

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

**APLICAÇÃO DA ANÁLISE DE ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE INTEGRADA COM SENSORES INERCIAIS
(ACELERÔMETROS) NO ESTUDO DO CICLO DA
LOCOMOÇÃO EM CÃES**

ROBERTA ROCHA NEGRÃO

**Botucatu - SP
2023**

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

**APLICAÇÃO DA ANÁLISE DE ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE INTEGRADA COM SENSORES INERCIAIS
(ACELERÔMETROS) NO ESTUDO DO CICLO DA
LOCOMOÇÃO EM CÃES**

ROBERTA ROCHA NEGRÃO

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

Orientadora: Prof^ª. Titular Sheila Canevese Rahal

Coorientador: Prof. Assoc. Joel Mesa Hormaza

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

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Negrão, Roberta Rocha.

Aplicação da análise de eletromiografia de superfície integrada com sensores inerciais (acelerômetros) no estudo do ciclo da locomoção em cães / Roberta Rocha Negrão. - Botucatu, 2023

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

Orientador: Sheila Canevese Rahal

Coorientador: Joel Mesa Hormaza

Capes: 50501003

1. Cães - Locomoção. 2. Eletromiografia. 3. Locomoção animal. 4. Acelerômetros. 5. Processamento de sinal adaptativo.

Palavras-chave: Atividade muscular; Bíceps femoral; Ciclo de locomoção; Processamento de sinal.

Nome do autor: Roberta Rocha Negrão

TÍTULO: APLICAÇÃO DA ANÁLISE DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE INTEGRADA COM SENSORES INERCIAIS (ACELERÔMETROS) NO ESTUDO DO CICLO DA LOCOMOÇÃO EM CÃES

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Assoc. Joel Mesa Hormaza

Presidente da banca e coorientador

Departamento de Física e Biofísica

Instituto de Biociências (IBB)

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, São Paulo

Dr. Washington Takashi Kano

Membro

Médico Veterinário - CRMV SP 20587(UEL)

Doutor em Biotecnologia Animal (FMVZ-UNESP)

Dr. Alexandre William Camargo

Membro

Centro de Estudos de Energia e Petróleo (Cepetro/HPG)

Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Prof. Assoc. Vladimir Eliodoro Costa

Membro

Departamento de Física e Biofísica

Instituto de Biociências (IBB)

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, São Paulo

Profa. Dra. Luciane dos Reis Mesquita

Membro

Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, São Paulo

Profa. Titular Sheila Canevese Rahal

Suplente e Orientadora

Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, São Paulo

Prof. Assis. Dr. Allan Felipe Farrori Alves

Membro

Departamento de Física e Biofísica

Instituto de Biociências (IBB)

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, São Paulo

Profa. Assis. Dra. Andriana Susana Lopes de Oliveira Campanharo

Suplente

Departamento de Biodiversidade e Bioestatística

Instituto de Biociências (IBB)

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, São Paulo

À minha mãe (em memória).

"Uma mãe é a primeira amiga, o melhor conselheiro e o amor mais sincero que podemos conhecer."

Autor desconhecido

Agradecimentos

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

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

Ao programa de Pós-graduação em Biotecnologia Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP (Botucatu) pela oportunidade.

À minha orientadora Profa. Dra. Sheila Canevese Rahal e ao Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza, meu coorientador, a quem devo minha gratidão e admiração pelos ensinamentos, conhecimentos transmitidos, apoio, paciência e todo auxílio no desenvolvimento da pesquisa.

À equipe de médicos veterinários que coletaram os dados essenciais ao trabalho, aos pacientes caninos e seus tutores, os quais colaboraram com nosso projeto.

Ao meu companheiro Rômulo Campos Lopes de Souza, à minha irmã Camila Cristina Rocha Mendes, meu muito obrigada pelo apoio, carinho e compreensão em todos os momentos do projeto e da vida.

À toda minha família, aos amigos de profissão, às amigas da República Albergue, com a presença de vocês tudo fica mais fácil.

Aos membros da banca pela contribuição neste trabalho.

LISTA DE FIGURAS

Capítulo 2

- Fig. 1** - Eletrodo não invasivo de EMGs da Delsys, composto por um sensor denominado eletrodo de registro e um eletrodo de referência..... 37
- Fig. 2** - Sinal de eletromiografia bruto do membro pélvico direito e esquerdo de um cão. 39
- Fig. 3** - Sinal de eletromiografia do membro pélvico de um cão saudável corrigido para o valor médio de 0..... 40
- Fig. 4** - Sinal de eletromiografia do membro pélvico de um cão saudável retificado com filtro de meia onda. 40
- Fig. 5** - Sinal de eletromiografia com filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz, do membro pélvico de um cão saudável. 41
- Fig. 6** - Sinais dos acelerômetros brutos nos três eixos dos membros pélvicos direito e esquerdo de um cão saudável. 42
- Fig. 7** - Sinal dos três eixos do acelerômetro com off-set e filtro Butterworth no do membro pélvico direito de um cão saudável. 43
- Fig. 8** - Sinal do acelerômetro total do membro pélvico direito de um cão saudável..... 44
- Fig. 9** - Sinal do acelerômetro na componente x do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável. 45
- Fig. 10** - Sinal do acelerômetro na componente y do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável. 46
- Fig.11** - Sinal do acelerômetro na componente z do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável. 47
- Fig. 12** - Sinal do acelerômetro total do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável..... 48
- Fig. 13** - Exemplo de sinal eletromiográfico e pontos de máximos, mínimos e zeros dos três eixos do acelerômetro. 50
- Fig. 14** - Exemplo de sinal eletromiográfico e pontos de máximos e mínimos do acelerômetro total. 51
- Fig. 15** - Sinal de EMG esquerdo e extremos do acelerômetro no eixo z esquerdo identificados com os pontos coloridos. As setas indicam o início

do ciclo no zero do sinal do acelerômetro do eixo z logo após o ponto de máximo.	53
Fig. 16 - Vinte ciclos de passada definidos a partir dos zeros do sinal do acelerômetro do eixo z logo após os pontos de máximo.	54
Fig. 17 - Padrão de atividade média do músculo bíceps femoral durante a locomoção de um cão saudável.....	54
Fig. 18 - Padrão dos ciclos de passada no sinal do acelerômetro para os eixos x, y e z.....	56
Fig. 19 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro nos eixos x, y e z.	57
Fig. 20 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo x.	61
Fig. 21 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo y.	62
Fig. 22 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z.	63
Fig. 23 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z sem os ciclos 1 e 9.....	65
Fig. 24 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z sem os ciclos 2 e 19.....	66
Fig. 25 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z sem os ciclos 2,10,16,19,20.....	66
Fig. 26 - Padrão de atividade média do músculo bíceps femoral e os desvios padrão em relação a porcentagem do ciclo de passada.....	67
Fig. 27 - Padrão de atividade média do músculo bíceps femoral sem os ciclos 1 e 9 (que interferem nos eixos x e y), 2 e 19 (que interferem no eixo z), 2, 10,16, 19 e 20 (que interferem no eixo z) e os desvios padrão em relação a porcentagem dos ciclos de passada.	68
Fig. 28 - Porcentagem de atividade muscular para o total e ciclos (linha azul) e apenas para os ciclos válidos (linha vermelha) sem os ciclos 1 e 9 (que interferem nos eixos x e y) em relação a porcentagem do ciclo de passada.	69
Fig. 29 - Porcentagem de atividade muscular para o total e ciclos (linha azul) e apenas para os ciclos válidos (linha vermelha) sem os pontos que interferem no eixo z, na representação acima sem os denominados 2 e 19,	

e abaixo sem os pontos 2, 10,16, 19 e 20 em relação a porcentagem do ciclo de passada.	70
Fig. 30 - Porcentagem da diferença em relação aos ciclos totais e os válidos em comparação com a porcentagem do ciclo de passada nas três representações.	72
Fig. 31 - Padrão do acelerômetro no eixo z com todos os ciclos, abaixo apenas com os ciclos válidos.	73

Capítulo 3

Fig. 1 - Espectrogramas de um sinal padrão de EMG coletado e o correspondente filtrado.	83
Fig. 2 - Espectrogramas dos sinais dos três eixos do acelerômetro coletados e os correspondentes filtrados.	84
Fig. 3 - Padrão dos sinais dos três eixos do acelerômetro num ciclo de passada.	85
Fig. 4 - Padrão dos sinais dos três eixos do acelerômetro em um ciclo de passada.	87
Fig. 5 - Padrão dos sinais dos três eixos do acelerômetro num ciclo de passada.	88
Fig. 6 - Diagrama do espaço de fase considerando os três eixos do acelerômetro. A seta preta indica o início do ciclo de passada e as setas coloridas, o sentido do movimento da componente do sensor (nos três eixos é no sentido horário).	90
Fig. 7 - Trajetória tridimensional reconstruída para o sensor. As setas grossas indicam o ponto de início e as finas o sentido do movimento.	90
Fig. 8 - Identificação dos estágios do ciclo de passada no padrão de EMGs a partir dos extremos identificados nos acelerômetros.	92

Anexos

- Fig. 1 Exemplos de sinal eletromiográfico e pontos de máximos, mínimos e zeros dos três eixos do acelerômetro em diversas possibilidades de correlação. 98
- Fig. 2 Exemplos de sinal eletromiográfico e pontos de máximos, mínimos e zeros dos três eixos do acelerômetro em diversas possibilidades de correlação. 99

Apêndices

- Fig. 3 Exemplos de gráficos testes para comprovação de evento cíclico para sinais da EMGs e acelerômetro nos três eixos. 101

LISTA DE TABELAS

Capítulo 2

Tabela 1 Correlação do sinal de eletromiografia e os três eixos do sinal do acelerômetro para os sinais sem processamento..... 52

Tabela 2 Correlação do sinal de eletromiografia e os três eixos do sinal do acelerômetro para os sinais com processamento..... 52

LISTA DE ABREVIATURAS

ACC	Acelerômetro
ASX	Função de Assimetria
EMGs	Eletromiografia de superfície
Hz	Hertz
mV	Milivolts
s	Segundos
t	Tempo
σ	Raiz da Variância
σ_t^2	Variância
a	Aceleração
g	Gravidade

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1.....	14
INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	15
REVISÃO DA LITERATURA.....	17
<i>Eletromiografia de superfície (EMGs)</i>	17
<i>Acelerômetros</i>	19
<i>Eletromiografia de superfície e acelerômetro em humanos</i> .	22
<i>A locomoção canina/eletromiografia de superfície e</i> <i>acelerômetro</i>	25
<i>Importância da análise de locomoção em medicina veterinária</i>	27
REFERÊNCIAS	28
 CAPÍTULO 2.....	 34
TRABALHO CIENTÍFICO 1	35
1 INTRODUÇÃO	35
2 MATERIAL E MÉTODOS	36
2.1 <i>Sistema de sensor EMGs acoplado à acelerômetro</i>	36
2.2 <i>Coleta dos sinais de EMGs e acelerômetro</i>	37
2.3 <i>Processamento dos sinais</i>	38
2.4 <i>Detecção dos pontos extremos do acelerômetro</i>	45
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	49
3.1 <i>Correlação da eletromiografia com o acelerômetro</i>	49
3.2 <i>Validade dos ciclos de passada</i>	60
4 CONCLUSÃO.....	75
5 REFERÊNCIAS.....	76
 CAPÍTULO 3.....	 78
TRABALHO CIENTÍFICO 2	79
1 INTRODUÇÃO	79
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	80
2.1 <i>EMGs e sinais de acelerômetro</i>	80
2.2 <i>Filtragem de sinais de EMGs e do acelerômetro na</i> <i>análise da locomoção</i>	81
2.2 <i>Espectrograma de sinais de EMGs e acelerômetro</i>	81
2.3 <i>Integração de Sinal</i>	81
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	83
4 CONCLUSÃO.....	92
5 REFERÊNCIAS.....	93
 ANEXOS.....	 96
ANEXO 2 – POSSIBILIDADES DE COMBINAÇÕES GRÁFICAS	98
 APÊNDICES	 100
APÊNDICE A – GRÁFICOS TESTES	101

NEGRÃO, R.R. Aplicação da análise de eletromiografia de superfície integrada com sensores inerciais (acelerômetros) no estudo do ciclo da locomoção em cães. Botucatu, 2023. 104p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar a aplicabilidade da análise combinada de EMGs e acelerômetro na análise do ciclo da locomoção em cães. Estes sinais foram obtidos a partir do músculo bíceps femoral, de cães saudáveis das raças Labrador retriever e Golden retriever, durante o caminhar em velocidade controlada. Após o processamento do sinal, foi utilizado um filtro Butterworth passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte de 6 Hz para o sinal de eletromiografia e um filtro passa-banda de com frequência de corte de 1Hz a 6Hz para o sinal do acelerômetro. O algoritmo foi aplicado também para determinar um valor limite para as fases do ciclo da locomoção. Em seguida, foram determinadas as correlações entre os sinais de ambos os transdutores. Dados relativos à atividade muscular percentual, tempo de apoio e balanço durante o ciclo da locomoção em cães saudáveis foram gerados após o processamento do sinal e diagramas de fase para comprovação dos pontos de corte. Foi possível concluir que a integração da análise de EMGs com sensores inerciais é uma ferramenta eficaz para a identificação com precisão de perfis estruturais de atividade muscular e a dinâmica de movimento durante o ciclo da locomoção em cães. O processamento dos sinais de EMGs e acelerômetro com filtros adequados e a utilização de um algoritmo para identificar as fases do ciclo da locomoção permitiram obter uma visão mais detalhada e precisa da atividade muscular do músculo bíceps femoral durante a locomoção. A análise combinada dos sensores foi eficaz em identificar as correlações entre as atividades musculares e as fases do ciclo de passada, e identificar validade dos ciclos para estudo, o que pode ser valioso na identificação de doenças musculoesqueléticas.

Palavras-chave: Atividade muscular; Músculo bíceps femoral; Processamento de sinais; Locomoção.

NEGRÃO, R.R. Use of surface electromyography integrated with inertial sensors (accelerometers) in the study of the gait cycle in dogs. Botucatu, 2023. 104p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

SUMMARY

This study aimed to investigate the applicability of the combined analysis of sEMG and accelerometer in the canine gait cycle. These signals were obtained from the biceps femoris muscle of healthy dogs from Labrador retriever and Golden retriever breeds during walking in controlled velocity. After signal processing, a second-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 6 Hz was used for the sEMG signal and a band-pass filter with a cutoff frequency of 1Hz to 6Hz for the accelerometer signal. The algorithm was also applied to determine a threshold value for the gait cycle phases. Then, correlations between the signals from both transducers were determined. Data related to percentage muscle activity, stance time, and swing time during the gait cycle were generated after signal processing and phase diagrams for cut-off point verification. In conclusion, the integration of sEMG analysis with inertial sensors is an effective tool for accurately identifying muscle activity and movement dynamics profiles during the gait cycle in dogs. The processing of EMG and accelerometer signals with adequate filters and the use of an algorithm to identify the gait cycle phases allowed for a more detailed and precise view of the biceps femoris muscle activity during gait in healthy dogs. The combined analysis of the sensors was effective in identifying the correlations between muscle activities and the gait cycle phases, and in identifying the validity of the cycles for study, which can be valuable in the identification of musculoskeletal diseases.

Key words: Muscle activity; Femoral biceps muscle; Signal processing; Locomotion.

Estrutura da Tese

Esta tese será apresentada em formato de artigos científicos que foram desenvolvidos durante os anos de doutorado já publicado e/ou submetidos para publicação. Cada artigo está seguindo as normas da revista que foi enviado. Para clarificar a leitura deste trabalho, foi realizado um esboço explicando o objetivo principal de cada seção. Sendo assim:

O **Capítulo 1** apresenta a importância do desenvolvimento de novos algoritmos para utilização em estudos de locomoção em cães para diferentes objetivos, bem como a melhoria de materiais já existentes. Foi discutido com base nas referências bibliográficas, os principais problemas que existem na atualidade para desenvolvimento de uma padronização dos processamentos de sinais coletados nos cães, a fim de se obter uma maneira mais simplificada e com menores custos para que tenhamos ampla disseminação e maior facilidade em novos estudos.

O **Capítulo 2** traz a aplicação do desenvolvimento de novos algoritmos para estudos em cães, possibilitando a interpretação das fases do ciclo de passada e a escolha de ciclos de passadas válidos sem necessidade de auxílio de outros equipamentos, facilitando a aplicação do uso de eletromiografia com o acelerômetro em novos estudos e em ambientes clínicos.

No **Capítulo 3**, por meio da utilização do espectrograma como ferramenta de validação dos dados obtidos do acelerômetro integrado ao EMGs e com a descrição de um protocolo de processamento de sinal desenvolvido, tornou-se possível definir as diferentes etapas do ciclo da locomoção canina e reconstruir a trajetória padrão de deslocamento do acelerômetro, oferecendo informações detalhadas sobre a movimentação dos animais e contribuindo para o avanço dos estudos sobre a locomoção canina.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

A eletromiografia de superfície (EMGs) é uma técnica utilizada para medir a atividade elétrica dos músculos e é amplamente utilizada em aplicações clínicas, esportivas e de pesquisa em humanos (MERLETTI e PARKER, 2004). O processamento de sinais de EMGs é um passo importante na análise da atividade muscular e inclui a aquisição, filtragem, amplificação e processamento dos sinais de EMGs para extrair informações relevantes sobre a atividade muscular (MERLETTI e PARKER, 2004; PAPAGIANNIS et al., 2019).

Vários tipos de sistemas de eletromiografia de superfície (EMSs) combinados com os sinais do acelerômetro têm sido empregados, ou propostos, em pacientes humanos com o intuito de identificar e categorizar atividades motoras funcionais em indivíduos sem restrições (NAWAB et al., 2004), para o reconhecimento de gestos de mão (ZHANG et al., 2011), na classificação de tremores de pacientes com doença de Parkinson (BARAKA et al., 2019), na avaliação do equilíbrio (GHASEMZADEH et al., 2010), para o monitoramento das atividades diárias de pacientes com acidente vascular encefálico (ROY et al., 2009) e análise da qualidade de exercícios de reabilitação (PEREIRA et al., 2019a; PEREIRA et al., 2019b). Desta forma, além dos sistemas possibilitarem a avaliação de diversas condições clínicas, há também estudos com objetivos relacionados ao esporte, visando monitorar atividades esportivas e de condicionamento físico, entre outros (BIAGETTI et al., 2018a; BIAGETTI et al., 2018b).

Juntamente com acelerômetros, a EMGs é usada para avaliar a função muscular em diferentes situações, como na avaliação de lesões musculares ou em condições clínicas específicas. O uso de acelerômetros sem fio e eletromiografia de superfície (EMGs) tem também permitido monitorar os padrões característicos da locomoção normal e assimétrica em pacientes humanos (SPULBER et al., 2012).

