

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

**ANÁLISE DE SÉRIES TEMPORAIS DE  
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E  
ACELEROMETRIA EM CÃES**

**ROBERTA ROCHA NEGRÃO**

**Botucatu – SP**  
**2019**

# **ANÁLISE DE SÉRIES TEMPORAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E ACELEROMETRIA EM CÃES**

**ROBERTA ROCHA NEGRÃO**

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

**Orientadora:** Prof.<sup>a</sup> Titular Sheila Canevese Rahal

**Co-orientador:** Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

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

Negrão, Roberta Rocha.

Análise de séries temporais de eletromiografia de superfície e acelerometria em cães / Roberta Rocha Negrão.  
- Botucatu, 2019

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

Orientador: Sheila Canevese Rahal

Coorientador: Joel Mesa Hormaza

Capes: 50501003

1. Locomoção animal. 2. Músculos. 3. Processamento de sinais. 4. Acelerometria. 5. Eletromiografia. 6. Cães.

Palavras-chave: Locomoção; Músculo; Processamento de Sinais.

Nome do autor: Roberta Rocha Negrão

**TÍTULO: ANÁLISE DE SÉRIES TEMPORAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E ACELEROMETRIA EM CÃES**

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Titular Sheila Canevese Rahal  
Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária  
FMVZ – UNESP – BOTUCATU

---

Profa. Dr. Maria Jaqueline Mamprim  
Departamento de Reprodução Animal e Radiologia  
FMVZ – UNESP – BOTUCATU

---

Profa. Dr. Vladimir Eliodoro Costa  
Departamento de Física e Biofísica  
IBB – UNESP - BOTUCATU

---

## **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 – Brasil (CAPES) pelo fornecimento da bolsa.

À minha orientadora Profa. Sheila Canevese Rahal, ao Prof. Joel Mesa Hormaza, meu co-orientador. Muito obrigada pelos ensinamentos e conhecimentos transmitidos.

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

## Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS.....	vii
LISTA DE FIGURAS .....	viii
LISTA DE TABELAS .....	ix
RESUMO .....	x
ABSTRACT .....	xi
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	xii
1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA .....	13
2. REVISÃO DA LITERATURA .....	15
2.1. Análise da Locomoção.....	15
2.2 Displasia Coxofemoral .....	16
2.2.1 Análises Cinéticas da Displasia Coxofemoral .....	17
2.3 Eletromiografia de Superfície (EMGs).....	18
2.4 Acelerômetro.....	22
3. REFERÊNCIAS .....	25
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	34
TRABALHO CIENTÍFICO: Análise de correlação de séries temporais de eletromiografia e acelerometria em cães para determinação de padrões de normalidade .....	35
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	44
TRABALHO CIENTÍFICO: Análise de séries temporais de eletromiografia de superfície e acelerometria em cães .....	45
RESUMO .....	47
SUMMARY .....	47
1. Introdução .....	48
2. Métodos .....	50
2.1. <i>Animais e ambiente de experimentação</i> .....	50
2.2. <i>Posicionamento dos eletrodos</i> .....	51
2.3. <i>Coleta e processamento dos sinais de EMGs e acelerômetro</i> .....	51
2.4. <i>Funções de correlação e assimetria</i> .....	57

2.5	<i>Algoritmo de identificação de fase de apoio e balanço</i> .....	58
2.6.	<i>Cortes temporais no sinal de eletromiografia: identificação dos ciclos de locomoção</i> .....	60
3.	Resultados .....	62
4.	Discussão.....	69
5.	Conclusão .....	72
	REFERÊNCIAS.....	73
	APÊNDICE.....	77
	ANEXO .....	80

**LISTA DE ABREVIATURAS**

ASX	Função de Assimetria
EMGs	Eletromiografia de superfície
Hz	Hertz
mV	Milivolts
s	Segundos
t	Tempo
$\sigma$	Raiz da Variância
$\sigma_i^2$	Variância

## LISTA DE FIGURAS

### Capítulo 1

Figura 1 Comparação de estruturas anatômicas de membro pélvico de um cão saudável (primeiro quadro) e de um cão com displasia coxofemoral (segundo quadro). .....16

Figura 2 Fotos do eletrodo não invasivo de EMGs da Deslys, composto: por um sensor denominado eletrodo de registro e um eletrodo de referência.....20

### Capítulo 3

Figura 1 Sinal cru de EMGs em um intervalo de 5 s para um cão saudável. ....52

Figura 2 Sinal cru de EMGs em um intervalo de 5 s para um cão displásico.....52

Figura 3 Sinal eletromiográfico após aplicação de retificação de onda inteira em um cão saudáveis.....53

Figura 4 Sinal eletromiográfico após aplicação de retificação de onda em um cão displásico. ....53

Figura 5 Sinal de EMGs após aplicação de filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz em um cão saudável.....54

Figura 6 Sinal de EMGs após aplicação de filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz em um cão displásico. ....54

Figura 7 Exemplos de sinais de acelerometria captados simultaneamente nos membros pélvicos, direito e esquerdo, em cães saudáveis e displásicos.....56

Figura 8 Limiar definido com magnitude  $3 \text{ m/s}^2$  (linha azul), na raiz da variância do sinal do acelerômetro. Quadrados indicam início e fim dos ciclos de passada e os triângulos indicam o início da fase de balanço. Os membros direito e esquerdo estão identificados com as cores, preto e vermelho, respectivamente.....56

Figura 9 Exemplos de cortes temporais no sinal de eletromiografia (a, c) e correspondentes valores reamostrados e normalizados (b, d), definidos pelo limiar de magnitude  $3 \text{ m/s}^2$  da raiz da variância do sinal do acelerômetro para um cão saudável e um cão displásico. Cada cor representa um ciclo de passada identificado.....59

Figura 10 Função de correlação entre o sinal EMGs do músculo vasto lateral e da aceleração total de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos com cores diferentes para cada cão). Os números no eixo horizontal representam o índice do animal (1, 2 e 3) e as letras designam o lado (e – esquerdo, d – direito). .....61

Figura 11 Função de correlação entre o sinal EMGs do músculo bíceps femoral e da aceleração total de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos com cores diferentes para cada cão). Os números no eixo horizontal representam o índice do animal (1, 2 e 3) e as letras designam o lado (e – esquerdo, d – direito). .....61

Figura 12 Função de assimetria entre os membros direito e esquerdo, para a correlação entre o sinal de EMGs do músculo vasto lateral e o acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos).....	65
Figura 13 - Função de assimetria entre os membros, direito e esquerdo, para a correlação entre o sinal de EMGs do músculo bíceps femoral e o acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos).....	65
Figura 14 Porcentagem de atividade do músculo vasto lateral, média e desvio padrão para os cães sadios (linha contínua e barras) e para os 3 cães displásicos (linhas tracejadas). ....	68
Figura 15 Porcentagem de atividade do músculo bíceps femoral para os cães sadios (linha contínua e barras) e para os displásicos (linhas tracejadas). ....	68

## LISTA DE TABELAS

### Capítulo 3

Tabela 1. Identificação dos cães utilizados no estudo .....	50
Tabela 2. Valores médios do tempo (s) de ciclo de passada e porcentagem média de apoio e balanço no ciclo de locomoção dos cães displásicos, para membros pélvicos direito e esquerdo. ....	66
Tabela 3. Valores médios do tempo (s) de ciclo de passada e porcentagem média de apoio e balanço no ciclo de locomoção dos cães saudáveis, para membros pélvicos direito e esquerdo. ....	66
Tabela 4. Comparação de valores médios do tempo de ciclo de passada (s) e porcentagem média de apoio e balanço, no ciclo de locomoção dos cães saudáveis (n=10) e displásicos (n=3), para membros pélvicos direito e esquerdo. O número (n) de indivíduos de cada grupo está indicado na tabela. ....	67

**NEGRAO, R.R. Análise de séries temporais de eletromiografia de superfície e acelerometria em cães.** Botucatu, 2018. 82p. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

## **RESUMO**

O estudo analisou sinais de eletromiografia de superfície (EMGs), relacionados com sensores inerciais (acelerometria), com o objetivo de realizar uma padronização reproduzível em cães. Estes sinais foram obtidos em dois diferentes músculos, bíceps femoral e vasto lateral, em duas raças de cães (Labrador Retriever e Golden Retriever), durante a locomoção ao caminhar em velocidade padronizada. A partir destes dados foram realizados dois experimentos para os processamentos. No experimento 1, foi realizada filtragem com Butterworth de segunda ordem passa-banda de 0,8 a 5 Hz no sinal de EMGs e também no sinal do acelerômetro, gerando dados para análise em funções de correlação e assimetria. Como resultado foi verificada a eficácia do emprego dessas funções para determinação de padrões nos sinais analisados, sendo possível a identificação de sinais de cães saudáveis e com displasia coxofemoral. No experimento 2, a filtragem foi realizada com filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz, apenas no sinal de EMGs. Aplicou-se algoritmo para identificação das fases da locomoção, por meio da determinação de um limiar, e foram estabelecidas correlações entre os sinais provenientes de ambos transdutores. Como resultado do processamento dos sinais coletados em cães saudáveis, foram gerados dados do ciclo de passada, porcentagem de atividade muscular, funções de correlação e assimetria, bem como definido o tempo de apoio e balanço durante a locomoção. Ao realizar o mesmo tratamento dos sinais em cães com displasia coxofemoral, os resultados obtidos não se enquadravam no determinado para os cães saudáveis. Foi possível concluir que os dois métodos para análise e processamento dos sinais permitiram a identificação de estruturas de atividade muscular durante o ciclo de locomoção em cães, com o consequente estabelecimento de valores de referência. Contudo, o segundo método permitiu melhor qualidade dos dados.

**Palavras-chave:** Locomoção; Músculo; Processamento de Sinais.

**NEGRAO, R.R. Analysis of time series of surface electromyography and accelerometry in dogs.** Botucatu, 2018. 82p. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

### **ABSTRACT**

This study analyzed Surface Electromyography (sEMG) signals, related to inertial sensors (accelerometry), aiming to perform a reproducible standard in dogs. These signs were obtained from two different muscles, biceps femoris and vastus lateralis muscles, from two breeds of dogs (Labrador Retriever and Golden Retriever), during walking gait in a controlled velocity. Two methodologies were applied for EMGs signal processing. The first one used a second-order band-pass Butterworth filter with a cut-off frequency between 0.8 and 5 Hz in both EMG signal and accelerometer signal. Data generated were analyzed in correlation and asymmetry functions, which were effective in identifying sign patterns in healthy dogs as well as in dogs with hip dysplasia. The second methodology used a second-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz. An algorithm was applied to determine a threshold value of the gait cycle phases. Then, correlations between signals from both transducers were determined. Data related to percentage of muscle activity, correlation function and asymmetry function, as well as stance time and swing during gait cycle were generated after processing of the signs collected from healthy dogs. The signs collected from dogs with hip dysplasia were not within of the interval patterns established in healthy dogs. In conclusion, both methods applied signal analysis and processing allowed the identification of structures of muscular activity during the gait cycle in dogs as well as the establishment of reference values. However, the second method improved data quality.

**Key words:** Gait; Muscle; Signal processing.

# **CAPÍTULO 1**

## 1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

A eletromiografia de superfície (EMGs) é um recurso ainda pouco utilizado em cães (BOCKSTAHLER et al., 2009; LAUER et al.; 2009; LISTER et al., 2009; BOCKSTAHLER et al., 2012; FISCHER et al., 2013; BREITFUSS et al., 2015) e consiste na detecção e registro da atividade elétrica de músculos com o emprego de eletrodos de superfície não invasivos (GRATIELA-FLAVIA et al., 2009). Em biomecânica, o sinal de EMGs é empregado principalmente para identificar o início da ativação muscular, como indicador da força produzida pelo músculo contraído e como parâmetro do índice de fadiga do músculo (De LUCA, 1997; GRATIELA-FLAVIA et al., 2009). Contudo, pela EMGs somente podem ser avaliados os músculos mais superficiais (GRATIELA-FLAVIA et al., 2009; MEDVED e CIFREK, 2011).

Em pacientes humanos, em geral, os registros da EMGs são realizados de forma simultânea com análises cinemáticas, na qual é montado um modelo espacial a partir de pontos anatômicos, e plataformas de força que consistem de duas superfícies rígidas com sensores de força que possibilitam obter grandezas mecânicas para análise do movimento (FRIGO e CRENNNA, 2009). De forma similar, os estudos com cães têm utilizado a análise cinética com a plataforma de força, cinemática ou a combinação de ambas, para distinguir entre as fases de apoio e balanço, e promover correlação com o padrão de atividade muscular analisado com a EMGs (BOCKSTAHLER et al., 2009; BOCKSTAHLER et al., 2012; FISCHER et al., 2013; BREITFUSS et al., 2015). Contudo, tratam-se de equipamentos de acessibilidade ainda limitada ao clínico, uma vez que requerem maior investimento e locais apropriados para a instalação.

Com o desenvolvimento de acelerômetros eletrônicos, pequenos e acessíveis, têm sido otimizados múltiplos algoritmos com o intuito da utilização deste equipamento para análises de locomoção em pacientes humanos (YING et al., 2007; MARSCHOLLEK et al., 2008; GODFREY et al., 2015). Em cães, os acelerômetros têm sido empregados mais frequentemente para monitorar objetivamente a atividade e o comportamento (GORDON-EVANS, 2012;

MARTIN et al., 2017; WERNIMONT et al., 2018), havendo algumas propostas como um possível método para análise de parâmetros cinéticos e/ou têmporo-espaciais (PILLARD et al., 2012; CLARK et al., 2014).

Desta forma, o presente estudo visou estabelecer um método de processamento de sinais eletromiográficos de superfície e de acelerômetros, correlacionando-os, durante a locomoção em velocidade padronizada, para identificação de estruturas de atividade muscular durante o ciclo de passada e identificação de valores de referência em cães.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. Análise da Locomoção

Dependendo do cão, os sinais precoces de claudicação podem ser muito sutis, representado apenas por um passo encurtado ou menor tempo de apoio, o que requer uma análise objetiva (NUNAMAKER e BLAUNER 1985; ZINK, 2013). Desta forma, a análise da locomoção por instrumentação consiste em importante ferramenta, não somente para o diagnóstico de uma afecção, mas também como uma forma de monitoramento de um tratamento; contudo, faz-se necessário estabelecer parâmetros de referência para que ocorra interpretação adequada dos dados (WEIGEL et al., 2005; GILLETTE e ANGLE, 2008; ZINK, 2013).

A cinética, que avalia as relações do movimento com as forças que o geram, tem sido efetuada em cães principalmente com o emprego da plataforma de força, mas também de uma forma crescente com a plataforma de pressão (DeCAMP, 1977; GILLETTE e ANGLE, 2008; GORDON-EVANS, 2012). Na maioria dos estudos as análises são realizadas empregando os padrões de locomoção considerados simétricos, que incluem o caminhar e o trote (DeCAMP, 1977; WEIGEL et al., 2005). Mesmo dentro destes padrões de locomoção, há uma série de fatores que podem influenciar na geração dos dados e precisam ser controlados, tais como velocidade, diferenças morfométricas entre cães, variações na repetição das trilhas para cada indivíduo, entre outros (McLAUGHLIN, 2001; NORDQUIST et al., 2011; GORDON-EVANS, 2012).

Tanto no caminhar como no trote os movimentos das patas e dos membros podem ser definidos dentro do ciclo da locomoção, sendo denominada como fase de apoio o período em que a pata tem contato solo e como fase de balanço o período em que a pata está fora do solo (DeCAMP, 1997; ZINK, 2013). O tempo de duração da fase de apoio e da fase de balanço, corresponde aos chamados parâmetros temporais da análise da locomoção, ao passo que o comprimento do passo e o comprimento da passada correspondem aos

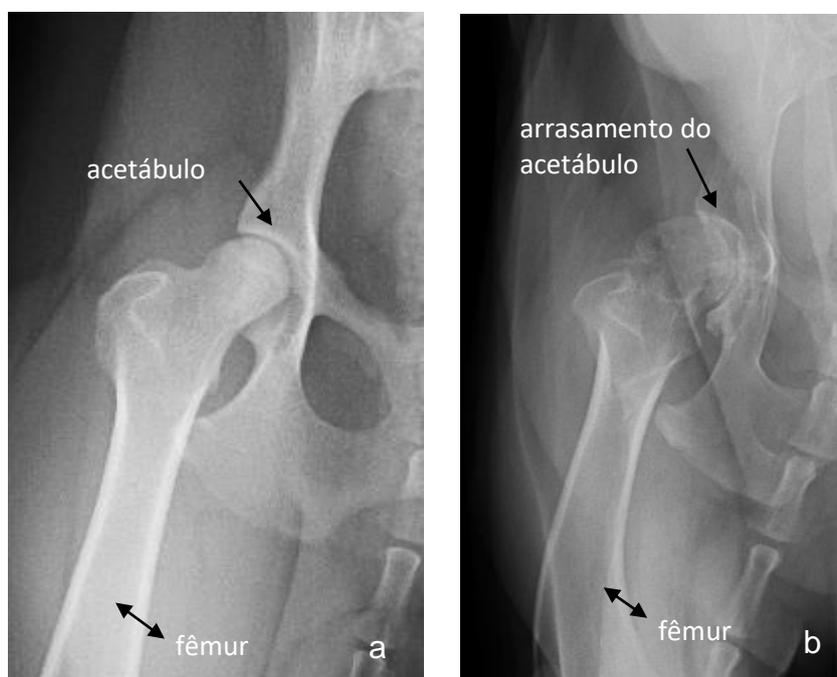
parâmetros espaciais (NUNAMAKER e BLAUNER 1985; GORDON-EVANS, 2012; ZINK, 2013).

