

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

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE LOCOMOÇÃO NO PADRÃO
ELETROMIOGRÁFICO**

WASHINGTON TAKASHI KANO

Botucatu – SP

2017

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

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE LOCOMOÇÃO NO PADRÃO
ELETROMIOGRÁFICO**

WASHINGTON TAKASHI KANO

Tese apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia Animal para obtenção do título de Doutor.

Orientadora: Prof^a. Titular Sheila Canevese Rahal

Co-orientador: Prof^a. Dr. Joel Mesa Hormaza

Co-orientadora: Profa. Dra. Luciane dos Reis Mesquita

Nome do autor: Washington Takashi Kano

**TÍTULO: INFLUÊNCIA DO TIPO DE LOCOMOÇÃO NO PADRÃO
ELETROMIOGRÁFICO**

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Titular 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. Ivan Felismino Charas dos Santos
Membro
Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária
FMVZ – UNESP - BOTUCATU

Dr. Felipe Stefan Agostinho
Membro
Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária
Autônomo

Prof. Dr. Fernando de Biasi
Membro
Departamento de Clínicas Veterinárias
Universidade Estadual de Londrina - UEL

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Kano, Washington Takashi.

Influência do tipo de locomoção no padrão
eletromiográfico / Washington Takashi Kano. - Botucatu,
2017

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

Orientador: Sheila Canevese Rahal

Coorientador: Joel Mesa Hormaza

Coorientador: Luciane dos Reis Mesquita

Capes: 50501070

1. Músculos Isquiotibiais. 2. Eletromiografia. 3.
Cinética. 4. Locomoção animal - Pesquisa.

Palavras-chave: Análise de Locomoção; Cinética;
Eletromiografia de Superfície; Músculo.

Agradecimentos

À *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)* pelo equipamento de eletromiografia de superfície (Processo 2014/23755-0).

À *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)* pelo fornecimento da bolsa.

A Deus e meus guias que estão presentes no meu dia – dia e nos ajudaram a mantermos firmes nesta jornada.

À minha família – Mãe e minhas irmãs. Pamella e Miguel – Minhas forças e vontade de continuar.

À minha orientadora e mais que exemplo de pessoa e profissional – Profa. Sheila. Graças a ela, estou aqui e a cada dia que passa, admiro mais essa profissional e pessoa de extrema simplicidade e generosidade.

Ao Prof. Joel Mesa Hormaza, meu co-orientador, que nos possibilitou a continuação do nosso trabalho, peça importantíssima da análise eletromiográfica e física de todo o trabalho. Muito obrigada pelos ensinamentos e conhecimentos transmitidos.

À Profa. Luciane dos Reis Mesquita que participou ativamente do trabalho, muitas vezes exausta estava sempre pronta para ajudar.

Aos meus amigos e parceiros que colaboraram diretamente com a realização desta pesquisa – Luciane dos Reis Mesquita, Leticia Inamassu, Ramiro das Neves Dias Neto, Maira Salles Castilho, Felipe Agostinho, Henrique Dorth, Gilson Avelino Providelo, Maria do Carmo Fernandez Vailati, Caroline Muniz, Rodrigo Barros, Júlia Ruivo.

Aos pacientes caninos e seus tutores, que colaboraram com nosso projeto.

Sumário

LISTA DE TABELAS.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	vii
Resumo	viii
Abstract	ix
CAPÍTULO 1	1
1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	2
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 Locomoção.....	4
2.2 Métodos de análise da locomoção locomoção.....	7
2.2 Eletromiografia.....	10
3 REFERÊNCIAS	20
CAPÍTULO 2	27
Trabalho científico: Influência do tipo de locomoção no padrão eletromiográfico	28
Anexo	56

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores dos comprimentos (cm) dos membros torácicos, pélvicos e corpóreo dos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador).....	34
Tabela 2 – Valores dos parâmetros têmporo-espaciais e porcentagem de pressão dos membros torácicos (MT) e membros pélvicos (MP) dos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador) na locomoção ao caminhar.....	35
Tabela 3 – Valores dos parâmetros têmporo-espaciais e porcentagem de pressão dos membros torácicos (MT) e membros pélvicos (MP) dos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador) na locomoção ao trote.....	36
Tabela 4 – Valores do “duty factor” dos membros pélvicos direito e esquerdo, ao caminhar e ao trote, conforme o grupo.....	37
Tabela 5 – Valores do tempo de ciclo da passada (s), ao caminhar e ao trote, obtidos pela eletromiografia de superfície nos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador).....	37
Tabela 6 – Comparação da porcentagem de atividade muscular média do músculo bíceps femoral, ao caminhar e ao trote, entre os Grupo 1 (Beagle), Grupo 2 (Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (Labrador).....	38
Tabela 7 – Valores eletromiográficos de picos máximo (Max) e mínimo (Min) de cães da raça Beagle (Grupo 1), durante o ciclo de locomoção ao caminhar.....	39
Tabela 8 – Valores eletromiográficos de picos máximo (Max) e mínimo (Min) de cães da raça Boiadeiro Australiano (Grupo 2), durante o ciclo de locomoção ao caminhar.....	39
Tabela 9 – Valores eletromiográficos de picos máximo (Max) e mínimo (Min) de cães da raça Labrador (Grupo 3), durante o ciclo de locomoção ao caminhar.....	40

Lista de Figuras

Figura 1 - Cão da raça Labrador (grupo 3) posicionado na esteira para avaliação cinética. Observar o posicionamento da mini-cabeça do sensor sobre a musculatura do bíceps femoral direito, com o cão sobre a esteira Gait4dog.....	32
Figura 2 – Detalhe aproximado do posicionamento da mini-cabeça do sensor sobre a musculatura do bíceps femoral direito	33
Figura 3 – Padrão de atividade dos músculos bíceps femoral dos cães do Grupo 1 (raça Beagle) ao caminhar e ao trote	41
Figura 4 – Padrão de atividade dos músculos bíceps femoral dos cães do G (raça Boiadeiro Australiano) ao caminhar e ao trote.....	42
Figura 5 – Padrão de atividade dos músculos bíceps femoral dos cães do Grupo 3 (raça Labrador) ao caminhar e ao trote.....	43

KANO, W.T. Influência do tipo de locomoção no padrão eletromiográfico. Botucatu, 2017. 64p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar os sinais eletromiográficos do músculo bíceps femoral de três raças de cães hípidos, ao caminhar e ao trote. Foram utilizados 31 animais, distribuídos em três grupos: Grupo 1 – 10 cães da raça Beagle; Grupo 2 – 10 cães da raça Boiadeiro Australiano; Grupo 3 – 11 cães da raça Labrador. Foram determinados os parâmetros têmporo-espaciais e porcentagem de pressão para ambos os membros torácicos e pélvicos, no caminhar e ao trote, ao mesmo tempo em que foi analisado o músculo bíceps femoral, direito e esquerdo, por meio do sistema eletromiográfico de superfície. Pela análise estatística não foram observadas diferenças entre os membros, direito e esquerdo, tanto para os valores têmporo-espaciais como porcentagem de pressão. O padrão gráfico de atividade muscular mostrou que nos Grupos 2 e 3 na locomoção ao caminhar, o músculo bíceps femoral apresentou 1 pico máximo na fase de apoio, e 1 pico mínimo e 1 pico máximo de menor intensidade na fase de balanço. No Grupo 1 foi detectada a presença de três picos. Na locomoção ao trote o padrão gráfico de atividade muscular foi similar para os três grupos, com 1 pico máximo na fase de apoio, e 1 pico mínimo e 1 pico máximo na fase de balanço, ambos de menor intensidade. Os Grupo 2 e 3 não apresentaram diferença estatística na porcentagem de atividade muscular média ao caminhar e ao trote. Foi possível concluir que no trote o padrão de atividade eletromiográfico do músculo bíceps femoral mostrou semelhança entre os grupos.

Palavras-chave: Músculo; Eletromiografia de superfície; Cinética; Análise da locomoção.

KANO, W.T. Influence of the gait type on the electromyographic pattern. Botucatu, 2017. 64p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

SUMMARY

The aim of this study was to evaluate the electromyography (EMG) signals of the biceps femoris muscle of three healthy dog breeds at the walk and trot. Thirty-one dogs were used, distributed in three groups: Group 1 - 10 Beagles, Group 2 - 10 Blue heelers, Group 3 - 11 Labradors. The temporospatial parameters and percentage of pressure in both thoracic and pelvic limbs were determined during walking and trotting, at the same time that the right and left biceps femoris muscles were analyzed by use of surface EMG. There were not any statistically significant differences between right and left limbs for both temporospatial values and percentage of pressure. The graphical pattern of muscle activity showed in Groups 2 and 3 at walk that the biceps femoris muscle had one maximal peak in the stance phase, and one minimal peak and one maximal peak of lower intensity in the swing phase. A three-peak activity pattern was observed in Group 1. The graphs of muscular activity patterns was similar among groups at trot showing one maximal peak in the stance phase, and one minimal peak and one maximal peak in the swing phase, both of lower intensity. The Groups 2 and 3 did not present statistical differences in the percentage of average muscle activity at walk and at trot. In conclusion, the electromyographic activity pattern of the biceps femoris muscle was similar among the groups at the trot.

Key words: Muscle; Surface electromyography; Kinematic; Gait analysis.

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

A eletromiografia dinâmica pode ser realizada com uso de eletrodos sobre a pele (eletromiografia de superfície) ou intramusculares (eletromiografia de profundidade) (SAAD et al., 1996; RECHTIEN et al., 1999; DAVIS et al., 2006; SOUSA et al., 2007). Entretanto, os dados gerados pelos dois sistemas não são equivalentes (RECHTIEN et al., 1999). Os eletrodos de superfície possuem como vantagens, a facilidade de aplicação e o não requerimento de penetração da pele, mas para a análise de músculos mais profundos faz-se necessário o emprego de eletrodos intramusculares (BONTRAGER, 1998; SODERBERG, 1992). Contudo, um número elevado de músculos superficiais pode ter a atividade avaliada por meio da eletromiografia de superfície (SOUSA et al., 2007).

Diferentes informações podem ser obtidas pela eletromiografia dinâmica, porém mais frequentemente o interesse é sobre a presença ou ausência de atividade em um músculo particular, durante uma porção do ciclo da locomoção (RECHTIEN et al., 1999). Desta forma, a avaliação precisa ser realizada em conjunto com análise biomecânica (TÜRKER e SÖZEN, 2013). Vários fatores podem interferir com a qualidade dos sinais eletromiográficos, sendo alguns deles capazes de serem controlados pelo pesquisador (DAVIS et al., 2006; MERLO e CAMPANINI, 2010). Contudo, a interpretação dos sinais da eletromiografia de superfície torna-se mais difícil quando dois músculos estão envolvidos no movimento, ou quando padrões patológicos estão sendo analisados (DISSELHORST-KLUG et al., 2009).

O aparelho de eletromiografia dinâmica pode receber os sinais elétricos musculares por meio de cabos, que tem por desvantagem a limitação

ao paciente, ou por telemetria, que libera o paciente da estação analisadora, porém apresenta custo mais elevado (SAAD et al., 1996; BONTRAGER, 1998; GILLETTE e ANGLE, 2008). Um estudo sistemático efetuado de 1990 até 2015 evidenciou um aumento das pesquisas em eletromiografia de superfície em animais, relacionado especialmente com o advento dos sistemas “wireless”, e de um total de 38 artigos apenas sete foram em cães (VALENTIN e ZSOLDOS, 2016).

Desta forma, o presente estudo teve por justificativa a avaliação da locomoção de cães hípidos de três raças diferentes (Beagle, Boiadeiro Australiano e Labrador) locomovendo-se na GAIT4Dog, em velocidade padronizada para o caminhar e trote, simultaneamente à análise do sinal eletromiográfico do músculo bíceps femoral.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Locomoção

As informações obtidas pela análise da locomoção são importantes para compreensão e tratamento das afecções locomotoras (SAAD et al., 1996; GILLETTE e ANGLE, 2008). Em pacientes humanos, as principais áreas de aplicação da análise de locomoção são: pesquisa clínica para compreensão do normal e a identificação do patológico, medicina física e a reabilitação, cirurgia ortopédica, a clínica médica, medicina esportiva e fisioterapia (SAAD et al., 1996; BAKER, 2006). Em animais, o estudo da locomoção por instrumentação está se expandindo em diversas áreas do conhecimento, visto a necessidade de dados mais fidedignos do que aqueles obtidos por análise visual (BUDSBERG e THOMAS, 2006; GILLETTE e ANGLE, 2008; WAXMAN et al., 2008; AGOSTINHO et al., 2012; VERDUGO et al., 2013).

A análise da locomoção em cães é mais complexa do que em pacientes humanos, inerente das diferenças entre locomoções quadrupedais e bipedais (EDGE-HUGHES, 2009). Desta forma, a extrapolação de resultados de experimentos realizados em cães e gatos pode não ser aplicável aos primatas humanos e não humanos (VILENSKY, 1987). Acrescenta-se a isso as diferenças de tipo e tamanho corpóreo dos cães, que interferem diretamente no padrão locomotor (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985; EDGE-HUGHES, 2009; LeQUANG et al., 2010). As características de locomoção considerada “normal” de uma raça de cão pode não ser pertinente para outra (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985).

