

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE CÃES HÍGIDOS DA
RAÇA POODLE**

CAROLINA CAMPOS OTONI

Botucatu – SP

2011

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE CÃES HÍGIDOS DA
RAÇA POODLE

CAROLINA CAMPOS OTONI

Dissertação apresentada junto ao
Programa de Pós-Graduação em Medicina
Veterinária para obtenção do título de
Mestre.

Orientadora: Prof^a. Doutora Sheila Canevese
Rahal

Ficha catalográfica elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Divisão Técnica de Biblioteca e Documentação - Campus De Botucatu - UNESP
Bibliotecária responsável: *Sulamita Selma Clemente Colnago* – CRB 8/4716

Otoni, Carolina Campos.

Avaliação cinemática de cães hípidos da raça poodle / Carolina Campos
Otoni. - Botucatu, 2011

Dissertação (mestrado) - Faculdade de Medicina Veterinária e
Zootecnia de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2011

Orientador: Sheila Canevese Rahal

CAPES: 50501062

1. Locomoção animal.

Palavras-chave: Análise da locomoção; Cão porte, Medida objetiva; Trote

Nome do Autor: Carolina Campos Otoni

Título: AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE CÃES HÍGIDOS DA RAÇA POODLE

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a Sheila Canevese Rahal

Presidente e Orientadora

Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária

FMVZ – UNESP - Botucatu

Prof. Dr. Carlos Roberto Teixeira

Membro

Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária

FMVZ – UNESP - Botucatu

Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli

Membro

Departamento de Mestrado em Ciências da Reabilitação

Universidade Nove de Julho – São Paulo

Fisioterapeuta Sênior do Centro de Reabilitação Física

Hospital Albert Einstein – São Paulo

Data da Defesa: 17 de janeiro de 2011.

Dedicatória

Aos meus pais Suely, Líneu e Luzia (mãe de coração) que sempre me estenderam as mãos com muito amor e carinho. Este trabalho é fruto da educação que me proporcionaram.

Aos meus queridos irmãos Rodrigo e Cristiane, pelo incentivo, amor e companheirismo. Obrigada pelo apoio e exemplo, minha admiração por vocês é infinita.

Ao Marcel, pelo amor, companheirismo e principalmente pela paciência e apoio nos momentos difíceis.

Agradecimentos

À **professora Sheila**, minha profunda admiração e meu respeito, por orientar e viabilizar este estudo, e pelo seu incentivo e oportunidade proporcionada em adquirir novos conhecimentos.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela bolsa de mestrado, essencial para o desenvolvimento da pesquisa.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo equipamento de cinemática (Processo 2007/54518-0).

Ao engenheiro **Wagner de Godoy** pela sua generosidade e disponibilidade em nos auxiliar no aprendizado da captação dos dados cinemáticos.

Aos meus **amigos** que sempre me incentivaram e me apoiaram nesta jornada.

À **Nélida**, pela sua dedicação, sem a qual esse trabalho não seria possível.

Aos **colegas de pós-graduação**, pelo empenho, disponibilidade e colaboração.

Ao **Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária e ao setor de pós-graduação** pelo apoio à minha participação no mestrado.

A **Deus**, que em todos os dias da minha vida me deu forças e saúde para nunca desistir.

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Comparação dos ângulos máximo (graus), mínimo (graus) e amplitude angular (graus) entre os lados direito e esquerdo, dos membros pélvicos e torácicos, em cães hígidos da raça poodle..... 27

Tabela 2 – Comparação da velocidade angular máxima (graus/seg.), velocidade angular mínima (graus/seg.) e amplitude da velocidade angular (graus/seg.) entre os lados direito e esquerdo, dos membros pélvicos e torácicos, em cães hígidos da raça poodle..... 28

Tabela 3 – Comparação da aceleração angular máxima (graus/seg.²), aceleração angular mínima (graus/seg.²), e amplitude da aceleração angular (graus/seg.²) entre os lados direito e esquerdo, dos membros pélvicos e torácicos, em cães hígidos da raça poodle..... 29

Lista de Figuras

Figura 1 – Ilustração do posicionamento anatômico dos marcadores no presente estudo.....	21
Figura 2 – Posicionamento dos marcadores reflexivos nos pontos anatômicos dos cães da raça poodle.....	22
Figura 3 – Gráficos das médias dos padrões lineares da locomoção dos cães da raça poodle, para a articulação metatarsiana, do joelho e coxal. Gráficos da média da flexão e extensão dos ângulos articulares, em uma passada completa (A) . Gráficos da média das velocidades angulares (graus/seg.) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa (B) . Gráficos da média das acelerações angulares (graus/seg. ²) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa (C)	31
Figura 4 – Gráficos das médias dos padrões lineares da locomoção dos cães da raça poodle, para a articulação metacarpiana, do cotovelo e do ombro. Gráficos da média da flexão e extensão dos ângulos articulares, em uma passada completa (A) . Gráficos da média das velocidades angulares (graus/seg.) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa (B) . Gráficos da média das acelerações angulares (graus/seg. ²) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa (C)	32

Sumário

	Página
Lista de Tabelas.....	Vi
Lista de Figuras.....	Vii
Resumo.....	ix
Abstract.....	xi
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 A locomoção dos cães.....	5
2.2 A raça poodle.....	5
2.3 Análise cinemática.....	6
2.3.1 Conceitos gerais e sistemas de capturas.....	6
2.3.2 Formas de captura.....	9
2.3.3 Coleta de dados de acordo com a locomoção.....	10
2.3.4 Variáveis cinemáticas e erros de captura.....	12
3 OBJETIVOS.....	17
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	19
4.1 Animais e ambiente de experimentação.....	20
4.2 Análise cinemática.....	20
4.3 Análise estatística.....	23
5 RESULTADOS.....	24
6 DISCUSSÃO.....	33
7 CONCLUSÕES.....	38
8 REFERÊNCIAS.....	40
9 TRABALHO CIENTÍFICO.....	45

OTONI, C.C. **Avaliação cinemática de cães hígidos da raça poodle.** Botucatu, 2011. 61p. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O trabalho teve por objetivos avaliar padrões cinemáticos dos membros torácicos e pélvicos em cães hígidos da raça poodle. Para tanto, foram utilizados nove cães não castrados, sendo quatro machos e cinco fêmeas, com peso entre 4,8 e 7,3 kg, e idade entre 2 e 6 anos. Foram posicionados 11 marcadores esféricos reflexivos usando fita adesiva de dupla face. Para a análise da cinemática foi utilizado equipamento com 3 câmeras, sendo o estudo efetuado com os marcadores posicionados primeiro no lado direito e após no lado esquerdo. A velocidade da esteira foi mantida entre 1,4 m/s e 1,6 m/s. Para cada cão, no mínimo cinco ensaios válidos foram completados para os lados direito e esquerdo. Os dados foram analisados com um programa de análise de movimento (Vicon® Motus 9). Foram registrados os valores angulares (máximo, mínimo e amplitude) a velocidade angular (máximo, mínimo e amplitude) e a aceleração angular (máximo, mínimo e amplitude) das articulações do ombro, cotovelo, do carpo, coxofemoral, joelho e do tarso. Foi usado o teste T para amostras independentes para comparar os parâmetros do lado direito aos do lado esquerdo, dos membros torácicos e pélvicos. Diferenças foram consideradas estatisticamente significantes com $p < 0.05$. Tanto para o lado esquerdo quanto para o lado direito, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes para todas as variáveis analisadas. Alguns dos marcadores distais tanto dos membros torácicos como pélvicos foram temporariamente invisíveis ou completamente perdidos durante as trilhas. Por isso, em alguns parâmetros de reconstrução, especialmente o fator de aceleração, foi realizada interpolação, para garantir as trajetórias tridimensionais desses marcadores, minimizando as interrupções e fragmentação das coordenadas. Como conclusão, os padrões cinemáticos dos membros torácicos e pélvicos em cães hígidos da raça poodle, trotando em

esteira em uma velocidade constante, podem ser obtidos. Entretanto, mais estudos são necessários para melhorar a captura dos marcadores distais.

Palavras-chave: Análise da locomoção; Trote; Cão porte, Medida objetiva.

OTONI, C.C. **Kinematic analysis in healthy poodles**. Botucatu, 2011. 61p. Dissertation (Master of Veterinary Medicine - Surgery) – School of Veterinary Medicine and Animal Science – Univ Estadual Paulista (UNESP), Botucatu.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate kinematic patterns of forelimbs and hind limbs in clinically normal miniature poodle dogs. Nine dogs were used; 4 males and 5 females, weighing 4.8-7.3kg, and aged from 2 to 6 years. Each dog was tagged with 11 reflective spherical markers using double-sided adhesive tape. Kinematic data were collected by use of a 3-camera system. The kinematic study was performed with markers placed first on the right side of the dog, and after on the left side. Velocity of the treadmill was maintained between 1.4 and 1.6 m/s. A minimum of 5 valid trials were obtained from the right and left sides of each dog. Data were analyzed by use of a motion-analysis program (Vicon Motus 9). Flexion and extension joint angles (maximum, minimum, displacement), angular velocity (maximum, minimum, displacement), and angular acceleration (maximum, minimum, displacement) were determined for the shoulder, elbow, carpal, hip, stifle, and tarsal joints. Statistical analysis using Student's *t*-Test for dependent samples was performed to compare values from the right side to the left side of both forelimbs and hind limbs. Differences were considered significant at $p < 0.05$. No significant differences were observed between the right and left limbs in all variables. Some of the distal reflective markers the forelimbs and/or hind limbs were temporarily invisible or even completely lost during the trials. For this, some reconstruction parameters, especially acceleration factor, were readjusted to guarantee the three-dimensional trajectories of these markers, minimizing the interruptions and fragmentation of the coordinates. In conclusion, the kinematic patterns of forelimbs and hind limbs in clinically normal miniature poodle dogs trotting on a treadmill at a constant velocity may be obtained. However, more studies are necessary to improve the capture of the distal markers.

Key words: Gait analysis; Trot; Dog size; Objective measurement.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Existem inúmeras razões para a realização de ensaios clínicos da locomoção, dentre elas estão: diagnosticar, determinar a severidade da doença, selecionar tratamentos, estabelecer o prognóstico e mensurar a efetividade de um procedimento (DeCAMP, 1997; McLAUGHLIN, 2001; PERRY, 2005; BAKER, 2006; GILLETTE e ANGLE, 2008). Contudo, a aferição precisa e objetiva do movimento é fundamental em qualquer método científico para o estudo da locomoção (SUTHERLAND, 2002). Esta pode ser efetuada por estudos cinéticos ou cinemáticos (DeCAMP et al., 1993; McLAUGHLIN, 2001).

A cinemática descreve a geometria do movimento em relação ao tempo, sem considerar as causas do movimento, assim como massa, força, momento e energia (GARHAMMER, 1991; ROBERTSON e CALDWELL, 2004). O método permite quantificar posições, velocidades, acelerações e ângulos de pontos anatômicos, segmentos e articulações no espaço (ROBERTSON e CALDWELL, 2004; GRAHAM, 2006; GILLETTE e ANGLE, 2008). Os métodos ópticos são os mais populares para análise clínica da locomoção (GRAHAM, 2006), podendo ser efetuada com emprego de sistemas de capturas bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D) (GILLETTE e ANGLE, 2008). Os sistemas bidimensionais são custo inferior, mais fáceis de usar, porém são limitados em sua capacidade de fornecer dados de rotação e circundução (GILLETTE, 2004; GILLETTE e ANGLE, 2008; KIM et al., 2008). A análise cinemática tridimensional permite a obtenção de informações precisas e completas da locomoção (GILLETTE, 2004), porém requer experiência e conhecimento (BOLLIGER et al., 2002; FEENEY et al., 2007; KIM et al., 2008). Embora a descrição completa da locomoção envolva movimento espacial tridimensional, em muitos casos esse movimento pode ser descrito por uma análise no plano sagital, especialmente no caminhar e na corrida (ROBERTSON e CALDWELL, 2004).

Além do emprego de um sistema com adequada precisão, a avaliação do sistema locomotor requer também a padronização das características de normalidade (DeCAMP, 1997; McLAUGHLIN, 2001;

SUTHERLAND, 2002). Sendo assim, muitos estudos de análise cinemática, usando sistemas bi ou tridimensionais, têm sido efetuados em cães hígidos, especialmente os de porte grande (HOTTINGER et al., 1996; SCHAEFER et al., 1998), e de raças específicas como o greyhound (DeCAMP et al., 1993; MARGHITU et al., 1996; OWEN et al., 2004), labrador retriever e misto labrador retriever (GILLETTE e ZEBAS, 1999; CLEMENTS et al., 2005; FEENEY et al., 2007). Os cães têm sido avaliados caminhando ou ao trote, que são consideradas formas simétricas de locomoção (BROWN, 1986; DeCAMP et al., 1993; HOTTINGER et al., 1996; SCHAEFER et al., 1998).

O maior interesse nos cães de porte grande, provavelmente esteja relacionado à maior propensão dos mesmos ao desenvolvimento de diversas afecções ortopédicas e a relação de algumas raças com atividades esportivas e de trabalho (BLOOMBERG et al., 1998; SLATTER, 2002; PIERMATTEI et al., 2006). Contudo, cães de porte médio a pequeno também desenvolvem várias doenças, entre as quais a luxação patelar, injúria do ligamento cruzado, a necrose asséptica da cabeça do fêmur e a displasia coxofemoral, entre outras (SLATTER, 2002; PIERMATTEI et al., 2006).

Dentre esses últimos, os cães poodles são bastante populares como animais de estimação, porém por ser uma raça versátil, podem também ser usados em competições e rastreamentos (PUGNETTI, 1980; ALDERTON, 2000; CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE CINOFILIA, 2010). Desta forma, a realização de estudos cinemáticos com cães hígidos dessa raça torna-se importante para a compreensão da locomoção e estabelecimento dos padrões normativos.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A locomoção dos cães

A locomoção pode ser definida como o ato ou poder de se mover de um local para outro (BROWN, 1986). No cão essa pode ser caracterizada em dois grupos principais, ou seja, a locomoção simétrica e a assimétrica (BROWN, 1986; DeCAMP, 1997). No modo simétrico, segundo DeCAMP (1997), os movimentos dos membros de um lado do corpo repetem os movimentos do lado oposto, tais como no caminhar, no trote e no passo. Por sua vez, o modo assimétrico traduz-se por movimentos do membro que não repetem os movimentos do lado oposto, como no galope rotatório e galope transversal.