Por sua vez, em medicina veterinária o uso tem sido mais limitado. Um estudo desta metodologia em cães permitiu mostrar que os sinais coletados de

animais com displasia coxofemoral ao caminhar mantinham-se fora do intervalo de referência estabelecido para cães normais, no mesmo padrão de locomoção (NEGRÃO et al., 2022).

A combinação destas técnicas utilizada para avaliar a função muscular, a locomoção em cães, bem como para uma melhor compreensão da eletromiografia dinâmica requer a determinação do tempo de início e cessação da atividade de cada músculo com base na posição do membro, dentro do ciclo da locomoção, o qual tem sido efetuado em cães com o emprego de cinemática (BOCKSTAHLER et al., 2012; BREITFUSS et al., 2015). Por outro lado, ainda faltam estudos empregando apenas o acelerômetro.

Neste sentido, o presente estudo visou avaliar a aplicação da análise de EMGs integrada com acelerômetros no estudo do ciclo da locomoção em cães.

REVISÃO DA LITERATURA

Eletromiografia de superfície (EMGs)

O sinal eletromiográfico permite obter informação sobre o músculo e a função dos neurônios motores, uma vez que mensura a corrente elétrica gerada pelo músculo durante a contração (PALUMBO et al., 2021). No caso da eletromiografia de superfície (EMGs), o sinal EMGs representa as características da função muscular e proporciona informação sobre as atividades musculares, sendo que para a realização do exame tem sido empregado mais frequentemente os eletrodos não invasivos de superfície, os quais podem ser do tipo ativo (não requer preparação da pele) ou passivo (necessita limpeza da pele e aplicação de gel para melhorar a transmissão do sinal) (PAPAGIANNIS et al., 2019). Os sinais de EMGs são geralmente muito fracos e de baixa amplitude, por isso é importante utilizar técnicas de filtragem para remover o ruído e destacar o sinal de interesse (REAZ et al., 2006; PAPAGIANNIS et al., 2019).

Embora a atividade muscular seja obtida de forma menos invasiva com os eletrodos de superfície, essa apenas mensura a atividade dos músculos superficiais próximo ao eletrodo (FRIGO e CRENNNA, 2009; WONG et al., 2015). O próximo passo no processamento de sinais de EMGs é a extração de características relevantes do sinal, como a amplitude, a duração, a frequência e a fase (REAZ et al., 2006; TABORRI et al., 2020). Essas características são então utilizadas para avaliar a atividade muscular, identificar padrões de movimento e avaliar a força muscular (TABORRI et al., 2020; PALUMBO et al., 2021). O eletrodo deve ser colocado na direção do músculo e evitando-se as extremidades e parte tendínea do músculo (FRIGO e CRENNNA, 2009).

A EMGs é uma ferramenta importante junto à análise de movimento, em áreas relacionadas ao esporte, reabilitação e avaliação da progressão e êxito de um tratamento, assim como na investigação de distúrbios da locomoção (FRIGO e CRENNNA, 2009; PAPAGIANNIS et al., 2019; PALUMBO

et al., 2021). O método permite analisar a disfunção muscular, detectar padrões não corretos de ativação muscular, bem como auxiliar no estabelecimento e na avaliação de um tratamento (PALUMBO et al., 2021). A análise dinâmica dos músculos realizada por EMGs é particularmente interessante no esporte, especialmente na prevenção de lesões, bem como para melhorar o desempenho de uma tarefa avaliando a ativação e/ou fadiga muscular (TABORRI et al., 2020; PALUMBO et al., 2021).

Wang et al. (2013) estudaram o uso da EMGs, aplicados nos músculos dos membros inferiores, para determinar padrões locomotores em pacientes humanos. Segundo os autores, foi possível demonstrar quatro movimentos (caminhar, correr, subir escadas e descer escadas) baseados na EMGs, com uma taxa de erro de menos que 2%.

Vários fatos fazem ocorrer um contraste entre a aplicação da EMGs na prática clínica e os achados das pesquisas, tais como: preparação da pele, tipo de eletrodos, forma de aplicação dos eletrodos, a falta de aplicabilidade clínica de sistemas de EMGs devido a resolução espacial limitada, custo do equipamento, falta de treino e confiança para usar o equipamento, entre outros (PALUMBO et al., 2021). Ao registrar a atividade do grupo muscular pode ocorrer o registro indesejado de sinais de outros músculos, denominado de *crosstalk*, o qual pode ser minimizado pelo tamanho do eletrodo e distância entre eletrodos (PAPAGIANNIS et al., 2019). Além disso, a velocidade da locomoção pode afetar o padrão da EMGs e precisa ser considerada quando a locomoção patológica for comparada com a normal (FRIGO e CRENNNA, 2009).

Visto o sinal EMGs representar a atividade elétrica da unidade motora muscular e ser um registro eletrônico, este pode ser afetado por ruído (PAPAGIANNIS et al., 2019). Contudo, por meio de procedimentos de pós-processamento, tais como retificação e filtragem do sinal, pode-se empregar os registros da EMGs para descrever e/ou quantificar ativações coordenadas pelo sistema nervoso central para produzir e controlar o movimento (TABORRI et al., 2020). A largura de banda de 40–1000Hz tem sido considerada apropriada para EMGs dinâmico (PAPAGIANNIS et al., 2019).

A informação do EMGs pode ser mostrada de diferentes maneiras, tais como velocidade da fibra muscular, ou contração muscular, amplitude,

morfologia, tempo, entre outros (TABORRI et al., 2020; PALUMBO et al., 2021). Contudo, segundo Papagiannis et al. (2019), na eletromiografia dinâmica a questão fundamental é o tempo de início e cessação da atividade de cada músculo em relação ao movimento do membro, bem como o momento do esforço máximo. Assim, um marcador de evento deve ser incluído junto com o registro eletromiográfico para permitir a determinação de fases. O registro do início e término de três ciclos da locomoção tem sido considerado representativo da função média.

Acelerômetros

Os primeiros estudos sobre a utilização de sensores de aceleração portáteis nos estudos dos animais datam da década de 1990 (Brown et al., 2013). Os acelerômetros são dispositivos pequenos e leves, os quais são colocados no corpo do animal para medir a aceleração em diferentes direções (DUERR et al., 2016; TORRES, 2020). Esses sensores funcionam com base no princípio da inércia, ou seja, a tendência de um objeto continuar em sua trajetória atual de movimento a menos que haja uma força externa para alterar sua direção ou velocidade (SABATINI, 2011).

Segundo Taborri et al. (2020), os sensores inerciais podem ser usados para mensurar o estado estático (posição espacial, orientação, postura e ângulos, entre outros) ou o estado dinâmico (deslocamento, trajetória, velocidade, aceleração, entre outros) sendo considerados sistemas microeletromecânicos caracterizados por serem portáteis, pequenos, leves, baratos e de baixa potência, os quais incluem qualquer combinação de acelerômetros, giroscópio e magnetômetro. A aceleração linear pode ser determinada com acelerômetros, a velocidade angular com giroscópios e a orientação com magnetômetros. Além disso, a disponibilidade de dispositivos móveis, como os smartphones, têm permitido coletar e analisar dados de acelerômetros de maneira mais conveniente e acessível (NISHIGUCHI et al., 2012).

Em cães, os acelerômetros têm sido empregados para avaliar a atividade física e a movimentação (CLARK et al., 2013; DUERR et al., 2016; HAYATI et al., 2019; BOLTON et al., 2021), entre outros. Algumas pesquisas efetuadas em humanos e cães com o emprego de acelerômetros serão apresentadas abaixo.

Auvinet et al. (2002) utilizaram um equipamento acelerométrico portátil para análise da locomoção ao caminhar em humanos. As principais variáveis mensuradas foram frequência de passadas, simetria do passo, regularidade das passadas, análise harmônica e parâmetros cinético e temporais, os quais permitiram uma avaliação completa da locomoção ao caminhar. As quatro primeiras variáveis não sofreram influência da idade e sexo.

Shimada et al. (2005) empregaram um acelerômetro de dois eixos posicionado na parte anterior da coxa, para detectar ciclos da locomoção normal e de queda do pé de pacientes humanos com derrame. Com o emprego de rede neural foi possível detectar a fase de balanço, baseado na velocidade de aceleração da perna afetada. Desta forma, foi possível corrigir a queda do pé usando estimulação elétrica funcional, com base em um acelerômetro e detector de rede neural.

O processamento algoritmo foi usado, por Boutaayamou et al. (2015), para extrair automaticamente quatro eventos da locomoção humana, ou seja, toque do calcanhar, toque do dedo do pé, remoção do calcanhar e remoção do dedo do pé, por meio de acelerômetros posicionados no pé. A extração foi realizada sem necessidade de filtragem crítica destes sinais, de forma que o significado físico dos mesmos não foi alterado. Para validar o método baseado no acelerômetro foi usado dados de plataforma de força, cinemático e de vídeo câmera.

Eventos de locomoção e variáveis têmporo-espaciais foram estimadas, por Gurchiek et al. (2020), usando um acelerômetro na coxa de 32 indivíduos humanos saudáveis, em velocidades variadas de locomoção ao caminhar. A reação de força vertical foi mensurada usando esteira de pressão. Segundo os autores, com emprego do algoritmo proposto foi possível estimar as variáveis têmporo-espaciais, os quais suportaram forte correlação com medidas de referências.

Barthélémy et al. (2011) empregaram acelerômetros tridimensionais (Locometrix) para monitorar a locomoção de cães Golden Retriever com distrofia muscular, durante o crescimento e progressão da doença. Os acelerômetros posicionados ortogonalmente permitiram registrar a aceleração ao longo dos eixos dorsoventral, craniocaudal e mediolateral. O sinal foi registrado na taxa de 100 Hz e o filtro com corte de 50 Hz. Segundo os autores, as variáveis da locomoção medidas pelos acelerômetros foram sensíveis para detectar precocemente e acompanhar as desordens da locomoção.

Clark et al. (2013) avaliaram um sistema de sensor baseado no acelerômetro triaxial (*Walkabout Portable Gait Monitor*) para usar na análise cinética de cães, o qual foi posicionado dorsalmente na região da área torácica ou lombar com auxílio de um velcro. Os dados do acelerômetro foram comparados com os da análise por plataforma de força. Pelos valores do pico de força vertical houve uma moderada concordância entre os sistemas.

Duerr et al. (2016) empregaram unidades de medidas inerciais (uma no membro torácico e quatro no membro pélvico) para a quantificação da cinemática do membro de 16 cães saudáveis. As unidades foram fixadas com tiras de velcro circunferenciais e usando fita dupla face para evitar rotação ou deslizamento. A cinemática articular no plano sagital foi adquirida simultaneamente com as unidades de medidas inerciais, tendo o resultado mostrado boa correlação. Desta forma, o emprego das unidades de medidas inerciais podem ser uma tecnologia alternativa a análise cinemática óptica.

Um sistema baseado em sensores inerciais foi empregado, por Rhodin et al. (2017), para detectar e quantificar distúrbios induzidos nos membros distais e proximais de 10 cães saudáveis. Para tanto, foi usado “Lameness Locator (Equinosis)”, um sistema sem fio que continha três sensores inerciais. Cada sensor (30 g) consistia de dois acelerômetros de eixo único, os quais foram posicionados na linha média do topo da cabeça e na linha média dos processos espinhosos da vértebra sacral. Para determinar o tempo das fases da passada, foi aplicado um único giroscópio preso na superfície dos ossos metacarpianos do membro direito. A claudicação induzida foi detectada pelos movimentos pélvico e da cabeça com os cães trotando em uma esteira.

Ladha et al. (2018) validaram algoritmos que podem ser aplicados a dados de acelerômetros para contar o número de passadas e a distância percorrida por um cão. O acelerômetro (eixo contínuo a 100 Hz com sensibilidade de ± 8 g) foi conectado a parte externa da coleira. Para contar os passos, foi utilizada uma abordagem baseada na aceleração de particionamento, os quais foi aplicada aos dados do acelerômetro de 13 cães caminhando em uma distância definida e filmados. Uma outra abordagem baseada em características do sinal foi usada para estimar a distância percorrida, a qual foi aplicada aos dados do acelerômetro de 10 cães com osteoartrite, por meio de sistema de posicionamento global, GPS.

Uma única unidade de medição inercial equipada com um acelerômetro foi utilizada, por Hayati et al. (2019), para caracterizar o galope de 31 cães galgos em cinco pistas de corrida diferentes. As acelerações nos eixos dorsoventral e anteroposterior foram analisadas tanto no tempo quanto na frequência. Com as informações obtidas pela análise dos sinais no domínio do tempo foram relativamente limitadas, foi necessário aplicar a transformada rápida de Fourier e a análise espectral de Wavelet.

Bolton et al. (2021) avaliaram se um acelerômetro triaxial (delta-G) montado na coleira, enquanto o cão locomovia-se em esteira, podia ser aplicado para estimar a velocidade ou a locomoção. A locomoção pode ser separada em caminhar e mais rápido que o caminhar, e a velocidade pode ser estimada, mas foi imprecisa quando excedia 3 m/s.

Eletromiografia de superfície e acelerômetro em humanos

Nawab et al. (2004) propuseram uma nova abordagem para interpretação e uso da EMGs e dados do acelerômetro de forma híbrida. Uma vez que os sinais EMGs representam a atividade elétrica que emana dos músculos em contração, sendo proporcional à força gerada pelo músculo, e os sinais do acelerômetro representam o deslocamento segmento corporal ao qual os sensores estão conectados, o sistema híbrido permitiu identificar e

categorizar atividades motoras funcionais em indivíduos sem restrições em um mundo real.

A precisão do uso combinado da EMGs e sistema sensor acelerômetro foi testado, por Roy et al. (2009), para monitorar as atividades diárias de pacientes com acidente vascular encefálico. A maior sensibilidade e especificidade para as tarefas de identificação foi alcançada usando um subconjunto de quatro sensores de acelerômetro e EMGs adjacentes localizados em ambos os braços, um antebraço e uma coxa. Essa configuração resultou em uma sensibilidade média de 95,0% e uma especificidade média de 99,7% para as tarefas de identificação.

Ghasemzadeh et al. (2010) desenvolveram técnicas estatísticas para extrair parâmetros de sensores de EMGs colocados nos músculos tibial anterior e gastrocnêmio, os quais mostraram forte correlação aos parâmetros padrões extraídos de dados do acelerômetro. Segundo os autores, os recursos introduzidos podem estimar com alta precisão, a significância de cada parâmetro quantitativo para a avaliação do equilíbrio humano baseado nos sinais de EMGs.

Segundo Zhang et al. (2011), o acelerômetro e EMGs constituem duas potenciais tecnologias para detecção de gestos. Sendo assim, os autores apresentaram uma estrutura para reconhecimento de gestos de mão baseado na fusão de informações de um acelerômetro de três eixos e EMGs multicanal. Com o dado suplementar do acelerômetro, o sistema permitiu superar alguns problemas típicos das mensurações da EMGs, tais como diferenças fisiológicas individuais e efeitos da fadiga.

O uso simultâneo de acelerômetros sem fio e EMGs aplicados nos membros inferiores foram utilizados, por Spulber et al. (2012), para monitorar os padrões característicos da locomoção normal e assimétrica. A locomoção normal foi feita no caminhar na própria velocidade e a assimétrica foi o caminhar com um pequeno objeto sólido sob um dos pés para simular a claudicação. Foi efetuada a análise espectral para identificar as frequências dos componentes nos dados, usando a transformada de Fourier rápida. No caminhar assimétrico o espectro do acelerômetro foi identificado em frequências mais baixas (<3 Hz), ao passo que os espectros EMGs mantinham-

se nas frequências mais altas (>50 Hz). A frequência mediana foi usada para quantificar os deslocamentos espectrais.

Biagetti et al. (2018a) desenvolveram um sistema sem fio de baixo custo para aquisição da EMGs em conjunto com o sinal de acelerômetro, visando atividades de esporte e condição física, bem como aplicações para a saúde. O sistema foi composto de quatro estações base e vários sensores vestíveis que transmitiam sem fio os sinais biológicos e do acelerômetro para as estações base por meio de um link de rádio de 2,4 GHz. O sistema foi testado em quatro tipos de exercícios com precisão de 85,7%.

A fusão de dados de sinais de acelerômetro (três eixos) e EMGs, adquiridos por meio de um dispositivo sem fio vestível de baixo custo, foi testado por Biagetti et al. (2018b) com o intuito de monitorar atividades esportivas e de condicionamento físico, bem como nas aplicações de saúde. Para demonstrar a capacidade do sistema de dimensionar as atividades do usuário, dados registrados de alguns indivíduos com os sensores aplicados no braço (músculos bíceps braquial, deltoide médio e tríceps braquial) e efetuando exercícios físicos diferentes foram usados para treinar e testar o classificador automático, para reconhecer o tipo de exercício que estava sendo realizado. Os sinais do acelerômetro amostrados em 125 Hz foram inicialmente processados por filtro passa-baixo com frequência de corte de 0,625 Hz, usando um filtro FIR Blackman-Harris. Os sinais de EMGs foram pré-processados de forma similar, ou seja, primeiro foram amostrados a 2 kHz e retificados e filtrados com por filtro passa-baixo usando filtro FIR Blackman-Harris, com frequência de corte de 0,625 Hz. Os autores concluíram que a precisão do sistema foi de 82,6% para quatros tipos diferentes de atividade.

A combinação de EMGs e sensores inerciais foram usados, por Pereira et al. (2019a), para avaliação de exercícios de fisioterapia. O sinal EMGs foi usado para identificar intervalos temporais em que a ativação muscular estava presente. Dessa forma, as repetições dos exercícios foram segmentadas em janelas de tempo, nas quais os recursos relacionados com a postura humana foram extraídos. Os dados inerciais foram coletados a 50 Hz e os dados crus da EMGs foram adquiridos a 1000 Hz, sendo que o envelope EMGs foi calculado localmente no dispositivo e o resultado transmitido a 50 Hz. A

metodologia proposta foi aplicada em três tipos de exercícios frequentemente prescritos por fisioterapeutas. Segundo os autores, foi possível automaticamente segmentar e classificar as repetições dos exercícios de acordo com um determinado conjunto de desvios comuns.

Foi descrito, por Pereira et al. (2019b), uma metodologia para analisar a qualidade de exercícios de reabilitação usando sensores inerciais e EMGs, que de forma combinada proporcionaram uma avaliação mais abrangente de postura e correção movimento. Os dados da EMGs foram usados para segmentar todas as repetições e os sensores inerciais foram empregados para assegurar a postura e o movimento correto, o que seria impraticável se fosse dependente apenas da EMGs. A metodologia foi analisada com 17 pacientes de fisioterapia, obtendo uma precisão média de 96% em distinguir a execução de exercícios corretos dos incorretos.