O ciclo da locomoção pode ser dividido em fase de apoio, ou tempo em que a pata está em contato com o solo, e fase de balanço, ou tempo que o

membro é elevado do solo para o avanço (BIEWENER, 2003; GORDON-EVANS, 2012; ZINK, 2013). O período da passada corresponde ao tempo requerido para completar um ciclo de movimento de um membro (BIEWENER, 2003; GILLETE, 2004; GORDON-EVANS, 2012). Para se movimentar mais rápido, os animais mudam a locomoção e reduzem o tempo que seus membros permanecem em contato com o chão (BIEWENER, 2003). Por outro lado, segundo Alexander (2003), o comprimento relativo da passada corresponde ao comprimento da passada dividido pela altura da articulação coxofemoral ao chão. Desta forma, animais de tamanhos diferentes movimentando-se de maneira dinamicamente similar teriam iguais comprimento relativos de passada. O movimento dinâmico similar é possível apenas quando os animais estão movimentando-se com iguais números de Froude, ou seja, $(\text{Velocidade}^2)/(\text{altura da coxofemoral} \times \text{aceleração gravitacional})$.

A locomoção possui características denominadas temporais que incluem a duração do ciclo, o tempo de apoio e o tempo de balanço, e aquelas denominadas espaciais, que estão representadas pelo comprimento da passada, comprimento do apoio, padrões articulares e excursões articulares (VILESNKY, 1987). Afelt e Kasicki (1975) citaram que no cão, o tempo de apoio e duração do passo são correlacionados com a velocidade, quanto mais rápido o cão se move mais curto é a duração do apoio e passo. Em quadrúpedes, segundo Vilesnky (1987), à medida que a velocidade aumenta, a duração do apoio diminui em maneira similar a duração do ciclo da locomoção. Além disso, para se mover mais rapidamente o músculo precisa gerar forças maiores, contração mais rápida e trabalho metabólico maior (BIEWENER, 2003).

Os principais padrões de locomoção no cão são o caminhar, o trote, e o galope (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985; EDGE-HUGHES, 2009). No entanto, “amble”, passo e “canter” podem também serem padrões normais em certas raças (EDGE-HUGHES, 2009). Os padrões de locomoção são geralmente definidos pelo tempo relativo de apoio entre os membros do animal durante a passada (BIEWENER, 2003). O caminhar, o trote e o passo são considerados padrões simétricos, e o galope é classificado como padrão assimétrico (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985; ALEXANDER, 2003; GILLETE, 2004; ZINK, 2013). O trote caracteriza-se por “duty factor”, ou fração relativa de suporte do

membro, abaixo de 0,5 e o caminhar é acima de 0,5 (COLLINS e STEWART, 1993; ALEXANDER, 2003; BIEWENER, 2003).

A locomoção canina pode ser descrita em pisadas (EDGE-HUGHES, 2009). O caminhar é movimento de pisada de quatro, sendo o mais vagaroso dos padrões (GILLETE, 2004; EDGE-HUGHES, 2009; ZINK, 2013). Três membros estarão suportando o corpo e cada membro é elevado do chão uma vez, em uma sequência regular (EDGE-HUGHES, 2009). O suporte de peso é maior nos membros torácicos, embora seja mantido pelos quatro membros (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985). Um movimento típico de sequência pode ser membro pélvico direito, membro torácico direito, membro pélvico esquerdo, membro torácico esquerdo (EDGE-HUGHES, 2009; GILLETE, 2004). O “amble” é uma forma mais rápida de caminhar, com um “duty factor” mais baixo (COLLINS e STEWART, 1993).

O trote é o ritmo de duas pisadas diagonais, em que um membro torácico e o pélvico contralateral avançam em uníssono, e o outro membro torácico com o pélvico contralateral estão suportando peso (GILLETE, 2004; EDGE-HUGHES, 2009; ZINK, 2013). Os cães com comprimento corpóreo curto tem dificuldade em trotar, uma vez que seus membros pélvicos interferem com os membros torácicos (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985). Uma sequência típica pode ser o membro torácico direito e membro pélvico esquerdo tocando o solo juntos, enquanto o membro torácico esquerdo e membro pélvico direito avançam para frente (EDGE-HUGHES, 2009). Na sequência, o membro torácico esquerdo e o membro pélvico direito tocam o solo juntos, ao passo que o membro torácico direito e o membro pélvico esquerdo avançam para frente (GILLETE, 2004; EDGE-HUGHES, 2009). No trote normal, quando o peso é transferido entre os pares de membros, há uma breve suspensão (EDGE-HUGHES, 2009; ZINK, 2013). Da mesma forma que no caminhar, as forças verticais são maiores nos membros torácicos que nos pélvicos, porém a magnitude das forças verticais mostra um aumento duas vezes maior no trote (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985). Em alguns cães, em velocidades mais rápidas, pode haver uma maior fase de suspensão com nenhum membro ao solo, que é chamada de trote voador (EDGE-HUGHES, 2009). Vale referir que, quando um cão está sentindo dor ou falta de estabilidade em um membro, ao trote isso é mais claramente

revelado pelo movimento da cabeça (mais evidente em claudicação do membro torácico) ou movimentos assimétricos da pélvis (claudicação de membro pélvico) (ZINK, 2013).

O passo é a locomoção lateral de duas pisadas, em que os membros torácicos e pélvicos entram na fase de apoio e balanço juntos (EDGE-HUGHES, 2009). O padrão causa um movimento de rolamento do corpo, menor flexão do carpo, cotovelo e joelho e das articulações do tarso, bem como menor rotação da coluna vertebral, requerendo assim menos gasto de energia (GILLETTE, 2004; EDGE-HUGHES, 2009).

O galope é a locomoção mais rápida, tendo um ritmo de quatro pisadas, com um período extra de suspensão, em que todos os quatro membros estão fora do chão (EDGE-HUGHES, 2009). Durante o galope, a duração da fase de apoio diminui e a duração da fase de suspensão aumenta, comparado ao caminhar ou ao trote (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985). A cabeça, o pescoço e as costas apresentam grandes quantidades de movimento (EDGE-HUGHES, 2009; ZINK, 2013). O padrão tende a ser torácico esquerdo, torácico direito, fase de suspensão, pélvico esquerdo, pélvico direito (EDGE-HUGHES, 2009).

2.2 Métodos de análise da locomoção

Entre os métodos de estudo da locomoção destaca-se a análise cinética, que avalia as forças geradas durante à resultante do movimento (NUNAMAKER e BLAUNER, 1985; SAAD et al., 1996; WEIGEL et al., 2005; GILLETTE e ANGLE, 2008; GORDON-EVANS, 2012; ZINK, 2013). Quando o membro de um animal contata o solo é exercida uma “força de reação ao solo” (ALEXANDER, 2003; BIEWENER, 2003; GORDON-EVANS, 2012). O componente vertical das forças de reação ao solo permite o suporte de peso do animal, ao passo que o componente horizontal, favorece o deslocamento para frente e para trás, e o componente mediolateral possibilita aceleração, desaceleração ou balanço (BIEWENER, 2003). O termo Pico de Força representa o valor máximo das forças de reação ao solo, por outro lado o Impulso

corresponde a geração ou dissipação da força de reação ocorrendo sobre um período de tempo (WEIGEL et al., 2005; GORDON-EVANS, 2012).

Segundo Weigel et al. (2005), a velocidade é relativa a aceleração, visto ser a aceleração a mudança de velocidade sobre o tempo. O Pico vertical sofre influência do tipo de locomoção, da velocidade e aceleração do animal, do peso corpóreo, conformação e estrutura musculoesquelética. Além disso, o centro de gravidade é importante para a distribuição de peso seja em estação ou em movimento. No cão em estação, cada membro torácico suporta aproximadamente 30% da massa corpórea e cada membro pélvico 20%, sendo que a proporção relativa é consistente nas formas de locomoção simétrica, caminhar e trote (GILLETTE, 2004; WEIGEL et al., 2005).

A análise cinética permite avaliar o suporte do peso normal, identificar alterações locomotoras, e analisar os efeitos de um tratamento, entre outros (WEIGEL et al., 2005; GILLETTE e ANGLE, 2008; GORDON-EVANS, 2012). A instrumentação para a análise das forças de reação ao solo tem sido usada em cães, mais frequentemente, com a plataforma de força e a plataforma de pressão (BESANCON et al., 2003; BUDSBERG e THOMAS, 2006; GILLETTE e ANGLE, 2008).

A plataforma de força tem sido utilizada para avaliar especialmente as forças ortogonais de reação ao solo, ou seja, forças mediolateral, craniocaudal e vertical, resultantes do impacto durante a fase de apoio da locomoção (BESANCON et al., 2003; GILLETTE e ANGLE, 2008; GORDON-EVANS, 2012; ZINK, 2013). A plataforma de pressão possui algumas vantagens em relação à plataforma de força, tais como permitir o estudo de cães de pequeno porte e gatos, coletar múltiplas passadas, avaliar os parâmetros têmporo-espaciais (BESANCON et al., 2003; WEIGEL et al., 2005; BUDSBERG e THOMAS, 2006; GILLETTE e ANGLE, 2008; LeQUANG et al., 2010). A principal desvantagem é que somente as forças verticais podem ser obtidas (BUDSBERG e THOMAS, 2006; LASCELLES et al. 2006) e os valores não correspondem aos valores absolutos obtidos pela plataforma de força (BESANCON et al., 2003; OOSTERLINCK et al., 2010).

Em indivíduos hígidos, a coleta de dados pode ser influenciada por diversos fatores, incluindo velocidade, tipo de locomoção, parâmetros

morfológicos, raça, massa corpórea, variação intra e inter indivíduos, repetição no dia ou entre dias, condutor do animal, treino (FANCHON et al., 2006; VOSS et al., 2007; FANCHON e GRANDJEAN, 2009; LeQUANG et al., 2010; NORDQUIST et al., 2011; GORDON-EVANS, 2012).

O uso de plataforma de força integrada a uma esteira foi testado, por Fanchon et al. (2006), em 10 cães hígidos da raça Malinois para avaliar a influência deste sistema nos parâmetros cinéticos. Os cães foram estudados ao trote durante três sequências diárias em três dias consecutivos. Todas as variáveis diferiram significativamente no primeiro dia comparado aos outros dias, mas sem diferença entre os dias 2 e 3. A locomoção permaneceu consistente com uma única sessão.

Voss et al. (2007) avaliaram cães com baixo grau de claudicação, devido às afecções das articulações do joelho ou coxal, caminhando ou trotando sobre plataforma de pressão. Foram registrados o Pico de Força Vertical e o índice de simetria dos membros pélvicos. Pelas análises os autores concluíram que o trote foi mais sensível e preciso que o caminhar para identificar o membro alterado.

Fanchon e Grandjean (2009) analisaram a repetitividade da análise cinética com o uso de esteira, com os cães ao trote. As forças de reação ao solo foram registradas uma vez por semana por quatro semanas sucessivas. Os animais se habituaram a esteira após uma única sessão de treino. Os dados mostraram boa repetitividade com baixo coeficiente de variação.

Ao compararem padrões cinéticos em cães de raça grande (Retriever) e pequena (Beagle) usando plataforma de pressão (GAITRite system), LeQuang et al. (2010) detectaram diferenças entre as raças com relação ao tempo de apoio, tempo de apoio relativo e pico de pressão vertical.

Nordquist et al. (2011) ao analisarem sete cães hígidos da raça Labrador, ao trote em plataforma de pressão, observaram que a variação devido a repetição da trilha apresentou maior magnitude comparada as outras variáveis avaliadas (lado do membro, coleta de dados intra-dias e entre semanas). As variáveis controladas foram massa corpórea, raça, velocidade, tipo de locomoção e condutor.

Em geral, na plataforma de pressão os cães têm sido conduzidos com coleira por um condutor, de acordo com a própria velocidade, porém dentro de um limite pré-determinado ao tipo de locomoção a ser estudada (trote ou caminhar) (BESANCON et al., 2003; VOSS et al., 2007). Conduta similar tem, em geral, sido adotada para cães analisados com a plataforma de pressão (BESANCON et al., 2003; LeQUANG et al., 2009; LeQUANG et al., 2010). Entretanto, no caso da plataforma de força, a velocidade do indivíduo é determinada por células fotoelétricas (BESANCON et al., 2003; VOSS et al., 2007), enquanto na plataforma de pressão a velocidade tem sido controlada pelos dados fornecidos pelo próprio equipamento (AGOSTINHO et al., 2012; VERDUGO et al., 2013). Uma outra opção é o emprego de análise da locomoção por meio de esteira, o que permite estabelecer uma velocidade pré-determinada para o caminhar ou para o trote, sendo uma vantagem em relação as plataformas estacionárias (GILLETTE e ANGLE, 2008; FANCHON e GRANDJEAN, 2009).

Existe atualmente no mercado veterinário um equipamento denominado GAIT4Dog, que foi desenvolvido especificamente para detectar claudicação em cães, sendo de avaliação mais simples que a plataforma de força e plataforma de pressão. Trata-se de um sistema de 100 pontos, que determina a claudicação por meio de escores, ou seja, abaixo de 100 indica claudicação, ao passo que acima de 100 indica compensação ou adaptação. Desta forma, o sistema não é capaz de determinar o Pico de Força Vertical e o Impulso.

2.3 Eletromiografia

Zink (2013) realçou a baixa quantidade de estudos eletromiográficos sobre a locomoção canina nas últimas décadas, provavelmente pelas dificuldades técnicas e determinação de controles. Por sua vez, um estudo sistemático, realizado por Valentin e Zsoldos (2016) a partir de 1990, evidenciou que está ocorrendo um aumento das pesquisas em relação à eletromiografia de superfície em animais, relacionado especialmente com o advento dos sistemas “wireless”, das quais 28 foram em equinos, sete em cães, duas em vacas e uma em ovino.

