dos seus eixos mecânicos e anatómicos, linhas de orientação articular e ângulos de orientação articular. Legenda: (a) plano frontal cranio-caudal; (b) plano frontal caudo-cranial e plano sagital medio-lateral; (c) plano sagital medio-lateral; (A) centro da superfície articular proximal; (B) centro da superfície articular distal; (aa) eixo anatómico; (ma) eixo mecânico; (mMPTA) ângulo tibial proximal medial mecânico; (mLPTA) ângulo tibial proximal lateral mecânico; (mMDTA) ângulo tibial distal medial mecânico; (mLDTA) ângulo tibial distal lateral mecânico; (mCrPTA) ângulo tibial proximal cranial mecânico; (mCdPTA) ângulo tibial proximal caudal mecânico; (mCrDTA) ângulo tibial distal cranial mecânico; (mCdDTA) ângulo tibial distal caudal mecânico. (adaptado de Petazzoni & Jaeger, 2008; Johnston & Tobias, 2018)

O método CORA é um método de avaliação, que determina o centro de rotação de angulação (CORA), ou seja, determina o ápex da deformidade. Para determinada

deformidade, cada plano pode apresentar um ou mais CORAs. (Arthurs et al., 2018; Johnston & Tobias, 2018)

Quando os ossos apresentam afeções biapicais em direções opostas, a deformidade designa-se por parcialmente compensada, porque as articulações encontram-se paralelas apesar da translação. Quando dois CORAs se encontram na mesma direção, a deformidade é designada por não compensada, originando uma magnificação da angulação. (Johnston & Tobias, 2018)

1.4. Variações anatómicas do membro posterior relevantes para o método de cálculo de torção tibial

1.4.1. Ângulos de orientação articular e ângulo do quadríceps

A definição de ângulos articulares de referência são uma informação importante que pode ser usada para estudos biomecânicos, avaliação clínica de cães, planeamento cirúrgico de vários procedimentos e avaliação do seu tratamento. (Kim et al., 2016; Milgram et al., 2004)

Estes valores de referência variam consoante a raça e como tal é importante a avaliação do alinhamento ósseo considerado normal para as diferentes raças. (Aghapour et al., 2019) Na tabela 1 são apresentados os ângulos de orientação articular considerados normais para a raça Yorkshire, Labrador Retriever, cães sem raça definida (SRD), cães de porte pequeno e cães de grande porte.

O mecanismo extensor é composto pela patela, grupo muscular quadríceps femoral, sulco troclear, ligamento patelar e TT. O mau alinhamento de algum destes componentes leva a um desequilíbrio das forças do mecanismo quadríceps. (Pinna & Romagnoli, 2017)

Uma das funções da patela é alavancar o quadríceps femoral. O aumento desta alavancagem reduz a força muscular necessária, melhorando a eficiência biomecânica extensora, porque o torque articular depende da força muscular e da distância ao centro de rotação da articulação. (Lehmann et al., 2021; Yoo et al., 2020)

Em geral, maus alinhamentos músculo-esqueléticos levam a um aumento da força na patela em direção medial e à diminuição da sua estabilidade, assim como à alteração da função normal do músculo quadríceps, sendo a linha de ação da patela, determinada pelo alinhamento do quadríceps. (Aghapour et al., 2019; Newman & Voss, 2017)

O quadríceps femoral forma um ângulo (QA) entre o eixo longo do músculo reto femoral e o ligamento patelar. Este ângulo expressa a direção da força deste grupo

muscular. Em animais onde este ângulo é maior do que o normal para a raça, existe uma predisposição biomecânica para o desenvolvimento de luxação patelar durante o crescimento. (Pinna & Romagnoli, 2017)

Tabela 1. Ângulos de orientação articular e ângulo do quadríceps estudados em cães de raça grande e pequena, Labrador Retriever, Yorkshire e SRD.

Amostra	aLDFA	AA Femoral	mMPTA	mMDTA	QA	Autor
SRD	98,8 ± 3,3°	31,3°	93°	96°	10,5 ± 5,6°	(Montavon et al., 2008) (Petazzoni & Jaeger, 2008) (Kaiser et al., 2004)
Labrador Retriever	97 ± 3,2°	29,67 ± 6,44°	93,38 ± 1,81°	96,34 ± 2,51°	9,3°	(Griffon et al, 2016) (Dismukes et al., 2007) (Pinna & Romagnoli, 2017)
Yorkshire	94,1 ± 2,8°	19,6 ± 8,2°	98 ± 5°	100,5 ± 2,9°		(Kim et al., 2016)
Cão pequeno	94,5 ± 2,9°	25,4 ± 7,7°	97,6 ± 3,3°	97,4 ± 3°	18,3°	(Kim et al., 2016) (Pinna & Romagnoli, 2017)
Cão grande	-	31,02 ± 4,95°	-	-	8,7°*	(Al Aiyan et al., 2021) (Pinna & Romagnoli, 2017)

Legenda: (aLDFA), ângulo femoral distal lateral anatômico; (AA.), anteversão; (mMPTA) ângulo tibial proximal medial mecânico; (mMDTA) ângulo tibial distal medial mecânico; (QA), ângulo quadríceps; (SRD), sem raça definida; (*) cão médio a grande; (-) valores não encontrados em bibliografia pela autora.

As flutuações deste ângulo estão associadas a picos de pressão patelo-femoral, responsáveis por sobrecarga cartilágnea, e causam aumento de pressão de contacto, devido à instabilidade. Quanto maior a mudança, maior o aumento de pressão. Como resultado deste aumento de pressão, QA anormais causam dor e alterações degenerativas articulares. (Yoo et al., 2020)

O deslocamento do mecanismo extensor pode ser causado por variações da estrutura anatômica normal do membro pélvico. A existência de coxa vara e de diminuição da anteversão femoral levam a um deslocamento medial do quadríceps femoral, que resultam na produção de varus femoral distal, sulco troclear superficial, côndilo femoral medial hipoplásico, rotação e/ou torção externa do fêmur distal, deslocamento lateral da tróclea femoral, valgus tibial proximal, rotação interna e/ou torção medial da tíbia proximal e deslocamento medial da tuberosidade tibial. Por outro lado, todas estas deformidades são também fatores de risco para o mau alinhamento do mecanismo quadríceps resultando na mudança do eixo de forças para medial. (Aghapour et al., 2019; Lee et al., 2020; Newman & Voss, 2017; Pinna & Romagnoli, 2017; Yoo et al., 2020)

Não é claro se estas mudanças são causa primária ou um resultado secundário de luxação patelar, sendo provável que ambas desempenhem a função de causa e efeito. (Newman & Voss, 2017)

As deformidades de varus e valgus ocorrentes ao nível do fêmur e tíbia têm como consequência uma má distribuição das forças ao longo das articulações adjacentes, mau alinhamento articular, luxação patelar, insuficiência do ligamento cruzado cranial (LCC) e lesões meniscais. Estas condições por sua vez resultam em osteoartrite, claudicação e dor. (Completo & Fonseca, 2019; Kim et al., 2016; Lee et al., 2020; Newman & Voss, 2017; Pinna & Romagnoli, 2017; Yoo et al., 2020)

Lehmann et al., 2021 afirma que o distanciamento sagital da articulação do joelho em cães que apresentam uma conformação larga no tronco e pélvis, como é o caso do Bulldog Francês, pode ser fator predisponente para ocorrer luxação medial da patela, porque o aumento da distância puxa a articulação para medial através do músculo reto femoral e quadríceps, podendo por si só, iniciar uma deformação plástica do fêmur e tíbia, se o animal ainda se encontrar em crescimento.

A presença de varus femoral distal provoca o deslocamento do eixo longo do músculo quadríceps para medial o que pode resultar em luxação patelar e insuficiência do LCC. Em cães esqueleticamente imaturos, a pressão anormal gerada na fise distal do fêmur pela presença de luxação patelar pode também causar o agravamento do mau alinhamento femoral. (Garnoeva & Paskalev, 2021; Kim et al., 2016) Tal como no fêmur, a presença de valgus na tíbia leva a um stress de contacto articular anormal que apresenta como consequência a produção de uma força excessiva sobre o LCC. (Kim et al., 2016) As correções cirúrgicas de luxação medial patelar envolvem o realinhamento do mecanismo quadríceps, responsável pela contração do músculo quadríceps, transferência das forças para a tíbia e para a extensão da articulação do joelho. Os procedimentos cirúrgicos incluem geralmente combinações de técnicas como osteotomia distal do fêmur, aprofundamento troclear, osteotomia proximal tibial e transposição da tuberosidade tibial. (Lee et al., 2020; Paley, 2005)

O alinhamento adequado do mecanismo quadríceps é essencial para uma ótima função e minimização da osteoartrite, para além de prevenir complicações como, re-luxação patelar, inadequada estabilização do LCC e lesão meniscal tardia. A falha na correção angular pode também representar alterações na cinemática e cinética do movimento articular pela adição de stress tênsil no lado alongado da articulação afetada, sendo que os desalinhamentos laterais numa articulação são geralmente acompanhados por desalinhamentos compensatórios de outras articulações do membro, pela alteração da natureza da carga articular durante a sustentação do peso. (Hall, 2016; Kim et al., 2016)