Existem sistemas que permitem uma análise integrada, por exemplo, plataforma de força com eletromiografia de superfície (FRIGO e CRENNNA, 2009, ZINK, 2013), o que favorece a determinação das fases de apoio e balanço.

## 2.2 Displasia Coxofemoral

A displasia coxofemoral é uma doença biomecânica, caracterizada pela disparidade entre a massa muscular e o rápido crescimento ósseo, levando a uma instabilidade na articulação coxofemoral (junção entre a cabeça do fêmur, ligamento redondo e acetábulo), iniciada a partir do nascimento, que pode se tornar uma condição muito debilitante (ARNBJERG, 1999; VEZZONI, 2007; GINJA et al., 2009).

Na Figura 1 estão ilustradas a articulação coxofemoral de um cão normal (a) e a de um cão com displasia coxofemoral (b).



**Figura 1** Imagens radiográficas em posição ventrodorsal da articulação coxofemoral direita de um cão normal (a) e a de um cão com displasia coxofemoral (b). Note o arrasamento do acetábulo e a deformação da cabeça femoral na articulação displásica.

Cães na fase adulta são apresentados mais frequentemente com anormalidades da locomoção, tais como claudicação, comprimento encurtado do passo, dificuldade de se levantar ou subir escada, entre outras, as quais refletem a dor crônica (GINJA et al., 2009; SYRCLE, 2017).

Um fato a se considerar é que as anormalidades locomotoras tendem a piorar com o emprego de exercícios (DEMKO e McLAUGHLIN, 2005). Além disso, o membro afetado pode apresentar uma atrofia muscular dos músculos da coxa e diminuição da amplitude do movimento da articulação coxofemoral (DEMKO e McLAUGHLIN, 2005; SCHACHNER e LOPEZ, 2015; SYRCLE, 2017).

A doença ocorre em uma ampla variedade de raças, mas parece haver prevalência em cães de raças grandes e gigantes, em particular as de rápido crescimento, tais como Labrador Retriever, Rottweiler e São Bernardo, entre outros (DEMKO e McLAUGHLIN, 2005; SYRCLE, 2017; KING, 2017). Há também citações que cães machos castrados apresentam uma maior probabilidade de desenvolvimento da afecção (KING, 2017).

O diagnóstico da afecção tem por base o histórico, sinais clínicos, exame ortopédico específico e análises subjetivas e objetivas da locomoção, porém o diagnóstico definitivo requer o uso de métodos de imagem, tais como o exame radiográfico, que podem não refletir o grau de intensidade dos sinais clínicos (ARNBJERG, 1999; VEZZONI, 2007; SCHACHNER e LOPEZ, 2015).

### **2.2.1 Análises Cinéticas da Displasia Coxofemoral**

Estudos cinéticos têm avaliado cães displásicos com o intuito de compreender ou determinar alterações decorrentes da afecção (KENNEDY et al., 2003; SOUZA et al. 2015; ESCOBAR et al., 2017). Kennedy et al. (2003) usaram um sistema de plataforma de força em série para estudar, ao trote, a distribuição da força vertical em cães com osteoartrite coxofemoral comparado com cães normais. Os autores concluíram que os cães com osteoartrite redistribuem as forças verticais primariamente por compensação lado a lado.

Souza et al. (2015) investigaram, em 40 cães da raça Pastor Alemão, a correlação entre o escore radiográfico e os parâmetros cinéticos

coletados por meio de plataforma de pressão. Segundo os autores, a média da força do pico vertical foi inferior em cães com grau severo de displasia.

As forças verticais foram avaliadas, por Escobar et al. (2017), durante o caminhar em plataforma de pressão, em cães da raça Buldogue inglês com sinais radiográficos de displasia coxofemoral, porém sem sinais de dor ou desconforto na manipulação articular. Não ocorreram diferenças nos parâmetros cinéticos avaliados, porém o índice de assimetria dos membros pélvicos foi superior ao descrito para cães normais.

### **2.3 Eletromiografia de Superfície (EMGs)**

Como foi anteriormente citado, a EMGs é um método não invasivo que permite quantificar, de forma objetiva, o potencial elétrico do músculo, sem haver necessidade de penetrar a pele como a eletromiografia de profundidade, que utiliza da inserção de agulha (CRAM e KASMAN, 2011; MEDVED e CIFREK, 2011). Entretanto, podem ser avaliados apenas os músculos mais superficiais pela EMGs (GRATIELA-FLAVIA et al., 2009; MEDVED e CIFREK, 2011).

De fato, o transdutor de EMGs funciona como um voltímetro altamente sensível que detecta despolarizações e hiperpolarizações, que ocorrem na membrana da fibra muscular (VIGOTSKY et al., 2017). O potencial elétrico muscular pode ser avaliado em descanso e no curso de um movimento (CRAM e KASMAN, 2011). A EMGs é empregada principalmente para identificar o início da ativação muscular, força produzida pelo músculo contraído e como parâmetro do índice de fadiga do músculo (De LUCA, 1997; GRATIELA-FLAVIA et al., 2009).

Entre as áreas mais comuns de aplicação da EMGs em humanos podem ser citadas a pesquisa médica e neurofisiológica, a reabilitação, ergonômica, a ciência do movimento e o esporte (GRATIELA-FLAVIA et al., 2009; BARBERO et al., 2012). Nesses casos, geralmente o registro da EMGs é efetuado simultaneamente com cinemática e plataformas de força (FRIGO e CRENNNA, 2009).

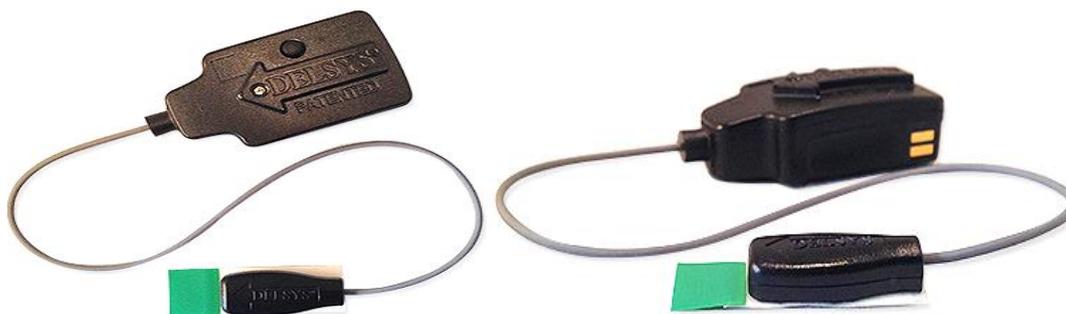
Em cães, os estudos com EMGs têm sido usados para avaliar padrões de atividades musculares em animais saudáveis ao caminhar de forma

regular ou sob outras circunstâncias (BOCKSTAHLER et al., 2009; LAUER et al.; 2009; BREITFUSS et al., 2015), na comparação entre hígidos e os com osteoartrite coxofemoral (BOCKSTAHLER et al., 2012), ou para análise muscular em situações induzidas temporariamente em animais saudáveis (LISTER et al., 2009; FISCHER et al., 2013).

Vários fatores externos podem influenciar o formato e as características do sinal de EMGs, tais como as propriedades teciduais, adequada preparação da pele, tipo e posicionamento de eletrodo, “cross talk” fisiológico, mudanças na geometria do músculo e local do eletrodo, barulho externo e amplificador (KONRAD, 2005). Segundo Farina (2006), a interpretação dos sinais de EMGs é dificultada pela interferência de vários fatores, em especial com a aquisição feita em contração dinâmica. Na EMGs dinâmica são fatores de complicação o fato do sinal não ser estacionário, o deslocamento dos eletrodos em relação às fibras musculares e as mudanças nas propriedades de condutividade dos tecidos.

Há uma grande variedade de eletrodos e várias controvérsias quanto ao melhor posicionamento (MEDVED e CIFREK, 2011). Alguns autores descrevem que os eletrodos devem ser localizados entre o ponto motor determinado e onde os músculos e tendões se unem, o que propiciaria um sinal mais estável (De LUCA, 1997; MEDVED e CIFREK, 2011).

O eletrodo não invasivo de EMGs da Delsys (Figura 2) é composto: por um sensor denominado eletrodo de registro, que possui dois terminais paralelos de detecção de metal, separados por uma distância curta (normalmente um centímetro), o qual deve ser fixado na pele na região do músculo de interesse; e um eletrodo de referência utilizado para reduzir o ruído nos sinais e, geralmente, colocado na pele sobre uma proeminência óssea.



Fonte: <https://www.delsys.com/>

**Figura 2** Fotos do eletrodo não invasivo de EMGs da Delsys, composto por um sensor denominado eletrodo de registro e um eletrodo de referência.

A análise da EMGs dinâmica permite a avaliação do grau de ativação muscular, ou seja, o tempo de ativação muscular e modulação da amplitude, assim como as propriedades das fibras musculares, análise espectral e estimativa da velocidade de condução (FARINA, 2006).

Deve-se considerar que a obtenção do sinal EMG inclui várias etapas, tais como aquisição e registro, tratamento do sinal e processamento (NORALI e SOM, 2009). Com o adequado processamento e com aproximações razoáveis, a EMGs proporciona informação do tempo e graus de excitação muscular (VIGOTSKY et al., 2017).

Durante a amplificação diferencial, conforme Cram e Kasman (2011), os potenciais de tensão biológica comuns aos sinais coletados dos eletrodos de referência e de registro são removidos do sinal do eletrodo de registro. Apenas as tensões biológicas exclusivas do eletrodo de registro são amplificadas e registradas para processamento posterior.

Os potenciais elétricos coletados pelos eletrodos EMGs são digitalizados por meio de um dispositivo de conversão analógico-digital (KONRAD, 2005). A seleção de uma taxa de amostragem digital (*sampling frequency*) apropriada é necessária para evitar a distorção do sinal, isto é, um *aliasing* (efeito que faz com que diferentes sinais se tornem indistinguíveis, ou ocorra uma distorção, ou quando o sinal reconstruído das amostras é diferente do sinal contínuo original) (MERLETTI e PARKER, 2004; KONRAD, 2005; BARBERO et al., 2012).

A taxa de amostragem pode ser descrita como o processo de medição instantânea de valores de um sinal analógico em intervalos regulares

(KONRAD, 2005; BARBERO et al., 2012). O intervalo entre as amostras é determinado por um pulso de sincronismo e a sua frequência chamada de taxa de amostragem (KONRAD, 2005).

Após digitalizado, várias técnicas de tratamento e processamento de sinal digital com o objetivo de medir e filtrar para a extração de informações e aplicações específicas podem ser utilizadas para a avaliação do sinal (RAEZ et al., 2006; BARBERO et al., 2012).

Nos estudos cinesiológicos os potenciais de ação da unidade motora (PAUM) de todas unidades motoras sob o eletrodo são eletricamente sobrepostas e observadas com sinal bipolar, com distribuição simétrica de amplitudes positivas e negativas, denominado padrão de interferência (KONRAD, 2005; MEDVED e CIFREK, 2011). O sinal não processado compreendendo as PAUMs sobrepostas é denominado de sinal de EMGs cru, que é por natureza de formato aleatório, quase estocástico, indicando que não pode ser adequadamente reproduzido no formato exato (KONRAD, 2005; MEDVED e CIFREK, 2011; GOEN e TIWARI, 2013).

A linha de base do sinal cru depende de vários fatores, tais como barulho ambiente, qualidade do amplificador da eletromiografia e qualidade da condição para a captura do sinal (KONRAD, 2005; NORALI e SOM, 2009). Contudo, ao se aplicar algoritmo de suavização ou pela produção de um parâmetro de amplitude adequado, os conteúdos não reproduzíveis do sinal podem ser minimizados ou mesmo eliminados (KONRAD, 2005; MEDVED e CIFREK, 2011).

O barulho produzido pelo artefato de movimento está, em geral, entre 0 e 20 Hz, o que permite o uso de um filtro passa-alta (NORALI e SOM, 2009). Apesar disto, a escolha do filtro de suavização deve levar em conta o conteúdo de frequência da informação desejada (FRIGO e CRENNNA, 2009).

Segundo Konrad (2005), a seleção da frequência da amostra deve representar o espectro de frequência completa de um sinal; se a amostra incluir resultados baixos demais ocorre o efeito *aliasing*. A maior parte do poder de frequência da EMGs está localizado entre 10 e 250 Hz, sendo que este poder de distribuição pode ser calculado pela transformada de Fourier e representado como espectro de poder total do sinal.

Os traços de EMGs podem ser calculados como parâmetros de

amplitude padrão, incluindo média, pico, valor mínimo, área e inclinação, porém a condição preliminar é a retificação (KONRAD, 2005). Para analisar a amplitude do sinal podem ser usados os parâmetros de valor da raiz da média quadrática (RMS) e o valor da média retificada (De LUCA, 1997). O RMS (do inglês *Root mean square*) consiste na raiz do valor quadrático médio de um sinal para um determinado período de tempo (NORALI e SOM, 2009; GOEN e TIWARI, 2013), sendo considerado um valor mais adequado a ser avaliado durante as contrações produzidas de forma voluntária, ou seja, não indicado para contrações dinâmicas (De LUCA, 1997).

O valor médio da amplitude de um intervalo de análise selecionada provavelmente seja o mais importante, porque é menos sensível às diferenças de duração de intervalos de análise (KONRAD, 2005). Um fato importante é que a amplitude na EMGs é fortemente afetada por fatores anatômicos e fatores técnicos, incluindo tamanho da fibra, profundidade em espessura da camada subcutânea, tamanho do eletrodo e distância entre eletrodos (MERLO e CAMPANINI, 2010). Por sua vez, o valor do pico da EMGs é significativo apenas para as curvas médias, porque mesmo para traços de EMGs retificados, este é ainda muito variável (KONRAD, 2005).

Conforme Goen e Tiwari (2013), por ser o sinal da EMGs não estacionário há possibilidade de avaliá-lo por meio de análise do espectro de frequência. Após a obtenção do espectro de frequência, o sinal é analisado por medidas de parâmetros como densidade espectral e duas variáveis de frequência média e mediana. Uma outra possibilidade é a análise do tempo-frequência.

## **2.4 Acelerômetro**

De acordo com John e Freedson (2012), existem dois mecanismos primários implementados nos aceleradores modernos. Um consiste em um elemento piezoeletrico com um sensor que é deformado em resposta à aceleração. A mudança conformacional no sensor resulta na produção de uma carga elétrica proporcional à aceleração, que é medida pelo acelerômetro. O outro mecanismo, conhecido como acelerômetro capacitivo, consiste em duas placas fixas atuando como eletrodos com uma placa central móvel, que juntos

formam um capacitor diferencial. A variação na capacitância provoca mudanças de tensão que são proporcionais à aceleração.

O acelerômetro é um dispositivo usado para medir a aceleração própria de um sistema e permite determinar o movimento nos planos xy, xz e yz. (GORDON-EVANS, 2012). Em cães os acelerômetros têm sido utilizados mais frequentemente para monitorar objetivamente a atividade e o comportamento dos animais (GORDON-EVANS, 2012; MARTIN et al., 2017; WERNIMONT et al., 2018). Em geral, o dispositivo é aplicado junto a coleira guia ou em uma coleira separada (MARTIN et al., 2017). Poucos estudos têm utilizado o equipamento como um método para avaliação da locomoção (PILLARD et al., 2012; CLARK et al., 2014).

Um acelerômetro tridimensional (*ACL Biometrics*) foi testado, por Pillard et al. (2012), em cães Beagles andando em uma esteira, antes e após a ruptura do cruzado. O acelerômetro foi aplicado sobre o esterno com uma cinta de neoprene semi-elástica, próximo ao centro da gravidade. Foram calculados parâmetros cinéticos e têmporo-espaciais. A frequência e comprimento da passada foram menores em cães com ruptura do cruzado.

Clark et al. (2014) avaliaram o acelerômetro *Walkabout Portable Gait Monitor*, aplicado com velcro nas costas dos cães, como um método de mensuração do pico de pressão vertical (PVF) durante o trote e compararam com os dados obtidos em plataforma de pressão. O acelerômetro registra a aceleração em três planos: mediolateral (x), craniocaudal (Y) e vertical (Z). Os valores derivados do acelerômetro foram maiores e com maior variabilidade, havendo uma concordância moderada entre os sistemas. O acelerômetro aplicado na coluna lombar não permitiu distinguir PVF isolada de um único membro, o que limita a aplicação clínica.

Embora a acelerometria seja de baixo custo e fácil processamento, a comunidade científica reconheceu apenas recentemente as deficiências metodológicas (DIAZ et al., 2015; YASHARI et al., 2015; DEL DIN et al., 2016), e passou a adotar sistemas de captura transparentes e de código aberto (ANNEGARN et al., 2012). Dessa forma, tornaram-se globais seu uso durante os anos 2000 (PFAU et al., 2016), porém, até hoje, os mais amplos estão na pesquisa equina (ROBILLIARD et al., 2007), mesmo assim não há protocolos padronizados (BROWN et al., 2010).

Os dados do acelerômetro são fáceis de interpretar e não precisam de muito condicionamento. Os sensores são menos propensos a ruído e variações (KOSTEK et al., 2012). Estas vantagens justificam a razão de usar acelerômetros na maioria dos estudos dedicados à análise da marcha humana, especialmente para detectar e estimar o comprimento do passo (ZIJLSTRA et al., 2013).