Os músculos esqueléticos são os sistemas primários para a geração de força e movimento (WEIGEL et al., 2005). A eletromiografia dinâmica analisa o padrão de ativação dos músculos para gerar o movimento, ou seja, mede os potenciais de voltagem produzidos pelos músculos ao contrair, ao passo que a eletromiografia clínica estuda a integridade da unidade motora, para diagnóstico de desordens do neurônio motor inferior ou afecção muscular primária (SAAD et al., 1996; RECHTIEN et al., 1999; DAVIS et al., 2006; SOUSA et al., 2007). Diferentes informações podem ser obtidas pela eletromiografia dinâmica, porém mais frequentemente o interesse é sobre a presença ou ausência de atividade em um músculo particular, durante uma porção do ciclo da locomoção (RECHTIEN et al., 1999).

A eletromiografia dinâmica pode ser realizada com uso de eletrodos sobre a pele (eletromiografia de superfície) ou intramusculares (eletromiografia de profundidade), cada um com vantagens e desvantagens (SAAD et al., 1996; RECHTIEN et al., 1999; SOUSA et al., 2007; DAVIS et al., 2006). Os dados gerados pelos dois sistemas não são equivalentes (RECHTIEN et al., 1999). Os eletrodos de superfície não requerem penetração da pele e são mais fáceis de aplicar, porém eles não são seletivos para uma área específica, e para a análise de músculos mais profundos faz-se necessário o emprego de eletrodos intramusculares (BONTRAGER, 1998; SODERBERG, 1992). No entanto, um número elevado de músculos superficiais pode ter a atividade avaliada por meio da eletromiografia de superfície (SOUSA et al., 2007).

O aparelho da eletromiografia dinâmica pode receber os sinais elétricos musculares por meio de cabos, que tem por desvantagem a limitação ao paciente, ou por telemetria que libera o paciente da estação analisadora, porém tem custo mais elevado (BONTRAGER, 1998; SAAD et al., 1996; GILLETTE e ANGLE, 2008).

Segundo Grego Neto (2006), na eletromiografia de superfície os eletrodos são classificados em monopolar e bipolar. O eletrodo monopolar é posicionado sobre o feixe muscular de interesse, enquanto o eletrodo de referência é posicionado em local não afetado pela atividade do feixe muscular de interesse; afere-se então a diferença de potencial entre os dois. No eletrodo bipolar aplica-se dois eletrodos sobre a região de interesse, e o terceiro eletrodo

(terra) é posicionado em local não afetado pela atividade da região de interesse; afere-se então a diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos da região de interesse, tendo como referência o eletrodo terra.

Há vários tipos de eletrodo de superfície, sendo a maioria formado por um disco composto de prata-cloreto de prata, com diâmetros que variam de 1 a 5 mm (SODERBERG, 1992). Esses são preferidos em relação aos de cloreto de prata, prata, ou ouro, visto não serem polarizáveis, o que significa que a impedância eletrodo-pele é uma resistência e não uma capacitância (TÜRKER e SÖZEN, 2013).

O sinal elétrico que emana da ativação das fibras musculares de uma unidade motora é denominado potencial de ação da unidade motora (MUAP), que constitui a unidade fundamental do sinal eletromiográfico (DE LUCA, 2006; BAUDRY et al., 2016). Para manter a contração muscular as unidades motoras precisam ser ativadas repetidamente e a resultante sequência de MUAPS é denominada como trem do potencial de ação da unidade motora (MUAPT) (DE LUCA, 2006). As variáveis que afetam a qualidade do sinal eletromiográfico incluem a colocação e a distância entre os eletrodos, as condições de superfície da pele, espessura da camada subcutânea, a distância entre eletrodos e o músculo alvo, a área do eletrodo, a amplificação do sinal e o filtro e a taxa de aquisição dos dados (DAVIS et al., 2006; MERLO e CAMPANINI, 2010).

Ao compararem a performance de sensores eletromiográficos de superfície da Delsys em diferentes condições, Roy et al. (2007) observaram que contornando a superfície de detecção e incluindo mais adesivos de dupla-face há um aumento das forças necessárias para romper o contato elétrico entre eletrodos e pele, tanto na pele em condições seca como de umidade. Por sua vez, foi demonstrado que o uso de gel hidrofílico produziu maior artefato de movimento comparado aos sensores sem gel, em especial sob condições de perspiração.

Em pacientes humanos, além da adequada preparação da pele, com remoção dos pelos quando necessário, uso de álcool para remover o filme sebáceo e leve abrasão para reduzir a camada queratinizada da pele, a localização do eletrodo é fundamental (FRIGO e CRENNNA, 2009). O critério geral

é que o eletrodo deve ser posicionado ao meio caminho entre a zona da placa terminal motora distal e a junção músculo-tendínea, e deve ser alinhado na direção das fibras musculares (FRIGO e CRENNNA, 2009; STEGEMAN e HERMENS, 2017). Segundo Hermens et al. (2000), quando a localização aproximada da zona de inervação do músculo é conhecida, o sensor deve ser colocado longe da zona de inervação e na zona final do músculo, preferivelmente no meio desta região. Na maioria dos casos a parte distal do músculo satisfará esse requerimento.

A amplitude da eletromiografia de superfície pode ser afetada pelo “crosstalk” (aquisição de sinal eletromiográfico de músculos vizinhos) ou por artefatos, quando a pele move a posição do eletrodo que passa sobre diferentes músculos ou parte de músculos (GILLETTE e ANGLE, 2008). Uma das formas de proteger contra o “crosstalk” é a colocação dos eletrodos no ventre do músculo (MERLO e CAMPANINI, 2010).

Zaheer et al. (2012) avaliaram, em pacientes humanos, a influência do local do sensor na superfície do músculo no número de trens do potencial de ação da unidade motora (MUAPTs), que são identificados pela decomposição do algoritmo. Segundo os autores, quase todas as localizações na superfície de um músculo proporcionam sinais eletromiográficos que podem ser decompostos, porém há locais que são melhores. Esses localizam-se entre o centro do ventre do músculo e a área tendinosa do músculo, sendo geralmente associados com regiões de pele menos espessa.

Merlo e Campanini (2010) citaram que a área do eletrodo influencia a amplitude do sinal eletromiográfico. Eletrodos grandes podem captar sinais de músculos vizinhos de forma direta, ou indireta pelo “crosstalk”. Eletrodos de pequeno tamanho (2 mm em diâmetro) são preferíveis para a detecção do sinal eletromiográfico devido a seletividade. Contudo, eletrodos pequenos proporcionam potenciais de amplitude baixos, que requerem amplificação ou resolução A/D.

De acordo com De Luca (1997) a quantidade de tecido subcutâneo entre o eletrodo e as fibras ativas determina a filtragem espacial a que o sinal é sujeito, ou seja, maior a espessura do tecido, maior a filtragem de baixa passagem. Desta forma, o tecido subcutâneo adicional reduz o valor da

frequência mediana. Por isso, a comparação de parâmetros espectrais ou sinais eletromiográficos detectados em localizações similares entre sujeitos, ou em diferentes localizações dentro dos sujeitos, deve ser avaliado com cuidado.

As características físicas da atividade muscular podem ser estimadas dos sinais eletromiográficos crus, ou dos dados podem ser apresentados como formato de onda retificada e integrada (DAVIS et al., 2006). O valor médio do sinal retificado (AVR) é utilizado como indicador de amplitude, bem como a raiz quadrada do valor médio do sinal quadrado (RMS), sendo ambos expressos em mV ou μV (MERLO e CAMPANINI, 2010; BAUDRY et al., 2016). Contudo, exceto para condições isométricas controladas, os indicadores de amplitude não refletem diretamente a força produzida pelos músculos no tendão ou o efeito desta força na articulação (MERLO e CAMPANINI, 2010). Pode ser também realizada a análise de domínio de frequência, que envolve medidas e parâmetros que descrevem aspectos específicos do espectro de frequência do sinal (De LUCA, 2006).

Filtros, tais como Butterworth e Chebyshev, podem ser usados para melhorar o aspecto do dado cru, pela remoção ou redução dos artefatos de movimento (MERLO e CAMPANINI, 2010). Segundo Frigo e Crenna (2009), a escolha dos parâmetros do filtro de suavização deve levar em conta o conteúdo de frequência da informação desejada. Frequências de corte muito baixas (por exemplo 3 Hz) têm sido propostas quando se analisa componentes eletromiográficos que possam estar relacionados ao movimento.

A frequência de corte é um fator importante, que geralmente está em 10 ou 20 Hz, para remover derivados de variação lenta e potenciais (MERLO e CAMPANINI, 2010). Para evitar a perda de informações há pesquisadores recomendam que o filtro passa-alto deve ter frequência de corte de 10-20 Hz e o filtro passa baixo de 400-450 Hz; no entanto, em análise da locomoção o artefato de movimento pode ser reduzido por usar um filtro passa-alto de 25-30 Hz (MERLETTI et al., 2009).

Conforme De Luca et al. (2010), a determinação de um filtro banda passante é sempre um compromisso entre a redução do barulho e contaminação do artefato, e a preservação da informação desejada do sinal eletromiográfico. Baseado em estudo em pacientes humanos, estabeleceu-se a relação entre as

taxas de atenuação do artefato de movimento e o sinal eletromiográfico como função da banda passante, os autores concluíram que para uso geral o mais indicado é o filtro Butterworth com uma frequência de canto de 20 Hz e uma inclinação de 12 dB.

A informação mais fácil que pode ser obtida pela eletromiografia de superfície é se um músculo está ativo ou não, durante uma tarefa voluntária ou após uma manobra passiva (MERLO e CAMPANINI, 2010). Desta forma, pode-se obter informações de três características principais: “timing” de ativação muscular, morfologia (formato do traço) e amplitude (com limitações) (GRONLEY e PERRY, 1984; FARINA, 2006; MERLO e CAMPANINI, 2010). A interpretação dos sinais da eletromiografia de superfície torna-se mais difícil quando dois músculos estão envolvidos no movimento, ou quando padrões patológicos estão para ser analisados (DISSELHORST-KLUG et al., 2009).

O “timing”, conforme Farina (2006), reduz a informação do conteúdo da eletromiografia a um sinal binário, indicando o estado de “ligado-desligado” de um músculo. Quando o músculo está ativo, o sinal eletromiográfico precisa ser distinguido de um barulho. De acordo com Merlo e Campanini (2010), além de erros técnicos, o “timing” muscular pode ser influenciado por fatores como velocidade da locomoção, rotação do membro, hiperatividade muscular, recrutamento alterado, encurtamento muscular. O “timing” é mensurado por vários métodos, como porcentagem da duração da tarefa, mais do que em segundos. Os intervalos da atividade muscular durante o ciclo da locomoção são expressos em porcentagem. Desvios do “timing” normal podem ser classificados como prematuro, prolongado ou contínuo, ou mesmo fora da fase de ação (GRONLEY e PERRY, 1984).

Segundo Farina (2006), os valores absolutos de amplitude na eletromiografia de superfície não são confiáveis devido a uma série de fatores e, por isso, precisam ser normalizados. Entretanto, a despeito do processamento de algoritmos, a principal limitação da interpretação refere-se ao mascaramento dos efeitos por fatores indesejados. Na contração dinâmica, as propriedades condutoras de volume e a posição relativa dos eletrodos com respeito as fibras musculares podem mudar com o tempo. Desta forma, a amplitude pode ser influenciada por fatores geométricos, em relação ao sujeito e músculo específico.

Conforme Vilesnky (1987), a relação de padrões de atividades musculares com a velocidade não está inteiramente definida em cães e gatos. Foi citado que a duração da atividade muscular muda da mesma maneira que as durações das fases de apoio e suspensão mudam. Além disso, a amplitude dos músculos flexores e extensores aumentam com a velocidade.

Lister et al. (2009) mensuraram, em seis cães com massa corpórea de 20,6 a 31,7 kg, a tensão do tendão do calcâneo comum durante o trote e compararam a tensão antes e após a imobilização da articulação do tarso. Dados eletromiográficos foram coletados com sensores de eletromiografia de superfície com pré-amplificadores, posicionados sobre as cabeças medial e lateral do músculo gastrocnêmio e músculo tibial cranial. Os cães foram mantidos em velocidade de 1,6 a 2,3 m/s sobre a plataforma de força. Os dados eletromiográficos mostraram ampla variabilidade de magnitude entre trilhas entre os cães, de forma que nenhuma comparação quantitativa foi realizada com relação a amplitude pico a pico. O fato foi atribuído a dificuldade em manter uma boa adesão dos sensores entre as trilhas. A análise visual foi usada para determinar o tempo de “burst” muscular em correlação com a pisado do membro pélvico e aumento da tensão do tendão. Segundo os autores, a imobilização da articulação do tarso não eliminou a tensão do tendão do calcâneo durante o suporte de peso.

Lauer et al. (2009) avaliaram o efeito da inclinação da esteira na atividade muscular e amplitude de movimento dos membros de oito cães adultos hígidos. Os eletrodos da eletromiografia da superfície (discos de Ag-AgCl de 1 cm de diâmetro) foram posicionados visando analisar grupos musculares, tais como: coxa (semimembranoso, semitendinoso e porção caudal do bíceps femoral), glúteos (superficial, médio e profundo) e quadríceps (reto femoral, vasto lateral, vasto intermediário e vasto medial). Foi efetuada tricotomia, limpeza com álcool isopropílico e fixação com fita dupla face. As atividades dos grupos musculares glúteo e quadríceps não foi afetada pela inclinação da esteira. O caminhar na esteira com inclinação de 5% expressou o maior potencial de influência na força do grupo muscular da coxa.