1.4.2. Morfologia da tíbia proximal e tálus

A tíbia proximal apresenta uma forma triangular, na sua secção transversal, com o ápex posicionado cranialmente. A superfície articular apresenta dois côndilos, medial e lateral, que são superfícies articulares, com forma oval e circular, respetivamente. Estes são separados pela eminência intercondilar, não articular, que serve de inserção ligamentar e separa os côndilos, sagitalmente. O sulco extensor é um pequeno sulco que corta o côndilo lateral na margem da superfície articular, (figura 2a). (Evans & Lahunta, 2013; Thrall & Robertson, 2016)

A tuberosidade tibial é um processo, grande e quadrangular, que se apresenta próximo-cranial e serve de inserção aos músculo quadríceps femoral, parte do bíceps femoral e sartório. A crista tibial é o bordo cranial da tíbia que se estende distalmente a partir da TT. (Evans & Lahunta, 2013; Thrall & Robertson, 2016)

Os côndilos tibiais surgem a partir do centro de ossificação da epífise tibial proximal que encerra por volta dos 6 a 15 meses e a TT emerge do seu próprio centro de ossificação que encerra entre os 8 e 10 meses. (Fossum, 2019)

A osteoartrite no joelho está muitas vezes associada a rotura do LCC ou luxação patelar. Esta leva a alterações na morfologia da superfície articular proximal da tíbia, pela presença de esclerose subcondral do plateau tibial e presença de osteófitos ao nível do plateau tibial caudal e inserções ligamentares, para além disto está também associada a remodelação óssea e mineralização intra-articular. (Kirberger & McEvoy, 2016; Marino & Loughin, 2010)

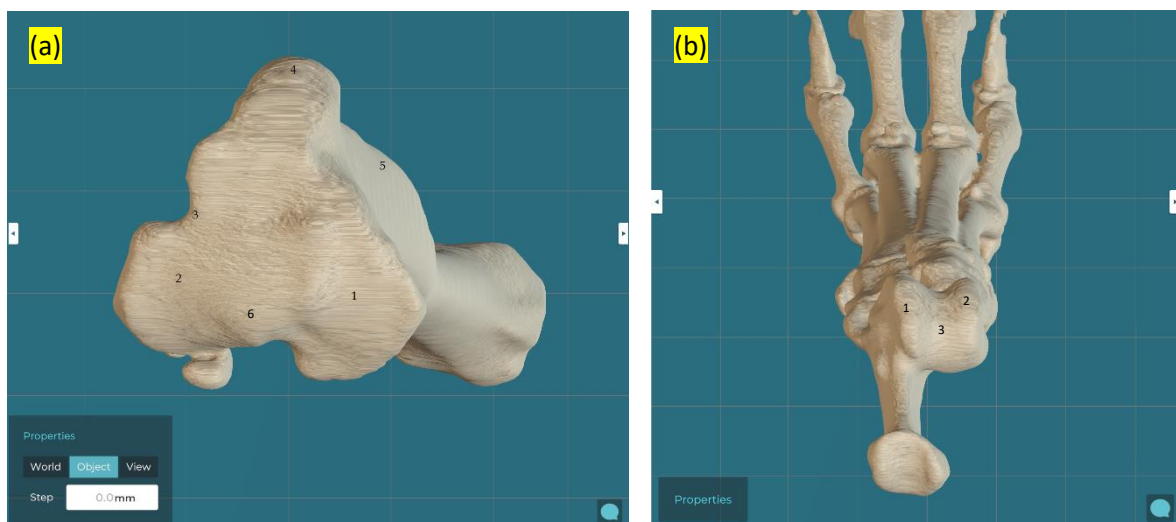


Figura 2. Representação da superfície articular da tíbia proximal e da superfície articular do tarso, em plano transversal com identificação de referências anatómicas. Legenda: (a) tíbia proximal, (b) tálus; na figura à esquerda, (1) côndilo medial, (2) côndilo lateral, (3) sulco extensor, (4) tuberosidade tibial, (5) crista tibial, (6) eminência intercondilar; na figura à direita (1) crista troclear lateral; (2) crista troclear medial; (3) sulco troclear. Imagens 3D obtidas por exame TC e analisadas em software BonaPlanner.

Os ossos do tarso no cão estão dispostos de uma forma que a tíbia e a fíbula só articulam essencialmente com o tálus, que se encontra a nível medial. O tálus é dividido em corpo, cabeça e pescoço. O corpo, que constitui a metade proximal, apresenta uma tróclea com duas cristas semi-circulares paralelas e um sulco central. A tróclea articula com os sulcos sagitais e a crista intermédia da cóclea da tíbia, (figura 2b). (Evans & Lahunta, 2013)

No cão, a crista troclear lateral é mais pronunciada e como tal é mais predisposta a aguentar carga durante a marcha. Esta geometria também demonstra os seus efeitos ao nível do padrão de densidade óssea subcondral, porque determina a magnitude e direção da carga dinâmica, o que por sua vez, vai guiar o processo de modelação, levando a adaptações morfológicas. (Dingemanse et al., 2016)

Como resultado a densidade do osso subcondral na superfície articular é maior na crista lateral que na medial, e na crista troclear lateral é maior na sua porção distal, sendo que na crista troclear medial é maior na sua porção proximal. (Dingemanse et al., 2016)

Num estudo realizado durante o crescimento de Labradores Retrievers ortopedicamente normais, evidenciou-se que existe uma alteração da densidade óssea ao nível do tálus durante esta fase, que não muda relativamente à distribuição da densidade na superfície articular, mas aumenta com o aumento do peso corporal e atividade física, pela passagem de cargas sobre a articulação. (Dingemanse et al., 2017)

A osteocondrite dissecante (OCD) é comum em cães imaturos, ao nível do tálus. Esta patologia é caracterizada pela existência de um fragmento de cartilagem e osso subcondral observados na região medial (mais frequentemente) ou lateral das cristas trocleares. (Fossum, 2019)

1.5. Técnicas descritas para determinação de torção tibial

A investigação de deformidades angulares parte de um exame ortopédico detalhado do membro afetado e do seu contra-lateral, da avaliação da marcha, e da frequentemente solicitada análise de exames complementares de imagem. Os exames mais frequentemente realizados são o estudo radiográfico e a tomografia axial computadorizada (TC). O estudo radiográfico tem maior disponibilidade e é mais barato, contudo pode ser mais demorado, porque é necessário para uma avaliação completa, a aquisição de várias projeções do membro afetado e contra-lateral. A TC é uma técnica de imagem avançada que pode ser de grande utilidade na avaliação de deformidades complexas, permitindo a reconstrução do membro em duas e três-dimensões (3D). A TC também permite a impressão de moldes em 3D que poderão ser utilizados para melhor

entendimento da deformidade presente e até em ensaio cirúrgico da correção projetada. (Arthurs et al., 2018)

Relativamente ao estudo de torção tibial foram descritos procedimentos de avaliação direta, indireta e de imagem.

Os métodos diretos são realizados em cadáveres, apresentando essa limitação clínica; os métodos indiretos baseiam-se na avaliação clínica do paciente; e os métodos de imagem envolvem estudo radiográfico ou TC, sendo *gold standard* para avaliação de deformidade torcional de tibia, a aquisição de imagens completas da sua secção transversa. (Aper et al., 2005; Arthurs et al., 2018; Paley, 2005)

Para avaliação clínica é descrito que o paciente tem de estar posicionado em decúbito dorsal, com o joelho fletido a aproximadamente 90°. (Aper et al., 2005)

Aper et al., 2005 afirma que, a ausência de deformidade torcional é encontrada quando a patela, a tuberosidade tibial (TT) e os ossos metatarsianos 3 e 4 se encontram visualmente alinhados no mesmo plano. Contudo, afirma também, que a precisão deste método não foi descrita, para além da técnica apresentar como desvantagem poder considerar torções que ocorram ao nível talo-crural, tarsal e tarso-metatarsal, como sendo de origem tibial.

Esta metodologia recebe maior consideração de relevância na bibliografia de medicina humana.

Relativamente aos métodos de imagem para avaliação de deformidade torcional da tibia, dois são frequentemente utilizados em medicina veterinária, sendo eles a avaliação radiográfica desenvolvida por Massimo Petazzoni e a avaliação por TC desenvolvida por Michael Kowaleski.

Petazzoni & Jaeger, (2008), sugerem um método de estimativa de torção tibial que utiliza a comparação radiográfica do aspeto proximal. Nesta comparação é essencial que a tibia esteja paralela ao feixe de raio-x e que o eixo longitudinal da tibia esteja numa posição cranio-caudal, perpendicular ao feixe. O aspeto caudal da tibia é considerado em posição cranio-caudal quando o córtex medial do calcâneo intersecta o meio da cóclea tibial. Após conseguir esta projeção é feita a comparação das imagens obtidas, com as estudadas pelos autores. O estudo disponibiliza um registo de imagens para comparação, com intervalos crescentes de 5°, para projeções representativas de torção interna e externa com apresentação progressiva da TT, respetivamente mais lateral ou medial, (figura 3).