Em geral, no trote há o suporte de dois membros, com pares diagonais de membros em estação (DeCAMP, 1997; SCHAEFER et al., 1998), porém há vários estilos de trote (BROWN, 1986). Além disso, alguns cães precisam virar levemente o eixo do corpo no trote para prevenir a interferência entre as patas da frente e de trás (HILDEBRAND, 1968). Os cães da raça poodle estão inclusos entre o estilo de trote alterado pelo homem, sendo classificados como corpos quadrados com extremo alcance (BROWN, 1986).

2.2 A raça poodle

O poodle surgiu no século XVII, sendo que alguns afirmam ser a raça oriunda da França (ALDERTON, 2000) ou Alemanha (ANDRADE, 1999) e outros da Dinamarca ou velho Piemonte (PUGNETTI, 1980). A raça foi também denominada Parbone e Caniche (PUGNETTI, 1980; ALDERTON, 2000), provavelmente devido ao Pudél (“cão-de-água”), um antigo cão alemão de caça aquática (ANDRADE, 1999; ALDERTON, 2000). Desta forma, a função inicial seria a caça de aves aquáticas (PUGNETTI, 1980; ALDERTON, 2000). Entre as décadas de 1940 e 1960, o poodle foi considerado o cão mais popular do mundo (ALDERTON, 2000), tornando-se uma raça de companhia

(ANDRADE, 1999), graças ao seu caráter alegre e fiel, além de inteligente, esportivo e fácil de ensinar (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969; PUGNETTI, 1980; ALDERTON, 2000; CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE CINOFILIA, 2010).

Existem quatro tamanhos de poodle: gigante (de 45 a 60 cm de altura da cernelha), médio (35 a 45 cm), miniatura (28 a 35 cm da cernelha) e toy (menos de 27 cm da cernelha), em diferentes cores (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969; PUGNETTI, 1980; ANDRADE, 1999; ALDERTON, 2000).

O poodle miniatura é um cão bem proporcionado e sólido (ALDERTON, 2000), possui aspecto harmonioso e mediolíneo (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969). Suas características físicas são: orelhas compridas e largas, pescoço forte, pelagem espessa de textura áspera, membros torácicos retos, posteriores musculosos, focinho comprido e reto, pés pequenos e ovalados, e peso entre 5,5 e 7,5 kg (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969; ALDERTON, 2000). Esse cão possui uma movimentação com trote reto, saltitante e leve, sendo que jamais deve apresentar andadura coleante e alongada, a cabeça e cauda devem sempre estar altas, os membros torácicos e pélvicos devem mover-se mantendo perfeito paralelismo (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969).

A maioria dos cães poodles classifica-se como de corpo quadrado, ou seja, o comprimento do corpo é igual à altura da cernelha, e de perna longa, ou seja, o comprimento do membro abaixo do tórax é mais longo que a profundidade do tórax (BROWN, 1986; CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE CINOFILIA, 2010).

2.3 *Análise cinemática*

2.3.1 *Conceitos gerais e sistemas de capturas*

O estudo do movimento qualitativo ou quantitativo dos animais é alvo de grande interesse (GILLETTE, 2004). A avaliação subjetiva da locomoção de cães tem sido utilizada por muitos anos, porém a nossa capacidade de perceber detalhes minuciosos durante o ciclo da locomoção

pode ser muito difícil e, em alguns aspectos, impossível até mesmo para os especialistas mais talentosos (DeCAMP, 1997; GILLETTE e ANGLE, 2008).

A ciência do movimento é denominada cinesiologia, que pode ser dividida em cinemática e cinética (GARHAMMER, 1991; ANDERSON e MANN, 1994; DeCAMP, 1997). A cinética é o estudo das relações do movimento em termos de força, que podem ser internas ou externas (GARHAMMER, 1991; GILLETE, 2004). A cinemática é a ciência que descreve a geometria do movimento, quantifica posições, velocidades, acelerações e ângulos de pontos anatômicos, segmentos e articulações no espaço (GARHAMMER, 1991; ROBERTSON e CALDWELL, 2004; GILLETE e ANGLE, 2008). Os dados cinemáticos podem fornecer informações sobre o funcionamento do sistema músculo-esquelético e claudicação, além de avaliar tratamentos médicos e cirúrgicos (HOTTINGER et al., 1996; GILLETE e ANGLE, 2008).

A amplitude é definida como a mudança em posição, e a velocidade é a taxa de mudança da amplitude com respeito ao tempo (ROBERTSON e CALDWELL, 2004). Medidas das velocidades angulares articulares podem possibilitar à detecção de disfunções articulares relevantes, que não são verificadas pelas mudanças dos ângulos articulares, além de não serem susceptíveis a erros atribuídos as diferenças de colocação de marcadores (OWEN et al., 2004). A aceleração é a taxa de mudança da velocidade com respeito ao tempo (ROBERTSON e CALDWELL, 2004).

O sistema de análise cinemática identifica marcadores específicos colocados em pontos anatômicos, associados à localização de um ponto comum, e por meio da filmagem do movimento com câmeras de vídeos, o software converte o movimento dos marcadores em imagens digitais (McLAUGHLIN, 2001; GILLETTE, 2004; PERRY, 2005). Dois tipos de marcadores são mais comumente usados na identificação dos pontos anatômicos (GILLETTE e ANGLE, 2008). Um deles é feito com material não-reflexivo (ativo), que produz demarcação na cor, a qual é reconhecida pelo sistema de cinemática, o outro tipo é constituído de material reflexivo (passivo), que reflete a luz de volta à fonte de imagem para ser monitorado pelo sistema (FIGUEROA et al., 2003; PERRY, 2005). Ambos os tipos de marcadores

requerem cuidado no posicionamento nos pontos anatômicos, devendo haver uma distância mínima entre eles. No sistema ativo há uma diferenciação mais fácil dos marcadores, porque cada marcador é ativado em uma determinada sequência e o computador sabe automaticamente qual local está sendo registrado (PERRY, 2005).

A captura de vídeo é a tecnologia empregada para a gravação de uma sequência de imagens estáticas, que representam cenas de um movimento, podendo ser gravados de forma analógica ou digital, sendo esta última a mais utilizada pela maioria dos novos sistemas (GILLETTE e ZEBAS, 1999; GILLETTE e ANGLE, 2008).

Segundo Gillette e Angle (2008), a vantagem do sistema analógico se deve ao fato deste utilizar hardwares e softwares de custo relativamente acessível, e permitir uma coleta precisa dos dados. A desvantagem é que os equipamentos necessários para coleta de dados tridimensionais podem ser bastante volumosos (SUTHERLAND, 2002; GILLETTE e ANGLE, 2008).

Os sistemas digitais utilizam câmeras de vídeo para acompanhar o movimento de marcadores reflexivos ou de LEDs pulsados (ROBERTSON e CALDWELL, 2004; PERRY, 2005; GILLETTE e ANGLE, 2008). No caso dos LEDs pulsados há emissão de uma luz infravermelha pelos mesmos, porém o paciente deve transportar durante o movimento além dos marcadores, cabos e uma unidade de controle, ao passo que o sistema reflexivo utiliza-se da luz infravermelha montada ao redor da lente da câmera, diminuindo as restrições de movimentos (GILLETTE e ANGLE, 2008). Os dados são coletados diretamente pelo computador, permitindo que o software de análise cinemática os utilize para digitalizar e calcular as informações, fornecendo rapidamente os resultados (ROBERTSON e CALDWELL, 2004; GILLETTE e ANGLE, 2008). As desvantagens dos sistemas digitais são: o custo elevado do equipamento e o número, proximidade e tamanho dos marcadores (GILLETTE e ANGLE, 2008).

A análise do movimento pode ser impedida por qualquer evento que obscureça os marcadores da câmera de vídeo (PERRY, 2005). Adicionalmente, o ensaio pode ser inutilizado se os dados de coordenadas

forem obtidos sem o uso conjunto com a transmissão de vídeo, ou se ocorrerem grandes lacunas na visibilidade dos marcadores e o software não estiver presente para corrigir essas lacunas (GILLETTE e ANGLE, 2008).

2.3.2 Formas de captura

A análise cinemática tridimensional permite a obtenção de informações precisas e completas da locomoção (GILLETTE, 2004), porém requer experiência e conhecimento (BOLLIGER et al., 2002; FEENEY et al., 2007; KIM et al., 2008) e, em geral, está restrita às instituições acadêmicas (GILLETTE e ANGLE, 2008). Os sistemas bidimensionais são de menor custo, mais fáceis de usar, porém são limitados em sua capacidade de fornecer dados de rotação e circundução (GILLETTE, 2004; GILLETTE e ANGLE, 2008).

Para determinar a validade do sistema bidimensional na descrição do movimento sagital do membro pélvico canino, Kim et al. (2008) compararam os sistemas de análise cinemática bidimensional e tridimensional, empregando seis cães hígidos, sendo 4 labradores, 1 golden retriever e 1 greyhound. O movimento foi registrado pelos dois sistemas ao mesmo tempo, com os animais andando em velocidade confortável em linha reta. Os valores dos ângulos articulares e medidas das excursões angulares obtidos com o sistema bidimensional foram concordantes com o tridimensional, sugerindo que o primeiro proporciona dados com precisão e repetibilidade do movimento angular sagital dos membros pélvicos durante o caminhar. As diferenças sistemáticas entre os sistemas foram atribuídas principalmente à resolução e ao tipo de marcador.

Antes da captura das imagens, um espaço de teste deve ser estabelecido, demarcando-se as medidas de um espaço tridimensional ao redor da esteira ou do local em que o paciente irá desenvolver a locomoção (POY et al., 2000). Os eixos de coordenadas (x, y, z) terão valores iguais a zero no centro desse espaço, quando associado à plataforma de força, e a calibração ocorrerá pela captação de imagens de marcadores reflexivos que delimitam e preenchem todo o espaço (HOTTINGER et al., 1996; DeCAMP et al., 1996; NIELSEN et al., 2003). A importância da calibração se deve ao fato

dos métodos de reconstrução serem mais precisos dentro do espaço calibrado (BAKER, 2006).

Para a que o sistema detecte a posição tridimensional do marcador, é ainda necessário que ao menos duas ou mais câmeras sejam posicionadas e orientadas a fim de identificar um único marcador (CAPPOZZO et al., 2005). Desta forma, é comum encontrar em laboratórios de análise de marcha humana, 10 ou mais câmeras capazes de detectar confiavelmente a presença de dezenas de marcadores de 9 a 25 mm de diâmetro (BAKER, 2006). O sistema multicâmeras é vantajoso mesmo para o estudo de movimentos planares, de forma que a colocação exata e orientação de cada câmera não seja considerada crítica (ROBERTSON e CALDWELL, 2004), reduzindo erros humanos e eliminando muitos passos necessários para a transformação dos dados baseados em sistemas analógicos (SUTHERLAND, 2002; GILLETTE e ANGLE, 2008).

2.3.3 Coleta de dados de acordo com a locomoção

Conforme Gillette e Angle (2008), para que a análise da locomoção possa ser comparada entre cães e entre os lados direito e esquerdo de um mesmo cão, é necessário que eles estejam em velocidade constante e em marcha simétrica. No entanto, há várias discussões com relação ao melhor tipo de locomoção, ou seja, o caminhar ou o trote.

A simetria do trote foi comprovada, por Gillette e Zebas (1999), ao avaliarem por análise cinemática bidimensional, 16 cães clinicamente normais da raça labrador retriever puros ou mestiços, com idade entre 2 e 8 anos. Os cães foram analisados primeiro no lado direito e depois no lado esquerdo usando três seqüências repetidas. Após a filmagem, empregou-se o software de análise de movimento Peak5®. Os parâmetros cinemáticos medidos foram comprimento, frequência e tempo do passo, e a velocidade linear. Os parâmetros angulares incluíram amplitude angular do ombro, cotovelo, carpo, coxal, joelho e tarso, e velocidades angulares do ombro e quadril. Não foram observadas diferenças significativas entre os movimentos de ambos os lados. Por sua vez, Schaefer et al. (1998) empregaram a análise

cinemática tridimensional computadorizada em combinação com a plataforma de força para avaliar, ao trote, a simetria dos membros pélvicos em oito cães hígidos adultos de raça grande. Foram calculados os ângulos dinâmicos de flexão e extensão e velocidades angulares para as articulações coxofemoral, femorotibial e tarsal. As variáveis tempo e distância foram computadas. O coeficiente de Fourier foi utilizado para determinar as curvas médias de flexão e extensão para todas as articulações e comparar as diferenças de movimento entre os membros pélvicos direito e esquerdo. Os autores confirmaram ser o movimento do membro pélvico simétrico ao trote, fato relevante para estudos de cães portadores de doenças musculoesqueléticas.

Para a coleta dos dados ao trote, geralmente é utilizada uma esteira, para que se obtenha um ritmo constante na passada do cão (OWEN et al., 2004; CLEMENTS et al., 2005; GRADNER et al., 2007), porém essa pode requerer a adaptação do animal a se locomover em esteira. O método é também utilizado em laboratórios que não possuem espaço suficiente para uma locomoção mais espaçada (GILLETTE e ANGLE, 2008).

Owen et al. (2004) avaliaram o tempo de familiarização ao trote em esteira de 11 cães adultos da raça greyhound, empregando como comparativo as características cinemáticas em plano sagital das articulações do cotovelo e joelho. Após um período inicial de dois minutos em caminhada, os cães trotaram por 2 minutos e meio em uma velocidade de 2,2-2,4 m/s. A análise bidimensional foi com o software Ariel Performance Analysis System®. A média dos ângulos articulares do cotovelo e joelho e suas respectivas velocidades angulares não diferiram aos 30 segundos e aos 2 minutos com trote na esteira, sugerindo que múltiplas sessões de treinamento não são requeridas para análise cinemática dos cães da raça em estudo. Segundo os autores, as medidas das velocidades angulares articulares podem possibilitar a detecção de disfunções articulares de forma mais precisa que as aferições dos ângulos articulares.