O padrão de atividade do músculo vasto lateral foi analisado, por Bockstahler et al. (2009), utilizando a eletromiografia de superfície (unidade

telemétrica). Os 11 cães da raça Malinois caminharam em esteira integrada com plataforma de força, que permitiu simultaneamente análise cinética, cinemática e eletromiográfica. Os eletrodos autoadesivos foram colocados após tricotomia e limpeza da pele, em ambos membros pélvicos. O músculo vasto lateral mostrou um padrão de atividade com dois picos e uma correlação positiva com a força de reação ao solo. O primeiro pico ocorreu na fase inicial do apoio, seguido por uma diminuição da atividade durante a metade da fase de apoio. O segundo pico ocorreu diretamente na fase tardia do apoio, alcançando o mínimo na fase precoce do balanço.

Bockstahler et al. (2012) ao avaliarem os padrões de atividade dos músculos vasto lateral, bíceps femoral e glúteo médio, por meio de eletromiografia de superfície (unidade telemétrica), em cães hígidos (n=7) e com osteoartrite da articulação coxofemoral (n=10) no caminhar, observaram que a atividade média desses músculos foi significativamente diminuída durante a fase precoce do balanço em cães com osteoartrite. Os animais foram analisados caminhando na velocidade de $1,06 \pm 0,21$ m/s e os eletrodos de superfície autoadesivos foram colocados na pele após tricotomia e limpeza. No caso do músculo bíceps femoral foi notado padrão de um pico nos cães hígidos. A mais baixa atividade foi na transição entre as fases de apoio e balanço. Durante a fase de balanço a atividade aumentou continuamente, para alcançar o máximo na transição entre a fase de balanço e fase de apoio, no momento da máxima extensão do joelho. Após este máximo, a atividade diminuiu continuamente.

Fischer et al. (2013) avaliaram as mudanças em atividade muscular em cães (n=8), antes e após a claudicação induzida em membro pélvico por meio de uma pequena esfera colocada sob a pata. Efetuou-se a eletromiografia de superfície do músculo tríceps braquial, vasto lateral e longíssimo dorsal. Após preparação da pele (tricotomia, limpeza e desengorduramento, foram aplicados eletrodos de Ag-AGCl com área circular de 1,6 cm em diâmetro. Os dados eletromiográficos foram filtrados a 20 HZ, a passa baixa de 300Hz e, subsequentemente, suavizadas utilizando uma janela de 10 ms. Não houve mudanças significantes no músculo tríceps braquial. No músculo vasto lateral ipsilateral a atividade de pico e área integrada da eletromiografia de superfície foram diminuídas.

A eletromiografia de superfície (unidade telemétrica) foi utilizada, por Breitfuss et al. (2015), para verificar os padrões de atividade (potenciais musculares máximo, mínimo e médio) dos músculos vasto lateral, bíceps femoral e glúteo médio do membro pélvico direito, durante o caminhar e com exercícios (11% inclinação e declínio, caminhar sobre cavalete), em 10 cães hípidos de várias raças (4 Labradores, 3 Border collies, 1 Golden retriever, 1 Pastor australiano, e 1 Pointer). Foram usados eletrodos de superfície autoadesivos, colocados na pele após tricotomia. Os exercícios de cavalete e caminhar inclinado aumentaram a atividade muscular dos músculos vasto lateral e glúteo médio. No caminhar sobre o solo, o músculo bíceps femoral mostrou padrão de atividade de 1 pico, com máxima atividade na transição entre as fases de balanço e apoio. Após a máxima atividade ter sido obtida, a atividade diminuiu e alcançou o mínimo na fase de apoio. Durante o exercício de inclinação e declínio houve variação dos dados desse músculo que foi associado ao “cross-talking”. A hipótese foi que pode ter ocorrido deslocamento dos eletrodos.

Garcia et al. (2014) determinaram a atividade dos grupos musculares flexores e extensores do cotovelo, em relação a cinemática das articulações do ombro e cotovelo, em cães hípidos de raças mistas (n=10), ao caminhar e ao trote, com o emprego de eletromiografia de superfície. Os resultados mostraram que o grupo flexor do cotovelo foi mais ativo no final da fase de apoio e o grupo extensor do cotovelo foi mais ativo no início da fase de apoio. A atividade muscular ocorreu mais cedo no apoio e balanço no trote em comparação com o caminhar. A amplitude, frequência ao máximo do poder de densidade espectral (PSD) e frequência mediana foram maiores no lado direito do que no lado esquerdo. O PSD máximo e o PSD integrado foram maiores no lado direito do que no lado esquerdo. A assimetria de membros observada na ativação muscular precisa ser melhor avaliada.

3 REFERÊNCIAS

- AFELT, Z.; KASICKI, S. Limb coordinations during locomotion in cats and dogs. *Acta Neurobiol. Exp.*, v.35, p.369-376, 1975.
- AGOSTINHO, F.S.; RAHAL, S.C.; ARAÚJO, F.A.P.; CONCEIÇÃO, R.T.; HUSSNI, C.A.; EL-WARRAK, A.O.; MONTEIRO, F.O.B. Gait analysis in clinically healthy sheep from three different age groups using a pressure-sensitive walkway. *BMC Vet. Res.*, v.8, n.87, p.1-7, 2012.
- ALEXANDER, R.M. *Principles of animal locomotion*. In: ____. Princeton University Press: New Jersey, 2003. 371p.
- BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehab.*, v.3, n.4, p.1-10, 2006.
- BAUDRY, S.; MINETTO, M.A.; DUCHATEAU, J. Surface EMG applications in neurophysiology. In: MERLETTI, R.; FARINA, D. *Surface electromyography physiology, engineering, and applications*. John Wiley & Sons: New Jersey, 2016. p.333-360.
- BESANCON, M.F.; CONZEMIUS, M.G.; DERRICK, T.R.; RITTER, M.J. Comparison of vertical forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.16, n.3, p.153-157, 2003.
- BIEWENER, A.A. *Animal locomotion*. In: ____. Oxford University Press: Oxford, 2003. 281p.
- BOCKSTAHLER, B.B.; GESKY, R.; MUELLER, M.; THALHAMMER, J.G.; PEHAM, C., PODBREGAR, I. Correlation of surface electromyography of the vastus lateralis muscle in dogs at a walk with joint kinematics and ground reaction forces. *Vet. Surg.*, v.38, p.754–761, 2009.
- BOCKSTAHLER, B.; KRAUTLER, C.; HOLLER, P.; KOTSCHWAR, A.; VOBORNIK, A.; PEHAM, C. Pelvic limb kinematics and surface

- electromyography of the vastus lateralis, biceps femoris, and gluteus medius muscle in dogs with hip osteoarthritis. *Vet. Surg.*, v.41, p.54–62, 2012.
- BOGEY, R.A.; BARNES, L.A.; PERRY, J. Computer algorithms to characterize individual subject EMG profiles during gait. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, v.73, p.835–841 1992.
- BONTRAGER, E.J. Instrumented gait analysis systems. In: DeLISA, J.A. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. U.S. Department of Veterans Affairs: Baltimore, 1998. p.11-32.
- BREITFUSS, K.; FRANZ, M.; PEHAM, C.; BOCKSTAHLER, B. Surface electromyography of the vastus lateralis, biceps femoris, and gluteus medius muscle in sound dogs during walking and specific physiotherapeutic exercises. *Vet. Surg.*, v.44, p.588–595, 2015.
- BROWN, C.M. *Dog locomotion and gait analysis*. Hoflin Publishing Ltda: Colorado, 1986.159p.
- BUDSBERG, S.C.; THOMAS, M.W. Advanced diagnostic techniques. In: HOULTON, J.E.F.; COOK, J.L.; INNES, J.F.; LANGLEY-HOBBS, S.J. *BSVA Manual of canine and feline musculoskeletal disorders*. British Small Animal Veterinary Association: England, 2006. chap.4, p.27-33.
- CARR, B.J.; CANAPP Jr, S.O.; ZINK, M.C. Quantitative comparison of the walk and trot of Border collies and Labrador retrievers, breeds with different performance requirements. *Plos One*, p.1-13, 2015.
- COLLINS, J.J.; STEWART, I.N. Coupled nonlinear oscillators and the symmetries of animal gaits. *J. Nonlinear Sci.*, v.3, p.349-392, 1993.
- DAVIS, R.B.; ÖUNPUU, S.; DE LUCA, P.A. Analysis of gait. In: BRONZINO, J.D. *Biomedical engineering fundamentals*. Taylor & Francis: Boca Raton, 2006. chap.51, p.1-13.
- DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomech.*, v.13, n.2, p.135-163, 1997.
- DE LUCA, C.J. Electromyography. In: WEBSTER, J.G. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. John Wiley Publisher: New Jersey, 2006. p.98-109.
- DE LUCA, C.J.; GILMORE, L.D.; KUZNETSOV, M.; ROY, S.H. Filtering the surface EMG signal: movement artifact and baseline noise contamination. *J. Biomech.*, v.43, p.1573–1579, 2010.

- DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; RAU, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin. Biomech.*, v.24, n.3, p.225-235, 2009.
- EDGE-HUGHES, L. *Introduction to the canine patient an independent study program*. Four Leg Rehab. Inc.: Canada, 2009. 196p.
- FANCHON, L.; VALETTE, J.P.; SANAA, M.; GRANDJEAN, D. The measurement of ground reaction force in dogs trotting on a treadmill. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.19, p.81–86, 2006.
- FANCHON, L.; GRANDJEAN, D. Habituation of healthy dogs to treadmill trotting: Repeatability assessment of vertical ground reaction force. *Res. Vet. Sci.*, v.87, p.135-139, 2009.
- FARINA, D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, v. 34, n. 3, p121-127, 2006.
- FISCHER, S.; NOLTE, I.; SCHILLING, N. Adaptations in muscle activity to induced, short-term hindlimb lameness in trotting dogs. *Plos One*, v.8, n.11, p.1-10, 2013.
- FRIGO, C.; CRENNNA, P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. *Clin. Biomech.*, v.24, p.236-245, 2009.
- GARCIA, T.C., STURGES, B.K., STOVER, S.M., AOKI, K., LIANG, J.M., REINHARDT, K.B.; KAPATKIN, A.S. Forelimb brachial muscle activation patterns using surface electromyography and their relationship to kinematics in normal dogs walking and trotting. *Comp. Exerc. Physiol.*, v.10, p.13–22, 2014.
- GILLETTE, R.L. Gait analysis. In: MILLIS, D.J.; LEVINE, D.; TAYLOR, R.A. *Canine rehabilitation physical therapy*. Saunders: St. Louis, 2004. chap.12, p.201-210.
- GILLETTE, R.L.; ANGLE, T.C. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet. J.*, n.178, p.165-176, 2008.
- GORDON-EVANS, W.J. Gait analysis. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. *Veterinary surgery small animal*. Elsevier Saunders: Canada, 2012. chap.74, p.1190-1196.
- GREGO NETO, A.; VEIGA, C.C.B.; BITTENCOURT, E.; GODINHO, F.; RINALDI, G.P.; ISRAEL, V.L. Movimento humano funcional e sistemas de

- medições. In: Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 6, 2006. Curitiba, PR.
- GRONLEY, J.K.; PERRY, J. Gait analysis techniques. Rancho Los Amigos Hospital Gait Laboratory. *Physical Therapy J.*, v.64, n.12, p.1831-1838, 1984.
- HERMANSON, J.W. The muscular system. In: EVANS, H.E; DE LAHUNTA, A. *Miller's anatomy of the dog*. St. Louis: Elsevier Saunders, 2013. p.185-280.
- HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kines.*, n.10, p.361–374, 2000.
- KIM, J.; KAZMIERCZAK, K.A.; BREUR, G.J. Comparison of temporospatial and kinetic variables of walking in small and large dogs on a pressure-sensing walkway. *Am. J. Vet. Res.*, v.72, p.1171–1177, 2011.
- LASCELLES, B.D; ROE, S.C.; SMITH, E.; REYNOLDS, L.; MARKHAM, J.; MARCELLIN-LITTLE, D.; BERGH, M.S.; BUDSBERG, S.C. Evaluation of a pressure walkway system for measurement of vertical limb forces in clinically normal dogs. *Am. J. Vet. Res.*, v.67, n.2, p.277-282, 2006.
- LAUER, S.K.; HILLMAN, R.B.; HOSGOOD, G.L. Effects of treadmill inclination on electromyographic activity and hind limb kinematics in healthy hounds at a walk. *Am. J. Vet. Res.*, v.70, p.658–664, 2009.
- LeQUANG, T.; MAITRE, P.; ROGER, T.; VIGUIER, E. Is a pressure walkway system able to highlight a lameness in dog? *J. Anim. Vet. Adv.*, v.8, n.10, p.1936-1944, 2009.
- LeQUANG, T.; MAITRE, P.; COLIN, A.; ROGER, T.; VIGUIER, E. Gait analysis for sound dogs at a walk by using a pressure walkway. In: PROCEEDINGS ON THE 3RD INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE DEVELOPMENT OF BME. *Anais...Vietnam*, 2010. p.62-66.
- LISTER, S.A.; RENBERG, W.C.; ROUSH, J.K. Efficacy of immobilization of the tarsal joint to alleviate strain on the common calcaneal tendon in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, v.70, n.1, p.134–140, 2009.
- MERLO, A.; ISABELLA CAMPANINI, I. Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *Open Rehabil. J.*, v.3, p. 98-109, 2010.
- MERLETTI, R.; BOTTER, A.; TROIANO, A.; MERLO, E.; MINETTO, M.A. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface

- electromyographic signal: State of the art. *Clin. Biomech.*, v.24, n.2, p.122-134, 2009.
- NORDQUIST, B.; FISCHER, J.; KIM, S.Y.; STOVER, S.M.; GARCIA-NOLEN, T.; HAYASHI, K.; LIU, J.; KAPATKIN, A.S. Effects of trial repetition, limb side, intraday and inter-week variation on vertical and craniocaudal ground reaction forces in clinically normal Labrador Retrievers. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.24, n.435–444, 2011.
- NUNAMAKER, D.M.; BLAUNER, P.D. Normal and abnormal gait. In: NEWTON, C.D.; NUNAMAKER, D.M. *Textbook of small animal orthopaedics*. International Veterinary Information Service: New York, 1985. p.1-15.
- OOSTERLINCK, M.; PILLE, F.; HUPPES, T.; GASTHUYS, F.; BACH, W. Comparison of pressure plate and force plate gait kinetics in sound Warmbloods at walk and trot. *Vet. J.*, v.186, n.3, p.347-351, 2010.
- RECHTIEN, J.J.; GELBLUM, J.B.; HAIG, A.J.; GITTER, A.J. Technology review: dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle Nerve*, v.22, p. S233-S238, 1999.
- ROY, S.H., DE LUCA, G.; CHENG, M.S.; JOHANSSON, A.; GILMORE, L.D.; DE LUCA, C.J. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Med. Bio. Eng. Comput.*, v.45, p.447-457, 2007.
- SAAD, M.; BATTISTELLA L.R.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. *Acta Fisiátrica*, v.3, n.2, p.23-26, 1996.
- SODERBERG, G.L. Recording techniques. In: SODERBERG, G.L. *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expertise perspectives*. CDC: USA, 1992. p.24-41.
- SOUSA, D.S.S.; TAVARES, J.M.R.S.; CORREIA, M.V.; MENDES, E. Análise clínica da marcha exemplo de aplicação em laboratório de movimento. In: ENCONTRO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 2º, 2007, Portugal. *Resumos...* Évora, 2007. Portugal, 2007. p.1-6.
- STEGEMAN, D.F.; HERMENS, H.J. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)" p.108-112. Available online: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> (accessed on 08 February 2017).

- TOKURIKI, M. *Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion I. Walk. Jap. J. Vet. Sci.*, n.35, p.433-446, 1973a.
- TOKURIKI, M. *Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion II. Trot. Jap. J. Vet. Sci.*, n.35, p.526-533, 1973b.
- TÜRKER, H.; SÖZEN, H. Surface electromyography in sports and exercise. In: TÜRKER, H. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research*. InTechOpen, chap.9, 2013. p.176-194.
- VERDUGO, M.R., RAHAL, S.C., AGOSTINHO, F.S., GOVONI, V.M., MAMPRIM, M.J., MONTEIRO, F.O.B. Kinetic and temporospatial parameters in male and female cats walking over a pressure sensing walkway. *BMC Vet. Res.*, v.129, p.1–7, 2013.
- VALENTIN, S; ZSOLDOS, R.R. *Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.28, p.167-183, 2016.
- VILENSKY, J.A. Locomotor behavior and control in human and non-human primates: comparisons with cats and dogs. *Neurosci. Biobehav. Rev.*, v.11, p.263-274, 1987.
- VILAR, J.M.; RUBIO, M.; CARRILLO, J.M.; DOMÍNGUEZ, A.M.; MITAT, A.; BATISTA, M. Biomechanic characteristics of gait of four breeds of dogs with different conformations at walk on a treadmill. *J. Appl. Anim. Res.*, v.44, n.1, p.252–257, 2016.
- VOSS, K.; IMHOF, J.; KAESTNER, S.; MONTAVON, P.M. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.20, n.4, p.299-304, 2007.
- WAXMAN, A.S.; ROBINSON, D.A.; EVANS, R.B.; HULSE, D.A.; INNES, J.F.; CONZEMIUS, M.G. Relationship between objective and subjective assessment of limb function in normal dogs with an experimentally induced lameness. *Vet. Surg.*, v.37, p.241-246, 2008.
- WEIGEL, J.P.; ARNOLD, G.; HICKS, D.A.; MILLIS, D.L. Biomechanics of rehabilitation. *Vet. Clin. Small Anim.*, v.35, p.1255–1285, 2005.
- WENTINK, G.H. The action of the hindlimb musculature of the dog in walking. *Acta Anat.*, v.96, p.70–80, 1976.

- ZAHEER, F.; ROY, S.H.; DE LUCA, C.J. Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition. *Physiol. Meas.*, v.33, p.195–206, 2012.
- ZINK, M.C. Locomotion and athletic performance. In: ZINK, M.C.; Van DYKE, J.B. *Canine sports medicine and rehabilitation*. Wiley-Blackwell: Iowa, 2013. p.19-31.

CAPÍTULO 2

TRABALHO CIENTÍFICO

Revista a ser enviada: *Veterinary Surgery*
[http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1111/\(ISSN\)1532-950X/homepage/ForAuthors.html](http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1111/(ISSN)1532-950X/homepage/ForAuthors.html)

INFLUÊNCIA DO TIPO DE LOCOMOÇÃO NO PADRÃO ELETROMIOGRÁFICO

Resumo

O objetivo do presente estudo foi avaliar os sinais eletromiográficos do músculo bíceps femoral de três raças de cães hípidos, ao caminhar e ao trote. Foram utilizados 31 animais, distribuídos em três grupos: Grupo 1 – 10 cães da raça Beagle; Grupo 2 – 10 cães da raça Boiadeiro Australiano; Grupo 3 – 11 cães da raça Labrador. Foram determinados os parâmetros têmporo-espaciais e porcentagem de pressão para ambos os membros torácicos e pélvicos, no caminhar e ao trote, ao mesmo tempo em que foi analisado o músculo bíceps femoral, direito e esquerdo, por meio do sistema eletromiográfico de superfície. Pela análise estatística não foram observadas diferenças entre os membros, direito e esquerdo, tanto para os valores têmporo-espaciais como porcentagem de pressão. O padrão gráfico de atividade muscular mostrou que nos Grupos 2 e 3 na locomoção ao caminhar, o músculo bíceps femoral apresentou 1 pico máximo na fase de apoio, e 1 pico mínimo e 1 pico máximo de menor intensidade na fase de balanço. No Grupo 1 foi detectada a presença de três picos. Na locomoção ao trote o padrão gráfico de atividade muscular foi similar para os três grupos, com 1 pico máximo na fase de apoio, e 1 pico mínimo e 1 pico máximo na fase de balanço, ambos de menor intensidade. Os Grupo 2 e 3 não apresentaram diferença estatística na porcentagem de atividade muscular média ao caminhar e ao trote. Foi possível concluir que no trote o padrão de atividade eletromiográfico do músculo bíceps femoral mostrou semelhança entre os grupos.

Palavras-chave: Músculo; Eletromiografia de superfície; Cinética; Análise da locomoção

INTRODUÇÃO

A eletromiografia dinâmica pode ser realizada com uso de eletrodos sobre a pele (eletromiografia de superfície) ou intramusculares (eletromiografia de profundidade) (SAAD et al., 1996; RECHTIEN et al., 1999; SOUSA et al., 2007; DAVIS et al., 2006), porém os dados gerados pelos dois sistemas não são equivalentes (RECHTIEN et al., 1999). Os eletrodos de superfície possuem como vantagens a facilidade de aplicação e o não requerimento de penetração da pele, porém para a análise de músculos mais profundos faz-se necessário o emprego de eletrodos intramusculares (BONTRAGER, 1998; SODERBERG, 1992). No entanto, um número elevado de músculos superficiais pode ter a atividade avaliada por meio da eletromiografia de superfície (SOUSA et al., 2007).

Diferentes informações podem ser obtidas pela eletromiografia dinâmica, porém mais frequentemente o interesse é sobre a presença ou ausência de atividade em um músculo particular, durante uma porção do ciclo da locomoção (RECHTIEN et al., 1999). Desta forma, a avaliação precisa ser efetuada em conjunto com análise biomecânica (TÜRKER e SÖZEN, 2013). Vários fatores podem interferir com a qualidade dos sinais eletromiográficos, sendo alguns deles capazes de serem controlados pelo investigador (DAVIS et al., 2006; MERLO e CAMPANINI, 2010). Contudo, a interpretação dos sinais da eletromiografia de superfície torna-se mais difícil quando dois músculos estão envolvidos no movimento, ou quando padrões patológicos estão para ser analisados (DISSELHORST-KLUG et al., 2009).

O aparelho da eletromiografia dinâmica pode receber os sinais elétricos musculares por meio de cabos, que tem por desvantagem a limitação ao paciente, ou por telemetria, que libera o paciente da estação analisadora, porém tem custo mais elevado (BONTRAGER, 1998; SAAD et al., 1996; GILLETTE e ANGLE, 2008). Um estudo sistemático efetuado a partir de 1990 até 2015 mostrou um aumento das pesquisas em eletromiografia de superfície em animais, relacionado especialmente com o advento dos sistemas “wireless”, e de um total de 38 artigos apenas sete foram em cães (VALENTIN e ZSOLDOS, 2016).

Desta forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar os sinais eletromiográficos do músculo bíceps femoral de três raças de cães hípidos, ao caminhar e ao trote. A hipótese foi que as diferenças de conformação corpórea entre os cães e o padrão de locomoção poderiam interferir nos resultados dos sinais eletromiográficos.

MATERIAL E MÉTODOS

Animais e ambiente de experimentação

A metodologia adotada no presente trabalho foi aprovada pela Câmara de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (Unesp) – Botucatu sob número 166/2015-CEUA.

Foram utilizados 31 animais, divididos em três grupos a saber: Grupo 1 – 10 cães da raça Beagle, com idade entre 3 e 14 anos (Média = 7,7 anos; DP = 3,7), massa corpórea entre 13 e 29 kg (Média = 20,3 kg; DP = 5,3), sete machos e três fêmeas; Grupo 2 – 10 cães da raça Boiadeiro Australiano, com idade entre 1 e 10 anos (Média = 5,7 anos; DP = 2,8), massa corpórea entre 14 e 31 kg (Média = 21,1 kg; DP = 5,2), três machos e sete fêmeas; Grupo 3 – 11 cães da raça Labrador, com idade entre 1,3 e 9 anos (Média = 4,9 anos; DP = 0,9), massa corpórea entre 22,6 e 42,7 kg (Média = 35 kg; DP = 7), cinco machos e seis fêmeas.

Foram realizadas mensurações morfométricas dos cães em posição anatômica de estação, com uso de fita métrica, que incluíam: comprimento dos membros torácicos (altura), aferido da borda escapular dorsal até o solo; comprimento dos membros pélvicos, estimado do trocânter maior ao solo; comprimento corpóreo aferido do aspecto cranial da articulação escápulo-umeral até o aspecto caudal da tuberosidade isquiática. Calculou-se a proporção do comprimento corpóreo pela fórmula (VILAR et al., 2016): comprimento do membro torácico/ comprimento corpóreo. Pela proporção, cães com valor 1 seriam aqueles com corpo quadrado, menor que 1 indicaria cães com corpo longo (ou membros curtos) e maior que 1 indicaria cães com corpo curto (ou membros longos).

Para comprovação da higidez, os cães foram avaliados por exames clínico geral, ortopédico e radiográfico. Este último incluiu as articulações dos membros pélvicos e torácicos.

Análise cinética e eletromiografia de superfície

No momento prévio às gravações, os cães foram pesados em balança eletrônica calibrada. Antes da coleta dos dados, os animais foram habituados a locomoverem-se na esteira GAIT4Dog, para que não ocorresse variações dos dados. Para cada grupo foi determinada a velocidade de caminhar (Grupo 1 = 1,8 milhas/hora; Grupo 2 = 2,0 milhas/hora; Grupo 3 = 2,0 milhas/hora) e de trote (Grupo 1 = 3,2 milhas/hora; Grupo 2

= 3,5 milhas/hora; Grupo 3 = 4,0 milhas/hora) pela esteira. O “duty factor” para os membros pélvico foi calculado por dividir o tempo de apoio pelo tempo do ciclo da locomoção.

Na sequência, cada animal teve seus músculos bíceps femoral direito e esquerdo avaliados simultaneamente, por meio do sistema eletromiográfico de superfície (Trigno™ Wireless EMG Mini Sensor; Delsys, Massachusetts, USA), com oito canais. O posicionamento da mini-cabeça do sensor foi baseado no previamente descrito (BOCKSTAHLER et al., 2012; BREITFUSS et al., 2015), ou seja, traçou-se uma linha entre a patela e a tuberosidade isquiática, para que o sensor eletromiográfico fosse colocado longitudinalmente no terço médio do músculo bíceps femoral, com a seta do sensor para fibras musculares. Para tanto, a pele foi submetida à tricotomia com máquina e lâmina, seguida de limpeza com álcool 70° GL, para reduzir a impedância do conjunto eletrodo-pele, e a fixação do sensor eletromiográfico foi realizada sempre pelo mesmo pesquisador, com auxílio de fita adesiva específica dupla-face e cola de cianoacrilato, estando o animal em posição de estação (Figuras 1 e 2).