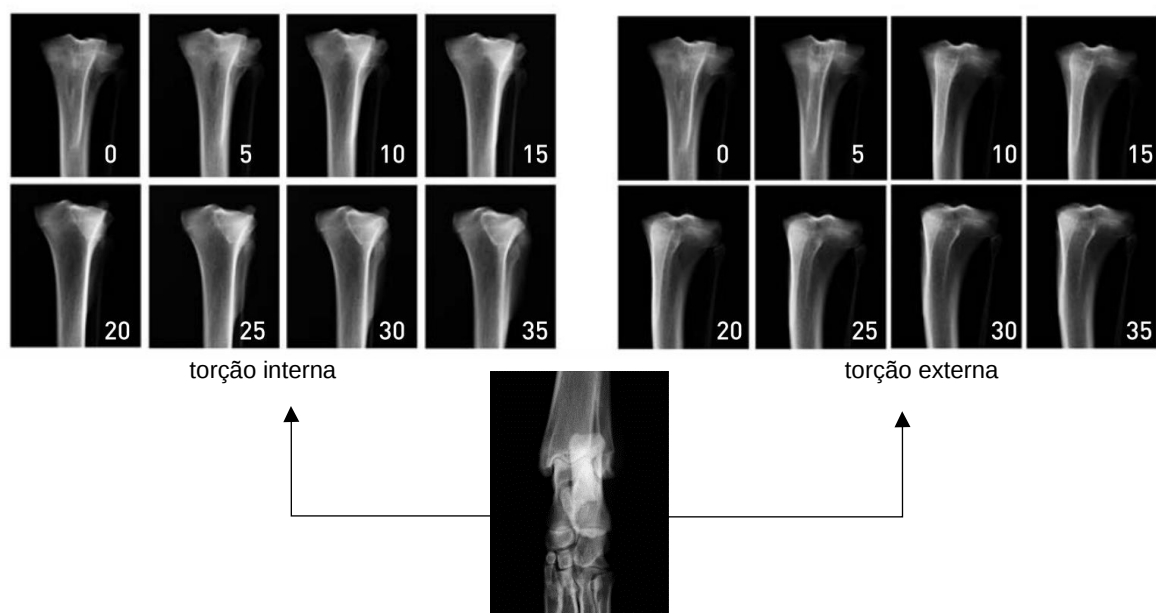


Figura 3. Base de imagens radiográficas utilizada no método de determinação de torção tibial de Massimo Petazzoni. Legenda: à esquerda representação de torção interna com intervalo crescente de 5°; à direita representação de torção externa com intervalos crescentes de 5°; ao centro representação de projeção frontal caudo-cranial da tíbia distal, comum a ambas as avaliações. (adaptado de Petazzoni & Jaeger, 2008)

Segundo Aper R. *et al.* 2005, a análise da tíbia, em plano transversal, através de tomografia computadorizada (CT), permite a identificação de 4 conjuntos de eixos repetíveis, que podem ser utilizados para determinar o grau de torção tibial. Os pares de eixos referidos são: eixo transcondilar e eixo distal cranial (TC-CnT); eixo transcondilar e eixo tibial distal caudal (TC-CdT); eixo condilar caudal e eixo tibial distal cranial (CdC-CnT); e eixo condilar caudal e eixo tibial distal caudal (CdC-CdT), (figura 4).

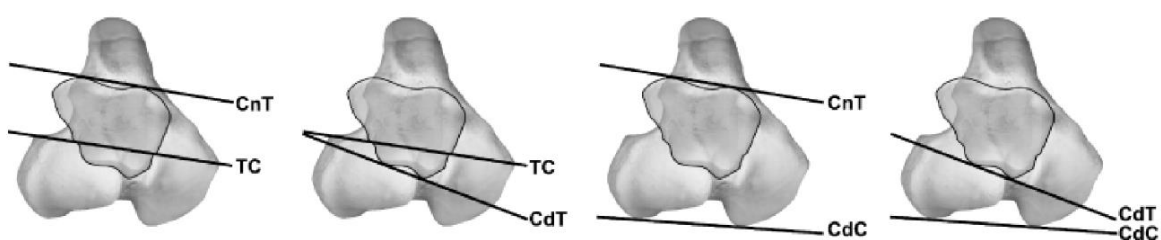


Figura 4. Representação em imagem TC dos pares de eixos utilizados no método de determinação de torção tibial de Michael Kowaleski. Nas ilustrações a superfície tíbia distal avaliada distalmente encontra-se sobreposta à superfície tibial proximal. Legenda: (TC) eixo transcondilar; (CdC) eixo condilar caudal; (CnT) eixo tibial distal cranial, (CdT) eixo tibial distal caudal. (Aper *et al.*, 2005)

O eixo TC representa a linha que une a extensão caudo-lateral do sulco extensor e a proeminência na inserção do ligamento colateral medial. O eixo CdC é definido como a linha paralela ao córtex caudal tibial imediatamente distal ao plateau tibial. O eixo CnT e o

eixo CdT são definidos como as linhas paralelas ao córtex da tíbia cranial e caudal, respetivamente, imediatamente proximais à articulação talo-crural. (Aper et al., 2005)

Neste método, uma vez definido um par de eixos, entre os citados, é determinada a angulação de torção tibial através da subtração da angulação encontrada ao nível do eixo distal à angulação encontrada ao nível do eixo proximal. (Aper et al., 2005)

1.6. Fundamentos teóricos do método biomecânico

A avaliação de deformidades rotacionais do membro posterior deve ser iniciada pela observação da marcha. Nesta avaliação estudamos o ângulo de progressão do pé relativamente à direção de andamento. (Paley, 2005)

Paley, 2005, descreve três métodos clínicos de avaliação de torção tibial, que a autora considera poderem ser adotados em medicina veterinária. Esta avaliação é feita pela observação da orientação do eixo longo do pé relativamente ao joelho quando este está devidamente centrado em plano frontal. Este alinhamento pode ser conseguido usando o eixo coxa-pé (FTA). No primeiro método o paciente é colocado em decúbito dorsal e o eixo do pé (que atravessa metade do calcâneo e progride até ao segundo dígito) é visualmente projetado no eixo da coxa. Se o pé apontar para o exterior, o ângulo é positivo e se este apontar para o interior o ângulo é negativo. No segundo método a orientação da perna é isolada e o observador percorre a linha da tíbia, com o joelho centrado e em flexão, avaliando a posição do pé em relação ao joelho. No terceiro método, o paciente é avaliado em estação, sendo necessária a orientação da patela em frente, e o observador avalia a posição do pé no chão relativamente ao joelho. O último método também pode ser avaliado na vista posterior. Os métodos referidos são ilustrados na figura 5.

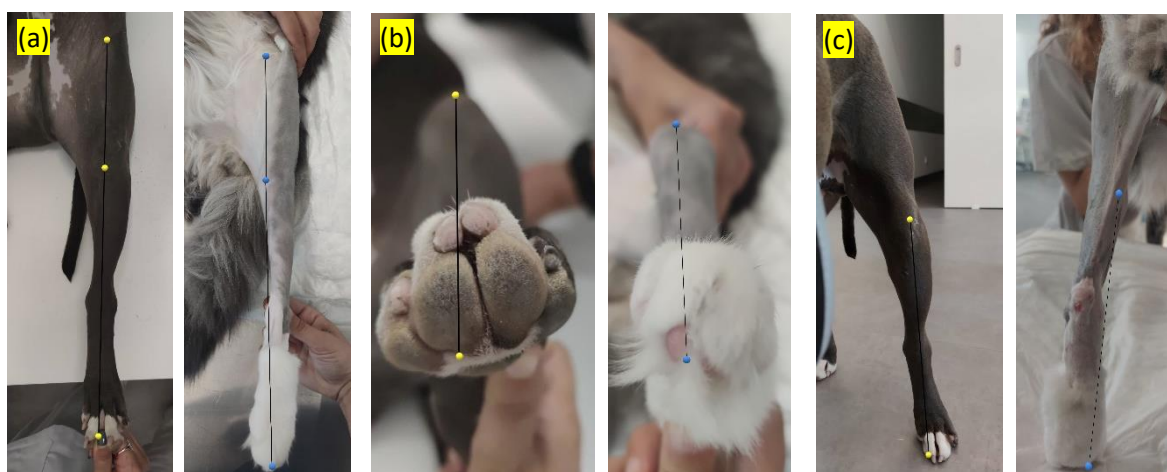


Figura 5. Avaliação clínica do eixo coxa-pé. Legenda: (a) em decúbito dorsal, com o membro estendido, (b) em decúbito dorsal, com flexão do joelho, (c) em estação; eixo normal à esquerda e com torção tibial à direita.