Cães labradores hígidos com idade entre 12 meses e 5 anos foram estudados, por Clements et al. (2005), para determinar, entre outros, o tempo requerido para os cães tornarem-se adaptados ao trote em esteira, com uma velocidade constante de 2m/s. A análise foi com o software

Ariel Performance Analysis System®. Cada cão foi avaliado em diferentes períodos de trote e números de seção, quanto a: amplitude angular máxima, amplitude angular mínima, média da amplitude angular, e velocidades angulares máximas - positiva e negativa. Não foi observada capacidade de repetibilidade dos dados, seja para cães individuais durante a primeira seção ou entre seções, ou entre cães no mesmo tempo durante uma seção. De acordo com os autores, cães da raça labradores precisam estar habituados a caminhar ou trotar em esteira antes do exame cinemático.

A velocidade da locomoção é definida de acordo com o tamanho do animal, tendo sido usado ao trote desde 1,8 até 2,4 m/s para cães hígidos de porte grande (DeCAMP et al., 1993; MARGHITU et al., 1996; OWEN et al., 2004; CLEMENTS et al., 2005).

Neste sentido, Colborne et al. (2006) investigaram os efeitos da velocidade de trote (1,99 m/s, 2,51 m/s, 3,30 m/s) nas excursões angulares articulares, movimentos articulares e força através das articulações dos membros pélvicos de cinco cães greyhounds hígidos. Os marcadores foram posicionados nos centros de rotações do quadril, joelho, tarso e metatarso. Dados cinemáticos foram coletados por um sistema com 4 câmeras sincronizado com uma plataforma de força. A principal contribuição no aumento da velocidade foi o aumento nos extensores do quadril e flexores do joelho durante o início da fase de apoio e os extensores do tarso durante a etapa tardia da fase de apoio. Sendo assim, os autores concluíram que o aumento da velocidade de trote gera um aumento considerável na amplitude durante a fase de apoio.

2.3.4 Variáveis cinemáticas e erros de captura

Após o estabelecimento da locomoção em velocidade constante, o software capta e transforma os dados do movimento em valores numéricos (ROBERTSON e CALDWELL, 2004; GILLETTE e ANGLE, 2008). Os pontos anatômicos a serem estudados, são organizados de acordo com um modelo espacial predefinido, previamente inserido no sistema (GILLETTE e ANGLE, 2008).

As variáveis cinemáticas que estão envolvidas na descrição do movimento incluem amplitude linear e angular, velocidade e aceleração (ROBERTSON e CALDWELL, 2004). Os movimentos de flexão e extensão são representados por uma onda que descreve o ciclo total da passada (DeCAMP, 1997). A forma da onda é uma curva gerada por computador de centenas de dados acumulados dos marcadores foto-reflexivos posicionados nos membros em pontos anatômicos específicos (DeCAMP, 1997; McLAUGHLIN, 2001).

Modelos matemáticos das formas das ondas são usados para facilitar a avaliação estatística do movimento, tais como equações polinomiais e transformação de Fourier (DeCAMP, 1997). Além das formas de onda, a cinemática usa variáveis separadas para descrever o movimento, como o comprimento e a frequência da passada, máxima velocidade da pata e duração da fase apoio/fase de balanço, que não requerem modelos matemáticos (De CAMP, 1997; McLAUGHLIN, 2001).

Hottinger et al. (1996) adaptou a técnica de transformação Fourier para a análise da dinâmica das formas de onda dinâmica do ângulo flexão-extensão, após avaliar no caminhar 15 cães hípidos de raças grandes por meio de análise cinemática tridimensional assistida por computador. Cada cão recebeu marcadores reflexivos e caminharam com guia. Para cada articulação foram observados movimentos de padrões únicos de flexão e extensão. A articulação escápulo-umeral caracterizou-se por flexão vagarosa durante a fase de apoio e com extensão iniciada durante a fase inicial de balanço. Um pico único de máxima extensão foi observado na fase tardia de balanço. A articulação do cotovelo teve um breve período de flexão durante a fase inicial de apoio. Rápida flexão foi iniciada no final da fase de apoio, seguida por rápida extensão durante a fase média do balanço. Foram detectados dois picos de máxima extensão, um durante o apoio tardio e um durante a fase de balanço tardio. A articulação do carpo mostrou rápida flexão iniciada no final da fase de apoio, seguida por rápida extensão iniciada durante a fase precoce do balanço. Um único pico de máxima flexão foi notado durante a fase precoce do balanço. A articulação coxofemoral caracterizou-se por um período de extensão lenta durante a fase precoce do apoio. A extensão ocorreu durante a fase de apoio para esta articulação e a flexão ocorreu na fase de

balanço. Este padrão é o oposto ao notado na escápulo-umeral. A articulação do joelho apresentou lenta extensão na fase de apoio. Houve um alto grau de consistência nas variáveis tempo e distância.

Erros de captura na análise cinemática podem ser introduzidos devido à variação das características morfológicas nos cães, a assimetria da marcha e o movimento de pele, conduzindo a interpretações erradas dos dados (GILLETTE e ANGLE, 2008). O grau de movimentação da pele, músculos e outros tecidos moles adjacentes aos ossos durante a locomoção contribuem para a variabilidade dos dados na análise cinemática (TAYLOR et al., 2005; BAKER, 2006), assim como a falta de precisão na colocação dos marcadores, mesmo quando os marcos ósseos são bem definidos, ou nos casos em que o paciente apresenta uma espessura considerável de gordura subcutânea (BAKER, 2006).

Outro fato a ser observado, como referido por Colborne et al. (2005), é a ampla diferença de conformação entre as raças, o que requer um banco de dados raça-específica. Desta forma, esses autores investigaram as diferenças em mecânicas articulares entre seis cães hígidos da raça labrador e seis da raça greyhound, por meio de estudos de cinemática, força e dados morfométricos. Marcadores foram aplicados na pele sobre as articulações dos membros pélvicos e os cães foram conduzidos ao trote. Houve marcada diferença cinemática entre as raças. Nas articulações do joelho e tarso as amplitudes foram maiores nos greyhounds. Os greyhounds tiveram uma fase positiva através do joelho, tarso e articulação metatarsofalangeana no final da fase de apoio, ao passo que os labradores apenas tiveram uma fase positiva através do tarso, sendo o valor pequeno quando comparado aos dos greyhounds.

A confiança e a repetibilidade de um sistema deve também se levada em consideração. Neste aspecto, Feeney et al. (2007) analisaram 10 cães adultos da raça labrador retriever, filmados durante os movimentos de caminhar e sentar-levantar, para estimar a repetibilidade da análise cinemática bidimensional intra e inter observadores. Foram registrados no lado direito cinco ciclos para cada animal, três dos quais foram digitalizados. Dois observadores marcaram manualmente 15 pontos de referência em cada

quadro durante os movimentos de interesse. O procedimento foi repetido por cada observador uma semana mais tarde. Os autores concluíram que apenas a repetitividade do mesmo observador pode ser considerada excelente.

DeCamp et al. (1993) efetuaram a análise cinemática em oito cães hípidos da raça greyhound, com peso corpóreo médio de 29,1 kg. Foram aplicados 11 marcadores apenas no lado direito: crista ilíaca, trocânter maior do fêmur, entre o epicôndilo lateral do fêmur e cabeça fibular, maléolo lateral da tíbia, no aspecto lateral distal do quinto metatarsiano, aspecto dorsal da espinha da escápula, no tubérculo maior do úmero, no epicôndilo lateral do úmero, no processo estilóide ulnar, aspecto lateral distal do quinto osso metacarpiano e crista sagital do crânio. A velocidade ao trote foi mantida entre 1,8 e 2,3 m/s e no mínimo cinco ensaios válidos foram coletados de cada cão. Cada articulação apresentou um padrão característico de movimento. O movimento da articulação coxofemoral foi caracterizado por um único pico de extensão no final da fase de apoio, mas um período de extensão lenta precedeu a fase de apoio. A articulação femorotibial teve dois picos de extensão, com uma máxima extensão que precedeu a fase de apoio e um segundo pico menor de extensão dentro da fase de apoio. As articulações do tarso e do cotovelo tiveram dois picos de extensão, mas quase picos iguais de máxima extensão precederam e ocorreram durante a fase de apoio. A articulação escápulo-umeral teve dois picos de movimento de extensão com máxima extensão precedendo a fase de apoio e pico muito menor de extensão dentro da fase de apoio. A articulação do carpo foi caracterizada por um único pico de extensão, porém a extensão foi prolongada na fase de apoio inicial, e uma rápida flexão foi iniciada no final da fase de apoio. Com exceção do carpo, variâncias em graus de ângulos articulares foram atribuídas a repetições de trilhas e diferenças entre cães em todas as articulações. As articulações coxofemoral, femorotibial, tarsal, escápulo-umeral e cotovelo tiveram média de variância para repetição de 6,6 e média de diferenças entre cães de 5,1. O carpo teve média de variância para repetição de 16,3 e média de diferenças entre cães de 31,8. Segundo os autores, como os marcadores do carpo e metacarpo são posicionados mais próximos do que qualquer outros dois marcadores, torna-se mais difícil o rastreamento dos marcadores individuais.

Além disso, o carpo faz movimentos articulares rápidos, quando comparado as outras articulações.

Marghitu et al. (1996) caracterizaram a locomoção ao trote de seis cães hígidos da raça greyhound, usando medidas de estabilidade dinâmica não linear, que foram analisadas em dados cinemáticos bidimensionais com o software de análise de movimento Peak®. Os marcadores reflexivos foram colocados apenas no lado esquerdo, a saber: aspecto craniodorsal da espinha ilíaca, trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur, maléolo lateral e articulação metatarsofalangeana. Os cães foram considerados como um sistema não linear e foram representados de acordo o movimento articular e velocidade. A maior velocidade angular foi da articulação femorotibial e a menor a da articulação coxofemoral. De acordo com os autores, o método permitiu uma medida quantitativa adequada do padrão de locomoção.

OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

O trabalho teve por objetivos:

- avaliar padrões cinemáticos dos membros torácicos e pélvicos em cães hípidos da raça poodle ao trote em esteira.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Animais e ambiente de experimentação

O método adotado durante o desenvolvimento do presente trabalho foi aprovado pela Câmara de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (Unesp) - Botucatu, em 15/12/2010, parecer nº. 189/2008-CEEA.

Foram utilizados nove cães não castrados, hígidos, da raça poodle, tamanho miniatura, sendo quatro machos e cinco fêmeas, com idade entre 2 e 6 anos, e peso entre 4,8 e 7,3 kg (média de 5,47 kg), selecionados por meio de exame físico geral, ortopédico específico e, quando necessário, por avaliação radiográfica dos membros pélvicos.

4.2 Análise cinemática

Antes do estudo cinemático, os cães foram treinados, conforme necessário, a andar ao trote em esteira. Para a análise da cinemática foi utilizado equipamento Sistema Vicon® com 03 câmeras MX3, composto de sistema digital. A calibração foi realizada pelo sistema de forma estática e dinâmica.

Foram posicionados 11 marcadores esféricos reflexivos com diâmetro de nove e 11 milímetros, usando fita adesiva de dupla face, de acordo com o utilizado por Eward et al. (2003). Os marcadores axiais foram colocados: no ponto do ângulo cranial da escápula, no ponto dorsal da crista ilíaca e na proeminência lateral da tuberosidade isquiática. No membro torácico os marcadores foram posicionados: no acrômio escapular, no epicôndilo lateral do úmero, no processo estilóide ulnar e aspecto lateral distal do quinto osso metacarpiano. No membro pélvico os marcadores foram posicionados: na eminência do trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur, na proeminência lateral do maléolo da tíbia e aspecto lateral distal do quinto metatarsiano (Figuras 1 e 2).

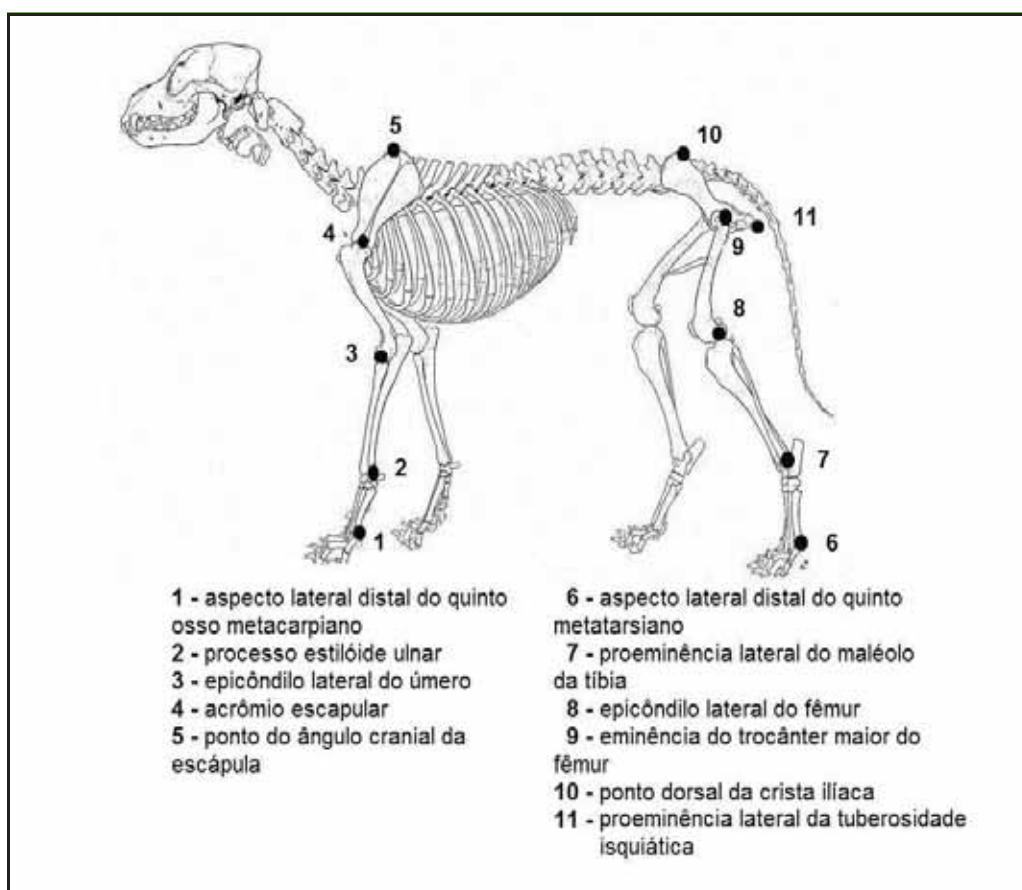


FIGURA 1 – Ilustração do posicionamento anatômico dos marcadores no presente estudo.