Em seguida, o animal foi conduzido com guia, primeiro ao caminhar e depois ao trote, sobre a esteira GAIT4Dog, pela qual foram obtidos dados relativos a porcentagem de pressão (sistema de escore) e valores têmporo-espaciais, correspondentes a cinco trilhas válidas. Por sua vez, o processamento e apresentação do sinal eletromiográfico foi efetuado com o *software* da Delsys. O valor médio de atividade muscular obtido para o sinal EMG processado com filtro Butterworth passa-baixo, com frequência de 6 HZ, foi adotado como referência de 100% de atividade muscular. Paralelamente, o tempo de duração do tempo de ciclo da passada para cada grupo, obtido a partir do sinal EMG, foi adotado como 100% para o intervalo do ciclo de locomoção (balanço e apoio). As fases de balanço e apoio foram obtidas a partir do sinal coletado simultaneamente pelo acelerômetro acoplado ao sistema EMG. Para cada grupo os sinais eletromiográficos foram analisadas incluindo os membros direito e esquerdo.



Figura 1 – Cão da raça Labrador (grupo 3) posicionado na esteira para avaliação cinética. Observar o posicionamento da mini-cabeça do sensor sobre a musculatura do bíceps femoral direito, com o cão sobre a esteira Gait4dog.



Figura 2 – Detalhe aproximado do posicionamento da mini-cabeça do sensor sobre a musculatura do bíceps femoral direito.

Análise estatística

Após testar a normalidade dos dados pelo teste Kruskal-Wallis, empregou-se o teste t de Student para comparar as variáveis têmporo-espaciais e porcentagem de pressão, entre os membros torácicos e pélvicos direito e esquerdo, dentro do mesmo Grupo. Para comparação dos dados eletromiográficos de porcentagem de atividade muscular média entre os grupos utilizou-se a análise de variância para amostras independentes (ANOVA One way). Diferenças foram consideradas significantes com $p < 0,05$. Para o processamento dos dados, empregou-se o *software* SPSS versão 16.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

Dados clínicos e de locomoção

As mensurações do tamanho corpóreo dos animais encontram-se na Tabela 1. A proporção do comprimento corpóreo foi 0,84, 0,78 e 0,74, respectivamente para os Grupos 1, 2 e 3.

Tabela 1 - Valores dos comprimentos (cm) dos membros torácicos, pélvicos e corpóreo dos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador).

	Comprimento membros torácicos (Média ± DP)	Comprimento membros pélvicos (Média ± DP)	Comprimento corpóreo (Média ± DP)
Grupo 1	43 ± 4,5	41,1 ± 2,9	51 ± 5,9
Grupo 2	47,5 ± 5,1	45,9 ± 4,4	60,8 ± 5,4
Grupo 3	58,4 ± 5,4	56,5 ± 5,7	78,6 ± 7,7

Pela análise estatística não foram observadas diferenças entre os membros direito e esquerdo, tanto para os valores têmporo-espaciais como porcentagem de pressão. Nas Tabelas 2 a 3 estão apresentados esses valores relativos aos membros torácicos e pélvicos, respectivamente na locomoção ao caminhar e ao trote. Os valores do “duty factor” confirmaram as locomoções ao caminhar e ao trote em todos os grupos (Tabela 4).

Tabela 2 – Valores dos parâmetros têmporo-espaciais e porcentagem de pressão dos membros torácicos (MT) e membros pélvicos (MP) dos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador) na locomoção ao caminhar.

Variáveis	Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3		DP =
	MT (Média ± DP)	MP (Média ± DP)	MT (Média ± DP)	MP (Média ± DP)	MT (Média ± DP)	MP (Média ± DP)	
Tempo de apoio (s)	0,28 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,51 ± 0,02	0,51 ± 0,03	0,54 ± 0,03	0,52 ± 0,01	
Tempo de balanço (s)	0,24 ± 0,03	0,28 ± 0,04	0,33 ± 0,04	0,36 ± 0,04	0,29 ± 0,01	0,33 ± 0,03	
Tempo de ciclo da passada (s)	0,52 ± 0,04	0,52 ± 0,05	0,84 ± 0,05	0,87 ± 0,05	0,82 ± 0,04	0,84 ± 0,05	
% de apoio	53,30 ± 3,50	52,7 ± 5,00	60,90 ± 2,70	58,60 ± 3,00	65,20 ± 2,70	61,10 ± 2,10	
% de balanço	46,70 ± 3,50	47,30 ± 5,00	39,10 ± 2,70	41,40 ± 3,00	35,00 ± 3,00	39,00 ± 2,00	
Comprimento da passada (m)	0,39 ± 0,03	0,35 ± 0,03	0,39 ± 0,02	0,37 ± 0,02	0,43 ± 0,03	0,39 ± 0,03	
% de pressão	29,00 ± 2,30	21,20 ± 1,80	29,40 ± 1,90	20,80 ± 1,60	30,00 ± 0,60	20,00 ± 0,90	

desvio padrão

Tabela 3 – Valores dos parâmetros têmporo-espaciais e porcentagem de pressão dos membros torácicos (MT) e membros pélvicos (MP) dos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador) na locomoção ao trote.

Variáveis	Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3	
	MT (Média ± DP)	MP (Média ± DP)	MT (Média ± DP)	MP (Média ± DP)	MT (Média ± DP)	MP (Média ± DP)
Tempo de apoio (s)	0,21 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,28 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,30 ± 0,03	0,30 ± 0,03
Tempo de balanço (s)	0,22 ± 0,03	0,26 ± 0,03	0,24 ± 0,03	0,28 ± 0,04	0,24 ± 0,03	0,27 ± 0,04
Tempo de ciclo da passada (s)	0,43 ± 0,01	0,43 ± 0,01	0,52 ± 0,04	0,52 ± 0,05	0,54 ± 0,04	0,55 ± 0,04
% de apoio	48,60 ± 5,20	39,20 ± 5,60	46,70 ± 3,50	47,30 ± 5,00	44,40 ± 3,30	49,10 ± 4,20
% de balanço	51,40 ± 5,20	60,80 ± 5,60	53,30 ± 3,50	52,70 ± 5,00	56,00 ± 3,30	50,90 ± 4,20
Comprimento da passada (m)	0,29 ± 0,02	0,23 ± 0,03	0,39 ± 0,03	0,35 ± 0,03	0,46 ± 0,04	0,41 ± 0,05
% de pressão	30,00 ± 0,50	20,00 ± 0,40	29,00 ± 2,30	21,00 ± 1,80	31,00 ± 1,20	19,40 ± 1,10

DP = desvio padrão

Tabela 4 – Média dos valores do “duty factor” dos membros pélvicos direito e esquerdo, ao caminhar e ao trote, conforme o grupo.

	Caminhar		Trote	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Grupo 1 (raça Beagle)	0,55	0,60	0,39	0,40
Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano)	0,58	0,59	0,47	0,48
Grupo 3 (raça Labrador)	0,61	0,61	0,49	0,49

Dados da eletromiografia de superfície

O valor médio de atividade muscular obtido para o sinal EMG processado com filtro Butterworth passa-baixo, com frequência de 6 HZ, foi adotado como referência de 100% de atividade muscular. Paralelamente, o tempo de duração do tempo de ciclo da passada para cada grupo, obtido a partir do sinal EMG, foi adotado como 100% para o intervalo do ciclo de locomoção (balanço e apoio) (Tabela 5).

Tabela 5 – Valores do tempo de ciclo da passada (s), ao caminhar e ao trote, obtidos pela eletromiografia de superfície nos cães dos Grupo 1 (raça Beagle), Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (raça Labrador).

	Caminhar		Trote	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Grupo 1	0,60±0,01	0,60±0,03	0,47±0,02	0,46±0,02
Grupo 2	0,83±0,02	0,85±0,01	0,57±0,02	0,55±0,02
Grupo 3	0,81±0,01	0,79±0,01	0,53±0,01	0,54±0,01

Os dados médios dos picos de atividades musculares (Máximo e Mínimo), ao caminhar e ao trote, dos cães do Grupo 1, Grupo 2 e Grupo 3 estão dispostos nas Tabelas 6, 7 e 8, respectivamente.

O padrão gráfico de atividade muscular mostrou que nos Grupos 2 e 3 na locomoção ao caminhar, o músculo bíceps femoral apresentou 1 pico máximo na fase de apoio (Max 1), que ocorreu em torno 16,3% (G2) e 18,4% (G3) do ciclo da passada. Por sua vez, na fase de balanço foi detectado 1 pico mínimo (Min 2), que ocorreu aproximadamente de 77,5% (G2) e 79,6% (G3) do ciclo da passada, e 1 pico máximo (Max 3) de menor intensidade, detectado em torno de 87,7% (G2) e 89,8% (G3) do ciclo da passada. No Grupo 1 foi detectada a presença de 1 pico máximo na fase de apoio (Max

1) e 1 pico mínimo na fase de apoio (Min 1), 1 pico máximo (Max 2) na transição da fase de apoio e balanço, e 1 pico mínimo (Min 2) e 1 pico máximo na fase de balanço (Max 3), ambos de menor intensidade que os demais.

Na locomoção ao trote o padrão gráfico de atividade muscular foi similar para os três grupos, com 1 pico máximo na fase de apoio (Max 1), e 1 pico mínimo (Min 2) e 1 pico máximo na fase de balanço (Max 3), ambos de menor intensidade.

Tabela 6 – Valores eletromiográficos de picos máximo (Max) e mínimo (Min) de cães da raça Beagle (Grupo 1), durante o ciclo de locomoção ao caminhar.

TCP – tempo de ciclo da passada, AM – atividade muscular

	CAMINHAR		TROTE	
	%TCP	%AM	%TCP	%AM
Max ₁	22,5±2,0	263,1±27,1	24,5±3,5	189,0±18,3
Min ₁	44,9±3,3	96,7±22,3		
Max ₂	53,1±5,0	105,3±20,8		
Min ₂	71,4±6,6	38,9±10,7	65,3±5,6	75,1±13,6
Max ₃	83,7±8,5	63,7±13,7	77,6±6,8	82,3±7,7

Tabela 7 – Valores eletromiográficos de picos máximo (Max) e mínimo (Min) de cães da raça Boiadeiro Australiano (Grupo 2), durante o ciclo de locomoção ao caminhar e ao trotar.

TCP – tempo de ciclo da passada, AM – atividade muscular

	CAMINHAR		TROTE	
	%TCP	%AM	%TCM	%AM
Max ₁	16,3±2,2	256,2±29,9	28,6±3,4	237,0±14,0
Min ₁				
Max ₂				
Min ₂	77,5±6,5	30,5±5,9	69,4±5,6	44,6±8,8
Max ₃	87,7±8,0	45,3±4,5	81,6±6,8	53,8±7,2

Tabela 8 – Valores eletromiográficos de picos máximo (Max) e mínimo (Min) de cães da raça Labrador (Grupo 3), durante o ciclo de locomoção ao trote.

	CAMINHAR		TROTE	
	%TCM	%AM	%TCM	%AM
Max1	18,4±2,6	230,7±26,5	24,5±3,1	221,4±16,2
Min1				
Max2				
Min2	79,6±7,1	28,7±8,0	69,4±3,7	41,3±8,0
Max3	89,8±8,6	58,1±9,0	83,7±5,3	68,6±5,4,0

TCP – tempo de ciclo da passada, AM – atividade muscular

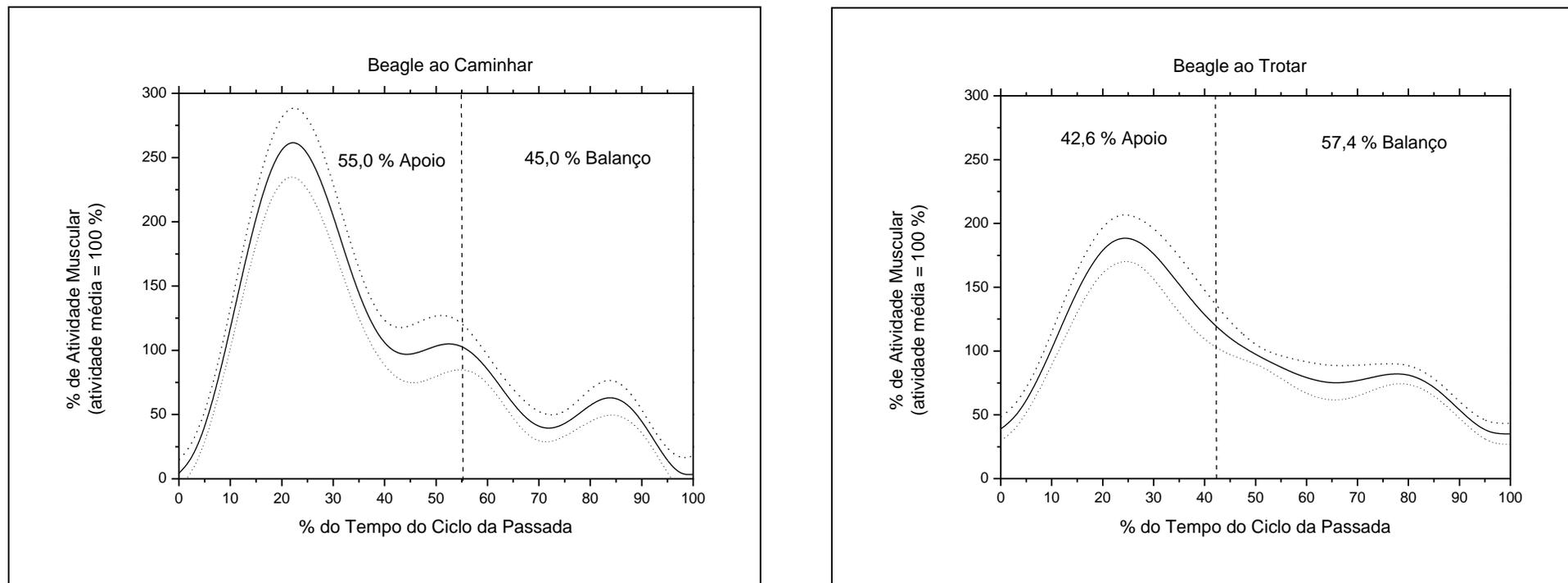


Figura 3 – Padrão de atividade dos músculos bíceps femoral dos cães do Grupo 1 (raça Beagle) ao caminhar e ao trote.