A massa de um corpo refere a matéria da sua composição. Qualquer corpo apresenta um ponto único, à volta do qual, a massa corporal está igualmente distribuída em todas as direções. Este ponto é designado por centro de massa (CoM). (Hall, 2016)

A localização do centro de massa é um ponto de interesse mecânico porque um corpo comporta-se como se toda a sua massa fosse concentrada neste ponto, independentemente da configuração espacial dos segmentos que o compõe. Outra implicação importante é que o vetor peso de um corpo atua no centro de massa. (Hall, 2016)

O centro de massa considerado num sistema de corpos, como um animal, varia a sua situação se for alterada a distância entre os pontos desse sistema. (Wheeler & Raiser, 1992)

Existem duas formas de determinação do centro de massa de um corpo vivo, sendo estes o método experimental e o método de cálculo analítico. Os métodos experimentais envolvem a utilização de plataformas de reação. Os métodos analíticos geralmente baseiam-se na utilização do método segmentar. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016; Wheeler & Raiser, 1992)

Para determinar as coordenadas, por método analítico, do centro de massa de um corpo é necessário conhecer os parâmetros corporais (PC) do mesmo, sendo estes, a posição dos diferentes segmentos do corpo, peso real e relativo de cada segmento e situação do centro de massa de cada um deles, (tabela 2). (Knudson, 2007; Wheeler & Raiser, 1992)

Tabela 2. Parâmetros corporais relevantes para a execução do método biomecânico.

Parâmetro	Valor	Autor
Peso relativo do membro posterior	6,9% ⁽²⁾	(Wheeler & Raiser, 1992)
Peso relativo da coxa	63% ⁽¹⁾ 4,51% ⁽²⁾	(Wheeler & Raiser, 1992) (Jones et al., 2018)
Peso relativo da perna	22% ⁽¹⁾ 1,50% ⁽²⁾	(Wheeler & Raiser, 1992) (Jones et al., 2018)
Peso relativo do pé	15% ⁽¹⁾ 0,82% ⁽²⁾	(Wheeler & Raiser, 1992) (Jones et al., 2018)
Centro de massa do membro posterior	33,82% ⁽³⁾	(Wheeler & Raiser, 1992)
Centro de massa da coxa	0,4463% ⁽³⁾	(Jones et al., 2018)
Centro de massa da perna	0,3659% ⁽³⁾	(Jones et al., 2018)
Centro de massa do pé	0,5140% ⁽³⁾	(Jones et al., 2018)

Legenda: ⁽¹⁾ em relação ao membro posterior; ⁽²⁾ em relação ao peso corporal; ⁽³⁾ em relação ao comprimento do segmento.

1.6.1. Método segmentar

O método segmentar é baseado no conceito de que, o corpo é composto por segmentos individuais que apresentam centros de massa individuais, e a localização do centro de massa total do corpo é função da localização dos respectivos centros de massa dos segmentos. (Hall, 2016)

Quando o produto da localização de cada centro de massa dos segmentos corporais e a sua massa são somados e subsequentemente divididos pela soma de todas as massas segmentares (massa total), o resultado correspondente é a localização do centro de massa corporal total. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016)

Assim o método segmentar usa localizações médias de CoM de segmentos corporais individuais e relaciona-os com uma percentagem do comprimento do segmento. (Hall, 2016; Knudson, 2007)

As coordenadas de comprimento do CoM de um sistema multi-segmentos pode ser calculado pelas seguintes fórmulas,

$$X_{CoM} = \sum(x_s)(m_s) / \sum(m_s)$$

$$Y_{CoM} = \sum(y_s)(m_s) / \sum(m_s)$$

Onde, X_{CoM} e Y_{CoM} correspondem respetivamente às coordenadas no eixo x e y, do centro de massa total; x_s e y_s correspondem às coordenadas do centro de massa de segmentos individuais; e m_s corresponde à massa do segmento individual considerado. (Completo & Fonseca, 2019; Hall, 2016)

Definindo o movimento relativo entre segmentos como um movimento angular em torno de um eixo fixo, em plano sagital, uma linha imaginária que una o centro articular proximal e distal é apropriada para definir o eixo de rotação. Esta linha equivale ao eixo mecânico do segmento, e o CoM do segmento localiza-se sobre este eixo. (Completo & Fonseca, 2019; Petazzoni & Jaeger, 2008)

Assim, com o objetivo de evidenciar as alterações ocorrentes ao nível do FTA e CoMs segmentares e do membro, quando a correção da torção tibial considera a rotação presente ao nível do tarso, foi simulada a situação que se encontra representada na figura 6.

No caso simulado existe uma torção tibial externa de 16,4°. A correção desta torção, provoca a lateralização do eixo FTA assim como dos CoM segmentares e do membro. As distâncias dos CoMs ao FTA, anterior e posterior à simulação de correção, são respetivamente, CoM do membro 4,90 e 3,85 mm, CoM da coxa 5,28 e 4,07 mm, CoM da perna 7,69 e 6,71 mm e CoM do pé 7,55 e 2,96 mm.

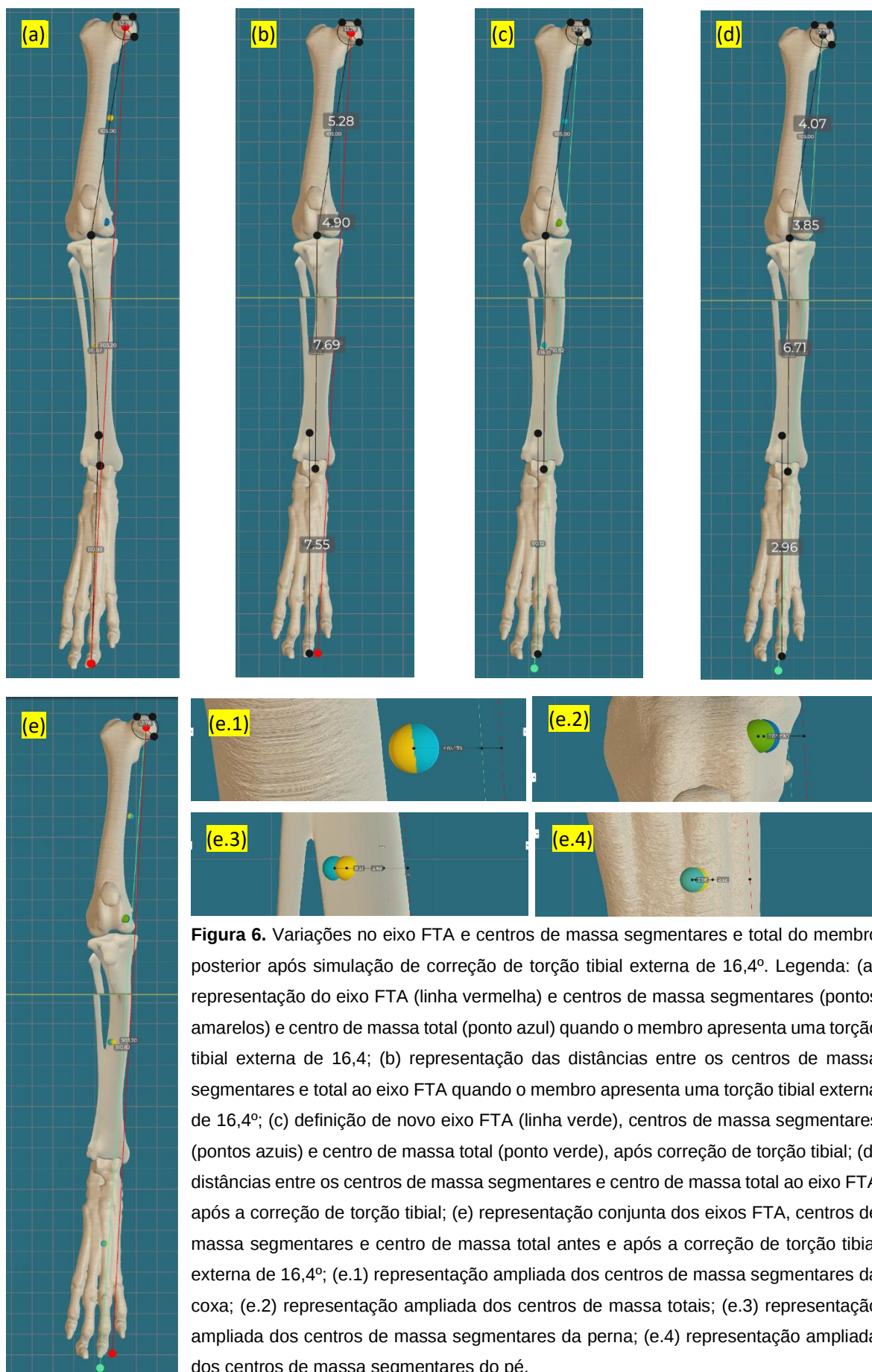


Figura 6. Variações no eixo FTA e centros de massa segmentares e total do membro posterior após simulação de correção de torção tibial externa de 16,4°. Legenda: (a) representação do eixo FTA (linha vermelha) e centros de massa segmentares (pontos amarelos) e centro de massa total (ponto azul) quando o membro apresenta uma torção tibial externa de 16,4°; (b) representação das distâncias entre os centros de massa segmentares e total ao eixo FTA quando o membro apresenta uma torção tibial externa de 16,4°; (c) definição de novo eixo FTA (linha verde), centros de massa segmentares (pontos azuis) e centro de massa total (ponto verde), após correção de torção tibial; (d) distâncias entre os centros de massa segmentares e centro de massa total ao eixo FTA após a correção de torção tibial; (e) representação conjunta dos eixos FTA, centros de massa segmentares e centro de massa total antes e após a correção de torção tibial externa de 16,4°; (e.1) representação ampliada dos centros de massa segmentares da coxa; (e.2) representação ampliada dos centros de massa totais; (e.3) representação ampliada dos centros de massa segmentares da perna; (e.4) representação ampliada dos centros de massa segmentares do pé.