Segundo Sayeed et al. (2015), monitorar a duração dos passos dos pacientes ajuda a inferir as flutuações do estado locomotor durante a vida diária e, portanto, permite acompanhamento da evolução da doença. Neste sentido, os acelerômetros podem ser usados para detectar etapas e estimar o comprimento do passo fora do ambiente de laboratório durante atividades diárias desordenadas.

O baixo custo do acelerômetro, peso e tamanho reduzidos os tornam adequados para uso dentro e fora do ambiente clínico. Acelerômetros triaxiais estão sendo usados mais frequentemente, visto que os dispositivos, quando ligados aos animais, registram aceleração devido ao movimento e orientação do indivíduo (SHEPARD et al., 2008; BROWN et al., 2010; SALA et al., 2011). Tais dados de aceleração permitem o sensoriamento remoto do comportamento animal sem a presença humana, como por exemplo, para detectar níveis de atividade (WILSON et al., 2006; HALSEY et al., 2009; ENSTIPP et al., 2011), orientação corporal (LYONS et al., 2005; RINGGERBERGET al., 2010), movimento pelo espaço (ROTHWELL et al., 2011), estados comportamentais específicos (SHEPARD et al., 2008; MOREAU et al., 2009; WHITNEY et al., 2010).

Como os dados obtidos pelos sensores inerciais não estão relacionados a um sistema de referência externo (exceto a gravidade), mas sim ao movimento do membro ou do corpo de suporte (DIAZ et al., 2015; YASHARI et al., 2015; DEL DIN et al., 2016), eventos como o contato inicial e terminal do pé devem ser definidos nestes dados, com base em um reconhecimento de padrões (BÖTZEL et al., 2016). Esses valores constituem os pilares da análise da locomoção porque são necessários para o cálculo do tempo de apoio e do tempo de balanço. Acelerômetros podem ser usados para determinar esses eventos (AUNG et al. 2013).

### 3. REFERÊNCIAS

ANNEGARN, J.; SPRUIT, M.A.; SAVELBERG, H.H.C.M.; WILLEMS, P.J.B.; VAN DE BOOL, C.; SCHOLS, A.M.W.J.; WOUTERS, E.F.M.; MEIJER, K. Differences in walking pattern during 6-min walk test between patients with COPD and healthy subjects. *PLoS ONE*, v.7, n.5, p.1-7, 2012

ARNBJERG, J. Recent information about hip dysplasia. *Vet. Clin. North Am.: Small Anim. Pract.*, v.29, n.4, p.921-934, 1999.

AUNG, MSH et al. Automated detection of instantaneous gait. Events using time frequency analysis and manifold embedding. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, v.21, n.6, p.908-916, 2013.

BARBERO, M.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. *Atlas of muscle innervation zones. Understanding surface electromyography and its applications*. Springer-Verlag Italia: Milan, 2012. 142p.

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.

BÖTZEL, K.; MARTI, F.M.; RODRÍGUEZ, M.Á., PLATE, A.; VICENTE, A.O. Gait recording with inertial sensors – How to determine initial and terminal contact. *J. Biomech.*, v.49, n.3, p.332-337, 2016.

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, D.C.; BOSTON, R.C.; FARRAR, J.T. Use of an activity monitor to detect response to treatment in dogs with osteoarthritis. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, v.237, p.66–70, 2010.

CLARK, K.; CARAGUEL, C.; LEAHEY, L.; BÉRAUD, R. Evaluation of a novel accelerometer for kinetic gait analysis in dogs. *Can. J. Vet. Res.*, v.78, n.3, p.226-232, 2014.

CRAM, J.; KASMAN, G.S. The basics of electromyography. In: *Criswell E. Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Jones and Bartlett Publishers: Massachusetts, 2011. p.35-61.

DeCAMP, C.E. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet. Clin. North Am., Small Anim. Pract.*, v.27, n.4, p.825-840, 1997.

DEL DIN, S.; HICKEY, A.; LADHA, C.; BOURKE, A.K.; ESSER, P.; ROCHESTER, L.; GODFREY, A. Instrumented gait assessment: The path to a low cost diagnostic. *F1000Research*. p.1-16, 2016.

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, n.8, p.1573-1579, 2010.

DEMKO, J.; McLAUGHLIN, R. Developmental orthopedic disease. *Vet. Clin. North Am.: Small Anim. Pract.*, v.35, p.1111-1135, 2005.

DIAZ, K.M.; KRUPKA, D.J.; CHANG, M.J.; PEACOCK, J.; MA, Y.; GOLDSMITH, J.; SCHWARTZ, J.E.; DAVIDSON, K.W. Fitbit®: An accurate and reliable device for wireless physical activity tracking. *Int. J. Cardiol.*, v.185, p.138–140, 2015

ESCOBAR, A.S.A.; SOUZA, A.N.A.; PINTO, A.C.B.C.F.; MATERA, J.M. Kinetic gait analysis in English Bulldogs. *Acta Vet. Scand.*, v.59, n.77, p.1-5, 2017.

ENSTIPP M.R.; CICCIONE S.; GINESTE B.; MILBERGUE M. Energy expenditure of freely swimming adult green sea turtles (*Chelonia mydas*) and its link with body acceleration. *J. Exp. Biol.*, v.214, p.4010–4020, 2011.

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.

GINJA, M.M.D.; SILVESTRE, A.M.; GONZALO-ORDEN, J.M.; FERREIRA, A.J.A. Diagnosis, genetic control and preventive management of canine hip dysplasia: A review. *Vet. J.*, v.184, p.269–276, 2010.

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

GODFREY, A., DEL DIN, S., BARRY, G., MATHERS, J., ROCHESTER, L. Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination. *Med. Eng. Phys.*, v.37, n.4, p.400-407, 2015.

GOEN, A.; TIWARI, D.C. Review of surface electromyogram signals: its analysis and applications. *Int. J. Elect. Computer Eng.*, v.7, n.11, p.1429-1437, 2013.

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.

GRATIELA-FLAVIA, D.; FLAVIA, R.; EMILIA, G. Surface electromyography in biomechanics: applications and signal analysis aspects. *J. Phys. Educ. Sport.*, v.25. n.4, p.1-10, 2009.

HALSEY L.G.; GREEN J.Á.; WILSON R.P.; FRAPPELL P.B. Accelerometry to estimate energy expenditure during activity: best practices with data loggers. *Physiol. Biochem. Zool.*, v.82, p.396-404, 2009.

JOHN, D.; FREEDSON, P. ActiGraph and Actical physical activity monitors: a peek under the hood. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v.44, p.86-89, 2012.

KENNEDY, S.; LEE, D.V.; BERTRAM, J.E.A.; LUST, G.; WILLIAMS, A.J.; SODERHOLM, L.V.; HAMILTON, S., BLISS, S.P.; DYKES, N.L.; TODHUNTER, R.J. Gait evaluation in hip osteoarthritic and normal dogs using a serial force plate system. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.16, p.170-7, 2003.

KING, M.D. Etiopathogenesis of canine hip dysplasia, prevalence, and genetics. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.47, p.753-767, 2017.

KONRAD, P. The ABC of EMG. *A practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon U.S.A.: Arizona, 2005. 61p.

KOSTEK, B.; KASZUBA, K.; ZWAN, P.; ROBOWSKI, P.; SLAWEK, J. Automatic assessment of the motor state of the Parkinson's disease patient--a case study. *Diagn. Pathol.*, v.7, n.18, p.1-8, 2012.

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.

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.

LYONS G.M.; CULHANE K.M.; HILTON D.; GRACE P.A.; LYONS D.A. Description of an accelerometer-based mobility monitoring technique. *Med. Eng. Phys.*, v.27, p.497–504, 2005.

MARSCHOLLEK, M.; GOEVERCIN, M.; WOLF, K.H.; SONG, B.; GIETZELT, M.; HAUX, R.; STEINHAGEN-THIESEN, E. A performance comparison of accelerometry-based step detection algorithms on a large, non-laboratory sample of healthy and mobility-impaired persons. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, p.1319-22, 2008.

MARTIN, K.W.; OLSEN, A.M.; DUNCAN, C.G.; DUERR, F.M. The method of attachment influences accelerometer-based activity data in dogs. *BMC Vet. Res.*, v.13, n.48, p.1-6, 2017.

McLAUGHLIN, R.M. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet. Clin. North Am., Small Anim. Pract.*, v.31, n.1, p.193-201, 2001.

MEDVED, V.; CIFREK, M. Kinesiological electromyography. In: KLIKA, V. *Biomechanics in applications*. IntechOpen, 2011. p.349-366.

MERLO, A.; CAMPANINI, I. Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *Open Rehabil. J.*, v.3, p.98-109, 2010.

MERLETTI, R.; PARKER, P. *Electromyography physiology, engineering, and noninvasive applications*. Wiley-Interscience: Canada, 2004. 494p.

MOREAU, C.; DEFEBVRE, L.; BLEUSE, S.; BLATT, J.L.; DUHAMEL, A.; BLOEM, B. R.; DESTÉE, A.; KRYSTKOWIAK, P. Externally provoked freezing of gait in open runways in advanced Parkinson's disease results from motor and mental collapse. *J. Neural Transm.*, v.115, p.1431–1436, 2008.

NORALI, A.N.; SOM M.H.M. Surface electromyography signal processing and application: A review. In: *Proceedings of the International Conference on Man-Machine Systems (ICoMMS)*. Anais...Malaysia, 2009. p.1-9.

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.

PFAU, T.; BOULTBEE, H.; DAVIS, H.; WALKER, A.; RHODIN, M. *Agreement between two inertial sensor gait analysis systems for lameness examinations in horses*. *Equine Vet. Educ.*, v.28, p.203–208, 2016.

PILLARD, P.; GIBERT, S.; VIGUIER, E. 3D accelerometric assessment of the gait of dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, v.15, n.Suppl 1, p.129-131, 2012.

RAEZ, M.B.; HUSSAIN, M.S.; MOHD-YASIN, F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol. Proced. Online*, v.8, n.1, p.11-35, 2006

RINGGENBERG N.; BERGERON R.; DEVILLERS N. Validation of accelerometers to automatically record sow postures and stepping behaviour. *Appl. Anim. Behav. Sci.*, v.128, p.37–44, 2010.

ROBILLIARD, J.J.; PFAU, T.; WILSON, A.M. Gait characterisation and classification in horses. *J. Exp. Biol.*, v.210, p.187–197, 2017.

ROTHWELL E.S.; BERCOVITCH F.B.; ANDREWS J.R.M.; ANDERSON M.J. Estimating daily walking distance of captive African elephants using an accelerometer. *Zoo Biol.*, v.30 p.579–591, 2011.

SALA J.E.; QUINTANA F.; WILSON R.P.; DIGNANI J.; LEWIS M.N.; CAMPAGNA C. Pitching a new angle on elephant seal dive patterns. *Polar. Biol.*, v. 34, p.1197–1209, 2011.

SAYEED, T. Methods and models in signal processing for gait analysis using waist-worn accelerometer: a contribution to Parkinson's disease. Tesi doctoral, UPC, Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, 2015. Available at: <<http://hdl.handle.net/2117/95777>>

SCHACHNER, E.R.; LOPEZ, M. Diagnosis, prevention, and management of canine hip dysplasia: a review. *Vet. Med. Res. Rep.*, v.6, p.181–192, 2015.

SHEPARD E.L.C.; WILSON R.P.; QUINTANA F.; GÓMEZ LAICH A. Identification of animal movement patterns using tri-axial accelerometry. *Endang. Species Res.*, v.10, p.47–60, 2008

SOUZA, A.N.; PINTO, A.C.; MARVULLE, V.; MATERA, J.M. Vertical forces assessment according to radiographic hip grade in German shepherd dogs. *J. Small Anim. Pract.*, v.56, n.2, p.108-111, 2015.

SYRCLE, J. Hip dysplasia clinical signs and physical examination findings. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.47, p.769-775, 2017.

VIGOTSKY, A.D.; HALPERIN, I.; LEHMAN, G.J.; TRAJANO, G.S.; VIEIRA, T.M. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Front. Physiol.*, v.8, n.985, p.1-15, 2017.

VEZZONI, A. Definition and clinical diagnosis of Canine Hip Dysplasia; early diagnosis and treatment options. *Eur. J. Companion Anim. Pract.*, v.17, n.2, p.126-132, 2007.

WEIGEL, J.P.; ARNOLD, G.; HICKS, D.A.; MILLIS, D.L. Biomechanics of rehabilitation. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.35, p.1255–1285, 2005.

WERNIMONT, S.M.; THOMPSON, R.J.; MICKELSEN, S.L.; SMITH, S.C.; ALVARENGA, I.C.; GROSS, K.L. Use of accelerometer activity monitors to detect changes in pruritic behaviors: interim clinical data on 6 dogs. *Sensors (Basel)*, v.18, p.1-15, 2018.

WHITNEY N.M.; PRATT H.L.JR.; PRATT T.C.; CARRIER J.C. Identifying shark mating behavior using three-dimensional acceleration loggers. *Endang. Species Res.*, v.10, p.71–82, 2010.

WILSON R.P.; GRUNDY E.; MASSY R.; SOLTIS J. Wild state secrets: ultra-sensitive measurement of micromovement can reveal internal processes in animals. *Front. Ecol. Environ.*, v.12, p.582–587, 2014.

YASHARI, J.M.; DUNCAN, C.G.; DUERR, F.M. *Evaluation of a novel canine activity monitor for at-home physical activity analysis. BMC Vet. Res.*, v.11, p.146, 2015.

YING, H.; SILEX, C.; SCHNITZER, A.; LEONHARDT, S.; SCHIEK, M. Automatic step detection in the accelerometer signal. In: *4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2007)*. v.13, Springer: Berlin, 2007. p.80–85.

ZIJLSTRA, A.; ZIJLSTRA, W. Trunk-acceleration based assessment of gait parameters in older persons: a comparison of reliability and validity of four inverted pendulum based estimations. *Gait Posture*, v.38, n.4, p.940–944, 2013.

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**

## Experimento 1

### TRABALHO CIENTÍFICO

*Capítulo de livro publicado em e-book:  
Bases da Saúde e Engenharia Biomédica 2*

<http://www.atenaeditora.com.br/wp-content/uploads/2018/10/E-book-Bases-da-Sa%C3%BAde-e-Engenharia-Biom%C3%A9dica-2.pdf>

**Análise de correlação entre séries temporais de eletromiografia e acelerometria em cães para determinação de padrões de normalidade**

## CAPÍTULO 5

### ANÁLISE DE CORRELAÇÃO ENTRE SÉRIES TEMPORAIS DE ELETROMIOGRAFIA E ACELEROMETRIA EM CÃES PARA DETERMINAÇÃO DE PADRÕES DE NORMALIDADE

**Roberta Rocha Negrão**

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia -  
UNESP  
Botucatu – São Paulo

**Joel Mesa Hormaza**

Instituto de Biociências - UNESP  
Botucatu – São Paulo

**Sheila Canevese Rahal**

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia -  
UNESP  
Botucatu – São Paulo

**RESUMO:** Foi implementado um algoritmo de processamento de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG) e de acelerometria, combinado com o cálculo da correlação entre eles, para estabelecer padrões de normalidade em cães saudáveis da raça Golden Retriever. Estes sinais foram obtidos em dois diferentes músculos dos membros posteriores, durante a locomoção em velocidade padronizada. Após processamento e filtragem, foram calculadas as correlações entre os sinais para identificação de estruturas de atividade muscular durante o ciclo de passada, sem necessidade de emprego de plataforma de pressão. Como resultado deste processamento foram obtidos intervalos para as correlações entre cada músculo e o correspondente acelerômetro para cães saudáveis, com potencial aplicação na identificação de

doenças como a displasia.

**PALAVRAS-CHAVE:** Eletromiografia, acelerometria, processamento de sinais.

**ABSTRACT:** It was developed an algorithm for the processing of surface electromyographic signals (sEMG) and accelerometry, combined with the calculation of the correlation between them, in order to establish standards of normality in healthy Golden Retriever dogs. These signals were obtained in two different muscles of both hind limb, during standardized speed locomotion. After processing and filtering of signals, the correlation between them in order to identify muscular activity structures during the gait cycle, without the use of a pressure platform, was calculated. As a result of this processing, intervals were established for the correlations between each muscle and the corresponding accelerometer for healthy dogs, with potential application in the identification of diseases such as dysplasia.

**KEYWORDS:** Eletromyography, accelerometry, signal processing.

#### 1 | INTRODUÇÃO

O andar, ou marcha, é uma das ações mais realizadas pelos cães e por ser tão repetitiva nos aparenta ser uma ação simples. Porém, quando há a necessidade de avaliar a

sequência de eventos envolvidos de forma detalhada, percebe-se que se trata de uma análise não tão fácil, tornando a observação clínica insuficiente[1].

Em humanos, a análise da marcha tem uma importância no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor. Esta então, pode contribuir para o planejamento cirúrgico, prescrição e adequação de órteses, próteses e equipamentos auxiliares de marcha, biofeedback e ainda pode ser usado para orientação de desempenho para atletas. A análise da marcha envolve várias áreas como as de pesquisa clínica, medicina física e reabilitação, cirurgia ortopédica, clínica médica, fisioterapia e medicina esportiva. [2].

A eletromiografia de superfície (sEMG) é um recurso importante e confiável para avaliar contrações musculares em seres humanos [1]. A utilização de sEMG em pesquisa animal é inovadora, uma vez que há apenas poucos estudos na literatura.

A captação do sinal sEMG, como medida não invasiva, é um importante método para caracterização biomecânica de sistemas musculares, porém a existência de muitas variáveis pode limitar a sua utilização e a interpretação dos resultados obtidos através da aquisição deste tipo de sinal [3].