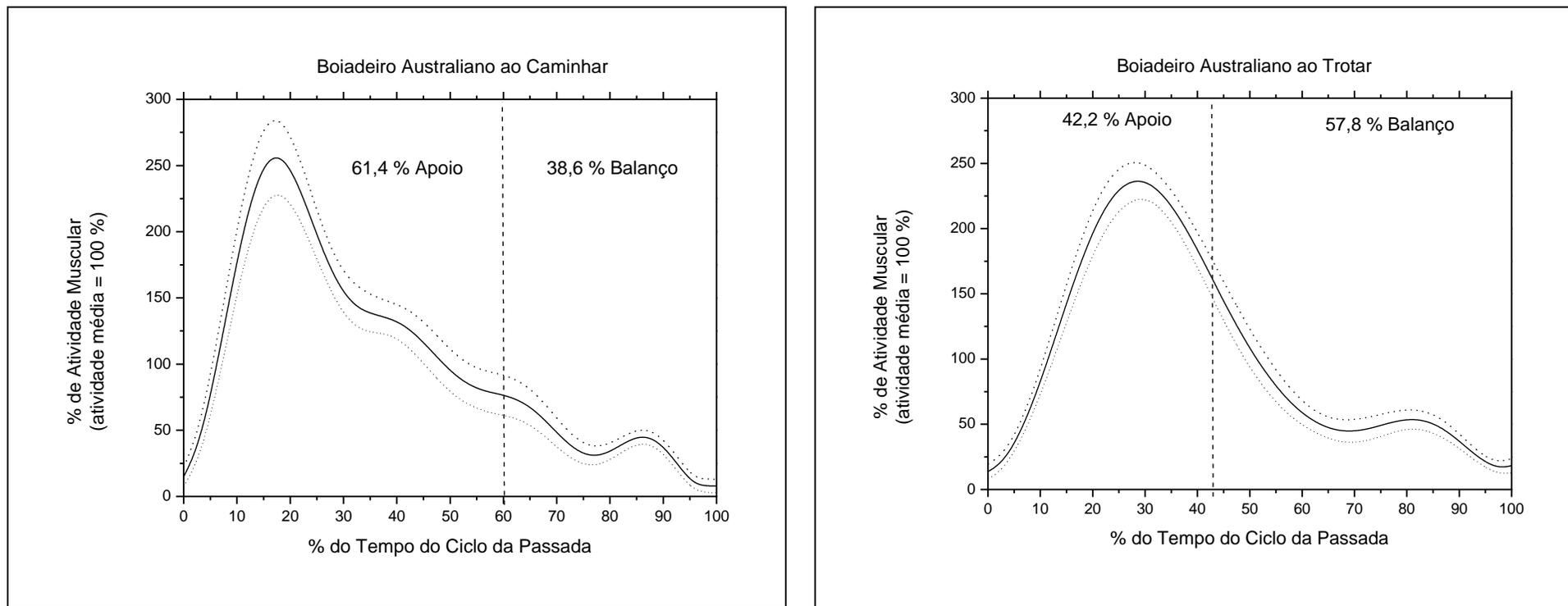


Figura 4 – Padrão de atividade dos músculos bíceps femoral dos cães do Grupo 2 (raça Boiadeiro Australiano) ao caminhar e ao trote.

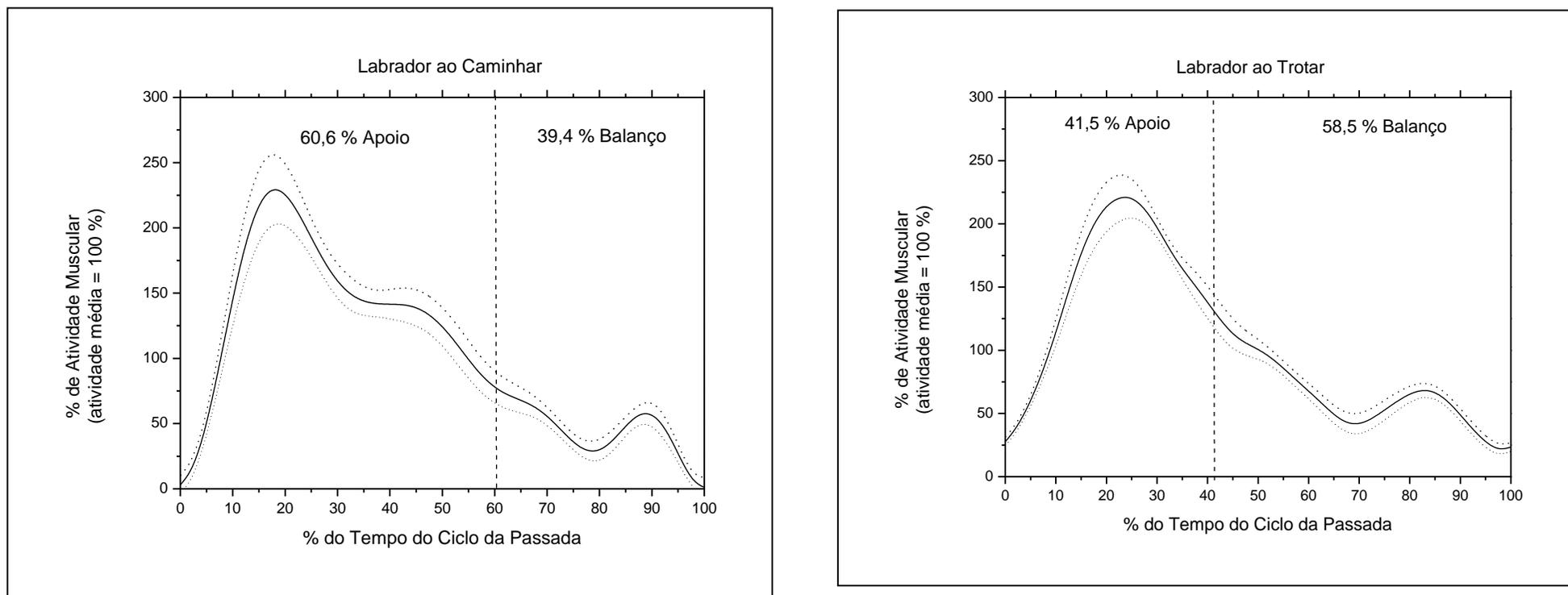


Figura 5 – Padrão de atividade dos músculos bíceps femoral dos cães do Grupo 3 (raça Labrador) ao caminhar e ao trote.

A maior porcentagem de atividade muscular média na locomoção ao caminhar foi na fase de apoio, com intensidade maior no Grupo 1 (Beagle). O Grupo 2 (Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (Labrador) não apresentaram diferença estatística na porcentagem de atividade muscular média ao caminhar (Tabela 9). No trote ocorreram diferenças na porcentagem de atividade muscular média entre os Grupos 1 e 2 em todos os picos e entre os Grupos 1 e 3 no Pico Mínimo 2 (Tabela 9).

Tabela 9 – Comparação da porcentagem de atividade muscular média do músculo bíceps femoral, ao caminhar e ao trote, entre os Grupo 1 (Beagle), Grupo 2 (Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (Labrador).

	CAMINHAR		TROTE	
	G2 versus G3	G1 versus G2	G1 versus G3	G2 versus G3
Max1	$P = 0,321$	$P = \mathbf{0,026}$	$P = 0,110$	$P = 0,508$
Min2	$P = 0,779$	$P = \mathbf{0,027}$	$P = \mathbf{0,017}$	$P = 0,899$
Max3	$P = 0,101$	$P = \mathbf{0,005}$	$P = 0,111$	$P = 0,087$

DISCUSSÃO

A instrumentação para a análise das forças de reação ao solo tem sido efetuada em cães mais comumente com a plataforma de força e a plataforma de pressão (BESANCON et al., 2003; BUDSBERG e THOMAS, 2006; GILLETTE e ANGLE, 2008). No atual estudo optou-se pelo emprego da esteira GAIT4Dog, que determina a claudicação por meio de escores e, diferente dos sistemas citados anteriormente, não é capaz de fornecer o Pico de Força Vertical e o Impulso. Outra limitação da GAIT4Dog é a incapacidade de registro de cães com massa corpórea menor que 12 kg, o que restringiu o presente estudo a análise de cães acima dessa massa corpórea.

Tradicionalmente, na plataforma de força os cães têm sido conduzidos com coleira por um condutor, de acordo com a própria velocidade, porém dentro de um limite pré-determinado ao tipo de locomoção a ser estudada (trote ou caminhar) (BESANCON et al., 2003; VOSS et al., 2007). Conduta similar tem, em geral, sido adotada para cães analisados com a plataforma de pressão (BESANCON et al., 2003; LeQUANG et al., 2009; LeQUANG et al., 2010). No caso da plataforma de força, a velocidade do indivíduo geralmente é determinada por células fotoelétricas (BESANCON et al., 2003; VOSS et

al., 2007), e na plataforma de pressão essa tem sido controlada pelos dados fornecidos pelo próprio equipamento (AGOSTINHO et al., 2012; VERDUGO et al., 2013).

Com o uso da esteira GAIT4Dog no atual estudo foi possível estabelecer a velocidade de caminhar e trote, de acordo com a conformação corpórea do animal, o que facilitou o controle desta variável durante o exame eletromiográfico. Isso também foi confirmado pelo valor do “duty factor” dos membros pélvicos em todos os grupos, ou seja, o trote caracterizou-se por “duty factor” (fração relativa de suporte do membro) abaixo de 0,5, e no caminhar foi acima de 0,5 (COLLINS e STEWART, 1993; ALEXANDER, 2003; BIEWENER, 2003).

Em todos os grupos, os valores obtidos de porcentagem de pressão pela GAIT4Dog foram em torno de 30% para cada membro torácico e 20% em cada membro pélvico, tanto na velocidade de caminhar como ao trote. Essas porcentagens são compatíveis com o referido para cães normais (WEIGEL et al., 2005; KIM et al., 2011). Além disso, pelos valores da proporção do comprimento corpóreo, todos as raças de cães usadas no atual estudo se enquadram no grupo menor que 1, ou seja, corpo longo (ou membros curtos) (VILAR et al., 2016). Contudo, as proporções diferiram entre os grupos, indicando que entre eles, os cães da raça Labrador (Grupo 3) apresentaram proporcionalmente membros mais longos em relação ao comprimento do corpo.

As variáveis que afetam a qualidade do sinal eletromiográfico incluem as condições de superfície da pele, a colocação e a distância entre os eletrodos, a espessura da camada subcutânea, a distância entre eletrodos e o músculo alvo, a área do eletrodo, a amplificação do sinal e o filtro e a taxa de aquisição dos dados (DAVIS et al., 2006; MERLETTI et al., 2009; MERLO e CAMPANINI, 2010). Desta forma, optou-se por avaliar apenas o músculo bíceps femoral para evitar o “crosstalk”, que consiste na aquisição de sinal eletromiográfico de músculos vizinhos (GILLETTE e ANGLE, 2008; MERLO e CAMPANINI, 2010), visto terem sido utilizados cães de conformação corpórea diferentes. A porção cranial do músculo bíceps femoral parece efetuar um papel antigravidade como extensor da articulação coxofemoral e a porção caudal atua como flexor do joelho (WENTINK, 1976).

Na eletromiografia de superfície, a adequada adesão do sensor à pele é fundamental para manter a fidelidade do sinal, em especial durante atividades mais vigorosas (DAVIS et al., 2006; ROY et al., 2007). O eletrodo de superfície em configuração bipolar, como o usado no atual estudo, caracteriza-se por não requer a

preparação de pele, ou a aplicação de pasta ou gel condutivo em pacientes humanos (De LUCA et al., 2006). Contudo, no presente estudo foi necessário aplicar a cola junto com a fita adesiva dupla-face, visto a mesma não ter suficiente aderência para a pele do cão, mesmo após tricotomia e limpeza. Outros estudos em cães têm citado o uso de eletrodos autoadesivos, após tricotomia e limpeza da pele (BOCKSTAHLER et al., 2009; BOCKSTAHLER et al., 2012; BREITFUSS et al., 2015). A dificuldade de adesão do sensor foi considerada como causa de ampla variedade de magnitude das curvas eletromiográficas, em um estudo com imobilização da articulação do tarso em cães (LISTER et al., 2009).

Mesmo considerando a padronização dos cães em cada grupo, um fato a ser considerado é a diferença de tecido subcutâneo entre os indivíduos, uma vez que a quantidade de tecido subcutâneo entre o eletrodo e as fibras ativas determina a filtragem espacial a que o sinal é sujeito (DE LUCA, 1997). Contudo, após o processamento matemático essa variável foi eliminada no atual estudo.

Um critério geral para pacientes humanos é que o eletrodo deve ser posicionado ao meio caminho entre a zona da placa terminal motora distal e a junção músculo-tendínea, e deve ser alinhado na direção das fibras musculares (FRIGO e CRENNNA, 2009; STEGEMAN e HERMENS, 2017). No presente estudo, a mini-cabeça do sensor foi fixada com base na localização utilizada por outros estudos em cães (BOCKSTAHLER et al., 2012; BREITFUSS et al., 2015).