1.7. Descrição do método biomecânico

A determinação do grau de torção tibial, através do método biomecânico, inicia-se pela definição do posicionamento cranio-caudal perfeito da tíbia, ou seja, o córtex medial do calcâneo deve seccionar a crista intermédia da cóclea da tíbia. A tíbia também deve ser alinhada, em plano sagital, numa posição perpendicular perfeita, para que consigamos um verdadeiro plano transversal, na fase de definição de eixos do método.

Após definição do posicionamento inicial da perna, a análise passa a ser realizada em plano transversal. Ao nível da tíbia proximal, é traçado um eixo tangente que une o aspeto caudal dos côndilos tibiais medial e lateral (CdC). Seguidamente é traçado um eixo, perpendicular ao primeiro (CdC), que transpõe a porção média da superfície articular, definindo assim o eixo de movimentação do joelho. Caso não exista nenhuma variação anatómica, este eixo irá dividir a tuberosidade tibial em duas porções equidistantes.

O eixo de referência distal corresponde ao eixo de movimentação do tarso. A orientação deste eixo foi inicialmente definida pelo alinhamento cranio-caudal perfeito da perna. Logo este eixo é formado pela definição de uma linha que se encontre paralela ao plano transversal obtido da tíbia.

O ângulo formado pela interseção do eixo de movimentação do joelho e o eixo de movimentação do tarso corresponde à correção necessária de torção tibial. O processo descrito encontra-se representado na figura 7a e o ângulo de torção tibial na figura 7b.

O método biomecânico permite também a determinação da distância de translação da tuberosidade tibial, através da aquisição de um novo eixo que se inicia, ao mesmo nível do eixo de movimento do joelho, passa pela eminência intercondilar, e termina seccionando a tuberosidade tibial em duas porções equidistantes. Este eixo corresponde ao eixo de orientação da tuberosidade tibial. A distância existente entre o eixo de movimento do joelho e o eixo de orientação da tuberosidade tibial ao nível da osteotomia que se pretende realizar para fazer a transposição, representa a distância de translação da tuberosidade tibial, (figura 8a).

Outra aplicação deste método é a determinação do grau de desvio, em plano frontal dos metatarsos. Esta medida é conseguida pela aquisição de um eixo que se inicia no sulco troclear do tálus e se prolonga através do metatarso do segundo dígito. Caso não existam outras deformidades concorrentes ou variações anatómicas, este eixo será paralelo aos eixos da crista troclear medial e lateral e terminará ao nível da terceira falange do segundo dígito. A interseção do eixo de orientação dos metatarsos com o eixo de movimento do tarso, corresponde ao desvio, em plano frontal, dos metatarsos, (figura 8b).

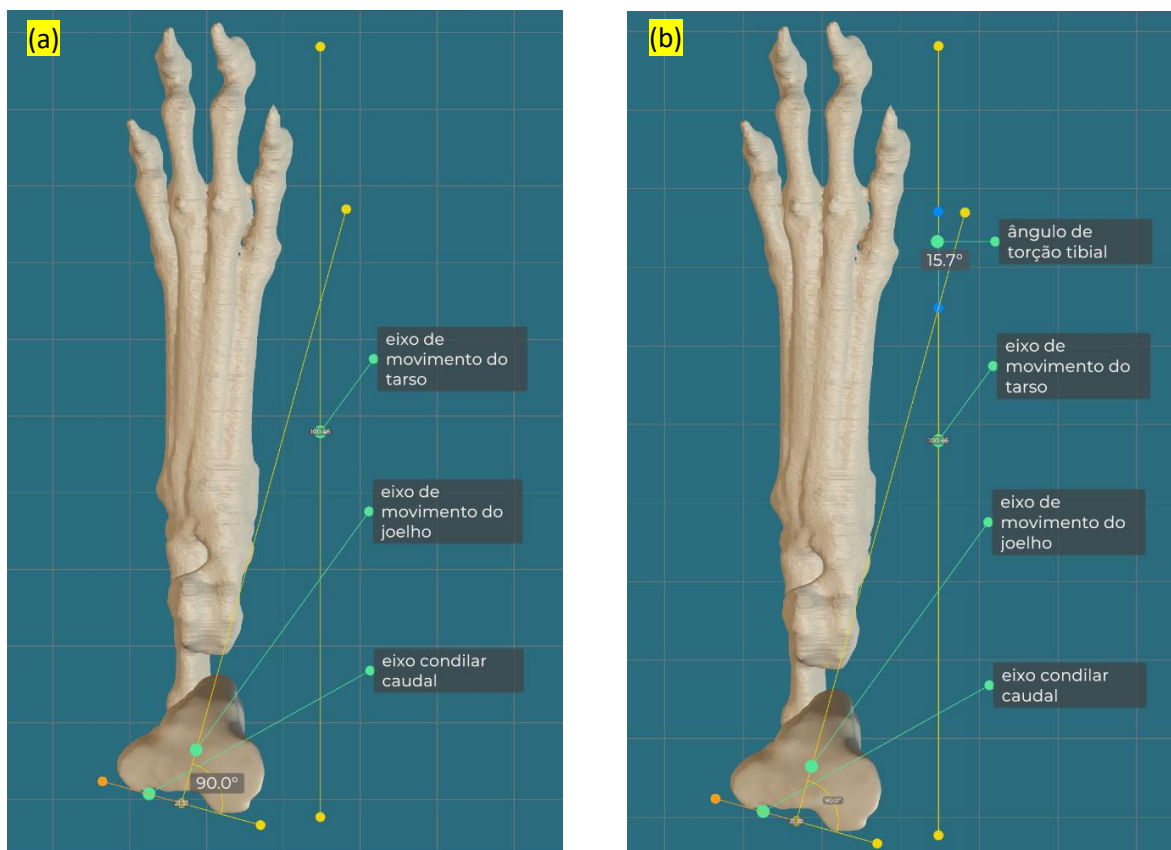


Figura 7. Processo de determinação de torção tibial através da aplicação do método biomecânico. Imagens 3D obtidas por exame TC e analisadas em software BonaPlanner.