FIGURA 2 - Posicionamento dos marcadores reflexivos nos pontos anatômicos dos cães da raça poodle.

Os cães foram conduzidos com guia ao trote, mantendo a velocidade da esteira entre 1,4 m/s e 1,6 m/s. Para cada cão, no mínimo cinco ensaios válidos foram completados para os lados direito e esquerdo. Foram selecionadas 5 trilhas com 5 ciclos de passada para cada trilha e normalizadas pelo programa Vicon Motus® para elaboração dos gráficos. Os valores máximos, mínimos e de amplitude foram obtidos das trilhas normalizadas de cada animal.

A passada foi definida do início da fase de apoio de um membro ao final da fase de balanço do mesmo membro. Para o membro pélvico o início da fase de apoio foi determinado pela máxima extensão do joelho e o início da fase de balanço foi determinado pela máxima extensão do tarso no final da fase de apoio. Para o membro torácico o início da fase de apoio foi determinado pela máxima extensão do cotovelo e o início da fase de balanço foi determinado pela máxima extensão do carpo no final da fase de apoio.

Foram registrados os valores angulares (máximo, mínimo e amplitude) a velocidade angular (máximo, mínimo e amplitude) e a aceleração angular (máximo, mínimo e amplitude) das articulações do ombro, cotovelo, do carpo, coxofemoral, joelho e do tarso. Os ângulos foram calculados usando um software especializado (Vicon Motus®), sendo a flexão e a extensão dos ângulos para todas as trilhas utilizadas para calcular a média. Para determinação dos ângulos articulares, primeiro se estabeleceu dois vetores no espaço tridimensional, utilizando os marcadores reflexivos. Como exemplo, a articulação coxofemoral foi definida com um vetor partindo do trocânter maior em direção à crista ilíaca, e outro vetor do trocânter maior em direção ao epicôndilo lateral do fêmur. Desta forma, o ângulo da articulação coxofemoral foi o ângulo entre esses dois vetores.

4.3 *Análise estatística*

Para verificar se o conjunto de dados teve distribuição normal, foi realizado o Teste de Shapiro -Wilk.

Foi utilizado o teste T para amostras independentes para comparar os parâmetros do lado direito aos do lado esquerdo, ou seja, os valores máximo, mínimo e de amplitude dos ângulos articulares, velocidade angular e aceleração angular das articulações dos membros torácicos e pélvicos. Diferenças foram consideradas estatisticamente significantes com $p < 0.05$.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

O treinamento dos animais em esteira variou de 3 a 4 seções, a cada dois ou três dias, em torno de uma hora cada uma.

Alguns marcadores reflexivos dos membros torácicos (processo estilóide ulnar e/ou aspecto lateral distal do quinto osso metacarpiano) e/ou dos membros pélvicos (maléolo lateral da tíbia e/ou aspecto lateral distal do quinto osso metatarsiano) foram temporariamente invisíveis ou completamente perdidos durante as trilhas. Nesses casos foi necessária a interpolação de alguns parâmetros do programa, em especial fator de aceleração (10000.000), com número de Frames igual a dois, para garantir a continuidade das trajetórias tridimensionais desses marcadores, minimizando assim as interrupções e fragmentação das coordenadas (lacunas). As trajetórias finais foram filtradas com o filtro digital Butterworth (frequência de corte de 6Hz), para reduzir ruídos e melhorar a precisão dos resultados. O tempo gasto para reajuste das trajetórias foi de 8 a 12 horas por animal.

Em todas as variáveis analisadas não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os lados direito e esquerdo, tanto nos membros pélvicos como torácicos (Tabelas 1, 2 e 3).

No membro pélvico (Tabela 1) o valor angular máximo foi detectado na articulação do tarso, seguido pelo joelho e coxofemoral. Já a amplitude angular máxima ocorreu no joelho, e na sequência pela articulação do tarso e coxofemoral. Para o membro torácico (Tabela 1) o valor angular máximo foi encontrado na articulação do carpo, seguido pelo ombro e cotovelo. Quanto à amplitude angular máxima, foi maior no cotovelo, e na sequência pela articulação do carpo e ombro.

A velocidade angular máxima foi maior no joelho, seguido pela articulação do tarso e coxofemoral. Contudo, a amplitude da velocidade angular foi maior na articulação do tarso e depois pelo joelho (Tabela 2). Já no membro torácico (Tabela 2), no que diz respeito à velocidade angular máxima, a articulação do carpo foi a que apresentou maior valor, seguida do cotovelo

ombro. No entanto, a amplitude da velocidade angular foi maior na articulação do cotovelo, depois pela do carpo e pela do ombro.

No membro pélvico (Tabela 3), a aceleração angular máxima teve seu maior valor na articulação do tarso, seguida pelo joelho e coxofemoral. Por sua vez, no membro torácico (Tabela 3) o maior valor para aceleração angular máxima ocorreu na articulação do carpo, e na sequência pelo cotovelo e ombro. Para ambos os membros, a amplitude da aceleração angular se mostrou semelhante, sendo maior para a articulação do tarso, seguida do joelho e coxofemoral, e maior para a articulação do carpo, e na sequência pelo cotovelo e ombro.

Os gráficos das médias dos ângulos de flexão e extensão, velocidade angular e aceleração angular, para os poodles, mostraram padrões similares entre os membros (Figuras 3 e 4).

TABELA 1 - Comparação dos ângulos máximo (graus), mínimo (graus) e amplitude angular (graus) entre os lados direito e esquerdo, dos membros pélvicos e torácicos, em cães hígidos da raça poodle.

ARTICULAÇÃO	LADO	ÂNGULO MÀXIMO (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P	ÂNGULO MÍNIMO (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P	AMPLITUDE ANGULAR (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P
Tarso	Direito	160,3 ± 8,7	0,144	108,2 ± 13,3	0,257	52,2 ± 8,8	0,555
	Esquerdo	155,9 ± 10,4		104,7 ± 10,4		51,2 ± 7,2	
Joelho	Direito	158,1 ± 6,4	0,178	130,2 ± 6,9	0,235	54,9 ± 8,7	0,757
	Esquerdo	152,5 ± 8,5		98,9 ± 8,3		53,5 ± 9,2	
Coxofemoral	Direito	152,1 ± 10,4	0,605	121,1 ± 8,6	0,239	30,9 ± 7,2	0,132
	Esquerdo	150,7 ± 9,5		117,6 ± 9,3		33,9 ± 6,9	
Carpo	Direito	164,1 ± 7,6	0,909	104,2 ± 13,6	0,094	59,9 ± 15,1	0,172
	Esquerdo	163,9 ± 8,5		110,5 ± 14,8		53,5 ± 12,2	
Cotovelo	Direito	148,4 ± 9,8	0,345	77,5 ± 20,5	0,334	70,9 ± 14,5	0,197
	Esquerdo	145,9 ± 8,6		82,1 ± 23,2		63,9 ± 17,4	
Ombro	Direito	154,1 ± 14,9	0,852	122,2 ± 11,7	0,241	31,8 ± 6,2	0,450
	Esquerdo	154,5 ± 9,1		124,5 ± 7,8		30,1 ± 3,2	

TABELA 2 – Comparação da velocidade angular máxima (graus/seg.), velocidade angular mínima (graus/seg.) e amplitude da velocidade angular (graus/seg.) entre os lados direito e esquerdo, dos membros pélvicos e torácicos, em cães hígidos da raça poodle.

ARTICULAÇÃO	LADO	VELOCIDADE ANGULAR MÁXIMA (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P	VELOCIDADE ANGULAR MÍNIMA (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P	AMPLITUDE DA VELOCIDADE ANGULAR (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P
Tarso	Direito	609,4 ± 121,5	0,493	-846,6 ± 130,3	0,683	1456,1 ± 227,8	0,635
	Esquerdo	638,9 ± 113,2		-837,9 ± 140,1		1476,8 ± 204,1	
Joelho	Direito	732,9 ± 66,5	0,980	-710,6 ± 125,5	0,148	1443,4 ± 175,7	0,447
	Esquerdo	733,9 ± 97,3		-657,4 ± 128,4		1391,2 ± 195,2	
Coxofemoral	Direito	392,2 ± 305,5	0,802	-411,3 ± 153,6	0,709	803,5 ± 305,5	0,757
	Esquerdo	406,7 ± 196,8		-420,9 ± 146,3		827,7 ± 279,9	
Carpo	Direito	2101,7 ± 613,6	0,473	-718,9 ± 201,7	0,302	873,7 ± 93,2	0,334
	Esquerdo	676,1 ± 134,5		-1217,4 ± 249,5		1893,4 ± 363,5	
Cotovelo	Direito	1027,2 ± 240,8	0,282	-873,7 ± 93,2	0,193	1900,9 ± 251,9	0,080
	Esquerdo	946,7 ± 228,9		-774,2 ± 169,4		1720,8 ± 363,5	
Ombro	Direito	540,7 ± 117,4	0,296	-327,3 ± 97,1	0,189	868,1 ± 155,2	0,159
	Esquerdo	477,4 ± 107,8		-302,2 ± 60,5		779,6 ± 92,5	

TABELA 3 - Comparação da aceleração angular máxima (graus/seg.²), aceleração angular mínima (graus/seg.²), e amplitude da aceleração angular (graus/seg.²) entre os lados direito e esquerdo, dos membros pélvicos e torácicos, em cães hígidos da raça poodle.

ARTICULAÇÃO	LADO	ACELERAÇÃO ANGULAR MÁXIMA (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P	ACELERAÇÃO ANGULAR MÍNIMA (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P	AMPLITUDE DA ACELERAÇÃO ANGULAR (Média ± Desvio Padrão)	Valor de P
Tarso	Direito	44874,1 ± 13491,6	0,578	-46258,4 ± 19255,2	0,481	91132,4 ± 32332,5	0,886
	Esquerdo	42231,7 ± 7006,1		-50359,1 ± 9259,7		92590,8 ± 14726,2	
Joelho	Direito	34109,5 ± 6231,3	0,349	-28662,6 ± 12214,4	0,747	62772,1 ± 13280,7	0,483
	Esquerdo	32494,7 ± 8983,1		-27045,2 ± 6918,7		59539,9 ± 12204,1	
Coxofemoral	Direito	21633,7 ± 6317,4	0,359	-26012,1 ± 8623,6	0,251	47645,8 ± 14291,7	0,285
	Esquerdo	18978,1 ± 8113,2		-20910,1 ± 11105,8		39888,2 ± 18964,7	
Carpo	Direito	76032,2 ± 28962,3	0,514	-78813,6 ± 26070,9	0,169	154845,8 ± 53456,3	0,316
	Esquerdo	67141,6 ± 18665,1		-63632,9 ± 10783,9		130774,5 ± 26237,6	
Cotovelo	Direito	32183,8 ± 5181,3	0,126	-42161,3 ± 7029,1	0,211	74300,1 ± 11621,5	0,160
	Esquerdo	28753,9 ± 7512,3		-37364,7 ± 10357,4		66118,6 ± 16546,7	
Ombro	Direito	20353,8 ± 6337,6	0,130	-22308,1 ± 6460,9	0,253	42661,9 ± 10789,4	0,148
	Esquerdo	15305,6 ± 5897,8		-19192 ± 5001,2		34497,6 ± 9791,4	

Com relação ao movimento angular, os padrões lineares da locomoção do membro pélvico para a articulação coxofemoral caracterizou-se por um único pico de extensão no final da fase de apoio, e máxima flexão ao final da fase de balanço, sendo que durante a fase de apoio apresentou uma extensão gradual com rápida flexão na fase de balanço. A articulação do joelho mostrou pico de extensão máxima ao final da fase de balanço, estendendo-se até o início da fase de apoio, e máxima flexão no meio da fase de balanço. Além disso, apresentou pequena flexão durante a fase inicial de apoio, tornando-se constante do meio até o final desta, passando à rápida e acentuada na fase de balanço. Já o movimento da articulação do tarso apresentou dois picos de extensão, o primeiro ao final da fase de apoio, e o segundo, menor, ao final da fase de balanço, e dois picos de máxima flexão, um no meio da fase de balanço e outro menor no meio da fase de apoio, caracterizando uma flexão rápida no meio das fases de apoio e balanço (Figura 3).

A articulação do ombro teve o pico de extensão do movimento ao final da fase de balanço, contudo, notou-se que durante a fase de apoio a flexão ocorreu gradativamente, estendendo-se até ao meio da fase de balanço, atingindo seu valor máximo neste ponto. A articulação do cotovelo apresentou dois picos de extensão, sendo ambos na fase de balanço, um, o maior, ao final e o outro no início desta fase; a máxima flexão foi apresentada no meio da fase de balanço, caracterizada pela ocorrência de forma acentuada, porém, na fase de apoio, também se notou flexão, menos acentuada, desta articulação. O carpo apresentou dois picos de extensão que ocorreram no final da fase de balanço e no final da fase de apoio, seguido por rápida flexão no início da fase de balanço; durante a fase de apoio observou-se extensão lenta e gradual até atingir seu pico ao final dessa fase (Figura 4).

Além disso, para o membro pélvico, as fases de apoio e balanço tiveram praticamente a mesma duração (aproximadamente 51% para o balanço e 49% para o apoio). Já para o membro torácico, a fase de balanço foi maior (aproximadamente 61% para o balanço e 39% para o apoio).