As características físicas da atividade muscular podem ser estimadas dos sinais eletromiográficos crus, ou os dados podem ser apresentados como formato de onda retificada e integrada (DAVIS et al., 2006). Filtros, tais como Butterworth e Chebyshev, podem ser usados para melhorar o aspecto do dado cru, pela remoção, ou redução, dos artefatos de movimento (MERLO e CAMPANINI, 2010). No atual estudo após a retificação da onda, foi usado o filtro Butterworth passa-baixo. A determinação de um filtro banda passante é sempre um compromisso entre a redução do barulho e contaminação do artefato, e a preservação da informação desejada do sinal eletromiográfico (FRIGO e CRENNNA, 2009; De LUCA et al., 2010). No presente estudo foi necessário aplicar filtro Butterworth passa-baixo com limite de 6 Hz para determinação de padrão de atividade muscular e duração do ciclo.

O padrão de atividade do músculo bíceps femoral nos cães do Grupo 2 (Boiadeiro Australiano) e Grupo 3 (Labrador) ao caminhar foram similares pela presença de um pico

de maior intensidade na fase de apoio e um menor no balanço, bem como em relação à porcentagem de atividade muscular média. Outros estudos que envolveram cães saudáveis de raças variadas, seja como grupo controle (Bockstahler et al., 2012) ou para avaliação de exercícios fisioterapêuticos, citaram padrão de atividade com um único pico na locomoção ao caminhar (Bockstahler et al., 2012; Breitfuss et al., 2015), com máxima atividade na transição entre balanço e apoio. Por sua vez, nos cães do Grupo 1 o padrão foi de três picos e algumas hipóteses serão levantadas.

Um fato a ser considerado é que, embora a mini-cabeça do sensor tenha sido posicionada como previamente descrito para a porção cranial do músculo bíceps femoral (BOCKSTAHLER et al.; 2012; BREITFUSS et al., 2015), as diferenças em eletrodos, tais como tipo, tamanho, composição e estrutura de superfície (MERLETTI et al., 2009. MERLO e CAMPANINI, 2010), podem ter interferido nos sinais eletromiográficos. Parece haver diferenças de atividades eletromiográficas das regiões cranial e caudal do músculo bíceps femoral durante o caminhar do cão, ou seja, a porção cranial demonstra um único disparo na fase apoio e a parte caudal exibe dois disparos, um disparo curto coativo com a porção cranial e um segundo associado com a flexão do joelho no início da fase de balanço (HERMANSON, 2013). Vale ainda citar que área do eletrodo influencia a amplitude do sinal eletromiográfico (MERLO e CAMPANINI, 2010). Há vários tipos de eletrodos de superfície, sendo a maioria formado por um disco composto de prata-cloreto de prata, com diâmetros que variam de 1 a 5 mm (SODERBERG, 1992). O sistema de eletromiografia telemétrico utilizado no atual estudo foi desenvolvido para humanos, já que não há sistema específico para cães. O corpo do sensor principal (27 x 37 x 15 mm) caracteriza-se por quatro eletrodos de prata, para estabelecer a referência elétrica local e medir os sinais eletromiográficos detectados pela mini-cabeça (25 x 12 x 7 mm) (Delsys), que por seu tamanho pode ter não ter captado exclusivamente a região cranial do músculo bíceps femoral.

No caso do Grupo 1, a influência do tamanho da mini cabeça no sinal captado pode ter sido ainda maior, com possível “crosstalk”, visto o tamanho corpóreo menor em relação aos demais. Outra hipótese é que o padrão eletromiográfico ao caminhar desses animais seja diverso dos outros grupos pela diferença de morfologia corpórea. Contudo, vale referir um estudo eletromiográfico sobre a locomoção quadrupedal, no qual eletrodos bipolares de fio foram inseridos nos ventres musculares de vários músculos de um cão da raça Airedale terrier e o músculo bíceps femoral foi também esquematizado com padrão

de atividade de três picos ao caminhar, sendo o maior pico na transição apoio e balanço (TOKURIKI, 1973a). Contudo, esse estudo não esclareceu em qual porção do músculo o eletrodo foi inserido.

Por outro lado, quando se avaliou o músculo no trote, observou-se um pico único maior na fase de apoio e um menor na fase de balanço em todos os grupos, sugerindo que esse padrão de locomoção favorece a uma maior homogeneidade dos dados. Em um estudo, ao trote, com eletrodos bipolares de fio inseridos nos ventres musculares de um cão da raça Airedale terrier, foi também esquematizado o padrão de dois picos, sendo uma maior na transição da fase de apoio e balanço e outro menor na fase de balanço (TOKURIKI, 1973b).

Um outro fato a ser considerado é que embora o padrão de atividade muscular ao trote tenha sido similar entre os grupos ao trote, a porcentagem de atividade muscular foi estaticamente igual apenas entre os Grupos 2 e 3, mostrando novamente a possível influência do padrão corpóreo, já que a duração da atividade muscular muda da mesma maneira que as durações das fases de apoio e suspensão mudam (VILESNIKY, 1987).

Entre as limitações do presente estudo podem ser citados a dificuldade da determinação precisa das fases dentro do período de apoio e de balanço, visto não ter sido utilizada uma plataforma de força. Outro fato a ser considerado é que mesmo com grupos de padrões raciais, há ainda diferenças individuais dentro do mesmo grupo. Contudo, de um ponto de vista clínico, a forma como foram feitas as análises, permitiu estabelecer um padrão de atividade para futuras análises.

CONCLUSÕES

Foi possível concluir que no trote o padrão de atividade eletromiográfico do músculo bíceps femoral mostrou semelhança entre os grupos.

REFERÊNCIAS

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

- ALEXANDER, R.M. *Principles of animal locomotion*. In: ___. Princeton University Press: New Jersey, 2003. 371p.
- BESANCON, M.F.; CONZEMIUS, M.G.; DERRICK, T.R.; RITTER, M.J. Comparison of vertical forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.16, n.3, p.153-157, 2003.
- BIEWENER, A.A. *Animal locomotion*. In: ___. Oxford University Press: Oxford, 2003. 281p.
- BOCKSTAHLER, B.B.; GESKY, R.; MUELLER, M.; THALHAMMER, J.G.; PEHAM, C., PODBREGAR, I. Correlation of surface electromyography of the vastus lateralis muscle in dogs at a walk with joint kinematics and ground reaction forces. *Vet. Surg.*, v.38, p.754–761, 2009.
- BOCKSTAHLER, B.; KRAUTLER, C.; HOLLER, P.; KOTSCHWAR, A.; VOBORNIK, A; PEHAM, C. Pelvic limb kinematics and surface electromyography of the vastus lateralis, biceps femoris, and gluteus medius muscle in dogs with hip osteoarthritis. *Vet. Surg.*, v.41, p.54–62, 2012.
- BONTRAGER, E.J. Instrumented gait analysis systems. In: DeLISA, J.A. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. U.S. Department of Veterans Affairs: Baltimore, 1998. p.11-32.
- BREITFUSS, K.; FRANZ, M.; PEHAM, C.; BOCKSTAHLER, B. Surface electromyography of the vastus lateralis, biceps femoris, and gluteus medius muscle in sound dogs during walking and specific physiotherapeutic exercises. *Vet. Surg*, v.44, p.588–595, 2015.
- BUDSBERG, S.C.; THOMAS, M.W. Advanced diagnostic techniques. In: HOULTON, J.E.F.; COOK, J.L.; INNES, J.F.; LANGLEY-HOBBS, S.J. *BSVA Manual of canine and feline musculoskeletal disorders*. British Small Animal Veterinary Association: England, 2006. chap.4, p.27-33.
- COLLINS, J.J.; STEWART, I.N. Coupled nonlinear oscillators and the symmetries of animal gaits. *J. Nonlinear Sci.*, v.3, p.349-392, 1993.
- DAVIS, R.B.; ÖUNPUU, S.; DE LUCA, P.A. Analysis of gait. In: BRONZINO, J.D. *Biomedical engineering fundamentals*. Taylor & Francis: Boca Raton, 2006. chap.51, p.1-13.
- DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomech.*, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

- DE LUCA, C.J.; GILMORE, L.D.; KUZNETSOV, M.; ROY, S.H. Filtering the surface EMG signal: movement artifact and baseline noise contamination. *J. Biomech.*, v.43, p.1573–1579, 2010.
- DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; RAU, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin. Biomech.*, v.24, n.3, p.225-235, 2009.
- FRIGO, C.; CRENNNA, P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. *Clin. Biomech.*, v.24, p.236-245, 2009.
- GILLETTE, R.L.; ANGLE, T.C. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet. J.*, n.178, p.165-176, 2008.
- HERMANSON, J.W. The muscular system. In: EVANS, H.E; DE LAHUNTA, A. *Miller's anatomy of the dog*. St. Louis: Elsevier Saunders, 2013. p.185-280.
- KIM, J.; KAZMIERCZAK, K.A.; BREUR, G.J. Comparison of temporospatial and kinetic variables of walking in small and large dogs on a pressure-sensing walkway. *Am. J. Vet. Res.*, v.72, p.1171–1177, 2011.
- LeQUANG, T.; MAITRE, P.; ROGER, T.; VIGUIER, E. Is a pressure walkway system able to highlight a lameness in dog? *J. Anim. Vet. Adv.*, v.8, n.10, p.1936-1944, 2009.
- LeQUANG, T.; MAITRE, P.; COLIN, A.; ROGER, T.; VIGUIER, E. Gait analysis for sound dogs at a walk by using a pressure walkway. In: PROCEEDINGS ON THE 3RD INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE DEVELOPMENT OF BME. *Anais... Vietnam*, 2010. p.62-66.
- LISTER, S.A.; RENBERG, W.C.; ROUSH, J.K. Efficacy of immobilization of the tarsal joint to alleviate strain on the common calcaneal tendon in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, v.70, n.1, p.134–140, 2009.
- MERLO, A.; CAMPANINI, I. Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *Open Rehabil. J.*, v.3, p. 98-109, 2010.
- MERLETTI, R.; BOTTER, A.; TROIANO, A.; MERLO, E.; MINETTO, M.A. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clin. Biomech.*, v.24, n.2, p.122-134, 2009.
- RECHTIEN, J.J.; GELBLUM, J.B.; HAIG, A.J.; GITTER, A.J. Technology review: dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle Nerve*, v.22, p. S233-S238, 1999.

- ROY, S.H., DE LUCA, G.; CHENG, M.S.; JOHANSSON, A.; GILMORE, L.D.; DE LUCA, C.J. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Med. Bio. Eng. Comput.*, v.45, p.447-457, 2007.
- SAAD, M.; BATTISTELLA L.R.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. *Acta Fisiátrica*, v.3, n.2, p.23-26, 1996.
- SODERBERG, G.L. Recording techniques. In: SODERBERG, G.L. *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expertise perspectives*. CDC: USA, 1992. p.24-41.
- SOUSA, D.S.S.; TAVARES, J.M.R.S.; CORREIA, M.V.; MENDES, E. Análise clínica da marcha exemplo de aplicação em laboratório de movimento. In: ENCONTRO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 2º, 2007, Portugal. *Resumos...*, Évora, 2007. Portugal, 2007. p.1-6.
- STEGEMAN, D.F.; HERMENS, H.J. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)" p.108-112. Available online: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> (accessed on 08 February 2017).
- TOKURIKI, M. Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion I. Walk. *Jap. J. Vet. Sci.*, n.35, p.433-446, 1973a.
- TOKURIKI, M. *Electromyographic* and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion II. Trot. *Jap. J. Vet. Sci.*, n.35, p.526-533, 1973b.
- TÜRKER, H.; SÖZEN, H. Surface electromyography in sports and exercise. In: TÜRKER, H. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research*. InTechOpen, chap.9, 2013. p.176-194.
- VERDUGO, M.R., RAHAL, S.C., AGOSTINHO, F.S., GOVONI, V.M., MAMPRIM, M.J., MONTEIRO, F.O.B. Kinetic and temporospatial parameters in male and female cats walking over a pressure sensing walkway. *BMC Vet. Res.*, v.129, p.1-7, 2013.
- VALENTIN, S; ZSOLDOS, R.R. Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.28, p.167-183, 2016.
- VILENSKY, J.A. Locomotor behavior and control in human and non-human primates: comparisons with cats and dogs. *Neurosci. Biobehav. Rev.*, v.11, p.263-274, 1987.
- VILAR, J.M.; RUBIO, M.; CARRILLO, J.M.; DOMÍNGUEZ, A.M.; MITAT, A.; BATISTA, M. Biomechanic characteristics of gait of four breeds of dogs with different conformations at walk on a treadmill. *J. Appl. Anim. Res.*, v.44, n.1, p.252-257, 2016.

- VOSS, K.; IMHOF, J.; KAESTNER, S.; MONTAVON, P.M. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.20, n.4, p.299-304, 2007.
- WEIGEL, J.P.; ARNOLD, G.; HICKS, D.A.; MILLIS, D.L. Biomechanics of rehabilitation. *Vet. Clin. Small Anim.*, v.35, p.1255–1285, 2005.
- WENTINK, G.H. The action of the hindlimb musculature of the dog in walking. *Acta Anat.*, v.96, p.70–80, 1976.

ANEXO

A T E S T A D O

Atesto para os devidos fins, que o Projeto de Pesquisa "**Influência do tipo de locomoção no padrão eletromiográfico**" Protocolo nº 166/2015 - CEUA, do Professor Sheila Canevese Rahal, a ser conduzido por **Washington Takashi Kano**, foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) desta Faculdade. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, em 11 de dezembro de 2015.


Profª. Ass. Drª. Ibiara Correia de Lima Almeida Paz
Presidente da CEUA da FMVZ, UNESP - Campus de Botucatu