Baraka et al. (2019) avaliaram acelerômetros vestíveis e EMGs para monitorar a locomoção humana por tele reabilitação. Os sensores posicionados nos músculos do antebraço proporcionaram resultados mais confiáveis na classificação de anormalidades do movimento comparado ao posicionado no músculo bíceps. Baseado em sete características estatísticas dos sinais do acelerômetro e quatro no domínio do tempo extraídas dos sinais EMGs, foi possível desenvolver uma classificação automática do tremor de Parkinson. Conforme os autores, os resultados permitem diferenciar pacientes com doença de Parkinson daqueles saudáveis.

A locomoção canina/eletromiografia de superfície e acelerômetro

Tem sido descrito que o cão tem até sete padrões de locomoção diferentes, tais como: andar, trote, passo, andar ao passo lento, cânter (meio galope), galope transversal e galope giratório (DUERR, 2020). Ao se definir os movimentos dos pés e membros dentro do ciclo da locomoção, a fase de apoio consiste no período que o pé toca e permanece no chão e a fase de balanço o período em que o pé se encontra no ar, sendo que a combinação das duas fases determina o passo (DeCAMP, 1997; GORDON-EVANS, 2012).

Para a avaliação da locomoção canina tem sido empregado desde métodos subjetivos até os considerados objetivos, os quais incluem mais frequentemente as análises cinemática e cinética (McLAUGHLIN, 2001; DUERR, 2020; SANDBERG et al., 2020). Os métodos podem ser empregados de forma isolada ou combinada (DeCAMP, 1997; McLAUGHLIN, 2001).

A análise cinemática por vídeo captura promove informação do movimento geométrico, podendo ser efetuada por sistemas bidimensionais ou tridimensionais, os quais fornecem informações sobre a posição e o movimento dos membros e outras articulações (SANDBERG et al., 2020). O sistema tridimensional tem custo mais elevado, sendo também mais complexo e mais preciso que o bidimensional (DUERR, 2020; SANDBERG et al., 2020).

Os métodos cinéticos mais frequentemente empregados são a plataforma de força, que trazem informações relativas às forças de reação ao solo, e a plataforma de pressão, que fornecem dados relativos tanto à pressão vertical como de variáveis têmporo-espaciais (KANO et al., 2016; DUERR, 2020); Estes não trazem informações sobre a atividade muscular, que para tanto requerem integração com a EMGs (BOCKSTAHLER et al., 2012). Uma outra modalidade para obtenção de parâmetros locomotores de cães é a esteira Gait4Dog, na qual podem ser obtidos dados de percentagem de pressão e de variáveis têmporo-espaciais (ASSAF et al., 2019).

Geralmente os estudos de análise da locomoção, seja de um cão normal ou com alterações, são realizados com o animal se locomovendo no caminhar ou no trote (DeCAMP, 1997; McLAUGHLIN, 2001; GORDON-EVANS, 2012), as quais são formas simétricas, ou seja, o movimento dos membros de um lado do corpo repete o movimento dos membros do outro lado (DeCAMP, 1997). A escolha do padrão de locomoção também deve levar em consideração o grau de expectativa da claudicação e dificuldades inerentes de cada método de análise (DeCAMP, 1997; GORDON-EVANS, 2012).

A combinação de EMGs e acelerômetros é uma abordagem atrativa para a análise da locomoção, pois oferece uma visão mais completa do movimento, tendo sido já testada em cães com displasia coxofemoral (NEGRÃO et al., 2022). A displasia coxofemoral canina é uma doença altamente debilitante para alguns animais, que se caracteriza por ser não

congenita e relacionada ao desenvolvimento anormal da articulação coxofemoral (GINJA et al., 2009). Em seu estudo da combinação de EMGs e acelerômetros em cães, Negrão et al. (2022) verificaram que funções assimétricas em cães displásicos estão fora do intervalo de referência de cães saudáveis.

Importância da análise de locomoção em medicina veterinária

A análise da locomoção é uma ferramenta importante na medicina veterinária, que necessita ser mais explorada, visto permitir aos médicos veterinários avaliar a forma como um animal se move e identificar problemas de saúde, os quais podem afetar sua capacidade de realizar atividades diárias (DeCAMP, 1997; BÖDDEKER et al., 2102; GORDON-EVANS, 2012; SANDBERG et al., 2020). Tem sido empregada para ajudar a identificar problemas de saúde tais como lesões na coluna vertebral, afecções articulares, desvios de membros, distúrbios neurológicos, desequilíbrios musculares e problemas de coordenação (DeCAMP, 1997; GORDON-EVANS, 2012; FOSS et al., 2018; PETTIT et al., 2020; SANDBERG et al., 2020), podendo ser útil na avaliação da resposta aos tratamentos ou mesmo permitindo o ajuste terapêutico de acordo com a evolução da saúde do animal.

Vale ainda referir que a análise de locomoção em cavalos, segundo Barrey et al. (2015), pode ser utilizada na análise do desempenho de animais de esporte e na localização e prevenção de claudicações, visto estas últimas poderem causar um grande prejuízo econômico. Além disso, testes de avaliação do desempenho são importantes para melhorar a seleção dos animais e redução dos custos de treinamento.

Em resumo, a análise da locomoção é uma ferramenta valiosa, que permite aos médicos veterinários avaliar a saúde e o bem-estar dos animais, identificar problemas de saúde, ajustar tratamentos e avaliar o desempenho de animais de esporte. Portanto, pode ser considerada uma parte importante do cuidado médico completo para animais.

REFERÊNCIAS

Assaf ND, Rahal SC, Mesquita LR, Kano WT, Abibe RB. Evaluation of parameters obtained from two systems of gait analysis. *Aust Vet J*. 2019;97(10):414-417.

Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*. 2002;16(2):124-134.

Baraka A, Shaban H, Abou El-Nasr M, Attallah O. Wearable accelerometer and EMGS-based upper limb BSN for tele-rehabilitation. *Applied Sciences*. 2019; 9(14):2795.

Barrey E. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Vet J*. 1999;157(1):7-22.

Barthélémy I, Barrey E, Aguilar P, Uriarte A, Le Chevoir M, Thibaud JL, Voit T, Blot S, Hogrel JY. Longitudinal ambulatory measurements of gait abnormality in dystrophin-deficient dogs. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011; 12:75.

Biagetti G, Crippa P, Falaschetti L, Orcioni S, Turchetti C. Human activity monitoring system based on wearable EMGs and accelerometer wireless sensor nodes. *Biomed Eng Online*. 2018a;17(Suppl 1):132.

Biagetti G, Crippa P, Falaschetti L, Turchetti C. Classifier level fusion of accelerometer and EMGs signals for automatic fitness activity diarization. *Sensors (Basel)*. 2018b;18(9):2850.

Böddeker J, Drüen S, Meyer-Lindenberg A, Fehr M, Nolte I, Wefstaedt P. Computer-assisted gait analysis of the dog: comparison of two surgical

techniques for the ruptured cranial cruciate ligament. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2012;25(1):11-21.

Bockstahler B, Kräutler 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.* 2012;41(1):54-62.

Bolton S, Cave N, Cogger N, Colborne GR. Use of a collar-mounted triaxial accelerometer to predict speed and gait in dogs. *Animals (Basel).* 2021;11(5):1262.

Boutaayamou M, Schwartz C, Stamatakis J, Denoël V, Maquet D, Forthomme B, Croisier JL, Macq B, Verly JG, Garraux G, Brûls O. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med Eng Phys.* 2015;37(2):226-232.

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.* 2015;44(5):588-595.

Clark K, Caraguel C, Leahey L, Béraud R. Evaluation of a novel accelerometer for kinetic gait analysis in dogs. *Can J Vet Res.* 2014;78(3):226-232.

DeCamp CE. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1997;27(4):825-840.

Duerr FM, Pauls A, Kawcak C, Haussler K, Bertocci G, Moorman V, King M. Evaluation of inertial measurement units as a novel method for kinematic gait evaluation in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2016;29(6):475-483.

Duerr FM. Subjective gait evaluation. In: Duerr FM (Ed.). *Canine lameness*. Wiley Blackwell: Hoboken; 2020. p.5-13.

Foss KD, Smith RL, da Costa RC. Kinetic and kinematic follow-up gait analysis in Doberman Pinschers with cervical spondylomyelopathy treated medically and surgically. *J Vet Intern Med*. 2018;32(3):1126-1132.

Frigo C, Crenna P. Multichannel EMGS in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(3):236-245.

Ghasemzadeh H, Jafari R, Prabhakaran B. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2010;14(2):198-206.

Ginja MM, Silvestre AM, Gonzalo-Orden JM, Ferreira AJ. Diagnosis, genetic control and preventive management of canine hip dysplasia: a review. *Vet J*. 2010;184(3):269-276.

Gordon-Evans WJ. Gait analysis. In: Tobias KM, Johnston SA (eds.). *Veterinary Surgery: Small Animal*. Elsevier; 2012. p.1190-1196.

Gurchiek RD, Garabed CP, McGinnis RS. Gait event detection using a thigh-worn accelerometer. *Gait Posture*. 2020;80:214-216.

Hayati H, Mahdavi F, Eager D. Analysis of agile canine gait characteristics using accelerometry. *Sensors (Basel)*. 2019;19(20):4379.

Ladha C, Belshaw Z, O'Sullivan J, Asher L. A step in the right direction: an open-design pedometer algorithm for dogs. *BMC Vet Res*. 2018;14(1):107.

Merletti R, Parker PA. *Electromyography, physiology, engineering, and noninvasive applications*, New Jersey: John Wiley & Sons; 2004. 481p.

McLaughlin RM. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2001;31(1):193-201.

Nawab SH, Roy SH, De Luca CJ. Functional activity monitoring from wearable sensor data. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004;2004:979-982.

Negrão RR, Rahal SC, Kano WT, Mesquita LR, Hormaza JM. Analysis of time series of surface electromyography and accelerometry in dogs. *Biomed Signal Process Control.* 2022;74:103518.

Nishiguchi S, Yamada M, Nagai K, et al. Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemed J E Health.* 2012;18(4):292-296.

Papagiannis GI, Triantafyllou AI, Roumpelakis IM, Zampeli F, Garyfallia EP, Koulouvaris P, Papadopoulos EC, Papagelopoulos PJ, Babis GC. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *J Med Eng Technol.* 2019;43(1):59-65.

Palumbo A, Vizza P, Calabrese B, Ielpo N. Biopotential signal monitoring systems in rehabilitation: a review. *Sensors (Basel).* 2021;21(21):7172.

Pereira A, Folgado D, Cotrim R, Sousa I. Physiotherapy exercises evaluation using a combined approach based on EMGs and wearable inertial sensors. In: *Proceedings of the 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies – Biosignals.* 2019;73-82.

Pereira A, Folgado D, Nunes F, Almeida J, Sousa I. Using Inertial sensors to evaluate exercise correctness in electromyography-based home rehabilitation systems. In: *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA).* 2019;1-6.

Pettit EM, Sandberg GS, Volstad NJ, Norton MM, Budsberg SC. Evaluation of Ground Reaction Forces and Limb Symmetry Indices Using Ground Reaction

Forces Collected with One or Two Plates in Dogs Exhibiting a Stifle Lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2020;33(6):398-401

Reaz MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online*. 2006;8:11-35.

Rhodin M, Bergh A, Gustås P, Gómez Álvarez CB. Inertial sensor-based system for lameness detection in trotting dogs with induced lameness. *Vet J*. 2017;222:54-59.

Roy SH, Cheng MS, Chang SS, Moore J, De Luca G, Nawab SH, De Luca CJ. A combined EMGs and accelerometer system for monitoring functional activity in stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2009;17(6):585-594.

Sandberg GS, Torres BT, Budsberg SC. Review of kinematic analysis in dogs. *Vet Surg*. 2020;49(6):1088-1098.

Shimada Y, Ando S, Matsunaga T, et al. Clinical application of acceleration sensor to detect the swing phase of stroke gait in functional electrical stimulation. *Tohoku J Exp Med*. 2005;207(3):197-202.

Spulber I, Georgiou P, Eftekhar A, Toumazou C, Duffell L, Bergmann J, McGregor A, Mehta T, Hernandez M, Burdett A. Frequency analysis of wireless accelerometer and EMG sensors data: Towards discrimination of normal and asymmetric walking pattern. In: *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*. 2012;2645-2648.

Taborri J, Keogh J, Kos A, Santuz A, Umek A, Urbanczyk C, van der Kruk E, Rossi S. Sport biomechanics applications using inertial, force, and EMG sensors: a literature overview. *Appl Bionics Biomech*. 2020;2020:2041549.

Torres BT. Objective gait analysis. In: Duerr FM (Ed.). *Canine lameness*. Wiley Blackwell: Hoboken; 2020. p. 15-30.

Wang Q, Chen X, Chen R, Chen Y, Zhang X. Electromyography-based locomotion pattern recognition and personal positioning toward improved context-awareness applications. *IEEE Trans Syst Man Cybern Syst*. 2013;43(5):1216-1227.

Wong C, Zhang Z, Lo B, Yang G. Wearable sensing for solid biomechanics: a review. *IEEE Sens J*. 2015;15(5):2747-2760.

Zhang X, Chen X, Li Y, Lantz V, Wang K, Yang J. A framework for hand gesture recognition based on accelerometer and EMG sensors. *IEEE Trans Syst Man Cybern A Syst Humans*. 2011;41(6):1064-1076.

Sabatini, A.M. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors*. (2011);11(2):1489-1525.

CAPÍTULO 2

TRABALHO CIENTÍFICO 1

Enviado para: Biomedical Signal Processing and Control - Journal homepage:
www.elsevier.com/locate/bspc

APLICAÇÃO DA ANÁLISE DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE INTEGRADA COM ACELERÔMETROS NO ESTUDO DO CICLO DA LOCOMOÇÃO EM CÃES

1 INTRODUÇÃO

Os sensores inerciais (acelerômetros) juntamente com a eletromiografia de superfície (EMGs) têm sido empregados para diversos propósitos em humanos, tais como identificar e categorizar atividades motoras funcionais em indivíduos sem restrições (Nawab et al., 2004); para o reconhecimento de gestos de mão (Zhang et al., 2011); na classificação de tremores de pacientes com doença de Parkinson (Baraka et al., 2019); na avaliação do equilíbrio (Ghasemzadeh et al., 2010); para o monitoramento das atividades diárias de pacientes com acidente vascular encefálico (Roy et al., 2009); na análise da qualidade de exercícios de reabilitação (Pereira et al., 2019a; Pereira et al., 2019b); para monitorar atividades esportivas e de condicionamento físico, entre outros (Biagetti et al., 2018a; Biagetti et al., 2018b). Além disso, o uso de acelerômetros sem fio e EMGs tem permitido verificar os padrões característicos da locomoção normal e assimétrica em pacientes humanos (Spulber et al., 2012).

Por sua vez, o uso de sensores inerciais tem sido menos explorado na medicina veterinária. Apesar disso, um estudo realizado com essa metodologia permitiu verificar que os sinais coletados em cães com displasia coxofemoral apresentavam-se fora do intervalo de referência em relação aos sinais normais,

durante o mesmo padrão de locomoção estabelecido para cães saudáveis (Negrão et al., 2022). No entanto, para se alcançar uma compreensão mais profunda da eletromiografia dinâmica, torna-se fundamental determinar o momento de início e término da atividade muscular em relação à posição do membro durante o ciclo de locomoção. Esse objetivo pode ser alcançado por meio do uso de métodos cinemáticos em cães, os quais permitem uma análise detalhada da sequência de movimentos durante a locomoção, como verificados em estudos de EMGs que empregaram esteira integrada com plataforma de força (Bockstahler et al., 2012; Breidfuss et al., 2015).

Por outro lado, ainda existe uma escassez significativa de estudos envolvendo sensores inerciais, sugerindo a necessidade urgente de mais pesquisas e desenvolvimento nessa área. Portanto, este estudo teve como objetivo investigar a aplicabilidade da análise de EMGs integrada a um acelerômetro para avaliação do ciclo da locomoção em cães.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Sistema de sensor EMGs acoplado à acelerômetro

O sensor EMGs (*Trigno™ Wireless EMG Mini Sensor*; Delsys, Massachusetts, USA) é um em um pequeno dispositivo de $37 \times 27 \times 15 \text{ mm}^3$ não invasivo (Fig. 1) composto: por um eletrodo de registro, que possui dois terminais paralelos de detecção de metal, separados por uma distância curta (normalmente um centímetro). Adicionalmente possui um acelerômetro de 3 eixos integrados. A faixa de medição foi ajustada para o acelerômetro ($1 \text{ g} = 9,8 \text{ m/s}^2$). As taxas de amostragem do EMGs e do sensor inercial podem ser definidas pelo usuário, bem como os ganhos e amplificações dos sinais para melhorar relação sinal ruído. Neste estudo as taxas de amostragem foram definidas em 2000 Hz e 148,1481 Hz para o EMGs e o acelerômetro respectivamente, enquanto os demais parâmetros foram mantidos nos valores recomendados pelo fabricante. Os dados brutos adquiridos foram transmitidos em tempo real via *Bluetooth* para um computador para posterior

processamento mediante um algoritmo de análise de sinal para determinar o ciclo de passada.



Fig. 1 - Eletrodo não invasivo de EMGs da Delsys, composto por um sensor denominado eletrodo de registro e um eletrodo de referência.

De forma a melhorar a interpretação dos dados obtidos, foi estabelecido um sistema de coordenadas identificando os eixos de aquisição dos sensores. O eixo x é representado pelo eixo longitudinal, o eixo y representa o plano horizontal e o eixo z está alinhado à gravidade. Os sensores montados nos membros pélvicos esquerdo e direito tinham coordenadas espelhadas, o que foi considerado durante o processo de processamento dos dados. As leituras gravadas foram analisadas *offline* usando um *software* personalizado desenvolvido em linguagem R para determinar os pontos de tempo dos eventos de início e fim do balanço, durante cada passada dos membros pélvicos.

2.2 Coleta dos sinais de EMGs e acelerômetro

A metodologia adotada no presente trabalho foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), campus de Botucatu-SP (CEUA – no.0121/2017; Anexo 1). Foram utilizados os dados previamente coletados (Negrão et al., 2022) de 10 cães saudáveis, sendo cinco da raça Golden retriever e cinco da raça Labrador retriever pesando em média, respectivamente 36,07 kg e 30,96 kg.

De forma breve, a EMGs integrada com o acelerômetro foi usada em todos os animais (Trigno™ Wireless EMG Mini Sensor; Delsys, Massachusetts, USA), sendo os sensores posicionados nos membros pélvicos direito e esquerdo, na porção cranial do no músculo bíceps femoral, com base no já descrito (Bockstahler et al., 2012). Para a aplicação no músculo bíceps femoral, o sensor foi posicionado no terço médio do músculo, a partir de uma linha traçada a patela e a tuberosidade isquiática. Para a coleta dos sinais os cães foram treinados primeiro para andar confortavelmente na área de teste. Todos os testes foram realizados na instalação do Centro Veterinário de Análise do Movimento da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Unesp, campus de Botucatu. O software fornecido pelo sistema Delsys foi utilizado para a coleta dos sinais de EMGs e de sensores inerciais, enquanto os cães caminhavam na esteira (GAIT4Dog) mantida na velocidade de 0,9m/s, que é compatível com a velocidade de locomoção para o porte dos cães utilizados.