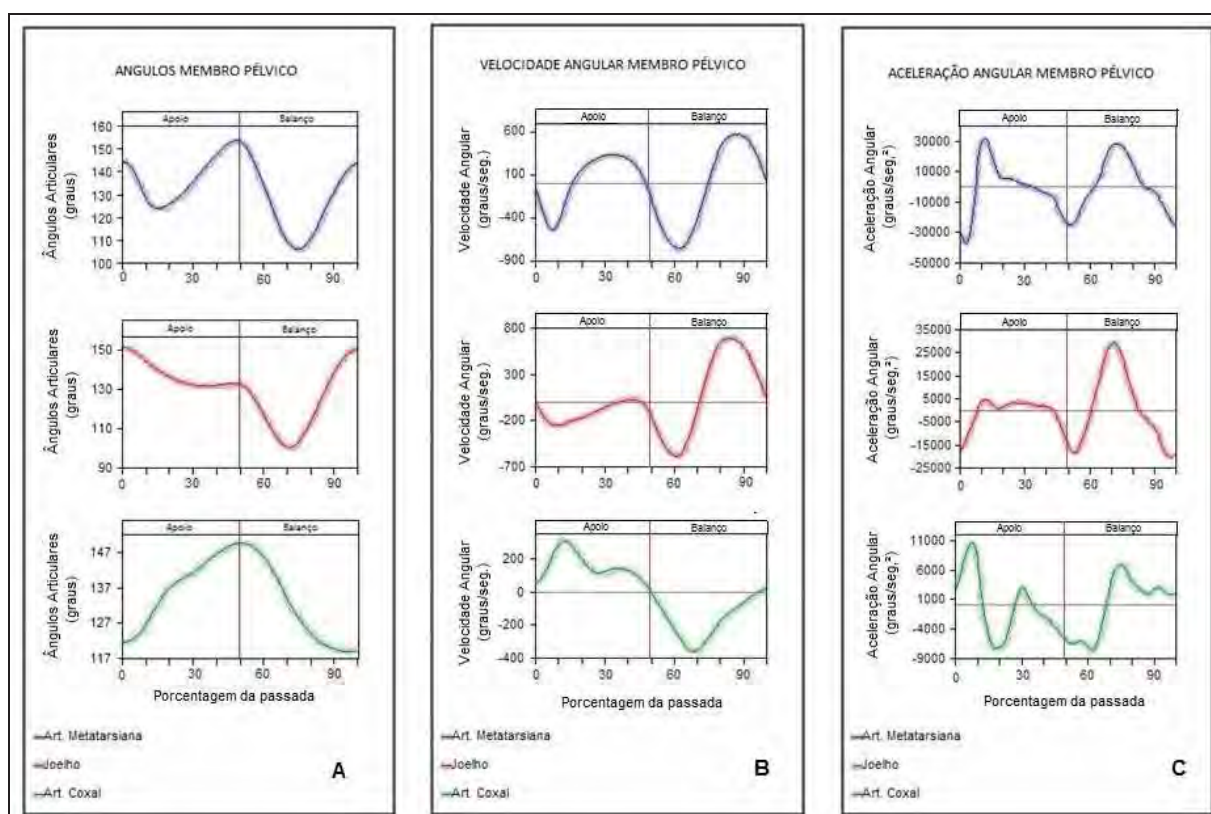


FIGURA 3 – Gráficos das médias dos padrões lineares da locomoção dos cães da raça poodle, para a articulação metatarsiana, do joelho e coxal. Gráficos da média da flexão e extensão dos ângulos articulares, em uma passada completa **(A)**. Gráficos da média das velocidades angulares (graus/seg.) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa **(B)**. Gráficos da média das acelerações angulares (graus/seg.²) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa **(C)**.

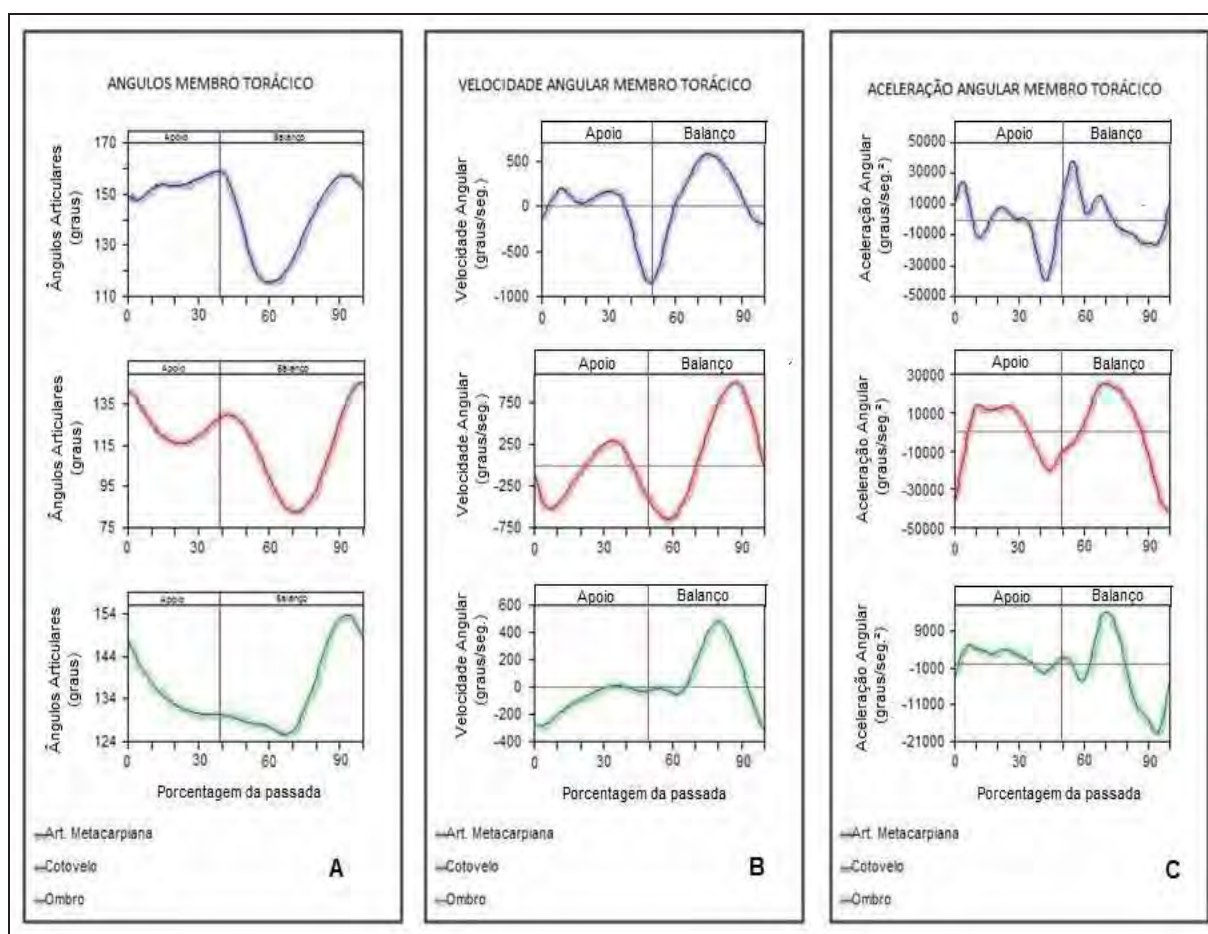


FIGURA 4 - Gráficos das médias dos padrões lineares da locomoção dos cães da raça poodle, para a articulação metacarpiana, do cotovelo e do ombro. Gráficos da média da flexão e extensão dos ângulos articulares (graus), em uma passada completa **(A)**. Gráficos da média das velocidades angulares (graus/seg.) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa **(B)**. Gráficos da média das acelerações angulares (graus/seg.²) das articulações do membro pélvico, em uma passada completa **(C)**.

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Os cães utilizados no presente estudo foram classificados como de tamanho miniatura, devido à altura da cernelha entre 28 e 35 cm (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969; PUGNETTI, 1980; ANDRADE, 1999; ALDERTON, 2000).

A familiarização à locomoção em esteira pode influenciar nos resultados, de acordo com a adaptabilidade da raça (OWEN et al., 2004; CLEMENTS et al., 2005). Embora esse tempo não tenha sido objeto de avaliação no presente estudo, tomou-se o cuidado de somente realizar as análises cinemáticas após o cão estar locomovendo-se na esteira de forma confortável. Isso requereu de dois a três dias de treinamento, embora essa raça seja considerada inteligente, esportiva e fácil de ensinar (KENEL CLUBE PAULISTA, 1969; PUGNETTI, 1980; ALDERTON, 2000).

A análise comparativa entre os lados direito e esquerdo de um mesmo cão ou entre cães requer velocidade constante e locomoção simétrica (GILLETTE e ANGLE, 2008). No presente estudo os cães foram mantidos ao trote com controle da velocidade determinado pela esteira.

A padronização da velocidade se deve a sua influência na amplitude angular (EWARD et al., 2003). Em estudo com cães da raça greyhound em diferentes velocidades ao trote (1,99 m/s, 2,51 m/s, 3,30 m/s), observou-se que com o aumento da velocidade, os momentos e forças das articulações do coxal, joelho e tarso apresentaram um aumento em amplitude durante a fase de apoio (COLBORNE et al., 2006). Na presente pesquisa utilizou-se uma esteira com velocidade de 1,4 a 1,6 m/s, velocidade inferior ao descrito para cães de porte grande, que é de 1,8 até 2,4 m/s (DeCAMP et al., 1993; MARGHITU et al., 1996; OWEN et al., 2004; CLEMENTS et al., 2005). Com referido por Clements et al. (2005), o controle da velocidade com esteira parece melhorar a repetibilidade das variáveis cinemáticas, ao invés do controle do cão entre dois limites.

O trote é considerado padrão simétrico de locomoção, visto que os movimentos dos membros de um lado do corpo repetem os do lado oposto (DeCaMP, 1997), e foi aplicado em pesquisas cinemáticas empregando cães hípidos, que confirmaram tal afirmativa (GILLETTE e ZEBAS, 1999; SCHAEFER et al., 1998; AGOSTINHO et al., 2010).

A cinemática permite avaliar variáveis envolvidas na descrição do movimento como os deslocamentos linear e angular, velocidade e aceleração (ROBERTSON e CALDWELL, 2004), as quais puderam ser analisadas no presente estudo. O sistema empregado foi o tridimensional, porém foram captados os movimentos no plano sagital. Embora os maiores arcos de movimento ocorram no plano sagital, existem ações sutis que acontecem nos planos coronal e transversal, sendo importantes nos indivíduos com afecção (PERRY, 2005).

A análise de movimento automatizada, como a usada no presente estudo, pode ser impedida por qualquer evento que obscureça os marcadores (PERRY, 2005). Os marcadores distais, tanto dos membros torácicos como os dos pélvicos, tiveram suas trajetórias perdidas nos cães poodles e algumas hipóteses serão discutidas.

Embora tenham sido usados marcadores de nove milímetros nas porções distais dos membros, o intervalo necessário entre eles pode não ter sido adequado devido ao pequeno tamanho dos cães, o que pode ter interferido no registro dos mesmos. Também em crianças há dificuldade no registro do movimento do tornozelo e pé por não se obter o espaçamento requerido (PERRY, 2005). Da mesma forma, em estudo cinemático de cães hígidos da raça greyhound, ao trote, a proximidade dos marcadores do carpo e metacarpo tornou o rastreamento dos marcadores individuais mais difícil, o que promoveu uma maior variância da articulação do carpo (DeCamp et al., 1993).

O número de três câmeras pode não ter sido suficiente para a análise dos cães de porte pequeno. Em pacientes humanos é citado que são necessárias de três a cinco câmeras para capturar todos os marcadores durante a passada devido aos desvios rotacionais da marcha e, em geral, é adicionada uma quinta câmera para o registro do pé de crianças (PERRY, 2005). O sistema multicâmeras é considerado vantajoso mesmo para o estudo de movimentos planares, de forma que a colocação exata e orientação de cada câmera não seja considerada crítica (ROBERTSON e CALDWELL, 2004).

O grau de movimentação da pele, músculos e outros tecidos moles adjacentes aos ossos durante a locomoção poderiam ser também contribuintes para a variabilidade dos dados na análise cinemática (PERRY, 2005;

TAYLOR et al., 2005; BAKER, 2006). Contudo, nos poodles a região dos marcadores distais apresenta marcos ósseos bem definidos e com pouca espessura de gordura subcutânea.

Quando há perda do registro, a classificação manual pode ser utilizada para identificar precisamente a trajetória dos marcadores, porém demanda muito tempo (PERRY, 2005). Além disso, o ensaio pode ser inutilizado se houver grandes lacunas na visibilidade dos marcadores e o software não estiver presente para corrigir essas lacunas (GILLETTE e ANGLE, 2008). Nos casos estudados foi possível recuperar as trajetórias pelo método manual, contudo necessitou de uma ampla demanda de tempo, ou seja, de 5 a 9 horas. Adicionalmente, o ruído da digitalização, que são imprecisões de cada coordenada, pode ser reduzido pelo filtro de baixa passagem (GRAHAM, 2006), que no presente estudo foi o filtro Butterworth digital (6Hz).

A amplitude, a velocidade e a aceleração são três variáveis cinemáticas que podem ser usadas para compreender as características de um movimento (ROBERTSON e CALDWELL, 2004).

Com relação à amplitude angular dos membros pélvicos dos cães poodles, a maior foi da articulação do joelho, seguida pelo tarso e coxofemoral. Por sua vez, nos membros torácicos a maior foi da articulação do cotovelo, seguida pelo carpo e ombro. Os achados foram similares ao observado em estudo cinemático em cães das raças labrador e rottweiler ao trote (AGOSTINHO et al., 2010), com exceção da amplitude angular do membro torácico que foi maior no carpo. Isso pode ter relação com as diferenças de posicionamento anatômico da articulação do carpo. Contudo, o valor angular máximo se deu nas articulações no tarso e carpo, tanto nos poodles como nas raças labrador e rottweiler.