Desta forma o objetivo deste estudo é estabelecer um algoritmo de processamento de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG) e de acelerômetros obtidos em diferentes músculos em uma raça de cães durante a locomoção em velocidade padronizada, correlacionando ambos sinais para identificação de estruturas de atividade muscular durante o ciclo de passada e identificação de padrões de normalidade, sem o emprego de plataforma de pressão.

## 2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 10 cães da raça Golden Retriever com peso, altura e idade semelhantes.

Cada animal foi pesado e o correspondente tamanho corpóreo determinado a partir do comprimento (com auxílio de fita métrica) dos membros torácicos (altura) em posição anatômica, aferido da borda escapular dorsal até o solo; do comprimento dos membros pélvicos em posição anatômica, aferido do trocânter maior ao solo; do comprimento corpóreo e do aspecto cranial da articulação escápulo-umeral até o aspecto caudal da tuberosidade isquiática.

Os cães foram submetidos ao exame clínico geral, ortopédico específico e radiográfico. Este último incluiu as articulações dos membros pélvicos e torácicos, conforme necessário.

Antes da coleta dos sinais, os animais foram ambientados e treinados a locomoverem-se na esteira GAIT4Dog, para garantir uma maior regularidade nos dados.

Foi estabelecida experimentalmente a velocidade de caminhada e foram coletados os sinais provenientes dos músculos bíceps femoral, vasto lateral, dos

membros posteriores esquerdo e direito de cada indivíduo.

Os sinais foram coletados por meio do sistema eletromiográfico de superfície com acelerômetro acoplado da DELSYS com oito canais do Myomonitor III, que transmitem sinais por telemetria.

Para fixação dos eletrodos de superfície, a pele foi tricotomizada e limpa para reduzir a impedância do conjunto eletrodo-pele. O critério inicial para posicionamento dos sensores foi baseado na proposta de Bockstahler [4], sendo aplicado sempre por uma única pessoa.

Nas Figura 1 e 2 apresentamos, a modo de exemplo, um sinal típico de sEMG e os dados do respectivo acelerômetro.

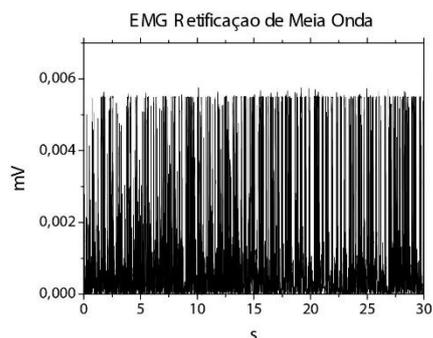


Figura 1: Exemplo de sinal obtido de sEMG com retificação de meia onda.

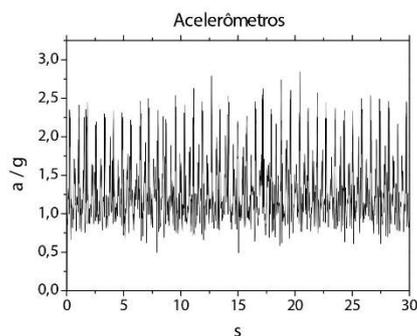


Figura 2: Exemplo de sinal obtido do respectivo acelerômetro.

Estes sinais foram obtidos para um cão andando com eletrodos posicionados no membro posterior direito. Através de uma rápida verificação visual, podemos identificar que os instantes e intervalos de tempo de alguns pulsos relacionados com contrações musculares, coincidem temporalmente com as correspondentes respostas do acelerômetro.

Para ambos sinais foram aplicados uma retificação de meia onda e filtro Butterworth de segunda ordem passa-banda entre 0,8Hz e 5Hz. Após esta filtragem o processo de identificação de estruturas relacionadas com atividade muscular no sinal sEMG é mais simples, como pode ser observado nas figuras 3 e 4.

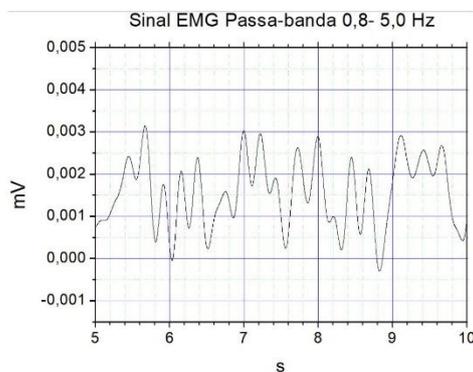


Figura 3: Sinal de sEMG filtrado com Butterworth passa-banda de 0,8 a 5 Hz.

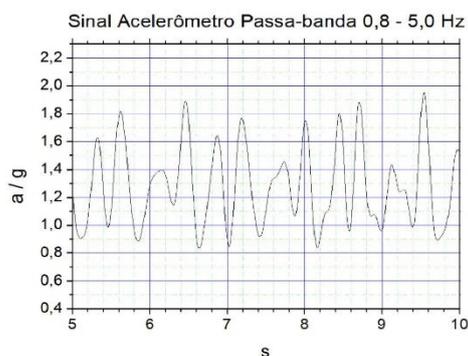


Figura 4: Sinal do acelerômetro filtrado com Butterworth passa-banda de 0,8 a 5 Hz.

Em trabalhos convencionais de identificação de tempos e ciclos de passada, é empregada uma plataforma de pressão. Desta forma, o processo de identificação de estruturas e/ou etapas do ciclo como contração e balanço fica relativamente simples de efetuar. No nosso caso substituímos a informação fornecida pela plataforma de pressão, pelo sinal dos acelerômetros acoplados ao eletrodo do sistema DELSYS.

Para aproveitar a informação fornecida por estes dois sinais, definimos uma função de correlação entre eles, determinada pela seguinte expressão:

$$R = \frac{\sum x_i y_i}{\sqrt{(\sum x_i^2)} \sqrt{(\sum y_i^2)}} \quad (1)$$

Onde  $x_i$  e  $y_i$  são respectivamente, as séries temporais de sEMG e do acelerômetro

para cada músculo, com  $i = 0, 1, 2, \dots, N-1$ . Esta função permite estabelecer a semelhança entre duas curvas como um escalar entre 0 e 1.

Assim, é possível definir um intervalo de normalidade para cães saudáveis a partir do valor médio e do desvio padrão desta função de correlação de cada músculo com o acelerômetro a partir de medidas em indivíduos saudáveis. Desta forma, espera-se que para cães displásicos, as correlações de um ou ambos membros estejam fora desse intervalo de normalidade, permitindo o diagnóstico da doença.

Para verificar a inclusão dos membros esquerdo e direito no cálculo foi utilizada a expressão de assimetria:

$$ASX = \frac{(x_d - x_e)}{(x_d + x_e)} \quad (2)$$

Os valores de  $x_d$  e  $x_e$  são as correlações obtidas de cada músculo com o acelerômetro para os lados direito e esquerdo, respectivamente.

A partir dessa expressão, para cães saudáveis, espera-se valores próximos de 0 e com pouca dispersão, enquanto que para cães displásicos os valores devem ser diferentes de 0 e muito dispersos.

### 3 | RESULTADOS

A função de correlação normalizada foi calculada até  $N = 30000$ , o que contempla um conjunto válido de ciclos de passada para cada indivíduo.

Nas Figuras 5 e 6 são apresentados o intervalo adotado como normal para os valores de função de correlação entre os sinais sEMG dos músculos vasto lateral e bíceps femoral e os acelerômetros em cães saudáveis a partir do seu valor médio e a incerteza estimada como o desvio padrão da média. Este intervalo de normalidade fica delimitado pelas duas linhas tracejadas. Também aparecem as funções de correlação calculadas nos membros direito e esquerdo de três cães displásicos, identificados pelos índices 1, 2 e 3.

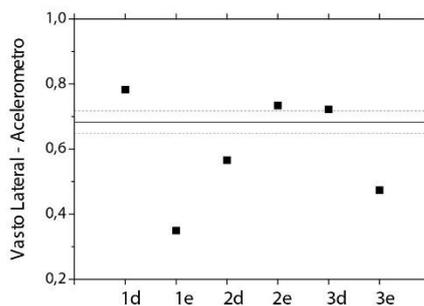


Figura 5: Função de correlação entre o sinal sEMG do músculo vasto lateral e do acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (pontos).

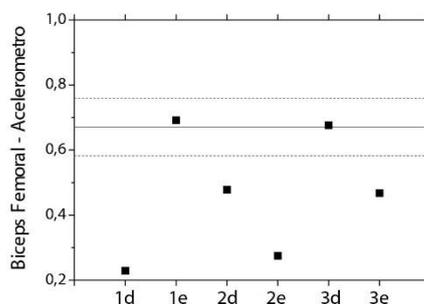


Figura 6: Função de correlação entre o sinal sEMG do músculo bíceps femoral e do acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (pontos).

Nas Figuras 7 e 8 são apresentados o intervalo adotado como normal para a assimetria entre as correlações dos sinais de sEMG dos músculos com acelerômetros em cães saudáveis, a partir do seu valor médio e a incerteza estimada como o desvio padrão da média. Este intervalo de normalidade fica delimitado pelas duas linhas tracejadas. Também aparecem as funções de assimetria entre os membros direito e esquerdo de três cães displásicos, identificados pelos índices 1, 2 e 3.

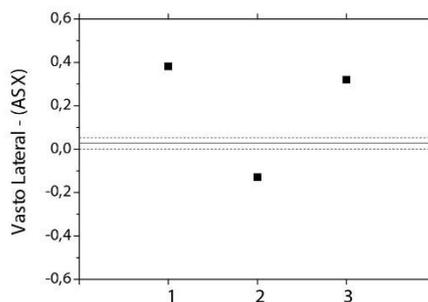


Figura 7: Função de assimetria entre os membros para a correlação entre o sinal de sEMG do músculo vasto lateral e o acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (pontos).

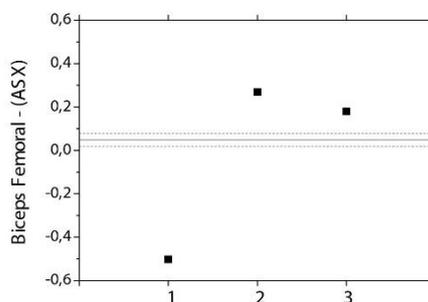


Figura 8: Função de assimetria entre os membros para a correlação entre o sinal de sEMG do músculo bíceps femoral e o acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (pontos).

#### 4 | DISCUSSÃO

Em cães saudáveis, deve existir uma diferença de fase praticamente constante entre os sinais de sEMG (associado com a sinalização da contração muscular) e do acelerômetro (vinculado com a efetivação do movimento). Isto permite estabelecer valores médios com desvio padrão das médias pequenos e intervalos de normalidade bem definidos. Já em cães displásicos, essa diferença de fase deve mudar ao longo do tempo, tanto para os membros doentes, quanto para os saudáveis, gerando valores de correlação entre os sinais muito dispersos.

O intervalo de normalidade obtido para a função de correlação entre sinal de sEMG e acelerômetro foi menor para o músculo vasto lateral, do que para o bíceps femoral. Para este último músculo, os cães displásicos apresentaram um comportamento onde ao menos um dos membros ficava fora da região estabelecida como "normal". Já para

o vasto lateral, todas as correlações ficaram fora da região de normalidade.

As funções de assimetria calculadas para cães displásicos ficaram bem afastadas do intervalo de normalidade e muito dispersas, com valores positivos ou negativos. Este resultado era esperado, já que a presença de displasia altera o padrão de resposta muscular em membros que apresentam a doença e também em membros saudios devido à sobrecarga.

## 5 | CONCLUSÃO

Foi verificada a eficácia de emprego da função de correlação entre sinais sEMG dos músculos vasto lateral e bíceps femoral em cães saudáveis da raça Golden Retriever para estabelecimento de padrões de normalidade e identificação de doenças como a displasia.

## REFERÊNCIAS

- BOCKSTAHLER B. *et. al.* **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, n. 9, p.835-841, set. 1992.
- CRAM J., KASMAN G.S. **The Basics of Electromyography: Criswell E. Cram's Introduction to Surface Electromyography.** 2ª ed. Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers. p.35-61. 2011.
- DE LUCA C. J. **"The Use of Surface Electromyography in Biomechanics"**. *J. Appl. Biomechanic.*; v.13, n. 2, p.135-163, 1997.
- WREN T. A. L. *et al.* **Cross-correlation as a method for comparing dynamic eletromiography signals during gait.** *Jornal of Biomechanic.* v.39, p.2714-2718, 2006.

## **CAPÍTULO 3**

## Experimento 2

### TRABALHO CIENTÍFICO

*Revista a ser enviada: Journal of Biomechanics*

<https://www.journals.elsevier.com/journal-of-biomechanics>

#### **Análise de séries temporais de eletromiografia de superfície e acelerometria em cães**

##### **Resumo**

Os acelerômetros podem representar uma possibilidade de análise objetiva de parâmetros cinéticos e/ou têmporo-espaciais, porém são ainda pouco estudados em pequenos animais. Sendo assim, o presente estudo analisou sinais de eletromiografia EMGs, relacionados com sensores inerciais (acelerometria), com o objetivo de realizar uma padronização reproduzível em cães. A hipótese foi que o uso do acelerômetro acoplado ao sensor de EMGs poderia ser empregado na distinção das fases do ciclo da locomoção, bem como os dados gerados pela padronização obtida em cães saudáveis poderiam servir como base para comparação de cães com displasia coxofemoral. Estes sinais foram obtidos em dois diferentes músculos, bíceps femoral e vasto lateral, em duas raças de cães (Labrador Retriever e Golden Retriever), durante a locomoção ao caminhar em velocidade padronizada. Após o processamento dos sinais, realizou-se a filtragem com Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6 Hz e aplicou-se um algoritmo para identificação de um valor limiar das fases da locomoção. Em seguida, foram estabelecidas correlações entre os sinais provenientes de ambos transdutores. Como resultado do processamento dos sinais coletados em cães saudáveis, foram gerados dados relativos a porcentagem de

atividade muscular, funções de correlação e assimetria, bem como definido as fases de apoio e balanço do ciclo da locomoção durante o caminhar. Ao realizar o mesmo tratamento dos sinais em cães displásicos, os resultados obtidos não se enquadravam no determinado para os cães saudáveis. Foi possível concluir que o método para análise e processamento dos sinais permitiu a identificação de estruturas de atividade muscular durante o ciclo de locomoção em cães, com o consequente estabelecimento de valores de referência.

**Palavras-chave:** Locomoção; Músculo; Processamento de Sinais.

## **Analysis of time series of surface electromyography and accelerometry in dogs**

### **Summary**

Accelerometers may be used as a tool of objective analysis of kinetic and/or temporospatial parameters of the gait, but only a few studies have been done in small animals. Therefore, the present study analyzed EMG signals, related to inertial sensors (accelerometry), aiming to perform a reproducible standard in dogs. The hypothesis was that combined use of accelerometer and EMG sensor could be used to identify the phases of the gait cycle, as well as the standard data established in healthy dogs could be used to compare data obtained from dogs with hip dysplasia. These signs were obtained from two different muscles, biceps femoris and vastus lateralis muscles, from two breeds of dogs (Labrador Retriever and Golden Retriever), during walking gait in a controlled velocity. After signal processing was used second-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz, and an algorithm was applied to determine a threshold value, of the gait cycle phases. Then, correlations between signals from both transducers were determined. Data related to percentage of muscle activity, correlation function and asymmetry function, as well as stance time and swing during gait cycle were generated after processing of the signs collected from healthy dogs. The signs collected from dogs with hip dysplasia were not within of the interval patterns established in healthy dogs. In conclusion, the methods applied signal analysis and processing allowed the identification of structures of muscular activity during the gait cycle in dogs and the establishment of reference values.

**Key words:** Gait; Muscle; Signal processing.

## 1. Introdução

A eletromiografia de superfície (EMGs) é um recurso ainda pouco utilizado em cães (Bockstahler et al., 2009; Lauer et al., 2009; Lister et al., 2009; Bockstahler et al., 2012; Fischer et al., 2013; Breiffuss et al., 2015) e consiste na detecção e registro da atividade elétrica de músculos com o emprego de eletrodos de superfície não invasivos (Gratiela-Flavia et al., 2009). Em biomecânica, o sinal de EMGs é empregado principalmente para identificar o início da ativação muscular, como indicador da força produzida pelo músculo contraído e como parâmetro do índice de fadiga do músculo (De Luca, 1997; Gratiela-Flavia et al., 2009). Contudo, pela EMGs somente podem ser avaliados os músculos mais superficiais (Gratiela-Flavia et al., 2009; Medved and Cifrek, 2011).

Em pacientes humanos, em geral, os registros da EMGs são realizados de forma simultânea com análises cinemáticas, na qual é montado um modelo espacial a partir de pontos anatômicos, e plataformas de força que consistem de duas superfícies rígidas com sensores de força que possibilitam obter grandezas mecânicas para análise do movimento (Frigo and Crenna, 2009). De forma similar, os estudos com cães têm utilizado a análise cinética com a plataforma de força, cinemática ou a combinação de ambas, para distinguir entre as fases de apoio e balanço, e promover correlação com o padrão de atividade muscular analisado com a EMGs (Bockstahler et al., 2009; Bockstahler et al., 2012; Fischer et al., 2013; Breiffuss et al., 2015). Contudo, tratam-se de equipamentos de acessibilidade ainda limitada ao clínico, uma vez que requerem maior investimento e locais apropriados para a instalação (Gillette and Angle, 2008; Clark et al., 2014).