Após a colocação dos eletrodos os cães tiveram tempo de adaptação prévia ao início dos 30s da coleta dos sinais de forma simultânea nos membros pélvicos direito e esquerdo. A partir desse intervalo de tempo serão escolhidos os ciclos de locomoção válidos, baseados em pontos extremos determinados através dos sensores inerciais.

2.3 *Processamento dos sinais*

Para facilitar a compreensão do protocolo de processamento de sinais adotado, tendo em vista que possuímos quatro canais representativos dos testes registrados, as quais incluem leituras de acelerômetros de três canais (Ax, Ay, Az) e leituras de eletromiografias, e dois lados, sendo eles o membro pélvico direito e o esquerdo, optamos por descrever, primeiramente, o tratamento do sinal de EMGs seguido da análise dos acelerômetros e finalizar com o exame conjunto dos dois sinais, levando em consideração que o acelerômetro aferia a aceleração do sensor ao longo do eixo correspondente em unidades de gravidade (g), ao passo a eletromiografia mensurava a ativação muscular. Inicialmente apresentaremos um exemplo representativo do processamento dos sinais de EMGs. Na Fig. 2 aparecem os sinais brutos obtidos nos músculos bíceps femoral direito e esquerdo para um cão.

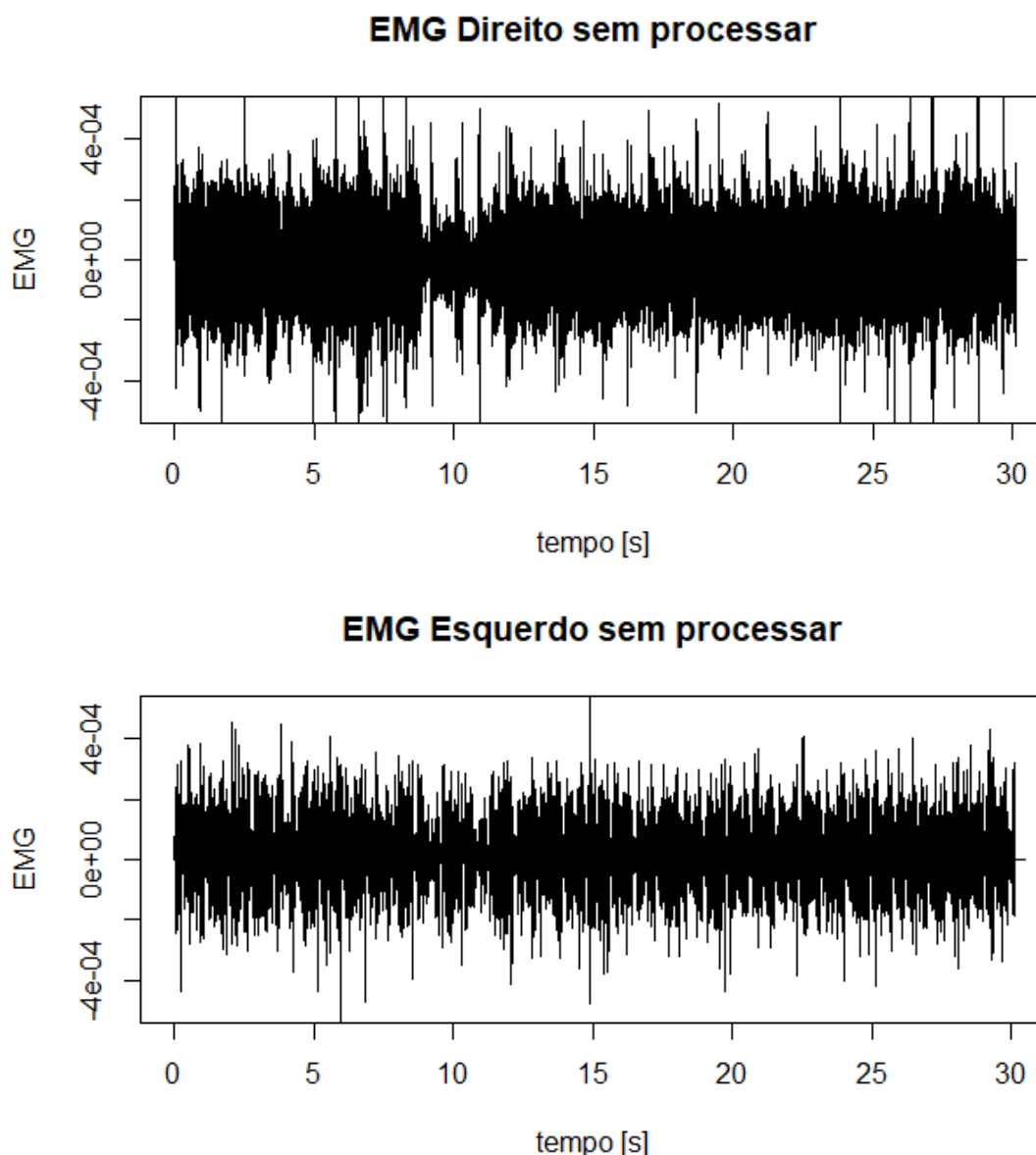


Fig. 2 - Sinal de eletromiografia bruto do membro pélvico direito e esquerdo de um cão.

Uma simples inspeção mostra que esses sinais são, que se repetem, mas não necessariamente de forma regular em seu período de repetição, tendo sua forma e amplitude variáveis, além disso são extremamente ruidosos. Nesse contexto, é importante implementar um protocolo de filtragem que preserve a padronização associada à contração muscular no ciclo de passada, sem prejudicar as informações relevantes, protocolo convencionado pela literatura (Negrão et al., 2022).

Inicialmente os sinais de EMGs foram corrigidos para remover o desvio constante do sinal para garantir que fique alinhado com o valor esperado, no caso o valor médio 0, denominado *off-set* (Fig. 3). Isso é importante para garantir a precisão e a integridade dos dados e para evitar erros na análise e interpretação dos resultados. Foi aplicado um filtro de meia onda, que permite passar apenas a metade da onda que está polarizada positivamente, atenuando a metade que está negativa (Fig. 4).

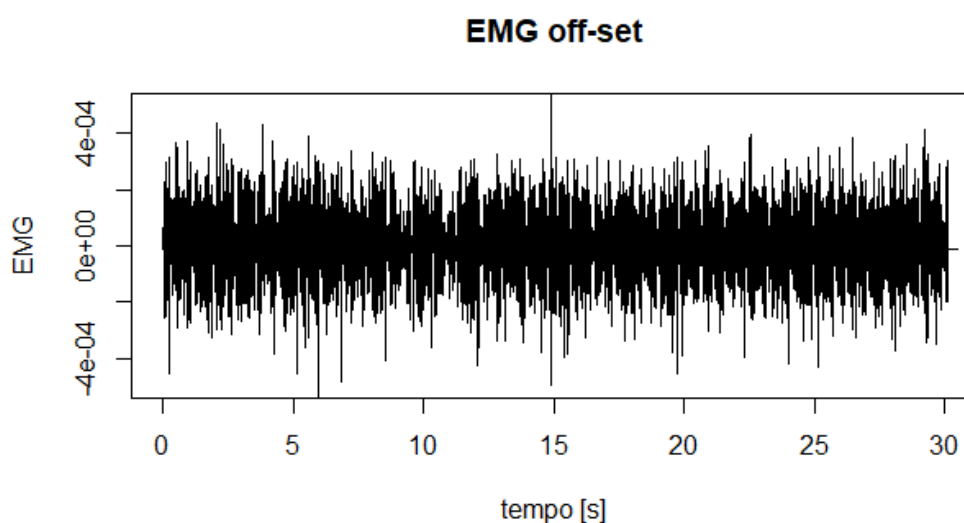


Fig. 3 - Sinal de eletromiografia do membro pélvico de um cão saudável corrigido para o valor médio de 0.

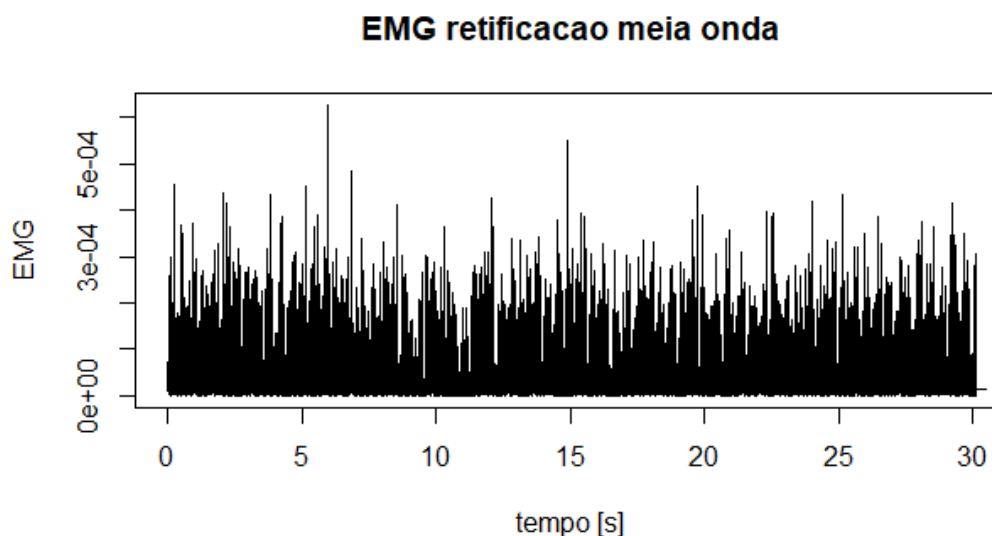


Fig. 4 - Sinal de eletromiografia do membro pélvico de um cão saudável retificado com filtro de meia onda.

Por fim foi usado o filtro de Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz, que remove as componentes de alta frequência do sinal (Fig. 5).

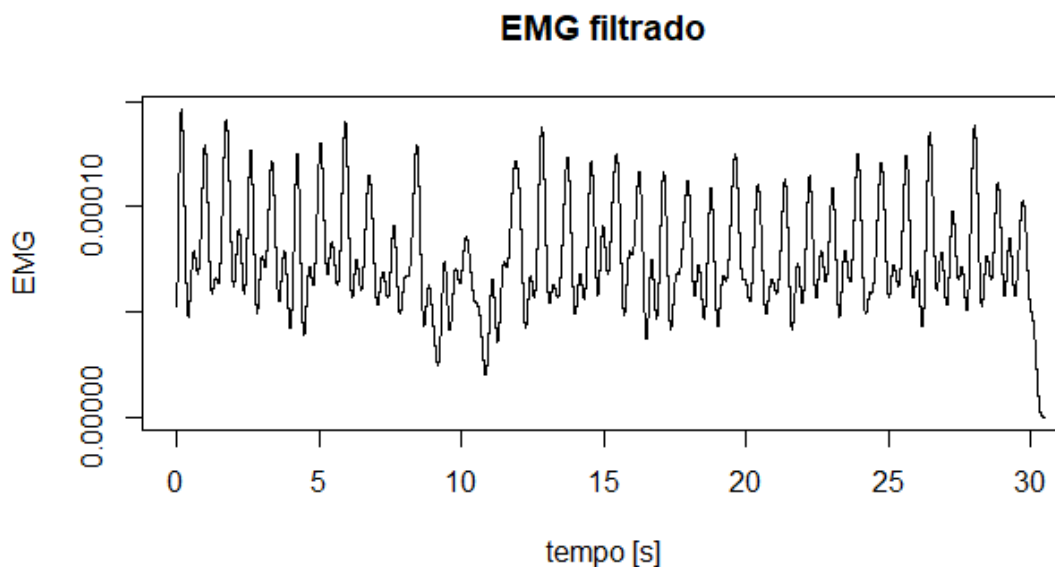


Fig. 5 - Sinal de eletromiografia com filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 6Hz, do membro pélvico de um cão saudável.

Após o todo o processamento do sinal podemos verificar que o caráter cíclico foi mantido, sendo possível identificar picos de máximo e mínimo, além de outras estruturas que certamente estão correlacionadas com os diferentes estágios do ciclo de passada e da correspondente contração muscular. No entanto, sem informações complementares, como as fornecidas por plataformas de pressão ou registros em vídeo da marcha do animal, o sinal de eletromiografia de superfície não permite identificar o padrão do ciclo de passada, assim como os estágios de balanço e apoio. Por esse motivo, tornou-se necessário incorporar sinais de acelerômetros para complementar a análise.

Na Fig. 6, é exibido o sinal bruto das três componentes do acelerômetro adquirido para um cão padrão, referente aos dois membros pélvicos.

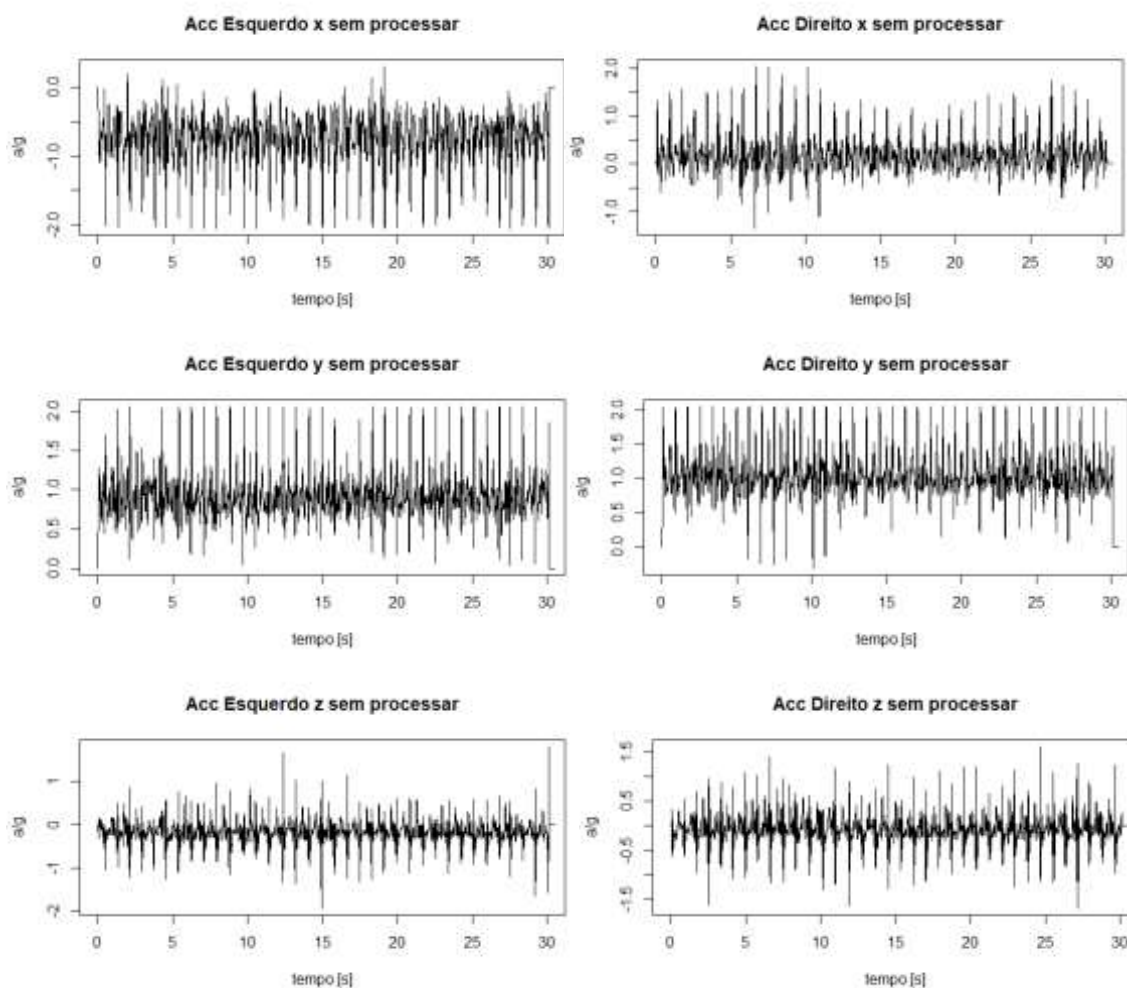


Fig. 6 - Sinais dos acelerômetros brutos nos três eixos dos membros pélvicos direito e esquerdo de um cão saudável.

Da mesma maneira que os sinais brutos de EMGs eles aparecem com um perfil cíclicos, mas também são extremamente ruidosos. Nesse sentido é necessário aplicar um protocolo de filtragem que não comprometa o padrão associado com os estágios do ciclo de passada, que diferentemente de EMGs para o qual não existe consenso, sendo inclusive reportado por alguns autores que o uso dos sinais inerciais não teria utilidade para esse propósito.

O protocolo que pareceu mais adequado após várias tentativas, inclui uma correção *off-set* seguida da aplicação de filtro *Butterworth* de segunda ordem passa-banda entre 1Hz e 6Hz (Fig. 7). É importante salientar que, com a variação da velocidade da locomoção e do porte do animal, seria necessário realizar uma adaptação desse protocolo de análise para garantir a precisão dos resultados.