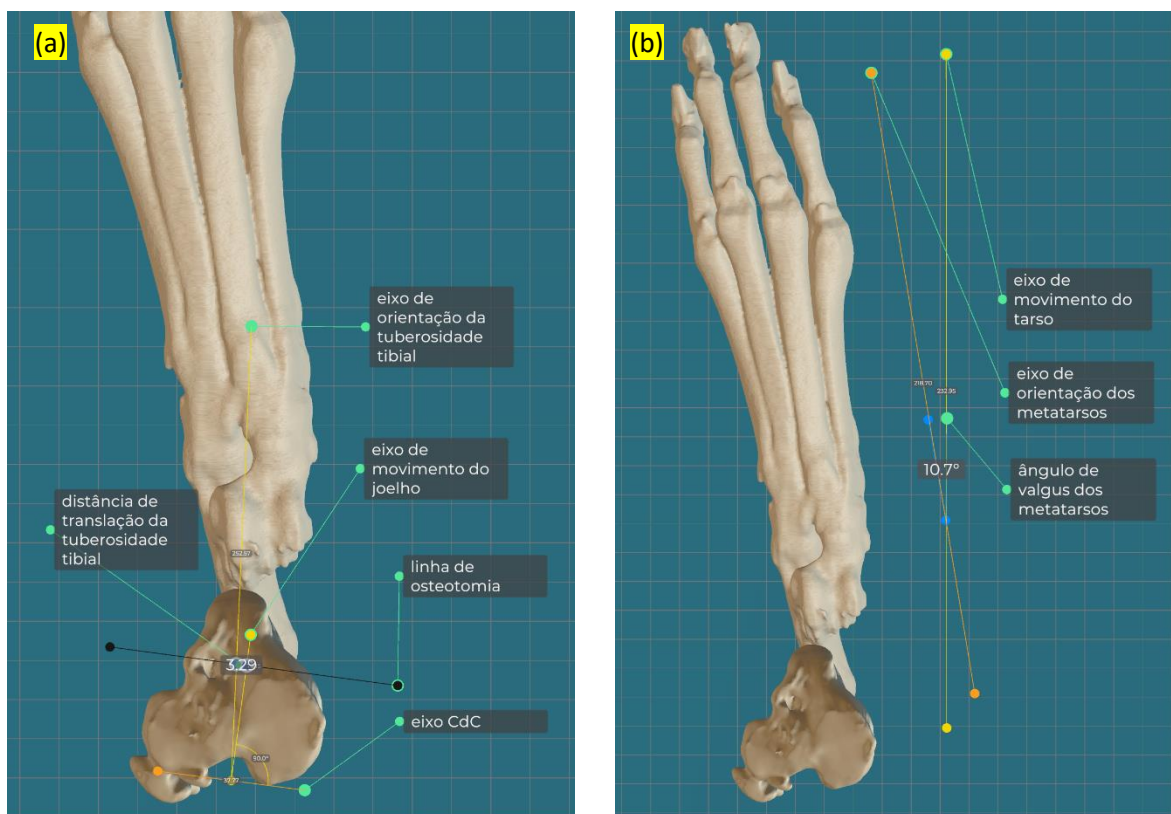


Figura 8. Processo de determinação de translação da tuberosidade tibial (a) e determinação de desvio dos metatarsos em plano frontal (b). Imagens 3D obtidas por exame TC e analisadas em software BonaPlanner.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo tem por objetivo a comparação de métodos de medição de torção tibial em cães. Os métodos em análise são, o método desenvolvido por Massimo Petazzoni, onde a torção tibial é estimada por comparação radiográfica com imagens padronizadas com torção interna e externa, com intervalos de 5°; o método desenvolvido por Michael Kowaleski, que recorre ao estudo de imagem TC, em plano transversal, onde é analisado o ângulo formado por um binómio de eixos formados a partir de pontos de referência anatômica ao nível da tíbia caudal e proximal, e é concluído o grau de torção pela diferença de angulação entre os eixos; e o método desenvolvido por Jorge Leite que analisa o grau de torção, também com recurso a imagem obtida por TC, em plano transversal, apresentando como pontos de divergência do método anterior, o recurso a diferentes pontos de referência anatômica para a aquisição dos eixos que revelam o grau de torção, e a incorporação do ângulo de rotação do tarso na determinação da angulação necessária para correção da deformidade angular.

No estudo referido foram utilizados apenas animais com prévio estudo radiográfico e de imagem TC, para que fosse possível a comparação pelos três métodos.

O estudo radiográfico inclui uma projeção caudo-cranial da tíbia para análise pelo método de M. Petazzoni, e o estudo TC inclui a análise do membro posterior em corte transversal, para o qual foi utilizado o software, Radiant, para cálculo pelo método de M. Kowaleski, e o software BonaPlanner, para o cálculo pelo método biomecânico.

2.1. Amostragem

A amostra utilizada para a realização do estudo inclui 24 membros posteriores de 12 cães com torção tibial bilateral. A amostra é caracterizada pela existência de 5 machos e 7 fêmeas, sendo que destes, 8 são cães de raça pequena e 4 são cães de raça grande.

A amostra selecionada corresponde assim à caracterização populacional revista em bibliografia, sendo esta, uma patologia maioritariamente bilateral, com tendência para desenvolvimento em cães de raça pequena e maior prevalência em fêmeas.

3. RESULTADOS

Inicialmente foi realizada a análise descritiva dos valores de torção tibial obtidos pelos métodos de J. Leite, M. Petazzoni e M. Kowaleski relativamente aos 4 pares de eixos considerados por este método, (tabela 3).

Tabela 3. Análise descritiva dos valores de torção tibial obtidos pelos métodos de J. Leite, M. Petazzoni e M. Kowaleski, em relação aos 4 pares de eixos.

	N	Média	Estatística do teste Padrão	Mínimo	Máximo
método J. Leite	24	-12,4750	9,78723	-33,80	-,20
método M. Petazzoni	24	-11,6667	8,16497	-35,00	,00
método M. Kowaleski TC-CnT	24	-5,0000	9,84462	-26,50	14,60
método M. Kowaleski TC-CdT	24	4,8083	12,22855	-21,30	28,10
método M. Kowaleski CdC-CnT	24	-2,7000	8,29793	-20,20	9,10
método M. Kowaleski CdC-CdT	24	7,1083	11,15078	-12,70	25,20

Seguidamente foi testada a hipótese dos valores obtidos pelos diferentes métodos serem iguais entre si.

Dado o tamanho da amostra e a ausência de distribuição normal transversal a todos os métodos, foi utilizado o teste não paramétrico de Friedman para a hipótese colocada.

Como $[X^2(5) = 86,395; p < 0,001]$, foi rejeitada a hipótese nula que afirma que as distribuições dos métodos são iguais, ou seja, não existe igualdade entre os valores obtidos pelos métodos considerados.

Através do teste post-hoc de comparações múltiplas foi concluído, com uma significância ajustada de 0,05, existir igualdade das distribuições obtidas através do método de J. Leite com o método de M. Petazzoni ($p=1,000$) e com o método de M. Kowaleski TC-CnT ($p=0,092$); igualdade entre o método de M. Petazzoni e o método de M. Kowaleski TC-CnT ($p=0,614$); igualdade entre o método de M. Kowaleski TC-CnT e o método CdC-CnT ($p=1,000$); igualdade entre o método de M. Kowaleski CdC-CnT e o método TC-CdT ($p= 0,379$); e igualdade entre o método de M. Kowaleski TC-CdT e o método CdC-CdT ($p=1,000$). As relações concluídas encontram-se evidenciadas na figura 9.

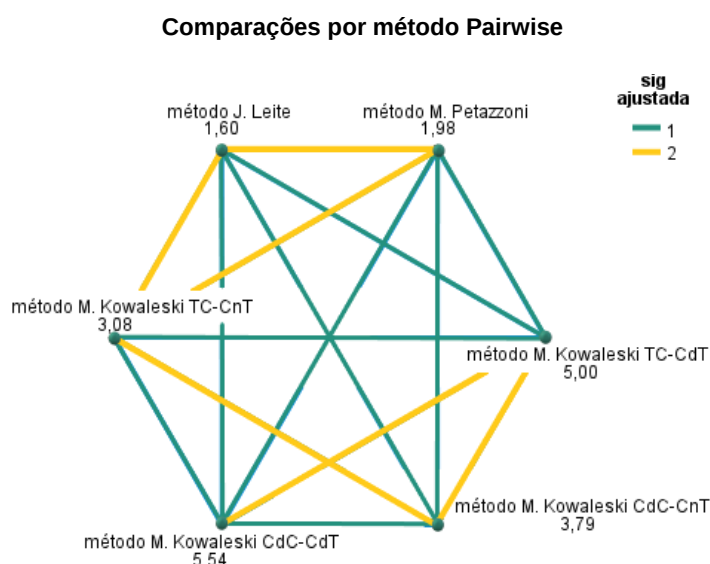


Figura 9. Gráfico post-hoc para comparações múltiplas da igualdade de distribuição dos valores de torção tibial conseguidos através do método de J. Leite, M. Petazzoni e M. Kowaleski pelos 4 pares de eixos. Legenda: (1) relações com uma significância ajustada inferior a 0,05, (2) relações com uma significância ajustada superior a 0,05; cada nó identifica o posto médio do respetivo método.

Seguidamente foi considerada a hipótese de os métodos de J. Leite e M. Kowaleski apresentarem valores iguais, se à torção da tíbia, concluída através do método de M. Kowaleski, for somada a rotação existente ao nível do tarso. Para tal foi definido um novo eixo no aspeto cranial do tálus em plano transversal, formado por uma linha tangente às cristas trocleares lateral e medial.

Assim pelo método de M. Kowaleski surgem apenas dois pares de eixos a considerar, o TC-CnTálus (eixo do tálus cranial) e o CdC-CnTálus.

Como os grupos considerados cumprem os pré-requisitos de normalidade e esfericidade, foi utilizado o teste paramétrico, ANOVA de uma via com medidas repetidas, para testar a hipótese enunciada. A realização do teste levou à rejeição da hipótese nula, ou seja, concluiu não existir igualdade de distribuição entre os três grupos considerados, $[(Z2;46)=4,276; p<0,05]$.

Com o intuito de concluir quais os métodos que não apresentavam igual distribuição foi realizado o teste post-hoc de comparações múltiplas, com atribuição de um nível de significância 0,05, sujeito a correção de Sidak. O teste concluiu existir igualdade na distribuição dos métodos de J. Leite e M. Kowaleski modificado TC-CnTálus ($p=0,832$) e entre o método de M. Kowaleski modificado TC-CnTálus e CdC-CnTálus ($p=0,250$), contudo não existe igualdade na distribuição dos métodos de J. Leite e M. Kowaleski modificado CdC-CnTálus ($p=0,007$), como evidenciado na figura 10.