Com o desenvolvimento de acelerômetros eletrônicos, pequenos e acessíveis, têm

sido otimizados múltiplos algoritmos com o intuito da utilização deste equipamento para análises de locomoção em pacientes humanos (Ying et al., 2007; Marschollek et al., 2008; Godfrey et al., 2015). Em cães, os acelerômetros têm sido empregados mais frequentemente para monitorar objetivamente a atividade e o comportamento (Gordon-Evans, 2012; Martin et al., 2017; Wernimont et al., 2018), havendo algumas propostas como um possível método para análise de parâmetros cinéticos e/ou têmporo-espaciais (Pillard et al., 2012; Clark et al., 2014).

Sendo assim, este estudo analisou sinais de EMGs, relacionados com sensores inerciais (acelerometria), com o objetivo de realizar uma padronização reproduzível em cães. A hipótese foi que o uso do acelerômetro acoplado ao sensor de EMGs poderia ser empregado na distinção das fases do ciclo da locomoção, bem como os dados da padronização obtida em cães saudáveis poderiam servir como base para comparação de cães com displasia coxofemoral. Na literatura consultada pelos autores, não foram encontrados estudos sobre a análise de locomoção baseada em sensores inerciais em correlação com a eletromiografia acoplados aos músculos bíceps femoral e vasto lateral em cães.

## 2. Métodos

### 2.1. Animais e ambiente de experimentação

A metodologia adotada no atual estudo foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (Unesp) – Botucatu (CEUA – no. 0121/2017).

Foram utilizados 10 animais clinicamente saudáveis, 5 da raça Golden Retriever e 5 da raça Labrador Retriever, sendo 7 fêmeas e 3 machos. A massa corpórea variou entre 29,0 e 43,6 kg (Média = 36,07 kg). Adicionalmente, empregou-se 3 cães com displasia coxofemoral 2 Labradores e 1 Golden Retriever, dois machos e uma fêmea, com massa corpórea entre 24,8 e 35,0 kg (Média = 30,96 kg) (Tabela 1).

**Tabela 1.** Identificação dos cães utilizados no estudo.

	<b>Saudáveis</b>	<b>Displásicos</b>	<b>nº total</b>
<b>Labrador Retriever</b>	<b>5</b>	<b>2</b>	<b>7</b>
<b>Golden Retriever</b>	<b>5</b>	<b>1</b>	<b>6</b>
<b>nº total</b>	<b>10</b>	<b>3</b>	<b>13</b>
<b>Kg (média)</b>	<b>36,07</b>	<b>30,96</b>	<b>33,50</b>

A comprovação da higidez do grupo de animais saudáveis se deu por meio de exames físicos, ortopédicos e radiográficos. Os animais displásicos foram selecionados pelo histórico clínico, exame ortopédico e exames radiográficos das articulações coxofemorais para confirmação da lesão, além dos sinais clínicos.

## **2.2. Posicionamento dos eletrodos**

Cada animal teve seus músculos vasto lateral e bíceps femoral, direitos e esquerdos, avaliados simultaneamente, por meio de um sistema de EMGs com acelerômetro acoplado (Trigno™ Wireless EMG Mini Sensor; Delsys, Massachusetts, USA).

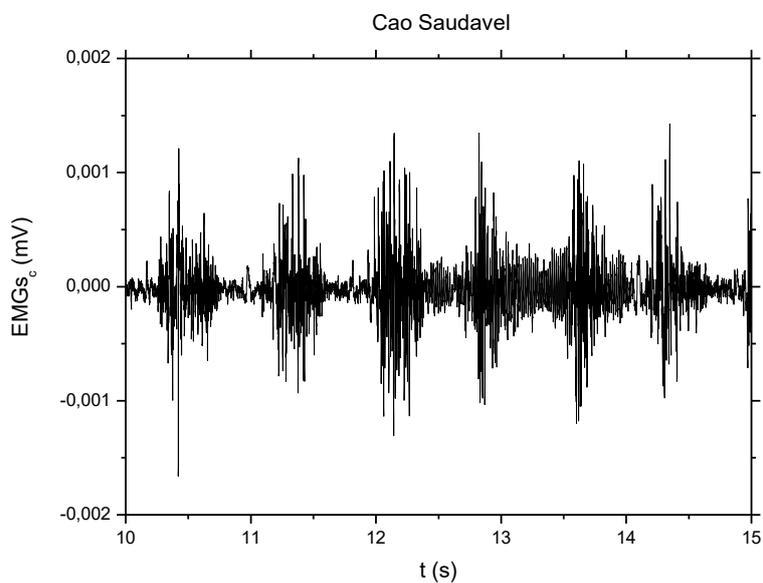
O posicionamento da mini-cabeça do sensor foi baseado no já descrito na literatura (Bockstahler et al., 2012). Para o músculo vasto lateral inicialmente foram traçadas a distância entre a crista ilíaca e a patela, e a distância entre a patela e o trocanter maior. Na sequência, foram determinados os pontos médios destas linhas, os quais foram conectados. O sensor eletromiográfico foi então posicionado longitudinalmente, aproximadamente 1 cm do ponto médio desta linha. Com relação à porção cranial do músculo bíceps femoral foi determinada uma linha entre a patela e a tuberosidade isquiática, sendo o sensor eletromiográfico posicionado longitudinalmente no terço médio do músculo.

## **2.3. Coleta e processamento dos sinais de EMGs e acelerômetro**

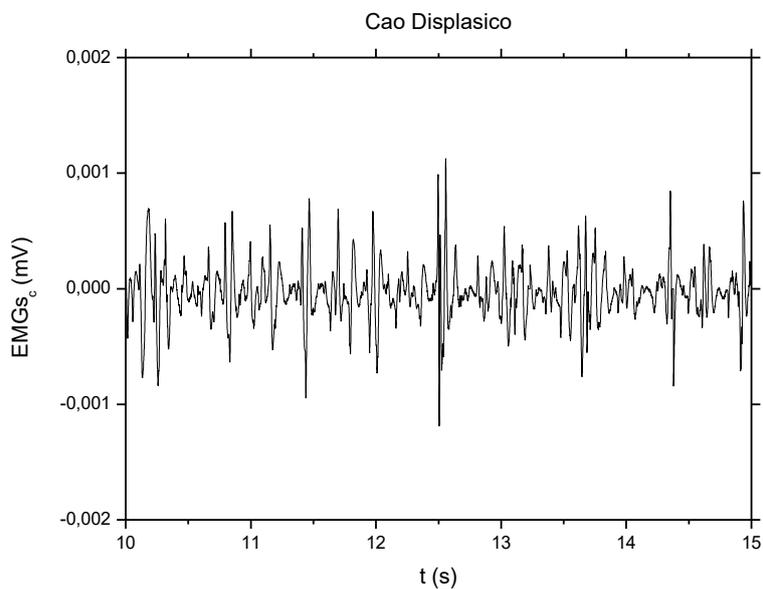
Para obtenção dos sinais relativos à EMGs e ao acelerômetro, cada cão foi avaliado caminhando em esteira (GAIT4Dog), mantida na velocidade de 0,9 m/s, sendo a captura dos sinais efetuada com o software da Delsys.

A taxa de amostragem para o sinal de EMGs foi de 2000 Hz e para o sinal do acelerômetro foi de 148 Hz, valores recomendados pelo fabricante do sistema. Após colocação dos eletrodos os cães tiveram tempo de adaptação antes do início dos 30 s de coleta dos sinais. Nesse intervalo de tempo foram escolhidos 5 ciclos de locomoção válidos, seguindo critério definido no item 2.5.

Dois exemplos de sinais obtidos no músculo vasto lateral para cães saudáveis e displásicos, respectivamente, são apresentados nas Figuras 1 e 2.



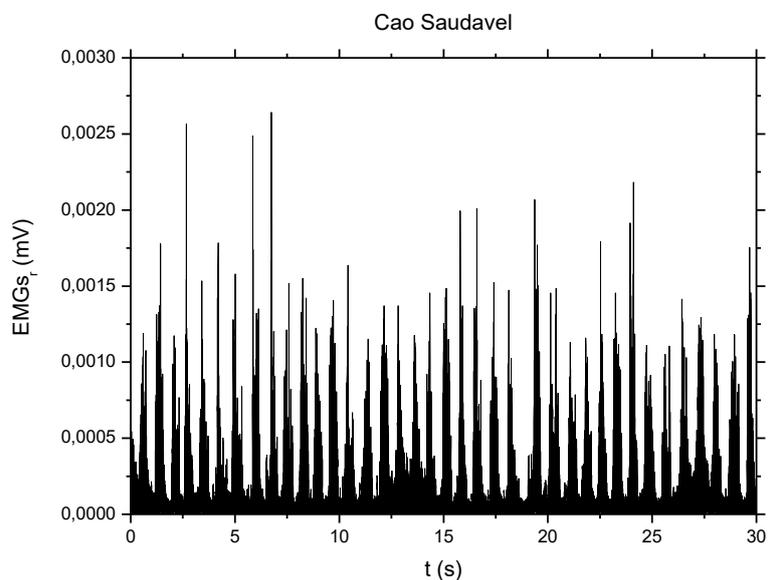
**Fig. 1.** Sinal cru de EMGs em um intervalo de 5 s para um cão saudável.



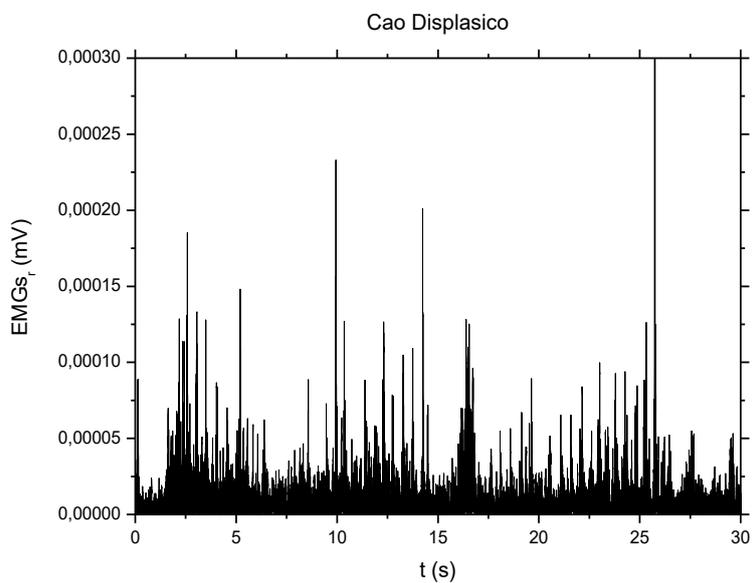
**Fig. 2.** Sinal cru de EMGs em um intervalo de 5 s para um cão displásico.

Inicialmente os sinais de EMGs foram corrigidos para garantir que o valor médio fosse 0. Em seguida, foi aplicado um filtro de onda inteira

Para normalizar os sinais, foi adotado como valor de referência de 100% de atividade muscular o valor médio do sinal de EMGs, e foi aplicada uma retificação de onda inteira nas Figuras 3, 4.

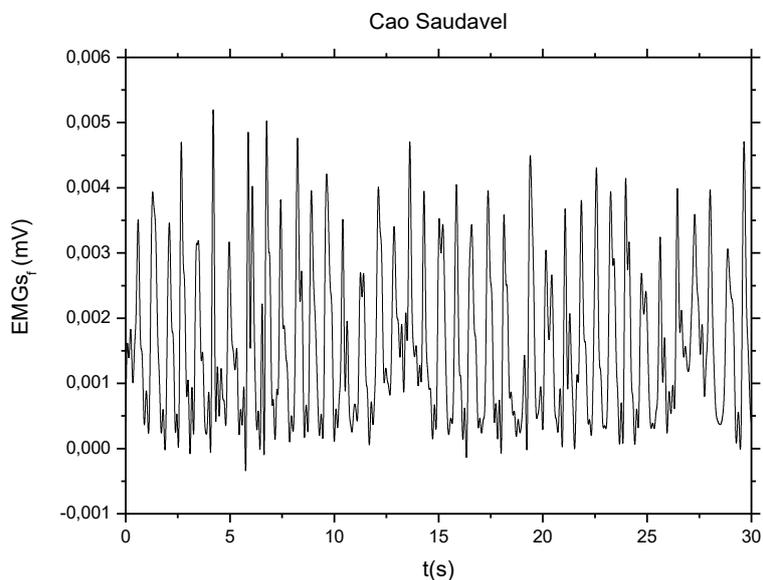


**Fig. 3.** Sinal EMGs após aplicação de retificação de onda inteira em um cão saudável.

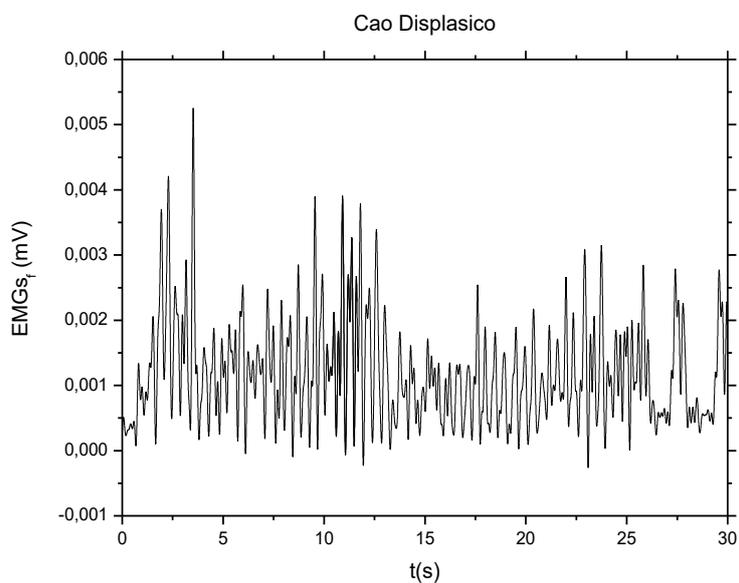


**Fig. 4.** Sinal EMGs após aplicação de retificação de onda em um cão displásico.

Após a retificação é feita a filtragem com o uso do filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz, como mostrada nas Figuras 5 e 6.



**Fig. 5.** Sinal de EMGs após aplicação de filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz em um cão saudável.



**Fig. 6.** Sinal de EMGs após aplicação de filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz em um cão displásico.

O processo de identificação de estruturas relacionadas com atividade muscular no sinal EMGs fica mais simples depois da filtragem. Com os sinais obtidos pelo acelerômetro, por meio de uma rápida verificação visual, foi possível identificar as estruturas e os intervalos de tempo de alguns pulsos do sinal de EMGs relacionados com contrações musculares, coincidentes temporalmente com as correspondentes respostas do acelerômetro.

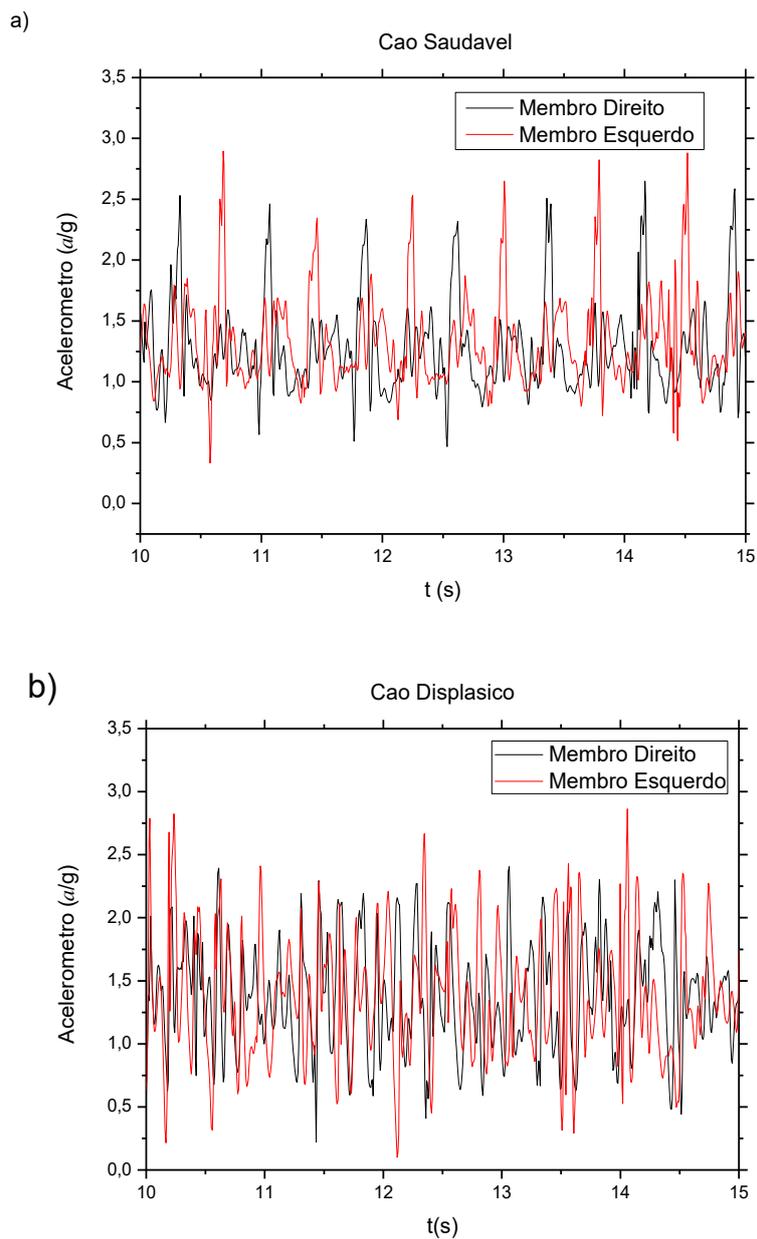
Em trabalhos convencionais de identificação de tempos e ciclos de passada, geralmente são utilizados métodos cinéticos, como a plataforma de força. Desta forma, o processo de identificação de estruturas e/ou etapas do ciclo como o tamanho de passo, apoio e balanço ficam relativamente mais fáceis de efetuar. No presente estudo foi substituída a informação fornecida pela plataforma de força pelo sinal dos acelerômetros, acoplados ao eletrodo do sistema DELSYS.