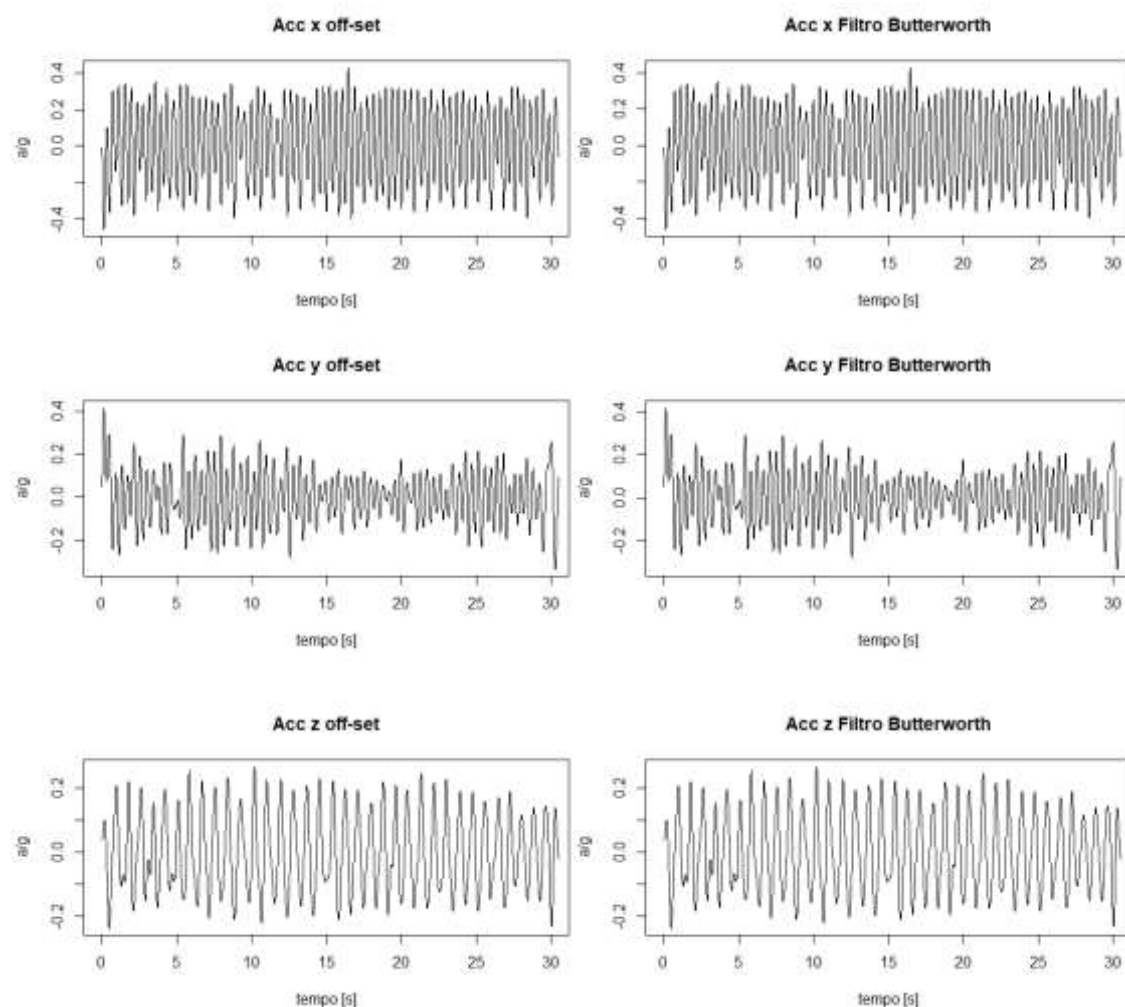


Fig. 7 - Sinal dos três eixos do acelerômetro com off-set e filtro Butterworth no do membro pélvico direito de um cão saudável.

Como resultado da ausência de um giroscópio, o que garantiria a preservação das direções dos eixos, foi necessário calcular as acelerações

totais a partir dos valores processados de cada componente do acelerômetro, utilizando a seguinte equação matemática:

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

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 equação permite combinar as informações de cada eixo para obter a aceleração total, que pode fornecer uma medida mais precisa da intensidade da aceleração do que apenas considerar uma das direções separadamente. Uma importante consideração a ser feita em relação ao resultado apresentado na Fig. 8 é que ele também exibe um padrão cíclico, como na EMGs, o que é uma indicação de que a análise de acelerômetros é eficaz na identificação dos estágios da locomoção de um cão. Além disso, podemos notar a presença de pontos de máximo e mínimo, que podem ser usados como indicadores significativos do ciclo de passada.

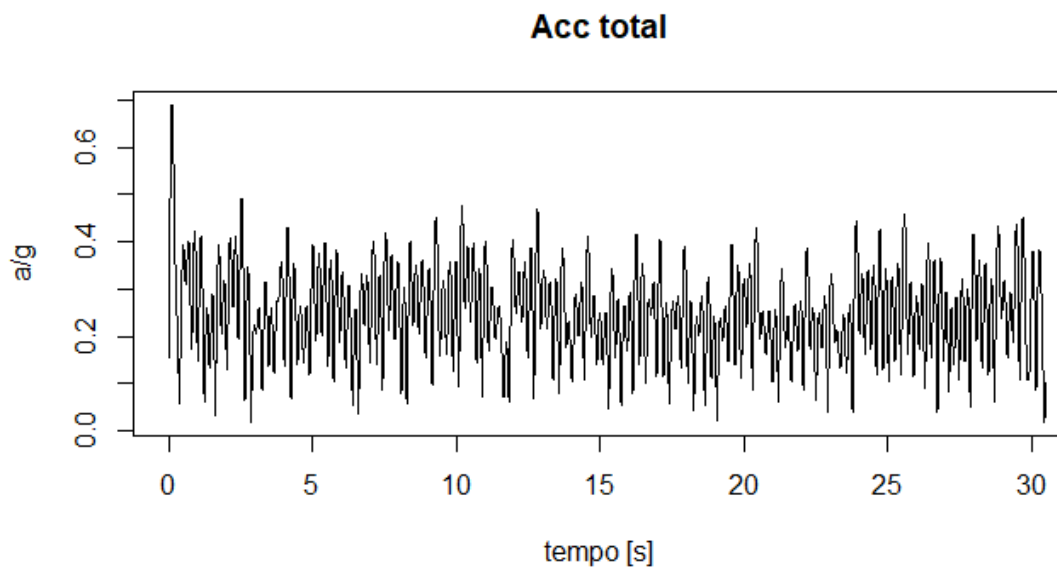


Fig. 8 - Sinal do acelerômetro total do membro pélvico direito de um cão saudável.

2.4 Detecção dos pontos extremos do acelerômetro

Inicialmente identificamos para cada acelerômetro os pontos de extremos (máximos, mínimos e zeros), considerando que eles sejam indicadores de estágios no ciclo de passada. Esse procedimento foi realizado de forma automatizada através de um *script* desenvolvido em linguagem R.

Nas Figuras 9 a 12 mostramos os sinais de cada um dos eixos do acelerômetro, com os pontos extremos calculados para os dois sensores situados nos dois membros pélvicos direito e esquerdo e para aceleração total.

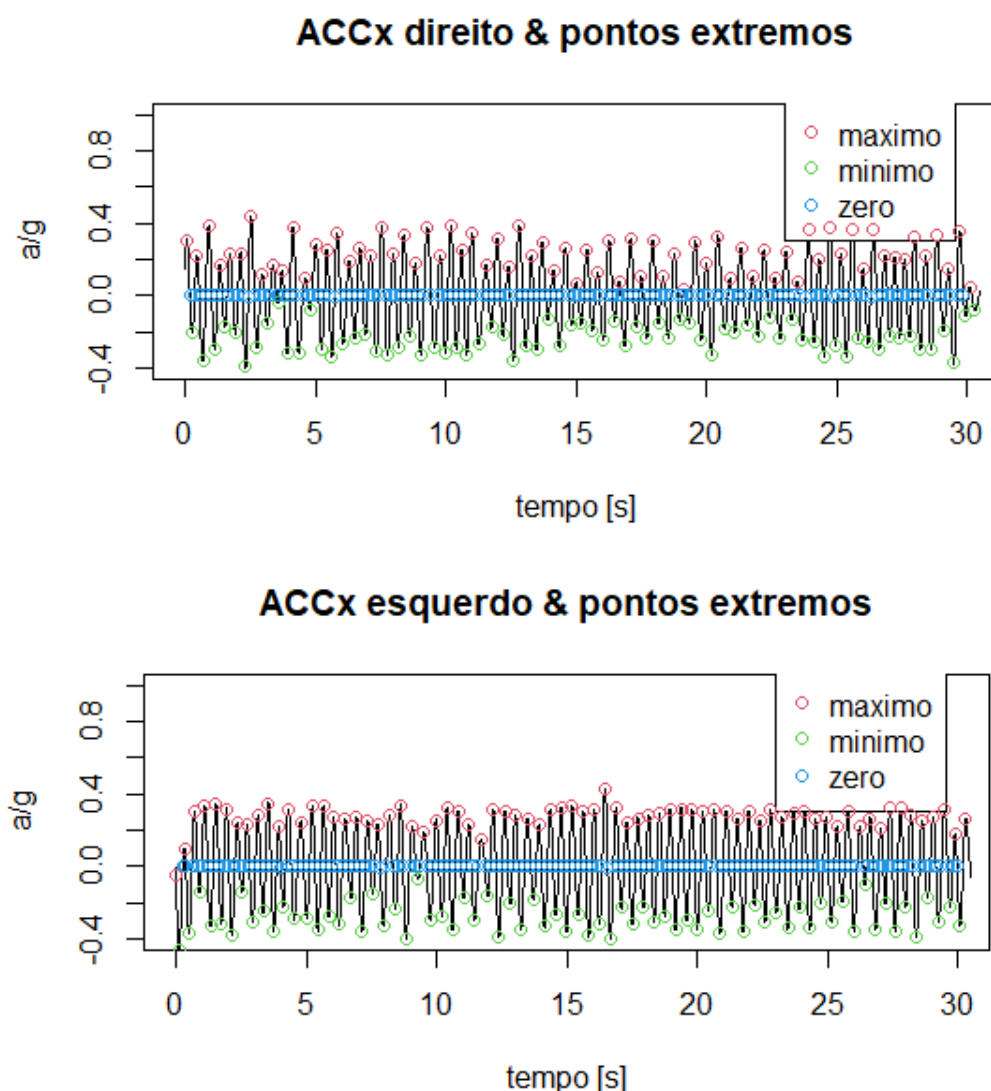


Fig. 9 - Sinal do acelerômetro na componente x do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável.

A análise dos sinais dos eixos do acelerômetro é importante para avaliar a dinâmica dos músculos envolvidos na locomoção, com o objetivo de estabelecer o critério para a escolha da qualidade do ciclo de passada.

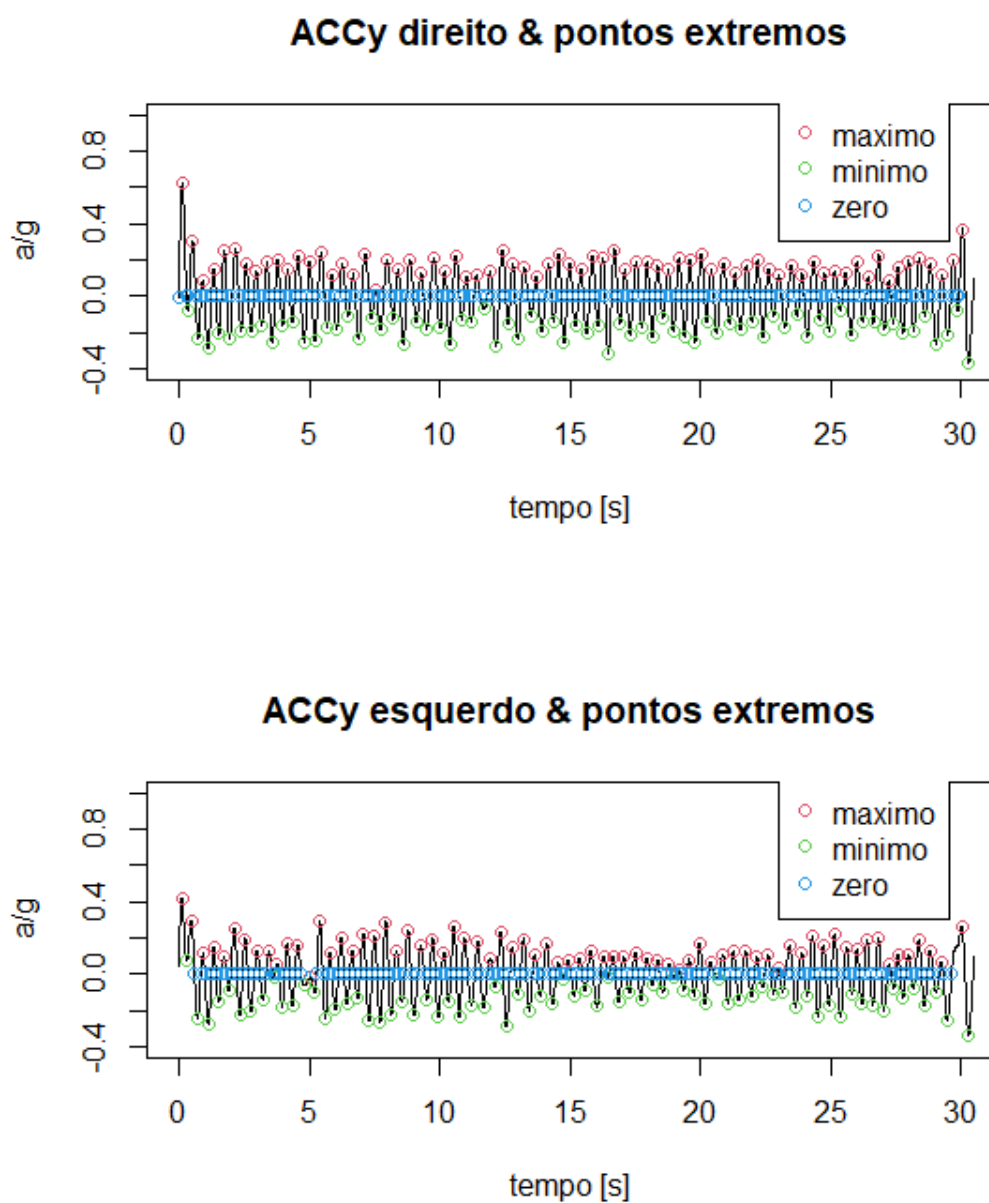


Fig. 10 - Sinal do acelerômetro na componente y do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável.

Dessa maneira, é possível observar o comportamento cíclico dos sinais de aceleração, bem como identificar os pontos de máximo e mínimo e zeros.

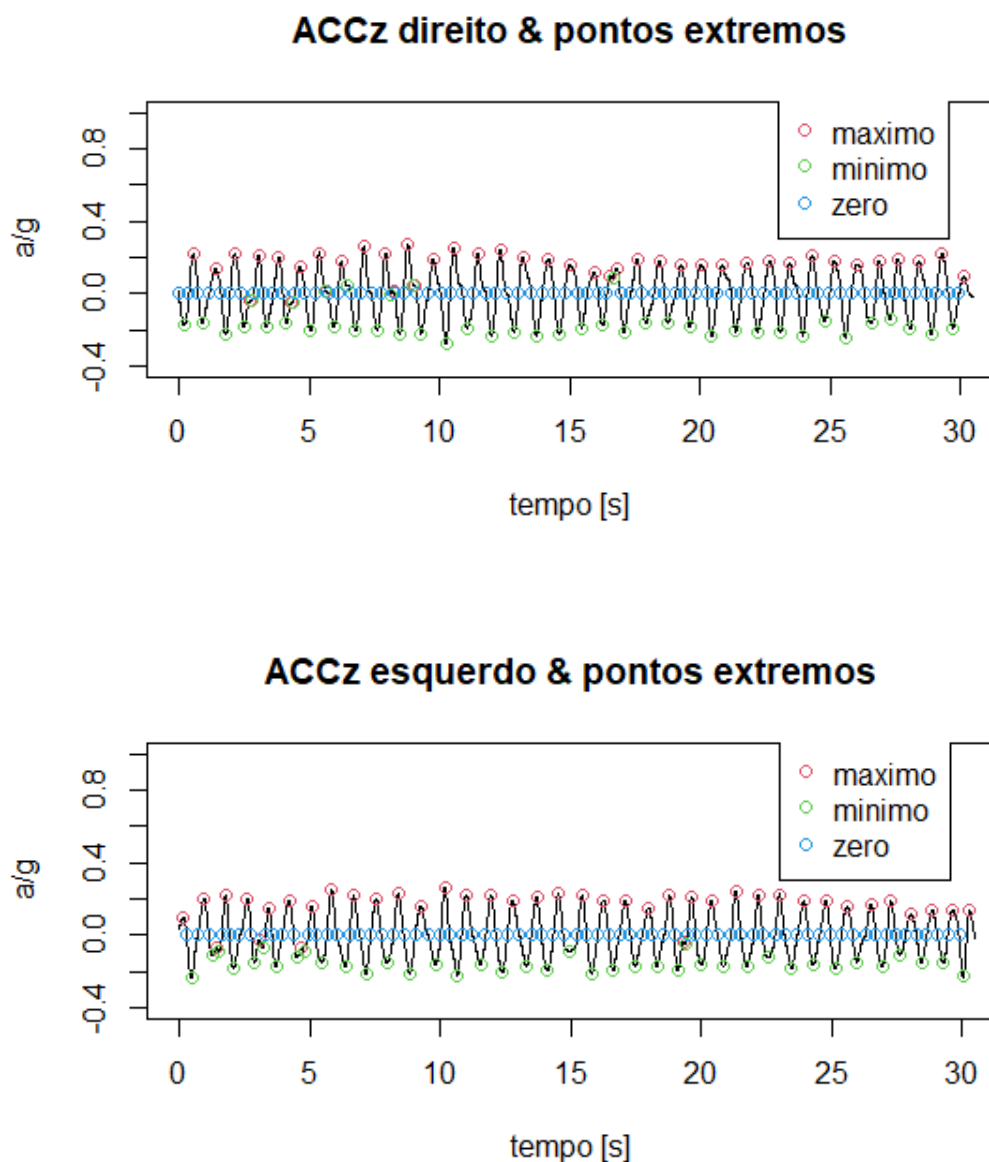


Fig.11 - Sinal do acelerômetro na componente z do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável.

No sinal do acelerômetro total os pontos extremos também foram identificados e mapeados para correlacionar com as atividades musculares, de forma a validar a análise. Além disso, o sinal de aceleração total é uma combinação dos três eixos, o que permite uma visão mais completa do movimento do animal durante o ciclo da locomoção.