Com relação aos gráficos das excursões articulares, os achados se assemelham ao descrito por outros autores de cães ao trote (DeCamp et al., 1993; SCHAEFER et al., 1998), porém as diferenças em metodologia, tamanho do animal e sistema utilizado interferem com uma comparação mais precisa.

Medidas das velocidades angulares articulares podem possibilitar à detecção de disfunções articulares relevantes, que não são verificadas pelas mudanças dos ângulos articulares, além de não serem susceptíveis a erros

atribuídos as diferenças de colocação de marcadores (OWEN et al., 2004). Em estudo com análise cinemática bidimensional em cães hígidos da raça greyhound foi verificado que a articulação femorotibial apresentou a mais alta velocidade angular e a coxofemoral a mais baixa, com a articulação tarsal com valores intermediários (MARGHITU et al., 1996). No presente estudo a velocidade angular máxima foi também maior no joelho, seguida pelas articulações do tarso e coxofemoral. Já no membro torácico, a articulação do carpo foi a que apresentou maior valor de velocidade angular máxima, seguida do cotovelo e ombro. Sendo assim, o joelho e o carpo são as articulações que mudam mais rapidamente na extensão em relação ao tempo nos poodles ao trote. Isso provavelmente esteja relacionado ao estilo de trote desses animais, que são considerados de corpo quadrado com extremo alcance (BROWN, 1986).

No presente estudo a aceleração angular máxima, no membro pélvico, teve seu maior valor na articulação do tarso, seguida pelo joelho e coxofemoral, fato que também foi verificado no membro torácico em que o maior valor para aceleração angular máxima ocorreu na articulação do carpo, seguida pelo cotovelo e ombro, fato que indica uma maior velocidade de mudança com respeito ao tempo dessas articulações. A aceleração angular é uma medida de função articular específica e pode descrever mudanças do movimento articular, como verificado em cães com displasia coxofemoral que apresentaram maior aceleração angular da articulação coxofemoral nas fases de apoio (extensão) e maior desaceleração na fase balanço (flexão), quando comparado com cães hígidos (POY et al., 2000).

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos foi possível concluir que:

- a- é possível obter padrões cinemáticos dos membros torácicos e pélvicos em cães hígidos da raça poodle trotando em esteira em uma velocidade constante;
- b- mais estudos são necessários para melhorar a captura dos marcadores distais.

REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

- AGOSTINHO, F.S.; RAHAL, S.C.; EL-WARRAK, A.O.; MIQUELETO, N.S.M.L.; VERDUGO, M.R.; INAMASSU, L.R. Kinematic analysis of labrador retrievers and rotweillers trotting on a treadmill. In: ACVS VETERINARY SYMPOSIUM, 2010, Seattle. *Anais...* Seattle: Washington State Convention & Trade Center, 2010. p.E49.
- ALDERTON, D. *Cães: guia ilustrado com mais de 300 raças de cães de todo o mundo*. 3.ed. Rio de Janeiro: Ediouro, 2000. 304p.
- ANDERSON, M.A.; MANN, F.A. Force plate analysis: a noninvasive tool for gait evaluation. *Compend. Contin. Educ. Pract.*, v.16, n.7, p.857-867, 1994.
- ANDRADE, A.C. *Cães para iniciantes*. São Paulo: Nobel, 1999. 172p.
- BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehab.*, v.3, n.4, p.1-10, 2006.
- BLOOMBERG, M.S.; DEE, J.F.; TAYLOR, R.A. *Canine sports medicine and surgery*. Philadelphia: Saunders, 1998. 485p.
- BOLLIGER, C.; DeCAMP, C.E.; STAJICH, M.; FLO, G.L.; MARTINEZ, S.A.; BENNETT, R.L.; BEBCHUK, T. Gait analysis of dogs with hip dysplasia treated with gold bead implantation acupuncture. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.15, p.116-122, 2002.
- BROWN, C.M. *Dog locomotion and gait analysis*. Colorado: Hoflin Publishing, 1986. 159p.
- CAPPOZZO, A.; CROCE, U.D.; LEARDINI, A.; CHIARI, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background. *Gait Posture*, v. 21, p.186-196, 2005.
- CLEMENTS, D.N.; OWEN, M.R.; CARMICHAEL, S.; REID, S.W.J. Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion. *Vet. Rec.*, v.156, p.478-481, 2005.
- COLBORNE, G.R.; INNES, J.F.; COMERFORD, E.J.; OWEN, M.R.; FULLER, C.J. Distribution of power across the hind limb joints in labrador retrievers and greyhounds. *Am. J. Vet. Res.*, v.66, n.9, p.1563-1571, 2005.

- COLBORNE, G.R.; WALKER, A.M.; TATTERSALL, A.J.; FULLER, C.J. Effect of trotting velocity on work patterns of the hind limbs of greyhounds. *Am. J. Vet. Res.*, v.67, n.8, p.1293-1298, 2006.
- COLBORNE, G.R. Are sound dogs mechanically symmetric at trot? No, actually. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.21, p.294-301, 2008.
- CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE CINOFILIA. *Padrão oficial da raça poodle*. 2007. Disponível em: <<http://www.cbkc.org/padroes/pdf/grupo9/poodle.pdf>>. Acesso em: 14 dez. 2010.
- DeCAMP, C.E.; SOUTAS-LITTLE, R.W.; HAUPTMAN, J.; OLIVIER, B.; BRADEN, T.; WALTON, A. Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *Am. J. Vet. Res.*, v.54, n.4, p.627-634, 1993.
- DeCAMP, C.E.; RIGGS, C.M.; OLIVIER, B.; HAUPTMAN, J.; HOTTINGER, H.A.; SOUTAS-LITTLE, R.W. Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Am. J. Vet. Res.*, v.57, n.1, p.120-126, 1996.
- DeCAMP, C.E. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.27, n.4, p.825-840, 1997.
- EWARD, C.; GILLETTE, R.; EWARD, W. Effects of unilaterally restricted carpal range of motion on kinematic gait analysis of the dog. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.16, p.158-163, 2003.
- FEENEY, L.C.; LIN, C.F.; MARCELLIN-LITTLE, D.J.; TATE, A.R.; QUEEN, R.M.; YU, B. Validation of two-dimensional kinematic analysis of walk and sit-to-stand motions in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, v.68, n.3, p.277-282, 2007.
- FIGUEROA, P.J.; LEITE, N.J.; BARROS, R.M.L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comp. Methods Program. Biomed.*, v.72, p.155-165, 2003.
- GARHAMMER, J. Biomecânica II. In: RASCH, P.J. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. chap.6, p.70-77.
- GILLETTE, R.L.; ZEBAS, C.J. A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, v.35, p.515-520, 1999.
- GILLETTE, R.L. Gait analysis. In: MILLIS, D.L.; LEVINE, D.; TAYLOR, R.A. *Canine rehabilitation and physical therapy*. Philadelphia: Saunders, 2004. chap.11, p.201-210.

- GILLETTE, R.L.; ANGLE, T.C. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet. J.*, v.178, p.165-176, 2008.
- GRAHAM, M. Measurement of gait kinematics. In: KIRTLEY, C. *Clinical gait analysis*. Edinburgh: Elsevier, 2006. chap.2, p.39-51.
- GRADNER, G.; BOCKSTAHLER, B.; PEHAM, C.; HENNINGER, W.; PODBREGAR, I. Kinematic study of back movement in clinically sound Malinois dogs with consideration of the effect of radiographic changes in the lumbosacral junction. *Vet. Surg.*, v.36, p.472-481, 2007.
- HILDEBRAND, M. Symmetrical gaits of dogs in relation to body build. *J. Morphol.*, v.124, p.353-360, 1968.
- HOTTINGER, H.A.; DeCAMP, C.E.; OLIVIER, B.; HAUPTMAN, J.G.; SOUTAS-LITTLE, R.W. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am. J. Vet. Res.*, v.57, n.3, p.381-388, 1996.
- KENEL CLUBE PAULISTA. *Padrões oficiais brasileiros das raças caninas reconhecidas*. São Paulo, 1969. 355p.
- KIM, J.; RIETDYK, S.; BREUR, G.J. Comparison of two-dimensional and three-dimensional systems for kinematic analysis of the sagittal motion of canine hind limbs during walking. *Am. J. Vet. Res.*, v.69, p.1116-1122, 2008.
- MARGHITU, D.B.; KINCAID, S.A.; RUMPH, P.F. Nonlinear dynamics stability measurements of locomotion in healthy greyhounds. *Am. J. Vet. Res.*, v.57, n.11, p.1529-1535, 1996.
- McLAUGHLIN, R.M. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.31, n.1, p.193-201, 2001.
- NIELSEN, C.; STOVER, S.M.; SCHULZ, K.S.; HUBBARD, M.; HAWKINS, D.A. Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk. *Am. J. Vet. Res.*, v.64, n.5, p.609-617, 2003.
- OWEN, M.R.; RICHARDS, J.; CLEMENTS, D.N.; DREW, S.T.; BENNET, D.; CARMICHAEL, S. Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting – an investigation of familiarization. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.17, p.141-145, 2004.
- PERRY, J. *Análise de marcha: sistemas de análise de marcha*. São Paulo: Manole, 2005. v.3, 167p.

- PIERMATTEI, D.L.; FLO, G.; DeCAMP, C. *Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair*. 4.ed. Philadelphia: Saunders, 2006. 832p.
- POY, N.S.J.; DeCAMP, C.E.; BENNETT, R.L.; HAUPTMAN, J.G. Additional kinematic variables to describe differences in the trot between clinically normal dogs and dogs with hip dysplasia. *Am. J. Vet. Res.*, v.61, n.8, p.974-978, 2000.
- PUGNETTI, G. *Cães do mundo todo*. São Paulo: Abril, 1980. 319p.
- ROBERTSON, G.E.; CALDWELL, G.E. Planar kinematics. In: ROBERTSON, G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. *Research methods in biomechanics*. Illinois: Human Kinetics Press, 2004. chap.1, p.9-34.
- SCHAEFER, S.L.; DeCAMP, C.E.; HAUPTMAN, J.G.; WALTON, A. Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot. *Am. J. Vet. Res.*, v.59, n.6, p.680-695, 1998.
- SLATTER, D. *Textbook of small animal surgery*. 3.ed. Philadelphia: Saunders, 2002. 3070p.
- SUTHERLAND, D.H. The evolution of clinical gait analysis. Part II Kinematics. *Gait Posture*, v.16, p.159-179, 2002.
- TAYLOR, W.R.; EHRING, 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, p.726-734, 2005.

TRABALHO CIENTÍFICO

9 Trabalho científico

Trabalho enviado para a revista *Acta Veterinaria Scandinavica*.

Normas da revista disponíveis em:

<http://www.actavetscand.com/info/instructions/#defaulttype>

Kinematic analysis in healthy poodles

C.C. Otoni¹, S.C. Rahal¹, N.S.M.L. Miqueleto¹, F.S. Agostinho¹, M.R. Verdugo¹, C.R. Padovani²

¹Department of Veterinary Surgery and Anesthesiology, School of Veterinary Medicine and Animal Science – Sao Paulo State University (UNESP), Botucatu, São Paulo, Brazil.

²Department of Biostatistics, Institute of Biosciences – Sao Paulo State University (UNESP), Botucatu, São Paulo, Brazil.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate kinematic patterns of forelimbs and hind limbs in clinically normal miniature poodle dogs. Nine dogs were included; 4 males and 5 females, weighing between 4.8 and 7.3kg, and aged from 2 to 6 years. Each dog was tagged with 11 reflective spherical markers using double-sided adhesive tape. Kinematics data were collected by the use of a 3-camera Vicon MX3+ system. The kinematic study was performed with markers placed first on the right side of the dogs, and after on the left side. Velocity of the treadmill was maintained between 1.4 and 1.6 m/s. A minimum of 5 valid trials were obtained from the right and left sides of each dog. Data were processed by use of a motion-analysis program (Vicon® Motus 9). Flexion and extension joint angles (maximum, minimum, range), angular velocity (maximum, minimum, range), and angular acceleration (maximum, minimum, range) were determined for the shoulder, elbow, carpal, hip, stifle, and tarsal joints. Statistical analysis using Student's *t*-Test for dependent variables was performed to compare values from the right side to the left side of both fore and hind limbs. Differences were considered significant if *p* value was lower than 0.05. No significant differences were observed between the right and left limbs in all variables. Some of the distal reflective markers placed on the forelimbs and/or hind limbs were temporarily invisible or even completely lost during the trials. For this reason, some reconstruction parameters, especially acceleration factor, were readjusted to guarantee the three-dimensional trajectories of these markers, minimizing the interruptions and fragmentation of the coordinates. In conclusion, the kinematic patterns of forelimbs and hind limbs in clinically normal miniature poodle dogs trotting on a treadmill at a constant velocity may be accurately obtained. However, more studies are necessary to improve the capture of the distal markers.

Key words: Gait analysis; Trot; Dog size; Objective measurement

BACKGROUND

There are several reasons to perform gait analysis, but it is especially useful to distinguish between normal and abnormal locomotor patterns; to detect and determine disease severity; to select treatment strategy; and to predict prognosis [1, 2, 3, 4, 5]. However, a precise and objective form of analysis of the movement is fundamental in any scientific method for locomotion study [6]). This may be done by using kinetic or kinematic studies [7, 2].

Kinematics describes the geometry of the motion without considering the causes leading to the motion as well as mass, forces, momentum and energy [8, 9]. This method allows quantifying positions, velocities, accelerations; and joint angles, segments and articulation in the space [5, 9, 10].

The optical methods are the most popular currently used for clinical analysis of the locomotion [10], and may be performed using two-dimensional or three dimensional capture systems [5]. The two-dimensional systems are less expensive, simpler to use, but they are limited to capture the rotational and the circumductional movements [5, 11, 12]. In the other hand, the three-dimensional systems allow to obtain precise and complete information of the gait [11], but the equipment cost is elevated and experience and knowledge are required [12, 13, 14]. Although the complete description of motion is associated with spatial three-dimensional movement, in many cases the motion may be described by analysis in sagittal plane, especially in walking and running [9].