Os sinais do acelerômetro foram utilizados sem filtragem. Os valores fornecidos pelo transdutor estão em unidades de g e como é um acelerômetro tri-axial foi necessário o cálculo da aceleração total, segundo a Equação 1:

$$a_i = \sqrt{a_{xi}^2 + a_{yi}^2 + a_{zi}^2} \quad (1)$$

onde,  $a_i$  é aceleração total,  $a_{xi}$ ,  $a_{yi}$ ,  $a_{zi}$ , são respectivamente, as componentes da aceleração em cada eixo coordenado fornecidas pelo acelerômetro em função do tempo. Esta magnitude foi calculada para cada um dos membros (direito e esquerdo) e para cada músculo.

Na Figura 7 observa-se o sinal do acelerômetro cru obtido com a Equação 1 para os cães saudáveis, na qual é possível identificar claramente ciclos de passada, mas não é possível distinguir as fases de apoio e balanço. Na mesma figura tem-se o sinal para os cães displásicos, mas não é possível a identificação das fases.



**Fig. 7.** Exemplos de sinais de acelerometria captados simultaneamente nos membros pélvicos, direito e esquerdo, em cães saudáveis (a) e displásicos (b).

#### 2.4. Funções de correlação e assimetria

Para estudar a possível interdependência entre os sinais de EMGs e de acelerometria, definiu-se uma função de correlação ( $R$ ) entre eles, determinada pela seguinte expressão:

$$R = \frac{\sum x_i y_i}{\sqrt{(\sum x_i^2)} \sqrt{(\sum y_i^2)}} \quad (2)$$

na qual  $x_i$  e  $y_i$ , foram, respectivamente, as séries temporais de EMGs e da aceleração total para cada músculo, com  $i = 0, 1, 2, \dots, N-1$  intervalos temporais discretos. Esta função permite estabelecer a correspondência entre duas funções temporais como um escalar entre 0 e 1: 0 representa ausência total de correlação e 1 total correlação. Assim, é possível definir um intervalo de normalidade para cães saudáveis, a partir do valor médio e do desvio padrão desta função de correlação do EMGs de cada músculo com o correspondente acelerômetro a partir de medidas em indivíduos saudáveis.

Desta forma, espera-se que para cães displásicos, as correlações de um ou ambos membros estejam fora deste intervalo de normalidade, permitindo o diagnóstico da doença. Outra magnitude que se pode utilizar para verificar a possível desproporção na resposta dos membros pélvicos direito e esquerdo durante a locomoção é a expressão de assimetria ( $ASX$ ):

$$ASX = \frac{(x_d - x_e)}{(x_d + x_e)} \quad (3)$$

Onde os valores de  $x_d$  e  $x_e$  são as correlações obtidas de cada músculo entre o EMGs e o sinal do acelerômetro para os lados direito e esquerdo, respectivamente.

A partir dessa expressão, para cães saudáveis, esperam-se valores próximos de 0 e com pouca dispersão, ao passo que para cães displásicos os valores deveriam ser diferentes de 0 e muito dispersos.

## 2.5 Algoritmo de identificação de fase de apoio e balanço

O valor da aceleração  $a_j$ , onde  $j = 0, 1, 2, \dots, N-1$  intervalos temporais discretos, obtidos pela Equação 1 foram utilizados como entrada para detectar as fases de apoio e balanço. Inicialmente foi calculada uma aceleração média  $\bar{a}_i$ , definida pela equação 4 (Jiménez et al., 2009):

$$\bar{a}_i = \frac{1}{2w+1} \sum_{j=i-w}^{i+w} a_j \quad (4)$$

na qual  $a_j$  foram os valores de aceleração no tempo  $j$ , e  $w$  é uma janela temporal para cálculo da média, que neste caso foi definida com o tamanho de 15 pontos.

A variância de aceleração local  $\sigma_i^2$  pode ser calculada a partir da aceleração média local ( $\bar{a}_i$ ) para delimitar o ciclo de locomoção e remover a gravidade usando a Equação 5.

$$\sigma_i^2 = \frac{1}{2w+1} \sum_{j=i-w}^{i+w} (a_j - \bar{a}_i)^2 \quad (5)$$

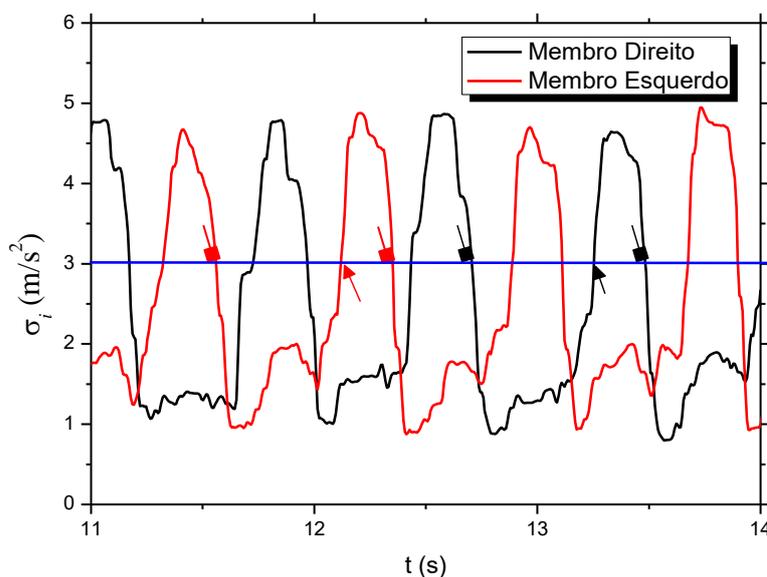
Utilizando a Equação 5, a fase de balanço é então detectada quando a variância de aceleração transpassa um valor limiar e dura enquanto for maior que este mesmo valor. A fase de apoio começa no subsequente corte na direção oposta e dura enquanto for menor que este mesmo limiar.

A implementação do algoritmo de cálculo no programa Mathcad aparece com um dos resultados a modo de exemplo ilustrado na Figura 8.

Nesta figura, as linhas preta e vermelha representam as variâncias calculadas a partir da Equação 5, dos membros pélvicos direito e esquerdo, respectivamente, em um cão saudável. Como pode ser observado, aparece um padrão periódico para ambos os membros, com estruturas que se alternam como um possível indicativo do revezamento nas fases de apoio e balanço entre membros adjacentes durante o ciclo de locomoção. O valor limiar (linha azul) foi definido empiricamente para determinação de começo e fim

do ciclo de passada nos membros direito e esquerdo. O começo de cada ciclo de locomoção para cada membro, nos lados direito e esquerdo, está identificado na figura com quadrados pretos e vermelhos, respectivamente. O início da fase de balanço está assinalado na figura com triângulos pretos e vermelhos, para cada membro.

Após o cruzamento da variância com o valor limiar definido (magnitude  $3 \text{ m/s}^2$ ) no início do ciclo, começa a fase de apoio, onde a variância se mantém menor que o valor limiar até o subsequente cruzamento. A partir deste ponto começa a fase de balanço que conclui no próximo cruzamento com o valor limiar, mas em sentido oposto.



**Fig. 8.** Limiar definido com magnitude  $3 \text{ m/s}^2$  (linha azul), na raiz da variância do sinal do acelerômetro. Quadrados indicam início e fim dos ciclos de passada e os triângulos indicam o início da fase de balanço. Os membros pélvicos direito e esquerdo estão identificados com as cores, preto e vermelho, respectivamente.

O limiar definido no ponto  $3 \text{ m/s}^2$  permite a visualização e a determinação simples e eficaz do tempo de ciclo de passada, assim como o tempo e a porcentagem do apoio e balanço. Com esse limiar, pode-se diferenciar os membros e as fases da locomoção de maneira efetiva.

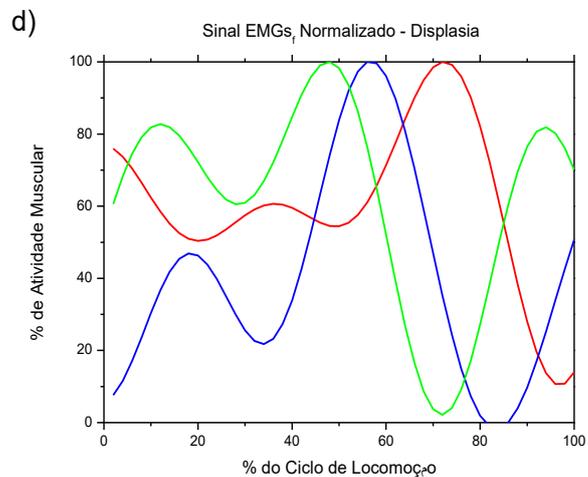
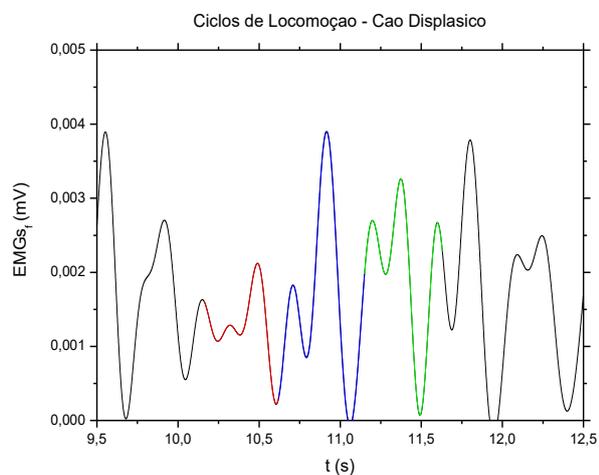
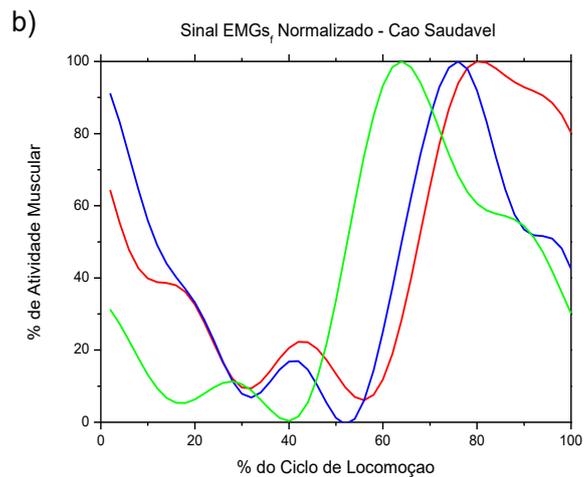
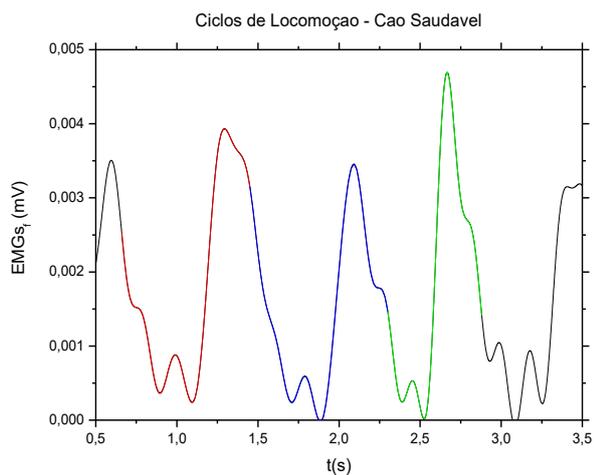
## ***2.6. Cortes temporais no sinal de eletromiografia: identificação dos ciclos de locomoção***

Como já foi definido anteriormente, o intervalo de coleta dos sinais foi de 30 s. Os pontos de início e fim de cada ciclo de locomoção válidos foram utilizados para corte temporal do sinal de eletromiografia. Como cada ciclo tem duração diferente, o sinal foi reamostrado em 50 pontos e normalizado em escala de 0 a 100 pela sua amplitude máxima e pelo intervalo temporal. Desta forma é possível encontrar a média e desvio padrão considerando cada um dos 5 ciclos válidos analisados para cada cão, totalizando 50 ciclos de locomoção.

Como exemplo destes ciclos no sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral, em cães saudáveis e displásicos, segue a Figura 9. No Apêndice 1 é detalhada a implementação do cálculo dos cortes temporais dos ciclos de passada, no sinal de eletromiografia, definidos pelo limiar no sinal do acelerômetro, normalização e cálculo da média e desvio padrão.

Os exemplos apresentados, tanto para o cão saudável, quanto para o displásico, refletem um intervalo de 3 s arbitrários, representativo dos 30 s de coleta total de dados. Nesta figura, em cada sinal foram especificados 3 ciclos de locomoção válidos, seguindo o algoritmo já descrito anteriormente.

Este comportamento apresentado nesse exemplo se estende para todos os cães saudáveis envolvidos neste estudo, o que permitiu identificar padrões periódicos nos ciclos de locomoção. Esta situação não foi reproduzida para ao menos um dos membros dos cães displásicos.



**Fig. 9.** Exemplos de cortes temporais no sinal de eletromiografia (a, c) e correspondentes valores reamostrados e normalizados (b, d), definidos pelo limiar de magnitude  $3 \text{ m/s}^2$  da raiz da variância do sinal do acelerômetro para um cão saudável e um cão displásico. Cada cor representa um ciclo de passada identificado.

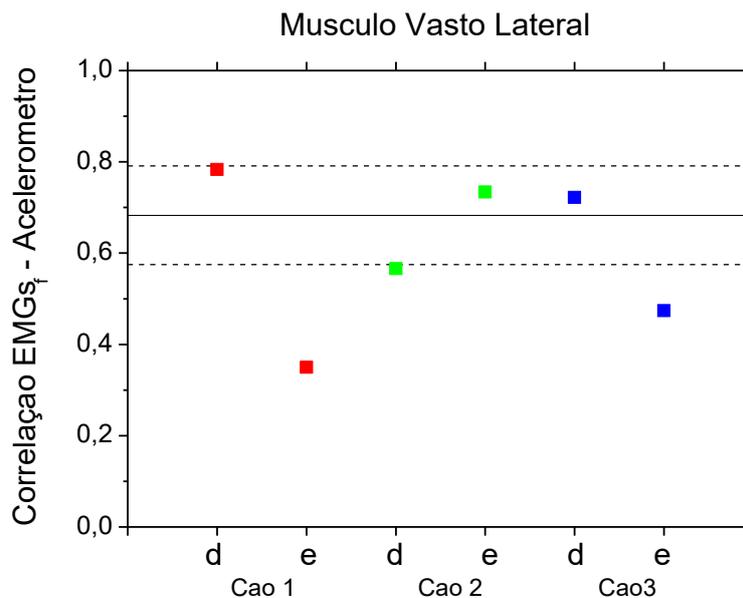
### 3.Resultados

A função de correlação foi calculada a partir das séries temporais de EMGs filtradas e da aceleração total para cada músculo de acordo com a Equação 3, contemplando um conjunto válido de ciclos de passada para cada indivíduo e separando os lados direito e esquerdo.

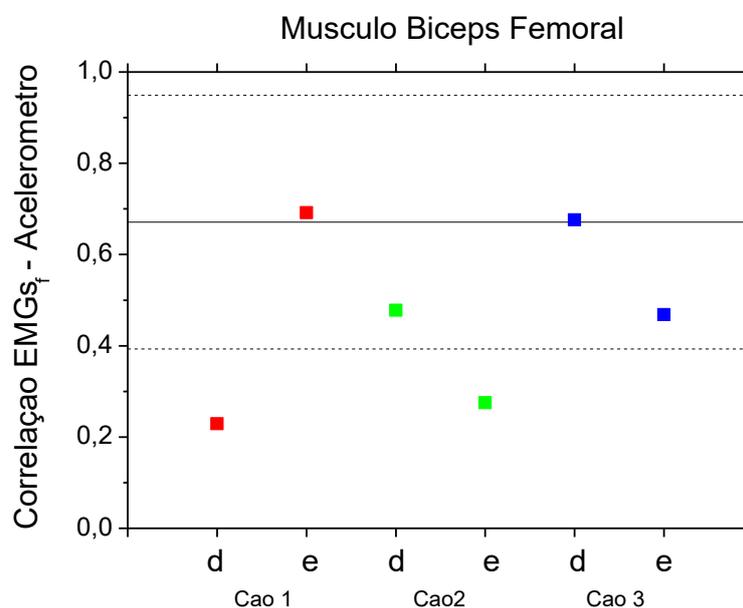
Nas Figuras 10 e 11 estão apresentados o intervalo adotado como normal, para os valores de função de correlação entre os sinais EMGs e os acelerômetros dos músculos vasto lateral e bíceps femoral em cães saudáveis, a partir do valor médio, e a incerteza estimada como o desvio padrão da média. Nestas figuras a linha contínua indica o valor médio da correlação entre o sinal EMGs e do acelerômetro obtido a partir das medidas em 10 cães saudáveis e calculado, segundo a Equação 3 para cada indivíduo. As linhas tracejadas representam o intervalo que contempla 95% dos indivíduos saudáveis. Os símbolos representam os valores da correlação obtida para estes músculos no membro pélvico direito e esquerdo para outros 3 cães displásicos.