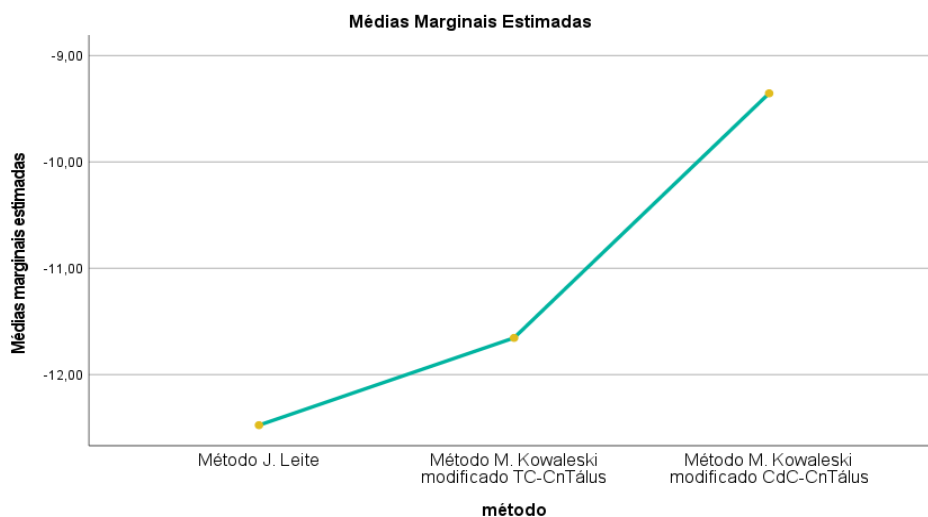


Figura 10. Gráfico representativo de médias marginais estimadas para os métodos de J. Leite e M. Kowaleski modificado com utilização dos eixos TC-CnTálus e CdC-CnTálus.

Foi também concluído através da subtração do método M. Kowaleski modificado TC-CnTálus ao método de M. Kowaleski TC-CnT que o tarso é responsável, em média, por $6,6542 \pm 0,9378^\circ$, na amostra em estudo.

Por último foi analisada a amostra relativamente à distância existente entre o CoM dos segmentos da perna e do pé em relação ao FTA, quando o grau de torção tibial é corrigido pelo método de J. Leite e pelo método de M. Kowaleski TC-CnT. O objetivo desta caracterização foi determinar qual o método que apresenta uma maior distância em relação ao eixo mecânico do membro. Os dados obtidos encontram-se ilustrados na figura 11.

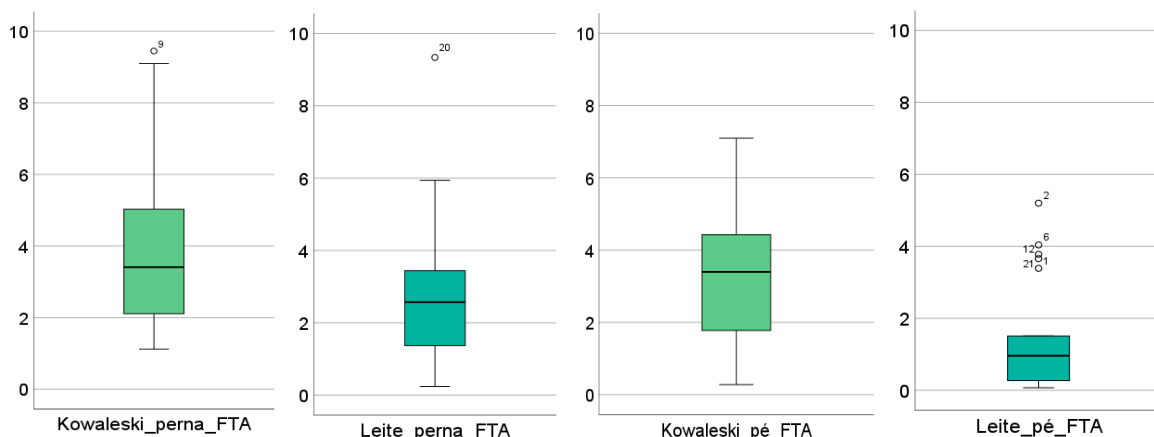


Figura 11. Boxplots representativa das distâncias entre o CoM da perna e do pé ao eixo FTA, calculadas através do método biomecânico e do método de M. Kowaleski (eixo TC-CnT).

As distâncias obtidas quando a torção tibial foi corrigida através do método de J. Leite foram, em média, 2,83 mm para o segmento da perna e 1,48 mm para o segmento do pé. Quando a torção tibial foi corrigida a partir do método de M. Kowaleski TC-CnT, a distância média encontrada foi de 3,96 mm para o segmento da perna e de 3,16 mm para o segmento do pé.

A análise descritiva da amostra permitiu concluir uma maior distância dos CoM segmentares ao FTA quando a correção da torção tibial é calculada através do método de M. Kowaleski CT-CnT. Foi também concluído que esta distância é proporcionalmente maior no segmento do pé em comparação com o segmento da perna.

4. DISCUSSÃO

A análise da amostra populacional realizada revela a existência de uma predominância de deformidade de torção tibial externa.

O método de J. Leite e M. Petazzoni revelam a maior proximidade de angulação de torção tibial encontrada entre os métodos estudados. A autora considera que esta semelhança advém do facto de ambos os métodos exigirem o mesmo posicionamento cranio-caudal, que conjuga uma relação fixa entre a tibia distal e o calcâneo, e como tal, orienta o tarso no mesmo sentido. Contudo, existe mesmo assim, algum grau de variação

entre estes métodos, que é justificado pela classificação do método de M. Petazzoni se realizar segundo um sistema de intervalos de valores, o que resulta numa acuidade comparada menor, e pela possibilidade da existência concomitante de deformidade de translação da tuberosidade tibial em casos de torção tibial, que pelo método de M. Petazzoni não é distinguível.

O método que revelou a aquisição de valores com maior variação, foi o de M. Kowaleski. Foi também determinado que, entre os binómios de eixos sugeridos para a realização do método, existem diferenças significativas no grau de torção tibial obtido. Não obstante, foi provada uma relação de igualdade de distribuição entre o método de J. Leite e M. Petazzoni com o de M. Kowaleski, com recurso ao par de eixos CT-CnT. Contudo esta relação é comparativamente mais fraca do que a obtida entre os métodos de J. Leite e M. Petazzoni.

A divergência encontrada pelo método de M. Kowaleski é justificada, maioritariamente, pela consideração do posicionamento do eixo distal na tibia distal. Desta forma, a variação de angulação existente ao nível do tarso não é valorizada, levando à discrepância entre valores de angulação obtidos através dos três métodos.

Relativamente à variação existente intra-método, esta pode ser justificada pela existência de variações individuais na morfologia dos pontos de referências anatómicos, que servem de base para o encontro dos eixos considerados. Pela observação da autora, os pontos de referência utilizados pelo método M. Kowaleski são sujeitos a variação tanto morfológica como topográfica entre os indivíduos estudados. É também justificação para divergência de valores, a maior dificuldade de identificação de estruturas anatómicas pela imagem TC utilizada para a realização do método de M. Kowaleski.

No sentido que comprovar as justificações sugeridas pela autora para a maior divergência de valores apresentadas pelo método de M. Kowaleski, foi acrescentado ao método, um eixo distal ao nível do tálus cranial. A soma deste novo eixo permite, a eliminação de parte da variação originada pela variação individual dos eixos tibiais distais, e também a consideração da angulação presente no tarso, na determinação de torção tibial.

Uma vez realizada esta modificação do método original de M. Kowaleski, foi encontrada relação de igualdade de distribuição entre os valores obtidos pelo método de J. Leite e o método de M. Kowaleski com um nível de significância superior ao teste estatístico anteriormente feito, para testar esta relação. Como tal conclui-se que um importante fator para a aquisição de valores de torção tibial diferentes deve-se à não consideração da rotação presente no tarso para o cálculo de torção tibial.

Por último, com o objetivo de validar os fundamentos citados para o cálculo de torção tibial através do método desenvolvido por J. Leite, foi calculada a distância existente entre os CoM segmentares da perna e do pé ao FTA, após simulação da correção de angulação de torção tibial obtida pelo método de J. Leite e pelo método de M. Kowaleski TC-CnT. Foi concluído que, após correção pelo método biomecânico, ambos os CoM segmentares apresentam uma menor distância ao FTA, comparativamente às distâncias obtidas pelo método de M. Kowaleski. De entre os resultados obtidos pelo método biomecânico foi também comprovado existir, uma maior presença de valores distantes da média de distância do CoM do pé em comparação com o CoM da perna, o que segundo a autora pode ser justificado pela presença de deformidades concorrentes ao nível deste segmento, como é o caso de valgus/varus e rotação dos metatarsos, o que leva a uma alteração da orientação esperada do FTA, sendo esta mais expressiva ao nível do segmento do pé.

5. CONCLUSÃO

A importância da correção das deformidades angulares está associada, não só com a função do membro e a capacidade de movimento, como também com a predisposição que estas patologias apresentam para a ocorrência de várias doenças articulares.

Conclui-se, através do estudo realizado, que a torção tibial deve ser calculada com base no método biomecânico, por este método corresponder à aquisição de melhor capacidade funcional do membro, pela preservação do seu eixo de alinhamento e orientação articular no mesmo plano. Assim este método permite associar um menor trabalho ao movimento do animal.