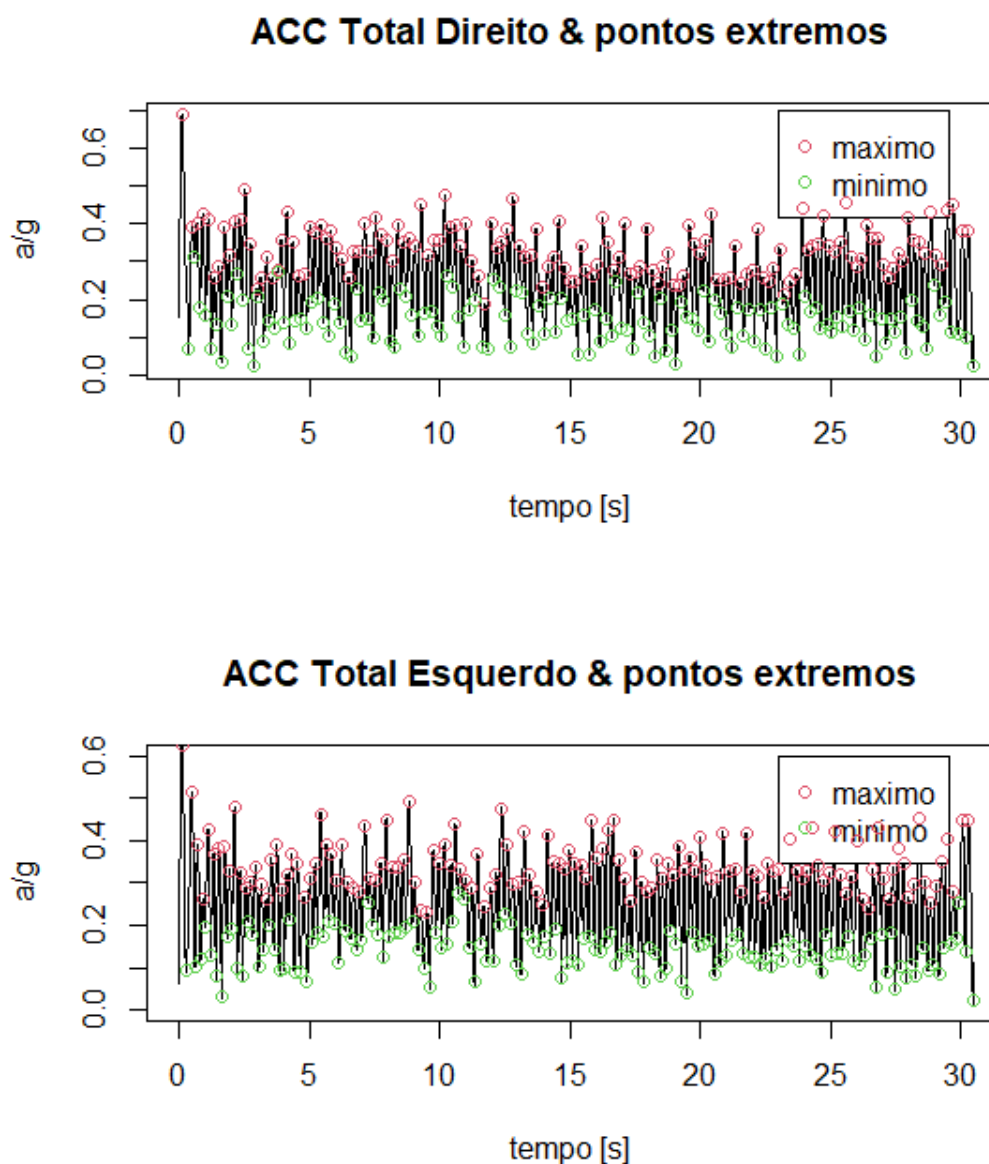


Fig. 12 - Sinal do acelerômetro total do membro pélvico direito e esquerdo com identificação dos pontos extremos para um cão saudável.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 *Correlação da eletromiografia com o acelerômetro*

A combinação dos dados dos acelerômetros e da EMGs permitiu obter uma avaliação mais completa da dinâmica dos movimentos dos membros dos cães durante a locomoção. Além disso, o uso dos acelerômetros permitiu a detecção de pontos de máximo e mínimo da aceleração, que podem ser indicadores dos estágios do ciclo de passada.

Com os valores extremos de tempo identificados nos sinais dos acelerômetros, foi possível, através da sobreposição desses pontos no sinal da eletromiografia, verificar a eventual presença de padrões musculares no ciclo de passada. Utilizando os três eixos do acelerômetro e a aceleração total, juntamente com os sensores nos dois membros pélvicos (direito e esquerdo), foram realizadas todas as combinações possíveis para determinar o padrão de contração muscular. As Figuras 13 e 14 apresentam algumas dessas combinações.

Na Fig. 13, apresentamos a sobreposição do sinal de eletromiografia do membro pélvico direito com os pontos extremos dos sinais de aceleração dos três eixos (x, y e z) do acelerômetro. Essa visualização permite uma análise detalhada do comportamento dos músculos do membro direito durante o ciclo de passada, correlacionando-o com a aceleração dos movimentos corporais.

Demais combinações possíveis da sobreposição do sinal se encontram no Anexo 2.

Na Fig. 14, é exibido o resultado da sobreposição entre o sinal de eletromiografia do membro pélvico direito e os pontos extremos calculados a partir da aceleração total medida pelo acelerômetro direito. Dessa forma, é possível visualizar a relação entre a atividade muscular e a aceleração total, fornecendo informações sobre o padrão de contração muscular durante o ciclo de passada. Essas combinações permitiram verificar a relação entre as contrações musculares e a dinâmica da passada, o que foi fundamental para o estabelecimento de um critério de qualidade para a análise dos ciclos de passada.

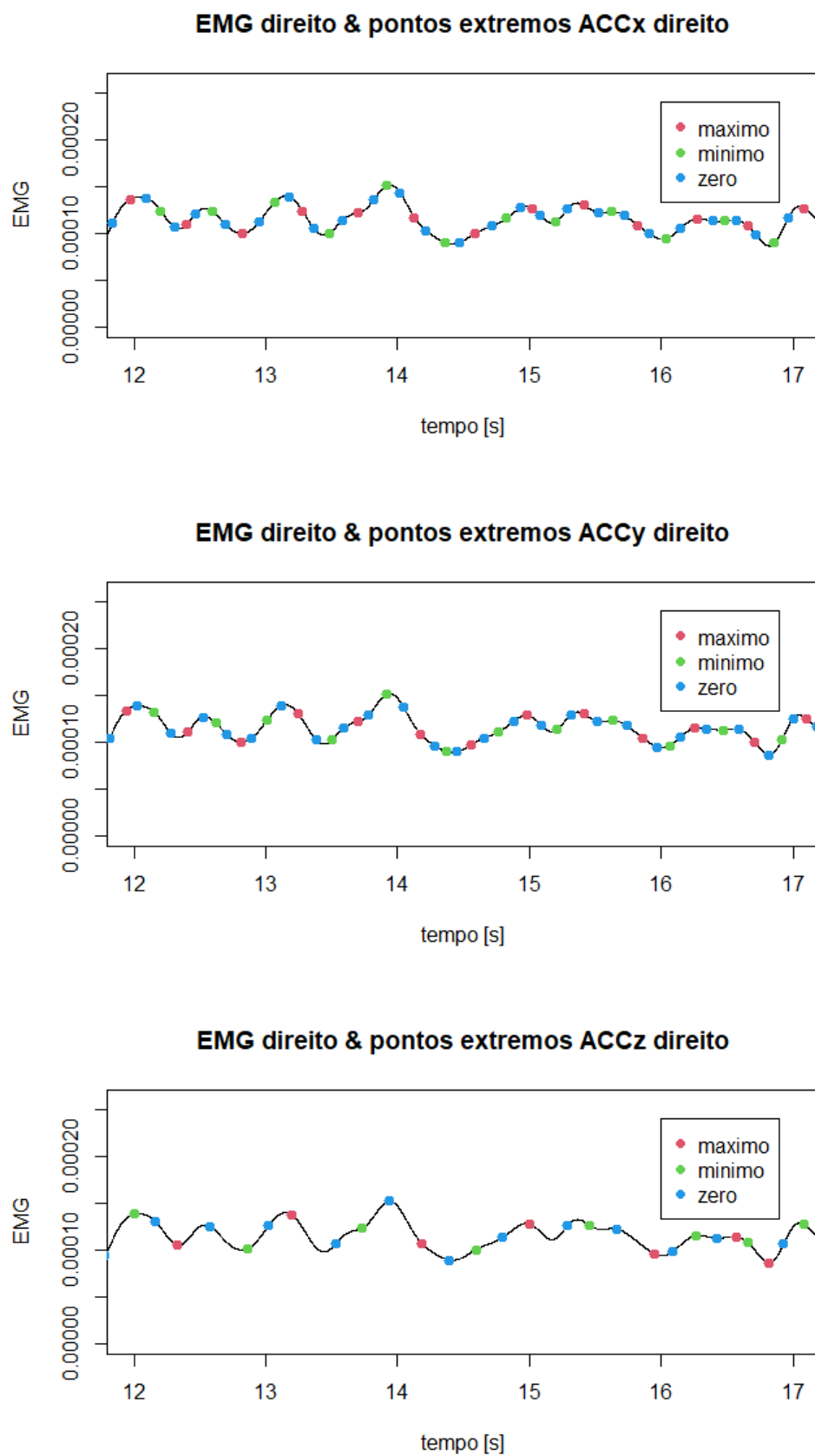


Fig. 13 - Exemplo de sinal eletromiográfico e pontos de máximos, mínimos e zeros dos três eixos do acelerômetro.

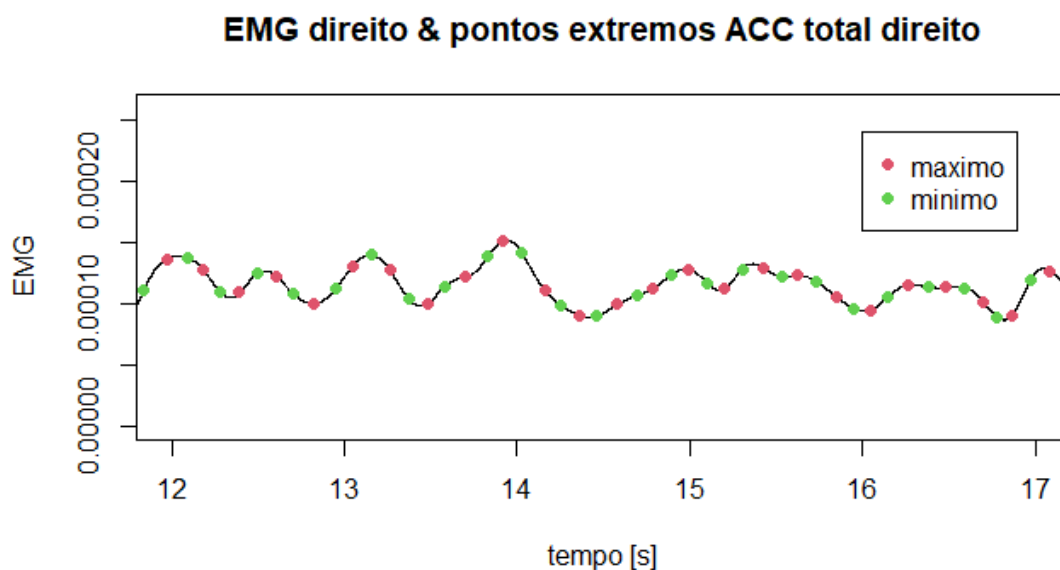


Fig. 14 - Exemplo de sinal eletromiográfico e pontos de máximos e mínimos do acelerômetro total.

Após análise dos resultados da identificação desses pontos nos sinais de eletromiografia, foi detectado que os pontos extremos da componente z do sinal do acelerômetro estavam correlacionados com o sinal de EMGs para contração muscular. Um estudo em cães saudáveis identificou a atividade máxima do músculo bíceps femoral na transição entre os estágios de balanço e apoio durante a caminhada (Breitfuss et al., 2015).

Após realizarmos as correlações entre o sinal da eletromiografia e os eixos do acelerômetro, podemos constatar tanto na etapa anterior quanto na posterior ao processamento dos sinais, que o eixo z do acelerômetro apresenta maior correlação com o sinal de eletromiografia para o músculo bíceps femoral, como pode ser observado nas Tabelas 1 e 2, a análise dos valores para as correlações antes e após processamentos.

Tabela 1 Correlação do sinal de eletromiografia e os três eixos do sinal do acelerômetro para os sinais sem processamento.

	EMGs	a_x	a_y	a_z
EMGs	1,00	0,02	-0,01	-0,03
a_x		1,00	-0,46	-0,13
a_y			1,00	0,23
a_z				1,00

Tabela 2 Correlação do sinal de eletromiografia e os três eixos do sinal do acelerômetro para os sinais com processamento.

	EMGs	a_x	a_y	a_z
EMGs	1,00	-0,28	0,20	0,62
a_x		1,00	-0,71	0,13
a_y			1,00	-0,07
a_z				1,00

Com a análise das correlações entre o sinal da eletromiografia e os eixos do acelerômetro, foi possível determinar que o início do ciclo de passada está associado ao primeiro zero após o ponto de máximo na componente z do acelerômetro. Este resultado foi representado graficamente na Fig. 15, tornando possível uma visualização mais clara da relação entre os sinais.

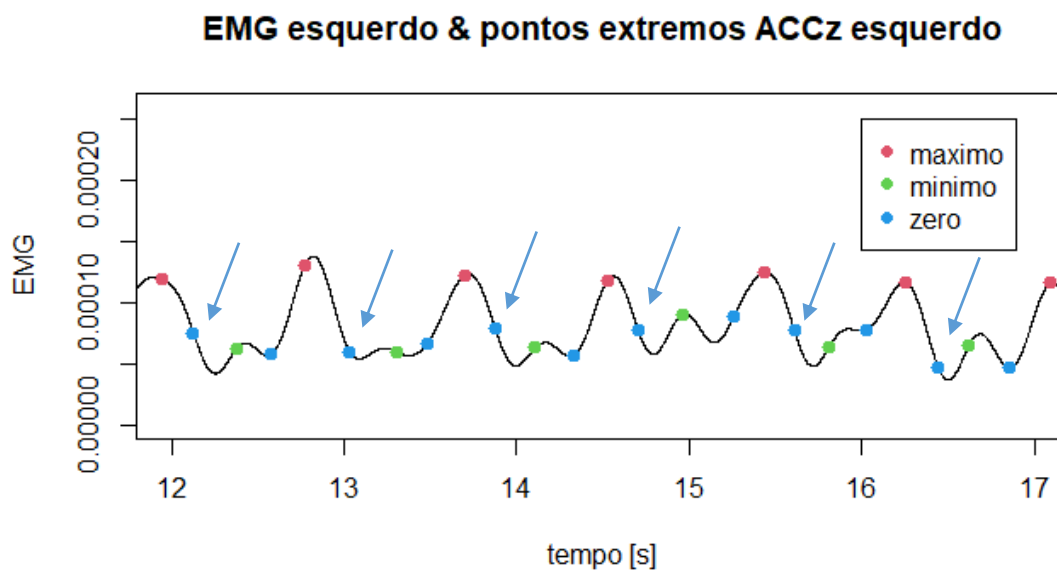


Fig. 15 - Sinal de EMG esquerdo e extremos do acelerômetro no eixo z esquerdo identificados com os pontos coloridos. As setas indicam o início do ciclo no zero do sinal do acelerômetro do eixo z logo após o ponto de máximo.

A análise deste resultado possibilitou a determinação do padrão de contração muscular de cada ciclo de passada. Para isso, o valor máximo do sinal de eletromiografia foi considerado como 100% de atividade muscular e utilizado como referência para normalizar os sinais. A Fig. 16 mostra uma representação gráfica de 20 ciclos de passada, definidos com base no critério previamente estabelecido, que tem como início o primeiro zero após o ponto de máximo na componente z do acelerômetro.

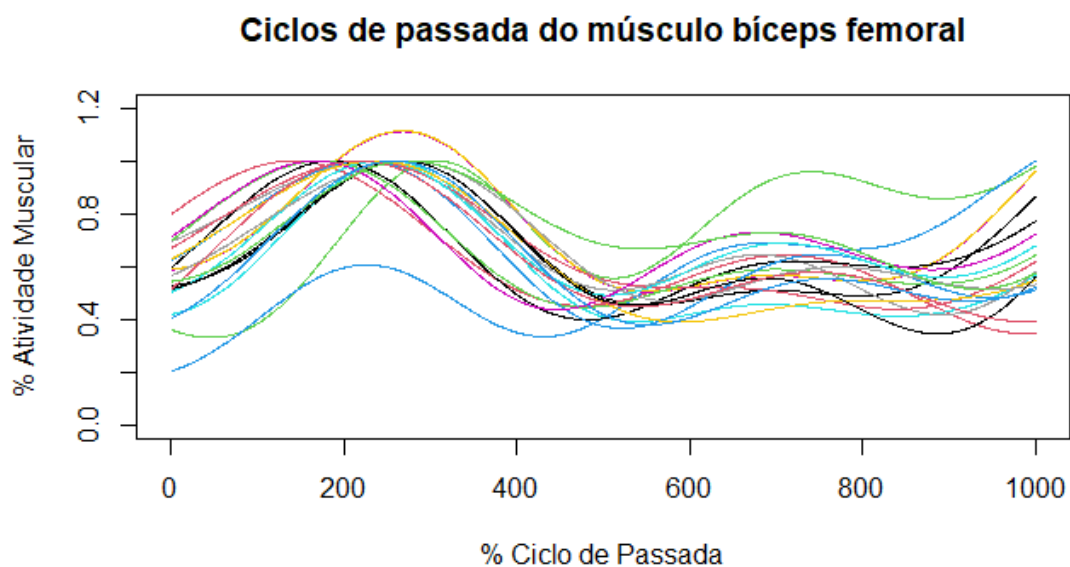


Fig. 16 - Vinte ciclos de passada definidos a partir dos zeros do sinal do acelerômetro do eixo z logo após os pontos de máximo.

Esses valores possibilitaram a obtenção do padrão de atividade média muscular durante a locomoção dos cães, que pode ser visto na Fig. 17.

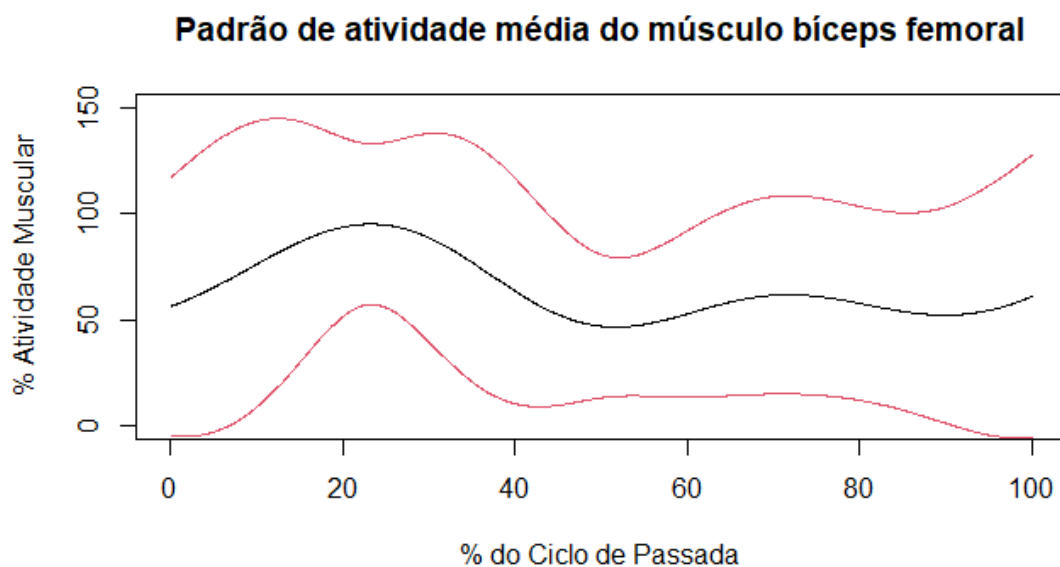


Fig. 17 - Padrão de atividade média do músculo bíceps femoral durante a locomoção de um cão saudável.

A apresentação dos ciclos de passada em diferentes cores na Fig. 16 permite uma análise mais clara e visual da variação na atividade muscular durante a locomoção. Além disso, a automatização do processo de definição dos ciclos de passada permite uma maior flexibilidade e ajuste para diferentes interesses de estudos.

Na Fig. 17, a apresentação do padrão de atividade médio do músculo bíceps femoral em linha preta, junto com o desvio padrão em linhas vermelhas, permite avaliar a consistência da atividade muscular ao longo de vários ciclos de passada, bem como a identificação de eventuais desvios que possam ser considerados relevantes.