O intervalo de normalidade obtido para o músculo vasto lateral está definido entre 0,575 e 0,791 e para o músculo bíceps femoral está definido entre 0,393 e 0,949, este intervalo é maior do que para o músculo vasto lateral.

Ao analisar o músculo vasto lateral na Figura 10, os três cães displásicos apresentaram valores de correlação entre a EMGs e o acelerômetro fora do intervalo de normalidade para ao menos um dos membros. Na Figura 11, para o músculo bíceps femoral somente um dos membros dos cães 1 e 2 estão fora do intervalo de normalidade e o Cão 3 permaneceu dentro com os dois membros. Desta forma o cão 3 seria considerado saudável avaliando a função de correlação para este músculo.



**Fig. 10.** Função de correlação entre o sinal EMGs e da aceleração total do músculo vasto lateral para cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos com cores diferentes para cada cão). As letras designam o lado do membro pélvico (e – esquerdo, d – direito) e abaixo o cão identificado com o índice.



**Fig.11.** Função de correlação entre o sinal EMGs do músculo bíceps femoral e da aceleração total de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos com cores diferentes para cada cão). Os números no eixo horizontal representam o índice do cão (1, 2 e 3) e as letras designam o lado (e – esquerdo, d – direito).

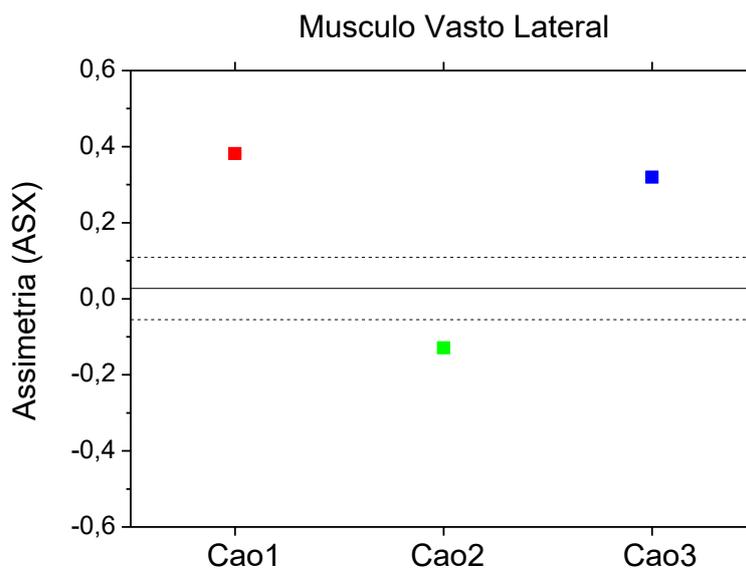
Espera-se que em um indivíduo perfeitamente saudável o valor da correlação entre o sinal de EMGs e o acelerômetro tenha valor máximo. Indivíduos fora da normalidade devem apresentar valores menores do que o limite inferior.

Nas Figuras 12 e 13 estão apresentados os intervalos adotados como normais, entre as linhas tracejadas, para a assimetria entre as correlações dos sinais de EMGs com acelerômetros dos músculos vasto lateral e bíceps femoral, calculadas para cães saudáveis, segundo a equação 3.

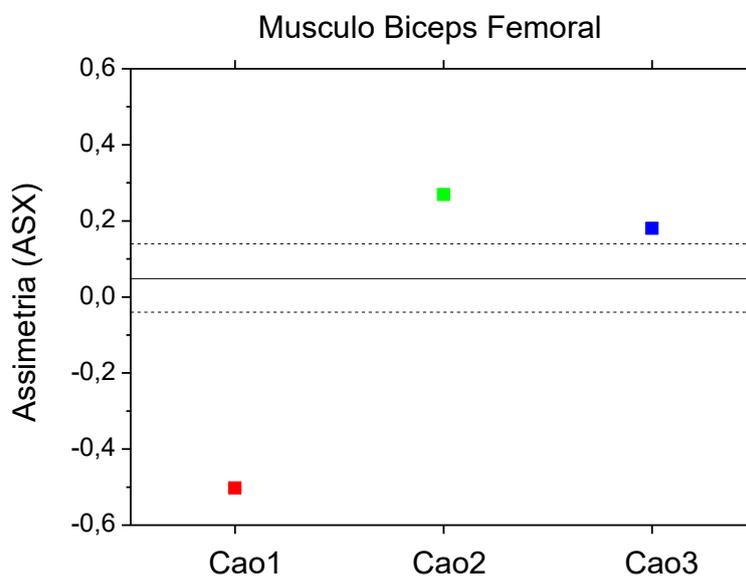
O intervalo de normalidade foi definido a partir do valor médio e a incerteza estimada com o desvio padrão da média, considerando os 10 cães saudáveis. Este intervalo de normalidade mostra-se delimitado na Figura 12, para o musculo vasto lateral, entre os valores  $-0,055$  e  $0,109$ , e como esperado é compatível com 0. Na Figura 13, para o músculo bíceps femoral, o intervalo está entre os valores  $-0,04$  e  $0,14$ , também compatível com 0.

Também são apresentadas as funções de assimetria entre os membros direito e esquerdo obtidas para três cães displásicos, identificados como Cão 1, 2 e 3 e representadas pelos símbolos. Os três cães displásicos analisados apresentaram valores de assimetria fora da normalidade, sendo que, os indivíduos 1 e 3 estão acima do valor normal e o indivíduo 2 está abaixo para o musculo vasto lateral. Para o musculo bíceps femoral o indivíduo 1 está abaixo do limite inferior do intervalo e os indivíduos 2 e 3 estão acima do limite superior do intervalo de normalidade.

A partir da definição da Equação 3, para os cães displásicos, o sinal da assimetria obtido dependerá de qual membro (direito ou esquerdo) apresenta maior valor de correlação próximo do intervalo de normalidade, entre o sinal de EMGs e do acelerômetro.



**Fig. 12.** Função de assimetria (ASX) entre os membros pélvicos direito e esquerdo, para a correlação entre o sinal de EMGs do músculo vasto lateral e o acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos).



**Fig.13.** Função de assimetria (ASX) entre os membros pélvicos direito e esquerdo, para a correlação entre o sinal de EMGs do músculo bíceps femoral e o acelerômetro de cães saudáveis (linhas) e displásicos (símbolos).

Através do item 2.5 para a identificação de fase de apoio e balanço, encontrou-se os valores médios de tempo de ciclo de locomoção, apoio e balanço para cada cão nos dois membros analisados e para os dois músculos. Na Tabela 1, tem-se os valores para os cães displásicos.

**Tabela 2.** Valores médios do tempo (s) de ciclo de passada e porcentagem média de apoio e balanço no ciclo de locomoção dos cães displásicos, para membros pélvicos direito e esquerdo.

	<b>Ciclo de locomoção (s)</b>	<b>% Apoio</b>	<b>% Balanço</b>
<b>Cão 1</b>	0,47 ± 0,09	53,79 ± 0,12	46,20 ± 0,05
<b>Cão 2</b>	0,56 ± 0,03	70,33 ± 0,04	29,66 ± 0,04
<b>Cão 3</b>	0,57 ± 0,23	36,20 ± 0,12	63,80 ± 0,23

Na Tabela 2, estão apresentados os valores para três cães saudáveis, como exemplo, para demonstrar a maior regularidade apresentada nas passadas desses cães, com tempos mais similares.

**Tabela 3.** Valores médios do tempo (s) de ciclo de passada e porcentagem média de apoio e balanço no ciclo de locomoção dos cães saudáveis, para membros pélvicos direito e esquerdo.

	<b>Ciclo de locomoção (s)</b>	<b>% Apoio</b>	<b>% Balanço</b>
<b>Cão 1</b>	0,72 ± 0,11	65,58 ± 0,10	34,42 ± 0,05
<b>Cão 2</b>	0,77 ± 0,03	66,81 ± 0,03	33,19 ± 0,05
<b>Cão 3</b>	0,69 ± 0,05	66,00 ± 0,04	34,00 ± 0,03

Obteve-se então os valores médios de todos os cães saudáveis e displásicos, para comparação e identificação, em análises de exames eletromiográficos de superfície, concomitantemente com acelerômetros. Foi possível demonstrar normalidade de passada e hígidez do animal por meio dessas filtragens e processamentos, determinando o tempo

médio de ciclo para o Labrador Retriever e o Golden Retriever de 0,72 segundos, como se observa na Tabela 3, em comparação aos cães displásicos. Em virtude da irregularidade de passada nos cães displásicos, os valores foram muito dispersos (alto desvio padrão), com uma média em torno de 50% do ciclo para apoio e 50% para balanço.

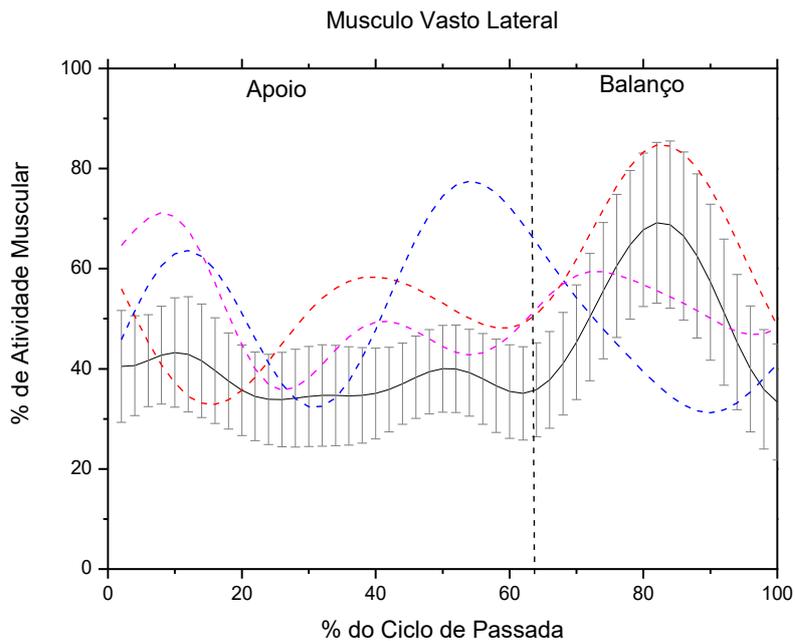
**Tabela 4.** Comparação de valores médios do tempo de ciclo de passada (s) e porcentagem média de apoio e balanço, no ciclo de locomoção dos cães saudáveis (n=10) e displásicos (n=3), para membros pélvicos direito e esquerdo. O número (n) de indivíduos de cada grupo está indicado na tabela.

<b>Cães</b>	<b>Ciclo de Locomoção (s)</b>	<b>% Apoio</b>	<b>% Balanço</b>
<b>Saudáveis</b>	0,72 ± 0,06	63,21 ± 8,81	36,79 ± 8,81
<b>Displásicos</b>	0,53 ± 0,11	53,44 ± 17,07	46,56 ± 17,07

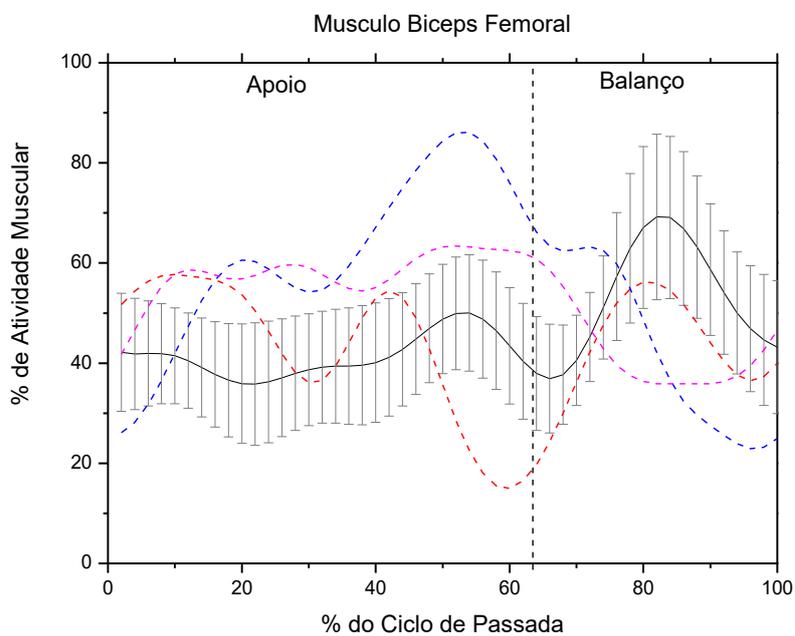
Dessa forma, foi possível identificar o valor de porcentagem dentro do ciclo de passada, correspondente a cada etapa, e analisar graficamente os ciclos da locomoção dos animais estudados para cada músculo separadamente, como apresentado na Figura 14, na qual se observa a porcentagem de atividade do músculo vasto lateral de ambos os membros para os cães saudáveis (linha contínua e barras) e para os displásicos (linhas tracejadas: cada cor indica um cão).

Somente um dos cães (Cão 1, linha tracejada vermelha) apresentou o máximo na região de balanço num momento próximo ao máximo de normalidade, sendo que, para o músculo vasto lateral o valor está na borda superior do limite de normalidade e para o bíceps femoral na borda inferior.

Na Figura 15, verifica-se a porcentagem de atividade do músculo bíceps femoral dos membros direito e esquerdo, para os cães saudáveis (linha contínua e barras) e para os displásicos (linhas tracejadas: cada cor indica um cão).



**Fig. 14.** Porcentagem de atividade do músculo vasto lateral, média e desvio padrão para os cães saudáveis (linha contínua e barras) e para os 3 cães displásicos (linhas tracejadas).



**Fig. 15.** Porcentagem de atividade do músculo bíceps femoral para os cães saudáveis (linha contínua e barras) e para os displásicos (linhas tracejadas).

#### 4. Discussão

O presente estudo avaliou os sinais de EMGs dos músculos bíceps femoral e vasto lateral durante o caminhar de cães e conseguiu distinguir as fases do ciclo da locomoção com o uso do acelerômetro acoplado ao sensor de EMGs. Além disso, foi possível comparar os dados de cães saudáveis com os displásicos, que se mostraram alterados.

O cálculo para as análises foi iniciado com a detecção precisa dos tempos de contato inicial e final da pata, usados diretamente para determinar quando se está em fase de apoio ou balanço e, assim, formar a base para outros cálculos mais complexos que podem determinar características temporais e espaciais, além de assimetria de locomoção (diferença entre os membros pélvicos) e variabilidades (McCrorry et al., 2001; Pastell et al., 2009; Catalfamo et al., 2010).

Nas pesquisas de EMGs humana, um dos maiores desafios é a normalização dos dados musculares (Burden, 2010). Em estudos veterinários com cavalo, cão e bovino, nos quais a normalização foi realizada, o método mais comum apresentado foi a normalização pela atividade muscular máxima observada durante a atividade de interesse (Valentin, 2016), assim como no caso da presente pesquisa. A obtenção de uma contração voluntária máxima isométrica para fins de normalização, como geralmente empregada em pacientes humanos (Burden, 2010), torna-se praticamente impossível em animais. Contudo, o uso das contrações dinâmicas promove maiores artefatos de movimento, poluindo o sinal, devido ao movimento do eletrodo em relação ao músculo durante a contração (Farina, 2006; De Luca et al., 2010) e pelas mudanças na propriedade de condutividade dos tecidos (Farina, 2006), como observado no atual estudo.

Existe uma ampla gama de métodos de processamento de sinal, incluindo filtros passa-baixa, passa-alta e filtro de passagem de banda, Wavelet e análise de Fourier (Merlo and Campanini, 2010). No entanto, a maior parte dos estudos em cães tem empregado o

filtro Butterworth, passa-baixa, com frequências de valor abaixo daquelas utilizadas em humanos, tais como 4Hz (Bockstahler et al., 2009; Bockstahler et al., 2012), provavelmente pelo fato do potencial elétrico muscular em cães ser de menor frequência. No atual estudo foi empregado o filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6 Hz, que foi considerado mais adequado quando comparado a um estudo prévio com filtragem passa-banda de 0,8 a 5 Hz (Negrão et al., 2018). Além disso, baseado nesta mesma pesquisa foi observado que não seria necessário o uso da filtragem no sinal do acelerômetro e que o corte passa-baixa no sinal do EMGs com valor de frequência de 6 Hz perderia menos informação do sinal e era suficiente para eliminação de ruídos.

Em consequência do resultado das filtrações no presente estudo, houve a percepção da semelhança nos padrões eletromiográficos entre as raças, possibilitando que a análise dos dados fosse simultânea, sem necessidade de divisão de grupos. Embora as raças fossem diferentes, ambas se classificam em cães de grande porte, o que pode ter contribuído para a similaridade dos dados.

Em cães saudáveis, ao se realizar a correlação entre o sinal da EMGs e o do acelerômetro, ocorreu uma diferença temporal praticamente constante, uma vez que a EMGs está associada com a sinalização da contração muscular e o acelerômetro vinculado com a efetivação do movimento. Desta forma foi possível estabelecer valores médios de referência com relação aos cães avaliados. Contudo, esta constante não foi observada nos cães displásicos, o que promoveu valores de correlação dispersos e irregulares entre os sinais.