Estudos adicionais consideram-se necessários para compreender qual a real exigência que a deslocação dos CoM segmentares apresentam a nível articular, através da atribuição de quantificação às forças atuantes. Perspetiva-se que exista, através da aplicação do método biomecânico, uma melhor distribuição de carga a nível articular, que espelhe uma maior correção do ponto de contacto da força de reação a nível articular, aumentando por consequência a estabilidade articular, e diminuindo a inércia associada ao movimento, o que também se irá traduzir num aumento do ROM associado à articulação.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aghapour, M., Bockstahler, B., Kneissl, S., Tichy, A., & Vidoni, B. (2019). Femoral and tibial alignments in chihuahuas with patellar luxation by radiograph: Angular values and intra- and inter-observer agreement of measurements. *PLoS ONE*, *14*(3), 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0214579>
- Al Aiyan, A., Richardson, K., Manchi, G., Ginja, M., & Brunnberg, L. (2021). Measurement of the Femoral Anteversion Angle in Medium and Large Dog Breeds Using Computed Tomography. *Frontiers in Veterinary Science*, *8*(March). <https://doi.org/10.3389/fvets.2021.540406>
- Amit, T., Gomberg, B. R., Milgram, J., & Shahar, R. (2009). Segmental inertial properties in dogs determined by magnetic resonance imaging. *The Veterinary Journal*, *182*(1), 94–99. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2008.05.024>
- Aper, R., Kowaleski, M. P., Apelt, D., Drost, W. T., & Dyce, J. (2005). Computed tomographic determination of tibial torsion in the dog. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, *46*(3), 187–191. <https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2005.00048.x>
- Arthurs, G., Brown, G., & Pettitt, R. (2018). *Canine and Feline Musculoskeletal Disorders A practical guide to lameness and joint disease* (2nd ed.). BSAVA.
- Completo, A., & Fonseca, F. (2019). *Fundamentos de Biomecânica músculo-esquelética e ortopédica* (2 nd). Medicabook.
- Dingemanse, W., Müller-Gerbl, M., Jonkers, I., Sloten, J. Vander, van Bree, H., & Gielen, I. (2017). A prospective follow up of age related changes in the subchondral bone density of the talus of healthy Labrador Retrievers. *BMC Veterinary Research*, *13*(1), 1–6. <https://doi.org/10.1186/s12917-017-0974-y>
- Dingemanse, W., Müller-Gerbl, M., Jonkers, I., Vander Sloten, J., van Bree, H., & Gielen, I. (2016). Subchondral bone density distribution of the talus in clinically normal Labrador Retrievers. *BMC Veterinary Research*, *12*(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s12917-016-0678-8>
- Dismukes, D., Tomlinson, J. L., Fox, D. B., Cook, J. L., & Song, K. J. E. (2007). Radiographic measurement of the proximal and distal mechanical joint angles in the tibia. *Veterinary Surgery*, *36*(7), 699–704. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2007.00323.x>
- Durand, O., Newell, K., & Wright, K. (2014). *Canine stifle stabilization system for circular tibial tuberosity advancement (cTTTA) procedure*.

- Erazo, A., Quinde, E. P., & Cornejo, S. E. (2020). Biomechanical Analysis of Canine Hind Limb: Mathematical Model and Simulation of Torques in Joints. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, 9(5), 745–751. <https://doi.org/10.18178/ijmerr.9.5.745-751>
- Evans, H. E., & Lahunta, A. de. (2013). *Miller`s Anatomy of the Dog* (4th ed.). Elsevier.
- Fossum, T. W. (2019). *Small Animal Surgery* (5th ed.). Elsevier.
- Garnoeva, R., & Paskalev, M. (2021). Evaluation of pelvic limb angles in dogs with medial patellar lixation: comparison of radiography and computed tomography. *Bulgarian Journal of Veterinary Medicine*. <https://doi.org/10.15547/bjvm.2413>
- Hall, S. J. (2016). *Biomecânica Básica* (Guanabara (ed.); 7th ed.). Guanabara Koogan LTDA:
- Johnston, S. A., & Tobias, K. M. (2018). *Veterinary Surgery small animal* (2nd ed.). Elsevier.
- Jones, O. Y., Raschke, S. U., & Riches, P. E. (2018). Inertial properties of the German Shepherd Dog. *PLoS ONE*, 13(10), 1–14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206037>
- Kaiser, S., Cornely, D., Golder, W., Garner, M., Waibl, H., & Brunnberg, L. (2004). Magnetic Resonance Measurements of the Deviation of the Angle of Force Generated by Contraction of the Quadriceps Muscle in Dogs with congenital Patellar Luxation. *Veterinary Surgery*, 30(6), 552–558.
- Kim, J., Heo, S., Na, J., Kim, N., Kim, M., Jeong, S., & Lee, H. (2016). Determination of femoral and tibial joint reference angles in small-breed dogs. *Journal of Veterinary Clinics*, 33(6), 340–345. <https://doi.org/10.17555/jvc.2016.12.33.6.340>
- Kirberger, R. M., & McEvoy, F. J. (2016). *Canine and Feline Musculoskeletal Imanging* (2nd ed.). BSAVA.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (2 nd). Springer. <https://doi.org/10.1201/b22446-8>
- Lee, J., Sim, H., Jeong, J., Kim, S. Y., Yang, S., Jeong, S. M., & Lee, H. B. (2020). Biomechanical analysis of canine medial patellar luxation with femoral varus deformity using a computer model. *BMC Veterinary Research*, 16(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12917-020-02644-5>
- Lehmann, S. V., Andrada, E., Taszus, R., Koch, D., & Fischer, M. S. (2021). Three-

- dimensional motion of the patella in French bulldogs with and without medial patellar luxation. *BMC Veterinary Research*, 17(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12917-021-02787-z>
- Marino, D. J., & Loughin, C. A. (2010). Diagnostic imaging of the canine stifle: A review. *Veterinary Surgery*, 39(3), 284–295. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00678.x>
- Milgram, J., Slonim, E., Kass, P. H., & Shahar, R. (2004). A radiographic study of joint angles in standing dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 17(2), 82–90. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1636485>
- Montavon, P. M., Hohn, R. B., Olmstead, M. L., & Rudy, R. L. (2008). Inclination and Anteversion Angles of the Femoral Head and Neck in the Dog Evaluation of a Standard Method of measurement. *Veterinary Surgery*, 14(4), 277–282. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1985.tb00883.x>
- Moreau, M., Lussier, B., Ballaz, L., & Troncy, E. (2014). Kinetic measurements of gait for osteoarthritis research in dogs and cats. *Canadian Veterinary Journal*, 55(11), 1057–1065.
- Newman, M., & Voss, K. (2017). Computed tomographic evaluation of femoral and tibial conformation in English Staffordshire Bull Terriers with and without congenital medial patellar luxation. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 30(3), 191–199. <https://doi.org/10.3415/VCOT-16-12-0162>
- Paley, D. (2005). Principles of Deformity Correction. In J. E. Herzenberg (Ed.), *Springer* (1st ed.). Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-59373-4>
- Petazzoni, M., & Jaeger, G. H. (2008). *Atlas of Clinical Goniometry and Radiographic Measurements of the Canine Pelvic Limb* (G. Marx (ed.); 2nd ed.). Merial Italia.
- Pinna, S., & Romagnoli, N. (2017). Radiographic measurement of the quadriceps angle in dogs. *PLoS ONE*, 12(10), 1–10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0185833>
- Reicher, B., Tichy, A., & Bockstahler, B. (2020). Center of Pressure in the Paws of Clinically Sound Dogs in Comparison with Orthopedically Diseased Dogs. *Animals*, 10(8), 1–32. <https://doi.org/10.3390/ani10081366>
- Stokes, I. A. F. (2002). Mechanical effects on skeletal growth. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 2(3), 277–280.
- Thrall, D. E., & Robertson, I. D. (2016). *Atlas of Normal Radiographic Anatomy and Anatomic Variants en Dog and Cat* (2nd ed.). Elsevier.

- Villemure, I., & Stokes, I. A. F. (2009). Growth Plate Mechanics and Mechanobiology. A Survey of Present Understanding. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1793–1803.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.021>.Growth
- Wheeler, J. T., & Raiser, A. G. (1992). Artroplastia Capsular De Colonna Modificada Para Cães: III Avaliação Biomecânica. *Ciência Rural*, 22(1), 73–84.
<https://doi.org/10.1590/s0103-84781992000100013>
- Yoo, Y. H., Lee, S. J., & Jeong, S. wuk. (2020). Effects of quadriceps angle on patellofemoral contact pressure. *Journal of Veterinary Science*, 21(5), 1–11.
<https://doi.org/10.4142/JVS.2020.21.E69>
- Zink, C., & Dyke, J. B. Van. (2018). *Canine Sports Medicine and Rehabilitation* (2nd ed.). Wiley Blackwell.
- Zink, C., & Schlehr, M. R. (2020). Working Dog Structure: Evaluation and Relationship to Function. *Frontiers in Veterinary Science*, 7(October), 1–12.
<https://doi.org/10.3389/fvets.2020.559055>