In addition to use a system that provides adequate precision, the evaluation of the locomotor system requires the standardization of the characteristics of normal gait [1, 2, 6]. Determination of normal kinematic patterns in healthy dogs through two-dimensional or three-dimensional capture systems have been performed more frequently in large sized dog [15, 16] and more specifically in breeds such as Greyhound [7,17, 18], Labrador Retriever and Labrador cross-breed dogs [14, 19, 20]. In general, the dogs have been evaluated during walking or trotting which are considered symmetric patterns of locomotion [7, 15, 16, 21].

The high interest in large size breed dogs probably is related to the major risk of these dogs for some orthopaedic disorders, and the relationship of some breeds to sporting and working activities [22, 23, 24]. However, medium and small size dogs

also may present several orthopaedic disorders such as patellar luxation, cruciate ligament injury, aseptic necrosis of the femoral head, and hip dysplasia, among others [23, 24].

Consequently, the aim of this study was to evaluate kinematic patterns of forelimbs and hind limbs in clinically normal miniature poodle dogs.

MATERIAL AND METHODS

This study followed the guidelines for care and use of laboratory animals and was approved by the Ethical Committee of the Sao Paulo State University Veterinary School.

Nine clinically healthy poodles were included; 4 males and 5 females, weighing 4.8-7.3kg (mean 5.47), and aged 2 to 6 years. All dogs were judged to be healthy on the basis of complete physical and orthopaedic examinations. All the dogs were free from signs of clinical disease and from signs of orthopaedic disease.

Before beginning the kinematic analysis, dogs were trained to trot on the built canine treadmill. Each dog was tagged with 11 retroflective spherical markers placed by the same investigator using double-sided adhesive tape. Markers were placed on the skin over the dorsal point of the iliac crest, lateral prominence of the ischial tuberosity, eminence of the greater trochanter of the femur, femorotibial joint between the lateral epicondyle of the femur and the fibular head, lateral malleolus of the distal tibia, distal lateral aspect of the fifth metatarsus, point of the cranial angle of the scapula, acromium of the scapulohumeral joint, lateral epicondyle of the humerus, styloid ulnar process, and distal lateral aspect of the fifth metacarpal bone, according to the one used by Eward et al.(2003).

Kinematic data were collected by use of a 3-camera system (0.3 Megapixel) with a recording frequency of 120-Hz (Vicon® MX3+) strategically placed in one side along the treadmill. The kinematic study was performed with markers placed first on the right side of the dog, and then, on the left side. For each analysis, the treadmill was repositioned and the system calibrated. Velocity of the treadmill was maintained between 1.4 and 1.6 m/s. A minimum of 5 valid trials of 7 seconds duration each were obtained from the right and left sides of each dog. In each trial, five complete strides were processed by examiner, yielding a single mean value for each side of

each dog. Specialized computer software was used to collect and process kinematic data. Data were analyzed by use of a motion-analysis program (Vicon® Motus 9).

A stride was defined as starting from the beginning of the stance phase of the limb to the end of the swing phase of the same limb. For the hind limb the beginning of stance phase was determined by the maximum extension of the stifle, and the beginning of swing phase was determined by the maximum extension of the tarsus at the end of the stance phase. For the forelimb the beginning of the stance phase was determined by the maximum extension of the elbow, and the beginning of the swing phase was determined by the maximum extension of the carpus at the end of the stance phase.

Flexion and extension joint angles (maximum, minimum, displacement), angular velocity (maximum, minimum), and angular acceleration (maximum, minimum) were determined for the shoulder, elbow, carpal, hip, stifle, and tarsal joints (Tables 1, 2 and 3). The graphs of flexion and extension angles, angular acceleration and angular velocity are showed in Figures 1 and 2.

Statistical analysis using Student's *t*-Test for dependent samples was performed to compare values from the right side to the left side of both forelimbs and hind limbs. Differences were considered significant if p value <0.05 .

RESULTS

Some of the distal reflective markers placed on the forelimbs (styloid ulnar process and/or distal lateral aspect of the fifth metacarpal bone) and/or hind limbs (lateral malleolus of the distal tibia and/or distal lateral aspect of the fifth metatarsus bone) were temporarily invisible or even completely lost during the trials. For this reason, some reconstruction parameters, especially acceleration factor, were readjusted to guarantee the three-dimensional trajectories of these markers, minimizing the interruptions and fragmentation of the coordinates (gaps). The final trajectories were filtered using digital filter Butterworth (6Hz) to reduce noises and improve the precision of the results. Approximately 5 to 9 hours were necessary for adjustment of the trajectories in each dog.

No statistically significant differences were observed between the right and left limbs in all kinematic variables (Tables 1, 2 and 3). The graphs of flexion and

extension angles, angular acceleration and angular velocity for hind limbs and forelimbs are showed in Figures 1 and 2, respective.

DISCUSSION

The familiarization time with the trotting pace on a treadmill may influence in the kinematic results according to the adaptability of the breed [18, 20]. Although this time has not been determined in the present study, the kinematic exams were performed at the moment we felt the dogs were comfortable standing on the treadmill at the trot.

The comparative analysis of the kinematic parameters between the right and left sides for the same dog or between dogs requests constant velocity and symmetrical motion [5].

A constant velocity is important due to the influence in the angular displacement [25]. In a study using Greyhound dogs trotting in different velocities (1.99 m/s, 2.51 m/s, 3.30 m/s), was observed that by increasing trotting velocity, the moments and powers at the hip, stifle and tarsus joints increased in amplitude during stance phase [26]. In the present study the trotting velocity was set by the treadmill at 1.4 to 1.6 m/s. This velocity is inferior to describe for large breeds from 1.8 to 2.4 m/s [7, 17, 18, 20]. The velocity control using treadmill seems to improve the repeatability of the kinematic variables when compared with the animal moving over ground with the trot velocity controlled between two limits [20].

The trot is considered a symmetrical gait because the movements of the limbs on one side of the body repeat the movements of the limbs on the opposite side [1], and kinematic studies using healthy dogs have confirmed such affirmative [16, 19, 27]. Also, in the present study no statistical differences were observed between the right and left limbs in all kinematic variables. However, inverse dynamics analysis of gait in a Labrador Retriever dog at the trot showed that the right hind limb was dominant and suggested that joint angular excursions may be symmetric in the presence of asymmetries due to differences in limb placement [28].

Kinematics is an analytical tool that allows evaluating variables involved in the motion description such as linear and angular displacement, velocity and acceleration [9], which were also analyzed in the present study. The capture system used was

three-dimensional, but the movements were captured in a sagittal plan. Although most of the segment excursions occur within the sagittal plane, there are subtle actions that occur in both coronal and transverse planes being important for individuals with orthopaedic diseases [3, 9].

The automatic motion analysis, as used in the present study, can be impaired by any event that obscures the markers from the camera [3]. The distal markers in both hind limbs and forelimbs had their trajectories temporarily invisible or even completely lost in the poodles of the present study and some hypotheses will be discussed.

Although small retroflective markers (9 mm) have been used in the distal part of the limbs, the distance between them may have been inadequate due to the small size of the dogs interfering with marker trajectories. Also, in children there is difficulty to record ankle and foot motion because spacing requirement is not easily obtained [3]. In addition, in a kinematic study in healthy Greyhounds at the trot, the markers located more closely to the carpal and metacarpal joints, made tracking of the individual markers more difficult, inducing more variance in carpus measurement [7].

Three cameras may not have been enough for the kinematic analysis in small dogs. In human patients is mentioned that three to five cameras are necessary to capture all the marker trajectories during the stride due to rotational deviations and, in general, a fifth camera is included to record child's foot [3]. A multicamera system is considered beneficial even for analysis of planar movements, so that precise orientation and placement of the cameras are not to be considered critical [9].

The degree of skin motion, muscle and other soft tissues adjacent to the bones during locomotion may contribute to variability of the kinematic analysis data [3, 4, 29]. However, the location of the distal markers on the poodles in the present study, are enhanced by the fact that the bone markers are well-defined and have reduced thickness of subcutaneous fat.

In cases of marker dropoff, the manual sorting may be used to identify marker trajectories, but this is very time demanding according to system [3]. In addition, the trial may be unutilized when there are large gaps in marker visibility and there is absence of a software to account for these gaps [5]. In the present study the trajectories were recovered using manual method, but it demands several hours of

work for each dog (5 to 9 hours). Also, the digitization noise or imprecision of each coordinate may be reduced using low-pass filter [10]. Digital Butterworth filter was used in the present study to reduce digitalization noise.

As far as the angular displacement of the hind limbs on the studied poodles, the highest angular displacement was in the stifle joint followed by tarsus and hip joints. The forelimbs showed the highest angular displacement in the elbow joint, followed by carpus and shoulder. These findings are similar to the ones observed in a kinematic study using healthy Labrador and Rottweiler dogs at the trot, except that the highest angular displacement was in carpus [27]. However, the highest maximum angle occurred in the carpus and tarsus joints in all three breeds.

The graphs of joint excursions resemble the ones described by other authors in dogs at the trot [7, 16], but the differences in methods, animal body size and systems limit the comparison.

Joint angular velocities are important to detect motion abnormalities that may not be observed by changes in the joint angles, and they are less susceptible to errors attributed to marker placement differences [17, 18]. In a two-dimensional kinematic analysis in healthy Greyhound dogs at the trot, it was observed that the stifle joint had the highest angular velocity, the hip joint the lowest, and the tarsal joint had intermediate values [17]. In the present study the highest maximum angular velocity occurred in the stifle joint followed by the tarsus joint and hip joint. In addition, the forelimbs showed the highest maximum angular velocity in the carpal joint followed by the elbow and shoulder joints. Therefore, the stifle and carpal were the joints that changed more quickly in extension with respect to time in poodles trotting. This may be associated with trotting style of these dogs that are square bodies with extreme reach [21].

Angular acceleration may describe changes in joint movement, as observed in dogs with hip dysplasia that showed greater angular acceleration of coxofemoral joint in stance phase (extension) and greater deceleration in swing phase (flexion) compared with clinically normal dogs [30]. In the present study the highest value of maximum angular acceleration in the hind limbs was in the tarsus followed by stifle and hip joints. Also, in the forelimbs, the highest value of maximum angular acceleration occurred in the carpus, followed by the elbow and shoulder. Therefore, the rate of

change in angular velocity with respect to time was more significant for both tarsus and carpal joints.

CONCLUSIONS

In conclusion, the kinematic patterns of forelimbs and hind limbs in clinically normal miniature poodle dogs trotting on a treadmill at a constant velocity may be accurately obtained. However, more studies are necessary to improve the capture of the distal markers.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was supported by The State of São Paulo Research Foundation (FAPESP), and The National Council for Scientific and Technological Development (CNPq).

REFERENCES

1. DeCamp CE: **Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog.** *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 1997, **27**(Suppl 4):825-840.
2. McLaughlin RM: **Kinetic and kinematic gait analysis in dogs.** *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 2001, **31**(Suppl 1):193-201.
3. Perry J: *Análise de marcha: sistemas de análise de marcha.*: Manole: São Paulo; 2005.
4. Baker R: **Gait analysis methods in rehabilitation.** *J. Neuroeng. Rehab.* 2006, **3**(Suppl 4):1-10.
5. Gillette RL, Angle TC: **Recent developments in canine locomotor analysis: a review.** *Vet. J.* 2008, **178**:165-176.
6. Sutherland DH: **The evolution of clinical gait analysis. Part II Kinematics.** *Gait Posture* 2002, **16**:59-179.
7. DeCamp CE, Soutas-little RW, Hauptman J, Olivier B, Braden T, Walton A: **Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds.** *Am. J. Vet. Res.* 1993, **54**(Suppl 4):627-634.

8. Garhammer J: **Biomecânica II**. In *Cinesiologia e anatomia aplicada*. 7nd edition. Edited by Rasch PJ. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991:70-77.
9. Robertson GE, Caldwell GE: **Planar kinematics**. In *Research methods in biomechanics*. Edited by Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Illinois: Human Kinetics Press; 2004:9-34.
10. Graham M: **Measurement of gait kinematics**. In *Clinical gait analysis*. Edited by Kirtley C. Edinburgh: Elsevier; 2006:39-51.
11. Gillette RL: **Gait analysis**. In *Canine rehabilitation and physical therapy*. Edited by Millis DL, Levine D, Taylor RA. Philadelphia: Saunders; 2004:201-210.
12. Kim J, Rietdyk S, Breur GJ: **Comparison of two-dimensional and three-dimensional systems for kinematic analysis of the sagittal motion of canine hind limbs during walking**. *Am. J. Vet. Res.* 2008, **69**:1116-1122.
13. Bolliger C, DeCamp CE, Stajich M, Flo GL, Martinez SA, Bennett RL, Bebachuk T: **Gait analysis of dogs with hip dysplasia treated with gold bead implantation acupuncture**. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2002, **15**:116-122.
14. Feeney LC, Lin CF, Marcellin-little DJ, Tate AR, Queen RM, Yu B: **Validation of two-dimensional kinematic analysis of walk and sit-to-stand motions in dogs**. *Am. J. Vet. Res.* 2007, **68**(Suppl 3):277-282.
15. Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier B, Hauptman JG, Soutas-little RW: **Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs**. *Am. J. Vet. Res.* 1996, **57**(Suppl 3):381-388.
16. Schaefer SL, DeCamp CE, Hauptman JG, Walton A: **Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot**. *Am. J. Vet. Res.* 1998, **59**(Suppl 6):680-695.
17. Marghitu DB, Kincaid SA, Rumph PF: **Nonlinear dynamics stability measurements of locomotion in healthy greyhounds**. *Am. J. Vet. Res.* 1996, **57**(Suppl 11):529-1535.
18. Owen MR, Richards J, Clements DN, Drew ST, Bennet D, Carmichael S: **Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting – an investigation of familiarization**. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2004, **17**:141-145.