Assim, como mostrado na Fig. 18, é possível estabelecer os padrões do sinal do acelerômetro triaxial para um ciclo de passada, ou seja, identificar o padrão médio de atividade muscular para cada um dos eixos do acelerômetro trazendo novamente o padrão do eixo z como o mais próximo do padrão de atividade muscular no sinal de eletromiografia. Um estudo de EMGs em cães ao caminhar mostrou que após a atividade máxima do músculo bíceps femoral, essa atividade diminuiu, estando o mínimo na fase final de apoio (Breitfuss et al., 2015).

Para fortalecer a escolha dos pontos de início e fim dos ciclos de passada e para determinar os estágios de balanço e apoio, apresentamos na Fig. 19 uma análise dos valores de máximo, mínimo e zeros do sinal de EMGs em conjunto com os três eixos do acelerômetro. Desta forma, é possível identificar claramente os agrupamentos de pontos extremos, que é uma forma de visualizar padrões nos dados analisados.

Na Figura apresentada, é possível notar a presença de agrupamentos de pontos que correspondem às diferentes fases do ciclo de passada dos cães durante a caminhada. No entanto, como a representação foi obtida a partir da análise do percentual do tempo de cada fase em relação ao ciclo de passada, em vez do tempo absoluto, pode haver superposição de valores em alguns pontos, o que pode dificultar a interpretação dos resultados. Essa superposição pode ocorrer devido a variações individuais no tempo de cada cão, o que pode afetar a precisão da representação.

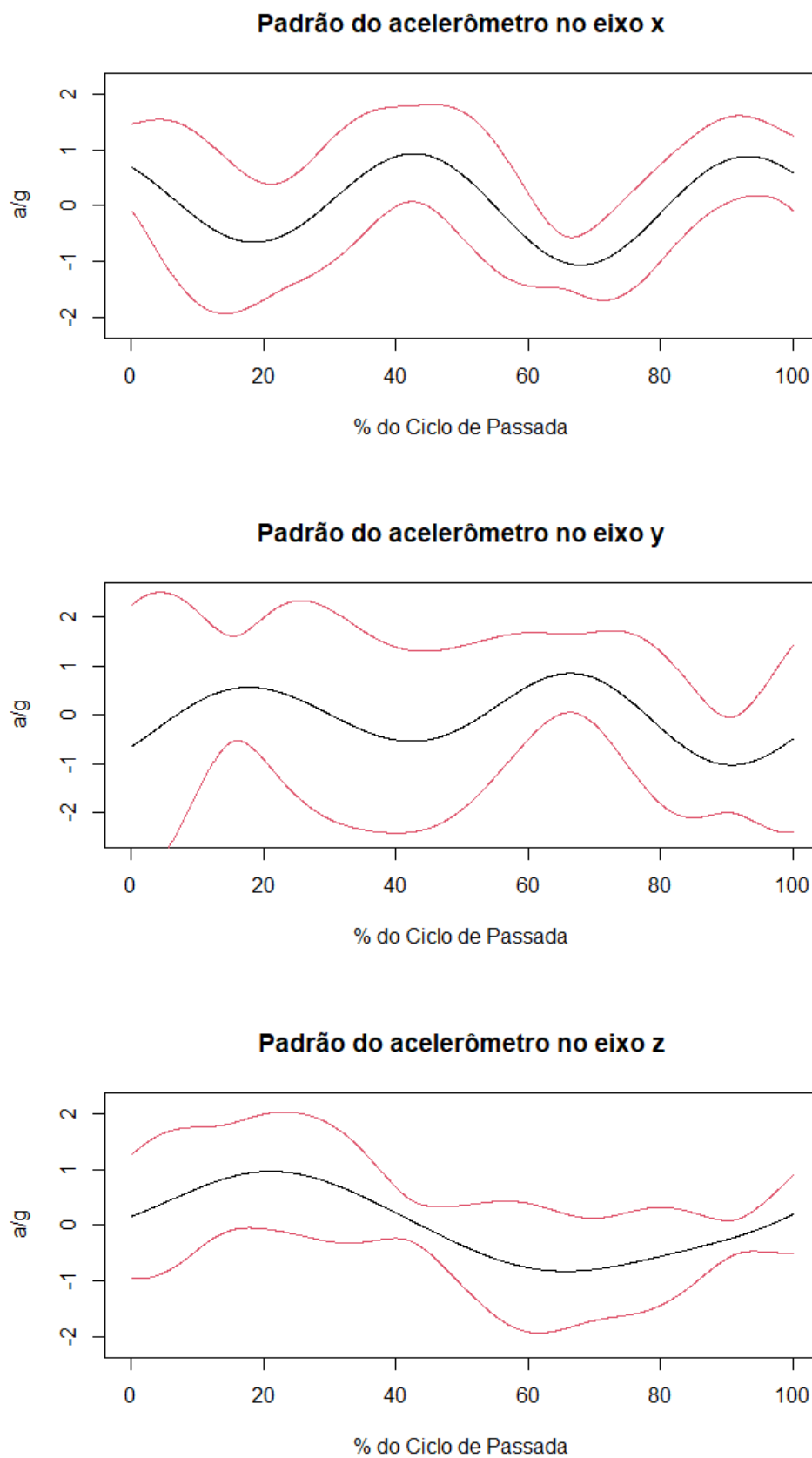


Fig. 18 - Padrão dos ciclos de passada no sinal do acelerômetro para os eixos x, y e z.

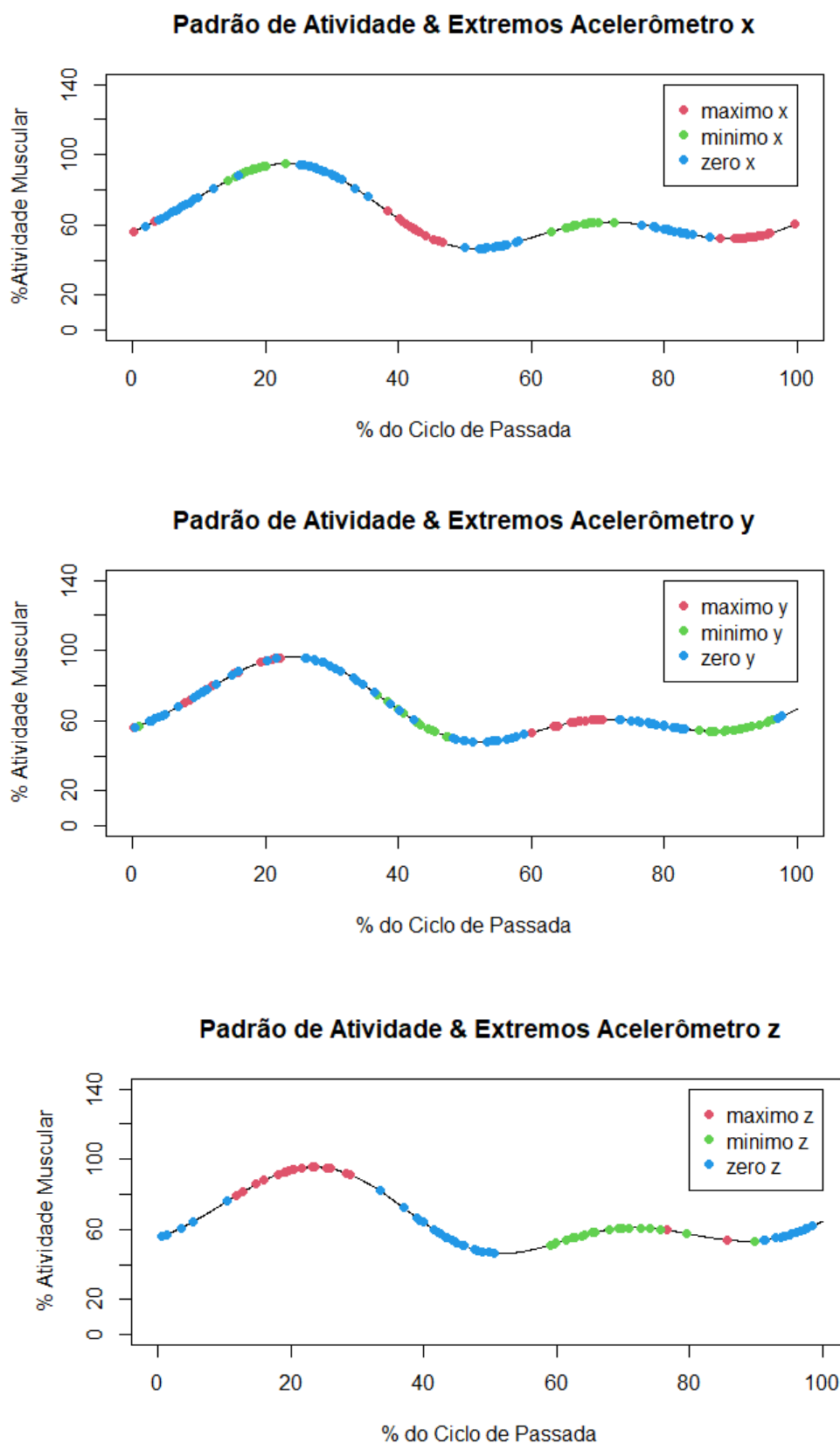


Fig. 19 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro nos eixos x, y e z.

Nas Figuras 20 a 22 apresentamos de forma clara os agrupamentos de pontos para cada um dos eixos do acelerômetro sem prejudicar a análise devido a possíveis superposições. A separação dos pontos de máximos, mínimos e zeros no eixo x, y e z permite uma visualização mais nítida e detalhada da atividade muscular durante o movimento, tornando o processo de análise mais eficiente.

O sinal filtrado de EMG permite que sejam identificadas as contrações musculares, fornecendo informações sobre a força, duração e frequência das contrações. Ao visualizar os pontos máximos, mínimos e zero do acelerômetro, é possível identificar os momentos de contato com o solo e o tempo que passa em balanço.

Os pontos máximos identificados no sinal de acelerômetro significam os momentos em que a intensidade da aceleração é máxima em determinado eixo. Em outras palavras, indicam os momentos em que ocorre o maior movimento ou mudança de velocidade naquele eixo.

A presença de apenas um ponto máximo e um mínimo no eixo z (representando a direção vertical) e dois pontos máximos e mínimos nos eixos x e y (representando as direções horizontais) pode ser explicada pela natureza da locomoção em cães. Durante a caminhada ou trote, a marcha é simétrica, pois os movimentos dos membros repetem os movimentos do lado oposto (DeCamp, 1997; Gordon-Evans, 2012), resultando em um único pico máximo e mínimo de aceleração vertical a cada ciclo de locomoção. Por outro lado, os membros podem se mover independentemente um do outro durante a fase de propulsão ou frenagem (Yoshikawa et al., 2021), resultando em dois pontos máximos e mínimos de aceleração horizontal durante cada ciclo de locomoção. Este padrão de aceleração é uma representação da dinâmica da atividade muscular durante a locomoção e pode ser usado para avaliar a eficiência da locomoção ao caminhar ou trote identificar possíveis problemas ou desvios.

Como pode ser observado nas Figuras 20 e 21, os eixos x e y são importantes na análise porque fornecem informações sobre o movimento bidimensional dos membros. Por exemplo, a combinação dos dados dos eixos x e y pode ser usada para determinar a direção e a velocidade do movimento, assim como para avaliar a coordenação dos músculos envolvidos. Uma

correlação de -0,71 entre os eixos x e y, visto na Tabela 2, significa que há uma relação negativa moderada entre as duas variáveis. Isso significa que a mudança em uma variável (no caso, o eixo x) está associada a uma mudança na outra variável (o eixo y) com uma intensidade moderada.

Outro ponto importante a notar é a correlação negativa entre o eixo x do acelerômetro e o sinal da EMGs (-0,28), o que sugere uma relação inversa entre os dois sinais. Isso significa que, quando um dos sinais aumenta, o outro diminui. Por outro lado, a correlação positiva de 0,20 entre o eixo y do acelerômetro e o sinal da EMGs sugere uma relação direta entre os dois sinais. O que pode ser observado nas figuras na qual os pontos do eixo x ocorre em fase oposta ao do sinal da EMGs. Já a correlação positiva entre o eixo y e a EMGs indica que os pontos de máximo do eixo y coincidem com os picos do sinal da EMGs. Estes resultados podem ajudar determinar a direção dos eixos x e y em relação à EMGs com base nas correlações. Por exemplo, se a correlação positiva entre o eixo y e a EMG indica que os pontos de máximo do eixo y coincidem com os picos do sinal da EMGs, então o eixo y está alinhado com a direção de propulsão ou frenagem durante a locomoção. Da mesma forma, se a correlação positiva de 0,20 entre o eixo y do acelerômetro e o sinal da EMGs sugere uma relação direta entre os dois sinais. Já em relação ao eixo x, se os pontos do eixo x ocorrem em fase oposta ao do sinal da EMGs, isso pode indicar que o eixo x está alinhado com a direção lateral ou mediolateral durante a locomoção. No entanto, os valores de correlação não são muito elevados, o que indica que a correlação entre os sinais é fraca.

Com base nos dados apresentados na Fig. 22 e na Tabela 2, a correlação entre o sinal do acelerômetro no eixo z e o sinal da EMGs de 0,62 sugere uma relação moderada entre os dois sinais. Isso pode indicar que a atividade muscular está influenciando a intensidade do movimento medido pelo acelerômetro no eixo z, pode-se destacar que a maioria dos máximos do sinal do acelerômetro no eixo z coincidem com o pico de atividade muscular do músculo bíceps femoral durante o ciclo de passada. Adicionalmente a presença de uma agrupação de pontos mínimos do acelerômetro no eixo z próximo a região do segundo máximo do sinal de EMGs padrão é um indicativo da mudança do estágio do ciclo de passada. Quando o mínimo do eixo Z

coincidem com o segundo máximo da EMGs, é possível inferir que ocorreu uma mudança significativa na atividade muscular, o que pode ser relacionado a uma fase específica da locomoção.

A distribuição dos pontos em que o valor do acelerômetro no eixo z é zero, apresenta-se dividida em duas regiões próximas aos mínimos do sinal de EMGs. Enquanto um grupo de valores é observado antes do primeiro mínimo, outro grupo é identificado após o segundo mínimo do sinal de EMGs.

Com base na descrição anterior, pode-se concluir que os pontos de zero no eixo z do acelerômetro correspondem a momentos de mudança de direção do movimento durante o ciclo no sinal de EMGs. Esses pontos são identificados próximos aos mínimos do sinal, indicando que a atividade muscular está mudando de fase e retornando à posição inicial. A divisão dos valores em dois grupos, um antes do primeiro mínimo e outro após o segundo, pode ser explicada pela natureza repetitiva do movimento muscular. Em outras palavras, o sinal de EMGs varia ao longo do tempo em estágios distintos, e os pontos de zero no eixo z marcam esses estágios do ciclo.

3.2 Validade dos ciclos de passada

Considerando a Fig. 22, pode-se perceber que para as três situações apresentadas de avaliação dos pontos extremos aparecem sistematicamente dois pontos que ficam distantes dos grupos representativos. Estes pontos podem estar associados com ciclos que foram considerados no estudo, mas que de fato não deveriam ser considerados como ciclos válidos para melhor avaliação dos ciclos de passada, ou seja, é um critério que permite, além de identificar estágios do ciclo de passada, estabelecer a “validade” dos ciclos que poderão ser escolhidos na hora de estabelecimento de padrão para estudo.

É importante destacar que o cálculo pode ser realizado de forma automática, sem a necessidade de uma revisão manual e visual prévia do sinal de eletromiografia. Esta abordagem não apenas simplifica e agiliza o processo de análise, mas também minimiza a margem de erro humano e garante uma análise mais precisa e objetiva. Além disso, é uma vantagem para aplicações em tempo real, onde o processamento automático é crucial para a efetividade da análise.

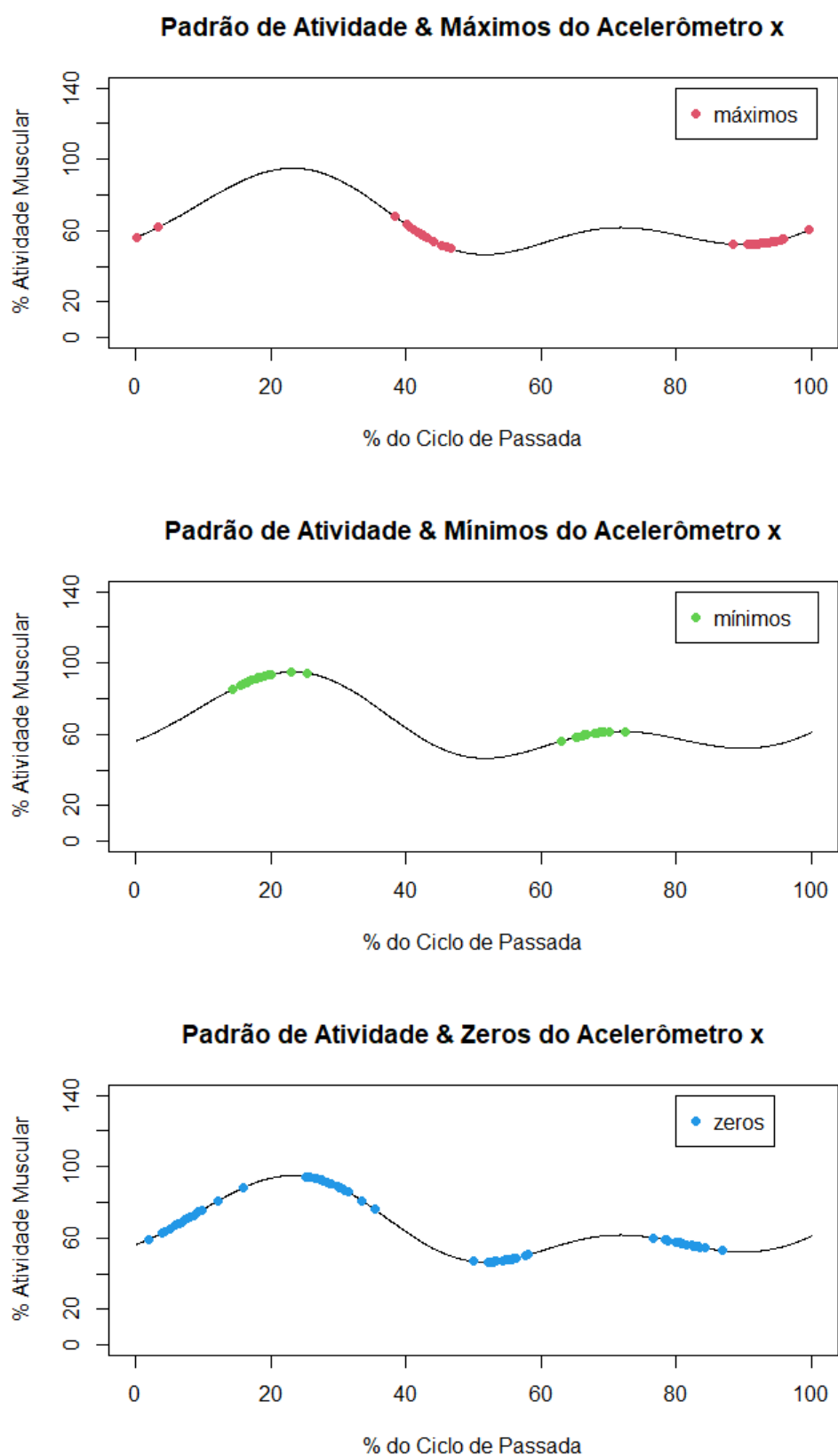


Fig. 20 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo x.