O intervalo de normalidade obtido para a função de correlação entre o sinal de EMGs e o acelerômetro foi menor para o músculo vasto lateral, do que para o músculo bíceps femoral. Embora ambos os músculos mostrem atividade elétrica consistente com a fase de apoio da locomoção (Evans and de Lahunta, 2013), no presente estudo foi

avaliada apenas a porção cranial do músculo bíceps femoral, conforme posição do eletrodo, o que pode ter influenciado no seu maior intervalo de correlação. Em cães displásicos, no músculo vasto lateral todas as correlações ficaram fora da região de normalidade, para um dos membros pélvicos, ao passo que no bíceps femoral em um dos cães os dois membros mantiveram-se dentro da região. Isso mostra a necessidade da análise simultânea dos membros, para evitar um falso diagnóstico.

As funções de assimetria calculadas para cães displásicos ficaram fora do intervalo de normalidade obtido para cães saudáveis e muito dispersas, com valores positivos ou negativos. A significância nas diferenças de assimetria entre os membros direito e esquerdo em cães afetados com displasia coxofemoral, pode estar associada a diferença de severidade clínica entre os lados (Syrclé, 2017). Este resultado demonstra boa capacidade de delimitar os ciclos e rejeitar passadas não válidas, por exemplo, tropeços (que produzem sinais não classificáveis pelo método do limiar na raiz da variância do sinal do acelerômetro), tendo em vista que a presença da displasia promove redistribuição de forças entre os membros (Kennedy et al., 2003).

Após o processamento, os sinais EMGs obtidos para os indivíduos sadios apresentaram um padrão semelhante para ambos os músculos, com a amplitude praticamente constante na fase de apoio (com leves oscilações), o valor mínimo na vizinhança da transição entre apoio e balanço e a amplitude máxima no balanço. Ao realizar o mesmo tratamento dos sinais em cães displásicos, o resultado obtido não se enquadrava no padrão. Para alguns indivíduos, parte do sinal ficava confinado em vários intervalos de tempo na região de normalidade nas duas fases (balanço ou apoio), mas com a presença de estruturas (máximos e/ou mínimos) no apoio e nenhum mínimo relevante próximo a região de transição. Assimetrias e variabilidades nessas medidas têm significado em estudos humanos como bons preditores de vários estágios da doença

(Verghese et al., 2002; Yamada et al., 2012; Lord et al., 2013). Assim, um sistema que pode medir objetivamente com precisão os tempos de ciclo de passada provavelmente são de interesse tanto para a estudos em cães quanto para outros animais.

## **5. Conclusão**

O presente estudo mostrou que o método para análise e processamento dos sinais de EMGs combinado a dispositivos inerciais (acelerometria), baseada na interseção de um valor limiar por parte da função temporal da variância da aceleração, foi adaptado de forma bem-sucedida para identificação de estruturas de atividade muscular dos músculos bíceps femoral e vasto lateral, durante o ciclo de locomoção em cães ao caminhar, com o consequente estabelecimento de valores de referência que possibilitou a identificação de alterações nos sinais de EMGs em cães com displasia coxofemoral.

## REFERÊNCIAS

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.

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.

BURDEN A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr. Kines.*, v.20, n.6, p.1023–1035, 2010.

CATALFAMO, P.; GHOUSSAYNI, S.; EWINS, D. Gait event detection on level ground and incline walking using a rate gyroscope. *Sensors*, v.10, p.5683–5702, 2010.

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, n.8, p.1573-1579, 2010.

EVANS, H.E; DE LAHUNTA, A. *Miller's anatomy of the dog*. St. Louis: Elsevier Saunders, 2013. 849p.

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.

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

GODFREY, A., DEL DIN, S., BARRY, G., MATHERS, J., ROCHESTER, L. Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination. *Med. Eng. Phys.*, v.37, n.4, p.400-407, 2015.

GRATIELA-FLAVIA, D.; FLAVIA, R.; EMILIA, G. Surface electromyography in biomechanics: applications and signal analysis aspects. *J. Phys. Educ. Sport.*, v.25. n.4, p.1-10, 2009.

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.

KENNEDY, S.; LEE, D.V.; BERTRAM, J.E.A.; LUST, G.; WILLIAMS, A.J.; SODERHOLM, L.V.; HAMILTON, S., BLISS, S.P.; DYKES, N.L.; TODHUNTER, R.J. Gait evaluation in hip osteoarthritic and normal dogs using a serial force plate system. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.16, p.170–7, 2003.

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.

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.

LORD, S.; GALNA, B.; ROCHESTER, L. Moving forward on gait measurement: Toward a more refined approach. *Mov. Disord.*, v.28, p.1534–1543, 2013.

MARSCHOLLEK, M.; GOEVERCIN, M.; WOLF, K.H.; SONG, B.; GIETZELT, M.; HAUX, R.; STEINHAGEN-THIESSEN, E. A performance comparison of accelerometry-based step detection algorithms on a large, non-laboratory sample of healthy and mobility-impaired persons. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, p.1319-22, 2008.

MARTIN, K.W.; OLSEN, A.M.; DUNCAN, C.G.; DUERR, F.M. The method of attachment influences accelerometer-based activity data in dogs. *BMC Vet. Res.*, v.13, n.48, p.1-6, 2017.

MCCRORY, J.L.; WHITE, S.C.; LIFESO, R.M. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture*, v.14, p.104–109, 2001.

MEDVED, V.; CIFREK, M. Kinesiological electromyography. In: KLIKA, V. *Biomechanics in applications*. IntechOpen, 2011. p.349-366.

MERLO, A.; CAMPANINI, I. Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *Open Rehabil. J.*, v.3, p.98-109, 2010.

NEGRÃO, R.R.; MESA, J.; RAHAL, S.C. Análise de correlação entre séries temporais de eletromiografia e acelerometria em cães para determinação de padrões de normalidade. In: COSMOSKI, L.D.; CERUTII, F.L.S. *Bases da Saúde e Engenharia Biomédica*. Ed. Atena. v.2, p.21-28, 2018.

PASTELL, M.; TIUSANEN, J.; HAKOJÄRVI, M.; HÄNNINEN, L. A wireless accelerometer system with wavelet analysis for assessing lameness in cattle. *Biosyst. Eng.*, 104, 545–551, 2009.

PILLARD, P.; GIBERT, S.; VIGUIER, E. 3D accelerometric assessment of the gait of dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, v.15, n.Suppl 1, p.129-131, 2012.

SYRCLE, J. Hip dysplasia clinical signs and physical examination findings. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.47, p.769-775, 2017.

VALENTIN, S.; ZSOLDOS, R.R. Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.28, p.167-83, 2015.

VERGHESE, J.; LIPTON, R.B.; HALL, C.B.; KUSLANSKY, G.; KATZ, M.J.; BUSCHKE, H. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. *N. Engl. J. Med.*, v.347, p.1761–1768, 2002.

WERNIMONT, S.M.; THOMPSON, R.J.; MICKELSEN, S.L.; SMITH, S.C.; ALVARENGA, I.C.; GROSS, K.L. Use of accelerometer activity monitors to detect changes in pruritic behaviors: interim clinical data on 6 dogs. *Sensors (Basel)*, v.18, p.1-15, 2018.

YAMADA, M.; AOYAMA, T.; MORI, S.; NISHIGUCHI, S.; OKAMOTO, K.; ITO, T.; MUTO, S.; ISHIHARA, T.; YOSHITOMI, H.; ITO, H. Objective assessment of abnormal gait in patients with rheumatoid arthritis using a smartphone. *Rheumatol. Int.*, v.32, p.3869–3874, 2012.

YING, H.; SILEX, C.; SCHNITZER, A.; LEONHARDT, S.; SCHIEK, M. Automatic step detection in the accelerometer signal. In: *4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2007)*. v.13, Springer: Berlin, p.80–85, 2007.

## **APÊNDICE**

**Apêndice 1** - Cortes temporais dos ciclos de passada, no sinal de eletromiografia, definidos pelo limiar no sinal do acelerômetro, normalização e cálculo da média e desvio padrão.

D11 :=	D12 :=	D13 :=
$\left( \begin{array}{l} 5.45224E-5 \\ 5.34252E-5 \\ 4.95333E-5 \\ 4.298E-5 \\ 3.45846E-5 \\ 2.56465E-5 \\ 1.76091E-5 \\ 1.16972E-5 \\ 8.62113E-6 \\ 8.43051E-6 \\ 1.05432E-5 \\ 1.39316E-5 \\ 1.74079E-5 \\ 1.99214E-5 \\ 2.07946E-5 \\ 1.98394E-5 \\ 1.7343E-5 \\ 1.39385E-5 \\ 1.04103E-5 \\ 7.49191E-6 \\ 5.70616E-6 \\ 5.28097E-6 \\ 6.14496E-6 \\ 7.9929E-6 \\ 1.03901E-5 \\ 1.28861E-5 \\ 1.51134E-5 \\ 1.68542E-5 \\ 1.80724E-5 \\ 1.89101E-5 \\ 1.96573E-5 \\ 2.06974E-5 \\ 2.24372E-5 \\ 2.5226E-5 \\ 2.92738E-5 \\ 3.45853E-5 \\ 4.09211E-5 \\ 4.78049E-5 \\ 5.45814E-5 \\ 6.05205E-5 \\ 6.49498E-5 \\ 6.73841E-5 \\ 6.76229E-5 \\ 6.57843E-5 \\ 6.22662E-5 \\ 5.76438E-5 \\ 5.25282E-5 \\ 4.74279E-5 \\ 4.2653E-5 \\ 3.82874E-5 \end{array} \right)$	$\left( \begin{array}{l} 3.82874E-5 \\ 3.45337E-5 \\ 3.09159E-5 \\ 2.73282E-5 \\ 2.37622E-5 \\ 2.03378E-5 \\ 1.72856E-5 \\ 1.48818E-5 \\ 1.33558E-5 \\ 1.27974E-5 \\ 1.30936E-5 \\ 1.39208E-5 \\ 1.48001E-5 \\ 1.52097E-5 \\ 1.47251E-5 \\ 1.31515E-5 \\ 1.06083E-5 \\ 7.53757E-6 \\ 4.62307E-6 \\ 2.63615E-6 \\ 2.24156E-6 \\ 3.8122E-6 \\ 7.3035E-6 \\ 1.22277E-5 \\ 1.77407E-5 \\ 2.2829E-5 \\ 2.6554E-5 \\ 2.8296E-5 \\ 2.79309E-5 \\ 2.58915E-5 \\ 2.30909E-5 \\ 2.07176E-5 \\ 1.99489E-5 \\ 2.1651E-5 \\ 2.61429E-5 \\ 3.30865E-5 \\ 4.15339E-5 \\ 5.01324E-5 \\ 5.74345E-5 \\ 6.22429E-5 \\ 6.39001E-5 \\ 6.24546E-5 \\ 5.86495E-5 \\ 5.37389E-5 \\ 4.91725E-5 \\ 4.62271E-5 \\ 4.56744E-5 \\ 4.75756E-5 \\ 5.12534E-5 \\ 5.54535E-5 \end{array} \right)$	$\left( \begin{array}{l} 5.54535E-5 \\ 5.87708E-5 \\ 5.93553E-5 \\ 5.61934E-5 \\ 4.9185E-5 \\ 3.91959E-5 \\ 2.78466E-5 \\ 1.70947E-5 \\ 8.72829E-6 \\ 3.91104E-6 \\ 2.90734E-6 \\ 5.05837E-6 \\ 9.01164E-6 \\ 1.31326E-5 \\ 1.59767E-5 \\ 1.66855E-5 \\ 1.5194E-5 \\ 1.21958E-5 \\ 8.8843E-6 \\ 6.554E-6 \\ 6.1843E-6 \\ 8.13253E-6 \\ 1.20277E-5 \\ 1.6893E-5 \\ 2.14566E-5 \\ 2.45549E-5 \\ 2.55041E-5 \\ 2.43283E-5 \\ 2.1774E-5 \\ 1.91082E-5 \\ 1.776E-5 \\ 1.89108E-5 \\ 2.31532E-5 \\ 3.03145E-5 \\ 3.94964E-5 \\ 4.93119E-5 \\ 5.82495E-5 \\ 6.50593E-5 \\ 6.90518E-5 \\ 7.02325E-5 \\ 6.92401E-5 \\ 6.71186E-5 \\ 6.49965E-5 \\ 6.37678E-5 \\ 6.38623E-5 \\ 6.51634E-5 \\ 6.70837E-5 \\ 6.87635E-5 \\ 6.93266E-5 \\ 6.81166E-5 \end{array} \right)$

$$D11n := \frac{D11}{\max(D11)}$$

$$D12n := \frac{D12}{\max(D12)}$$

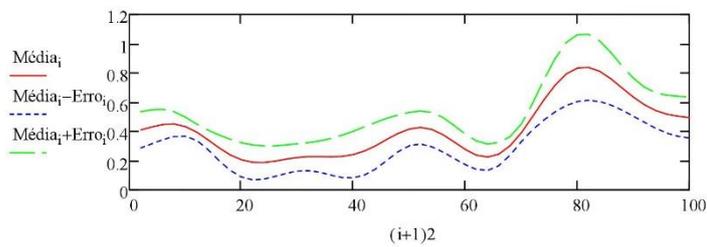
$$D13n := \frac{D13}{\max(D13)}$$

$$i := 0, 1.. 49$$

$$\max(D11) - \min(D11) = 6.234 \times 10^{-5}$$

$$\text{Erro}_i := \sqrt{\frac{(D11n_i - \text{mean}(D11n))^2 + (D12n_i - \text{mean}(D12n))^2 + (D13n_i - \text{mean}(D13n))^2 + (E11n_i - \text{mean}(E11n))^2 + (E12n_i - \text{mean}(E12n))^2 + (E13n_i - \text{mean}(E13n))^2}{6.5}}$$

$$\text{Média}_i := \frac{D11n_i + D12n_i + D13n_i + (E11n_i + E12n_i + E13n_i)}{6}$$



Média <sub>i</sub> =	Erro <sub>i</sub> =	Média <sub>i</sub> - Erro <sub>i</sub> =	Média <sub>i</sub> + Erro <sub>i</sub> =
0.409	0.124	0.285	0.533
0.429	0.116	0.313	0.546
0.446	0.103	0.343	0.55
0.449	0.086	0.363	0.534
0.43	0.066	0.364	0.497
0.392	0.056	0.337	0.448
0.341	0.066	0.275	0.407
0.286	0.088	0.198	0.374
0.238	0.107	0.131	0.345
0.204	0.118	0.086	0.322
0.187	0.119	0.067	0.306
0.186	0.114	0.072	0.299
0.195	0.105	0.091	0.3
0.209	0.097	0.112	0.306
0.22	0.093	0.127	0.313
...	...	...	...

## **ANEXO**

**Anexo 1** - Artigo apresentado no V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica, realizado na cidade de Uberlândia, Minas Gerais, de 23 a 26 de outubro de 2017, publicado pela Editora Atena, no e-book denominado “Bases da Saúde e Engenharia Biomédica”, em novembro de 2018.



Ponta Grossa, 20 de novembro de 2018.

DECLARAÇÃO DE PUBLICAÇÃO

Declaro que o artigo intitulado "ANÁLISE DE CORRELAÇÃO ENTRE SÉRIES TEMPORAIS DE ELETROMIOGRAFIA E ACELEROMETRIA EM CÃES PARA DETERMINAÇÃO DE PADRÕES DE NORMALIDADE" de autoria de "ROBERTA ROCHA NEGRÃO", foi aprovado e publicado no livro eletrônico "Bases da Saúde e Engenharia Biomédica", ISBN 978-85-85107-68-0 e DOI 10.22533/at.ed.680183110.

Agradeço a escolha pela Atena Editora como meio de transmitir ao público científico e acadêmico o trabalho e parabenizo os autores pela publicação.

Reitero protestos de mais elevada estima e consideração.

  
Prof.ª Dr.ª Antonella Carvalho de Oliveira  
Editora Chefe  
ATENA EDITORA  
PREFIXO EDITORIAL ISBN 93243  
PREFIXO DOI 10.22533

Atena Editora - CNPJ: 26.080.637/0001-29  
Rua Júlia Lopes, 556, Órtas  
Ponta Grossa – PR – CEP: 84.070-202  
E-mail: contato@atenaeditora.com.br  
Site: www.atenaeditora.com.br

**Anexo 2 - Atestado de aprovação do projeto pelo Concelho Nacional de Controle de Experimentação Animal.****ATESTADO**

**Atesto** que o Projeto "Análise de séries temporais de eletromiografia em cães para determinação de padrões de normalidade." **Protocolo CEUA 0121/2017**, a ser conduzido por Roberta Rocha Negrão, responsável/orientador Sheila Canevese Rahal, para fins de pesquisa científica/ensino - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal - CONCEA.

<b>Finalidade</b>	PESQUISA CIENTÍFICA
<b>Vigência do projeto</b>	15/06/2017 a 02/03/2018
<b>Nome Comum / Espécie / Linhagem</b>	//
<b>Raça</b>	
<b>Nº de animais machos</b>	0
<b>Nº de animais fêmeas</b>	0
<b>Nº de animais sexo indefinido</b>	0
<b>Peso médio de animais machos</b>	0
<b>Peso médio de animais fêmeas</b>	0
<b>Peso médio de animais sexo indefinido</b>	0
<b>Idade</b>	ano(s) e 0 mes(es) e 0 dia(s).
<b>Procedência</b>	Centro Veterinário de Análise do Movimento

**Projeto de Pesquisa aprovado em reunião da CEUA em 08/06/2017**



**JOSÉ NICOLAU PRÓSPERO PUOLI FILHO**  
Presidente da CEUA da FMVZ, UNESP - Campus de Botucatu