19. Gillette RL, Zebas CJ: **A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers.** *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 1999, **35**:515-520.
20. Clements DN, Owen MR, Carmichael S, Reid SWJ: **Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion.** *Vet. Rec.* 2005, **156**:478-481.
21. Brown CM: *Dog locomotion and gait analysis.* Hoflin Publishing: Colorado; 1986.
22. Bloomberg MS, Dee JF, Taylor RA: *Canine sports medicine and surgery.* Saunders: Philadelphia; 1998.
23. Slatter D: *Textbook of small animal surgery.* Saunders: Philadelphia; 2002.
24. Piermattei DL, Flo G, DeCamp C: *Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair.* Saunders: Philadelphia; 2006.
25. Eward C, Gillette R, Eward W: **Effects of unilaterally restricted carpal range of motion on kinematic gait analysis of the dog.** *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2003, **16**:158-163.
26. Colborne GR, Walker AM, Tattersall AJ, Fuller CJ: **Effect of trotting velocity on work patterns of the hind limbs of greyhounds.** *Am. J. Vet. Res.* 2006, **67**(Suppl 8):1293-1298.
27. Agostinho FS, Rahal SC, El-warrak AO, Miqueleto NSML, Verdugo MR, Inamassu LR: **Kinematic analysis of labrador retrievers and rotweillers trotting on a treadmill.** In *ACVS Veterinary Symposium: 21-23 october 2010; Seattle.* Washington State Convention & Trade Center; 2010:E49.
28. Colborne GR: **Are sound dogs mechanically symmetric at trot? No, actually.** *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2008, **21**:294-301.
29. Taylor WR, Ehrling RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO: **On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers.** *J. Orthop. Res.* 2005, **23**:726-734.
30. Poy NSJ, DeCamp CE, Bennett RL, Hauptman JG: **Additional kinematic variables to describe differences in the trot between clinically normal dogs and dogs with hip dysplasia.** *Am. J. Vet. Res.* 2000, **61**(Suppl 8):974-978.

FIGURES

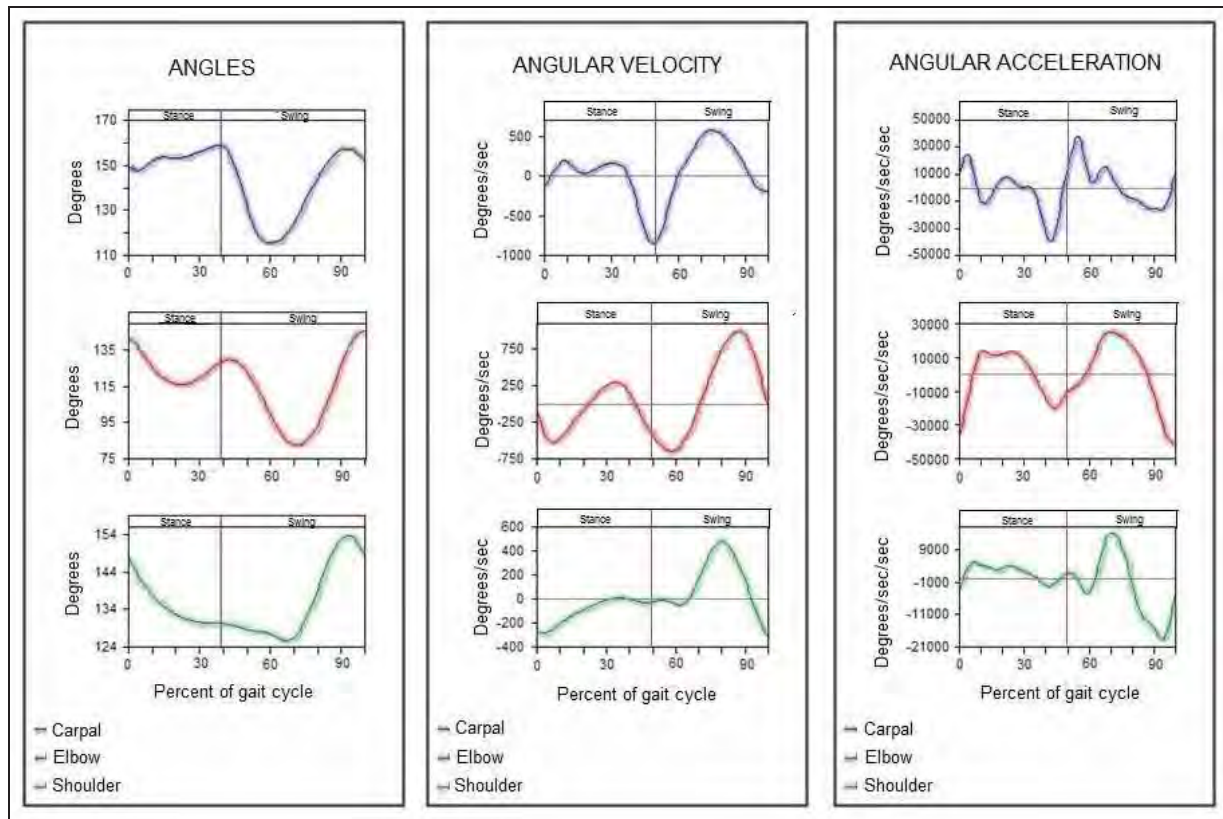


Figure 1 Graphics of flexion and extension angles, angular acceleration and angular velocity for hind limbs.

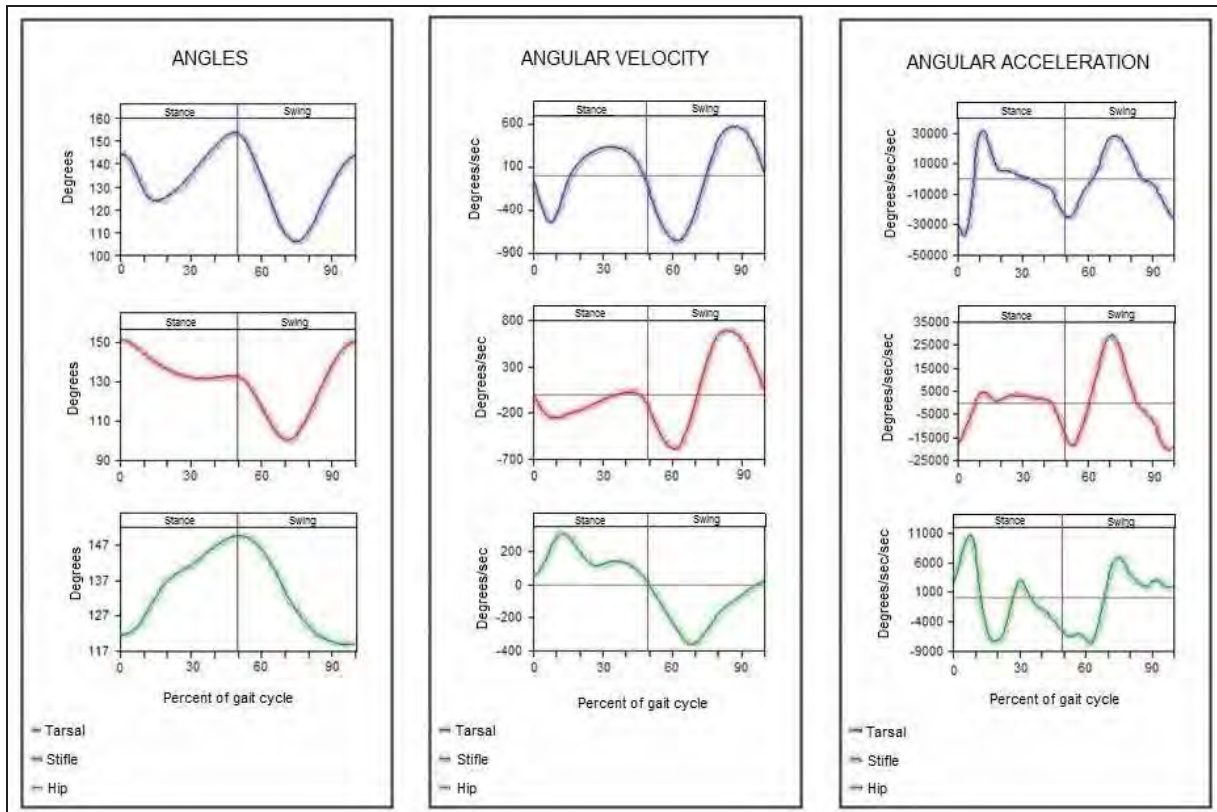


Figure 2 Graphics of flexion and extension angles, angular acceleration and angular velocity for forelimbs.

TABLES

Table 1 Comparison of the maximum angle (°), minimum angle (°), and angular range (°) between right and left sides of the forelimbs and hind limbs in poodles.

JOINT	SIDE	MAXIMUM ANGLE (mean ± SD)	P value	MINIMUM ANGLE (mean ± SD)	P value	ANGULAR RANGE (mean ± SD)	P value
Tarsal	Right	160,3 ± 8,7	0.144	108,2 ± 13,3	0.257	52,2 ± 8,8	0,555
	Left	155,9 ± 10,4		104,7 ± 10,4		51,2 ± 7,2	
Stifle	Right	158,1 ± 6,4	0.178	130,2 ± 6,9	0.235	54,9 ± 8,7	0,757
	Left	152,5 ± 8,5		98,9 ± 8,3		53,5 ± 9,2	
Hip	Right	152,1 ± 10,4	0.605	121,1 ± 8,6	0.239	30,9 ± 7,2	0,132
	Left	150,7 ± 9,5		117,6 ± 9,3		33,9 ± 6,9	
Carpal	Right	164,1 ± 7,6	0.909	104,2 ± 13,6	0.094	59,9 ± 15,1	0,172
	Left	163,9 ± 8,5		110,5 ± 14,8		53,5 ± 12,2	
Elbow	Right	148,4 ± 9,8	0.345	77,5 ± 20,5	0.334	70,9 ± 14,5	0,197
	Left	145,9 ± 8,6		82,1 ± 23,2		63,9 ± 17,4	
Shoulder	Right	154,1 ± 14,9	0.852	122,2 ± 11,7	0.241	31,8 ± 6,2	0,450
	Left	154,5 ± 9,1		124,5 ± 7,8		30,1 ± 3,2	

Table 2 Comparison of maximum angular velocity (°/s), minimum angular velocity (°/s), and angular velocity range (°/s) between right and left sides of the forelimbs and hind limbs in poodles.

JOINT	SIDE	MAXIMUM ANGULAR VELOCITY (mean ± SD)	P value	MINIMUM ANGULAR VELOCITY (mean ± SD)	P value	ANGULAR VELOCITY RANGE (mean ± SD)	P value
Tarsal	Right	44874,1 ± 13491,6	0.493	-846.627 ± 130.331	0.683	91132,4 ± 32332,5	0.635
	Left	42231,7 ± 7006,1		-46258,4 ± 19255,2		92590,8 ± 14726,2	
Stifle	Right	34109,5 ± 6231,3	0.980	-50359,1 ± 9259,7	0.148	62772,1 ± 13280,7	0.447
	Left	32494,7 ± 8983,1		-28662,6 ± 12214,4		59539,9 ± 12204,1	
Hip	Right	21633,7 ± 6317,4	0.802	-27045,2 ± 6918,7	0.709	47645,8 ± 14291,7	0.757
	Left	18978,1 ± 8113,2		-26012,1 ± 8623,6		39888,2 ± 18964,7	
Carpal	Right	76032,2 ± 28962,3	0.473	-20910,1 ± 11105,8	0.302	154845,8 ± 53456,3	0.334
	Left	67141,6 ± 18665,1		-78813,6 ± 26070,9		130774,5 ± 26237,6	
Elbow	Right	32183,8 ± 5181,3	0.282	-63632,9 ± 10783,9	0.193	74300,1 ± 11621,5	0.080
	Left	28753,9 ± 7512,3		-42161,3 ± 7029,1		66118,6 ± 16546,7	
Shoulder	Right	20353,8 ± 6337,6	0.296	-37364,7 ± 10357,4	0.189	42661,9 ± 10789,4	0.159
	Left	15305,6 ± 5897,8		-22308,1 ± 6460,9		34497,6 ± 9791,4	

Table 3 Comparison of the maximum angular acceleration ($^{\circ}/s^2$), minimum angular acceleration ($^{\circ}/s^2$), angular acceleration range ($^{\circ}/s^2$) between right and left sides of the forelimbs and hind limbs in poodles.

JOINT	SIDE	MAXIMUM ANGULAR ACCELERATION (mean $\pm$ SD)	P value	MINIMUM ANGULAR ACCELERATION (mean $\pm$ SD)	P value	ANGULAR ACCELERATION RANGE (mean $\pm$ SD)	P value
Tarsal	Right	609,4 $\pm$ 121,5	0.578	-846,6 $\pm$ 130,3	0.481	1456,1 $\pm$ 227,8	0.886
	Left	638,9 $\pm$ 113,2		-837,9 $\pm$ 140,1		1476,8 $\pm$ 204,1	
Stifle	Right	732,9 $\pm$ 66,5	0.349	-710,6 $\pm$ 125,5	0.747	1443,4 $\pm$ 175,7	0.483
	Left	733,9 $\pm$ 97,3		-657,4 $\pm$ 128,4		1391,2 $\pm$ 195,2	
Hip	Right	392,2 $\pm$ 305,5	0.359	-411,3 $\pm$ 153,6	0.251	803,5 $\pm$ 305,5	0.285
	Left	406,7 $\pm$ 196,8		-420,9 $\pm$ 146,3		827,7 $\pm$ 279,9	
Carpal	Right	2101,7 $\pm$ 613,6	0.514	-718,9 $\pm$ 201,7	0.169	873,7 $\pm$ 93,2	0.316
	Left	676,1 $\pm$ 134,5		-1217,4 $\pm$ 249,5		1893,4 $\pm$ 363,5	
Elbow	Right	1027,2 $\pm$ 240,8	0.126	-873,7 $\pm$ 93,2	0.211	1900,9 $\pm$ 251,9	0.160
	Left	946,7 $\pm$ 228,9		-774,2 $\pm$ 169,4		1720,8 $\pm$ 363,5	
Shoulder	Right	540,7 $\pm$ 117,4	0.130	-327,3 $\pm$ 97,1	0.253	868,1 $\pm$ 155,2	0.148
	Left	477,4 $\pm$ 107,8		-302,2 $\pm$ 60,5		779,6 $\pm$ 92,5	