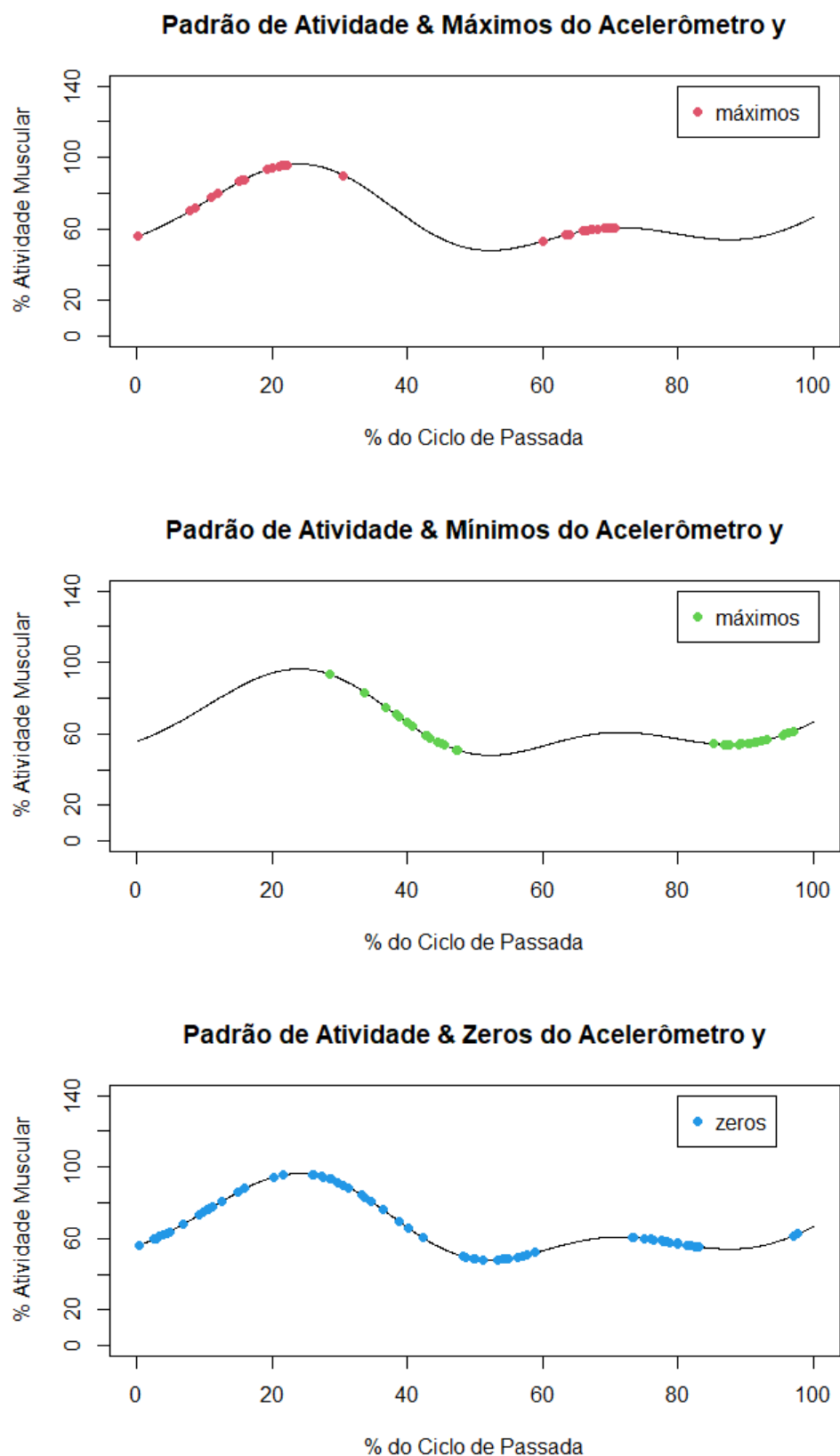


Fig. 21 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo y.

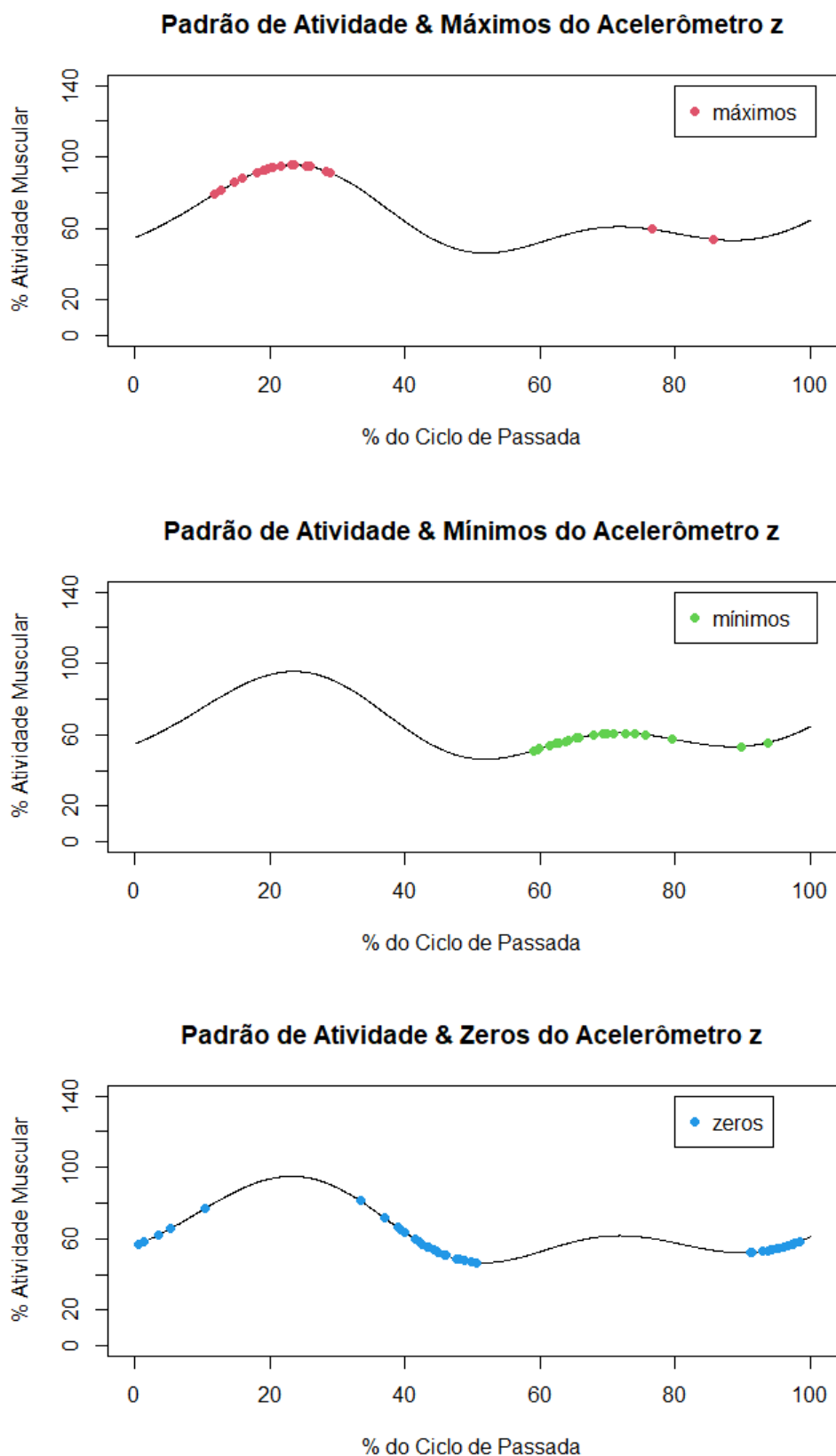


Fig. 22 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z.

Como ilustrado na Fig. 22, é possível observar um exemplo dos gráficos sem os ciclos considerados inválidos, o que permite uma avaliação mais precisa dos padrões de ciclos de passada. Ao remover os ciclos que não atendem aos critérios estabelecidos, é provável obter uma análise mais rigorosa e confiável dos dados, aumentando a precisão das conclusões a serem extraídas a partir dos dados coletados. Além disso, é fundamental destacar que um ciclo possa causar pontos fora dos agrupamentos nos pontos de máximo e mínimo, mas estejam dentro dos agrupamentos nos pontos de zero e vice-versa.

Na Fig. 23 retiramos os ciclos identificados como 1 e 9. Com a remoção dos ciclos considerados inválidos, os resultados visuais obtidos na avaliação dos gráficos apresentaram uma melhoria significativa na representatividade dos pontos de máximo e mínimo, aumentando a precisão das informações. Entretanto, não houve alteração significativa nos pontos de zero, por conseguinte, removemos os inválidos apenas para os pontos de zero do eixo z mantendo a quantidade de dois pontos, retirando os mais distantes dos agrupamentos que eram os identificados como 2 e 19. Obtivemos então o resultado demonstrado na Fig. 24.

Com a finalidade de tornar o gráfico mais claro e compreensível, após a remoção dos dois pontos mencionados, os pontos de zero do acelerômetro ainda não estavam adequadamente agrupados. Dessa forma, foram removidos adicionalmente os pontos identificados como, 10, 16, e 20. O resultado foi um gráfico visualmente mais limpo e fácil de interpretar (Fig. 25), consequentemente, para avaliarmos numericamente a atividade muscular, refizemos o cálculo da média das atividades musculares excluindo os ciclos considerados inválidos e calculamos os respectivos desvios padrão. Além disso, apresentamos a porcentagem de atividade muscular em relação à porcentagem do ciclo de passada e observamos uma diferença percentual de aproximadamente 12% próximo ao 100% do ciclo de passada, quando utilizamos como método de validade para os pontos nos eixos x e y e 6% próximo ao 50% do ciclo quando utilizado o eixo z para a validação dos ciclos no primeiro formato e 11,5% próximo aos 45% do ciclo para a segunda retirada de pontos.

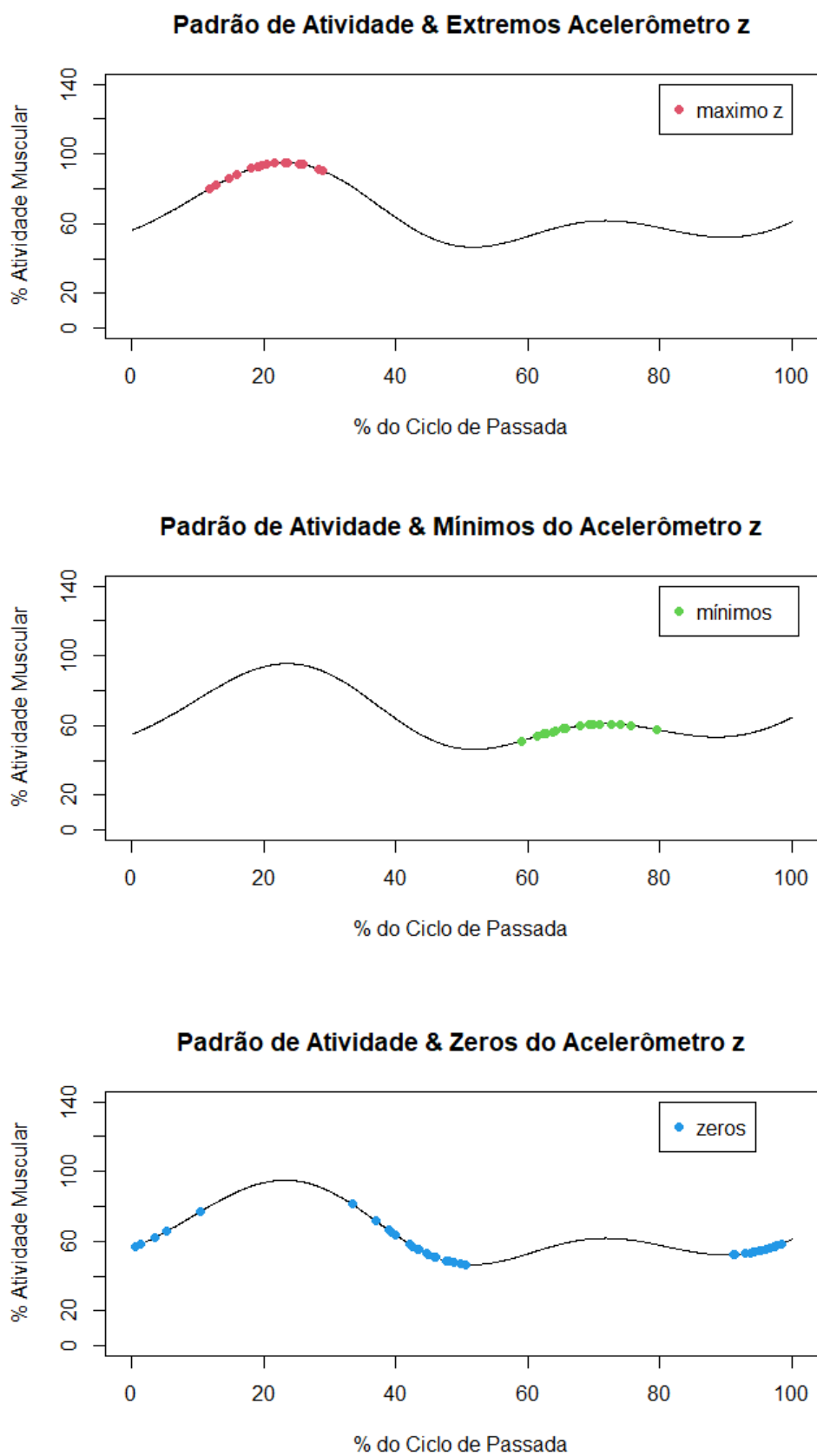


Fig. 23 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z sem os ciclos 1 e 9.

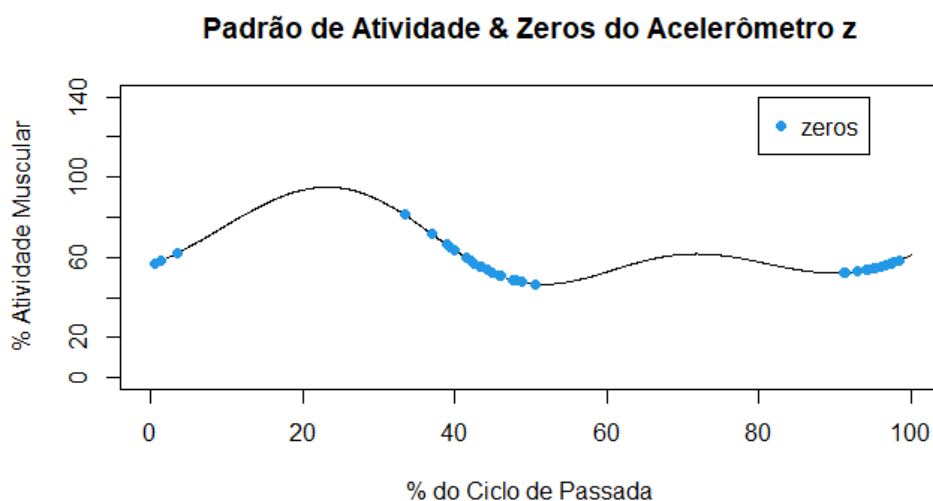


Fig. 24 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z sem os ciclos 2 e 19.

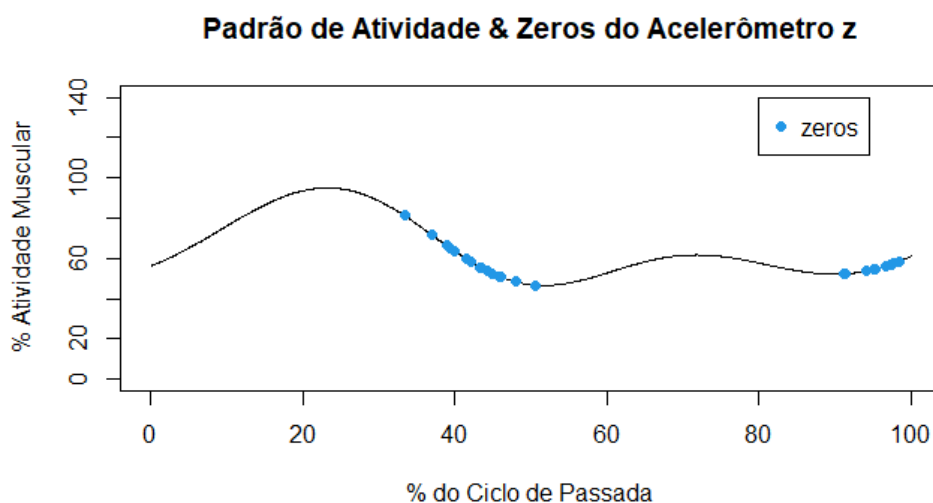


Fig. 25 - Padrão de atividade do músculo bíceps femoral com os pontos extremos do acelerômetro no eixo z sem os ciclos 2,10,16,19,20.

Nesse sentido foi possível verificar uma melhoria na representatividade dos ciclos de passada na atividade do músculo bíceps femoral. Além disso, ao calcular numericamente a atividade média e o desvio padrão do músculo bíceps femoral sem esses ciclos, foi possível verificar uma diferença percentual significativa no padrão de atividade muscular em relação a esses resultados

numéricos, assim mostraram a importância de se considerar a validade dos ciclos de passada utilizando dos valores de zeros no eixo z na avaliação da atividade muscular.

Nas figuras subsequentes é apresentada a visualização gráfica das diferenças percentuais em relação à atividade muscular média e à porcentagem do ciclo de passada; entretanto, ao analisar visualmente o gráfico, não é possível identificar nenhuma informação relevante que possa indicar o melhor critério. A Fig. 26 mostra o resultado dos ciclos totais, enquanto na Fig. 27 são apresentados os resultados dos ciclos considerados válidos após a remoção dos ciclos não válidos descritos nas etapas anteriores. Nestas figuras, a avaliação foi realizada primeiramente em relação aos eixos x e y, e depois no eixo z de duas formas distintas, para identificarmos o critério mais adequado de análise da validade dos ciclos coletados.

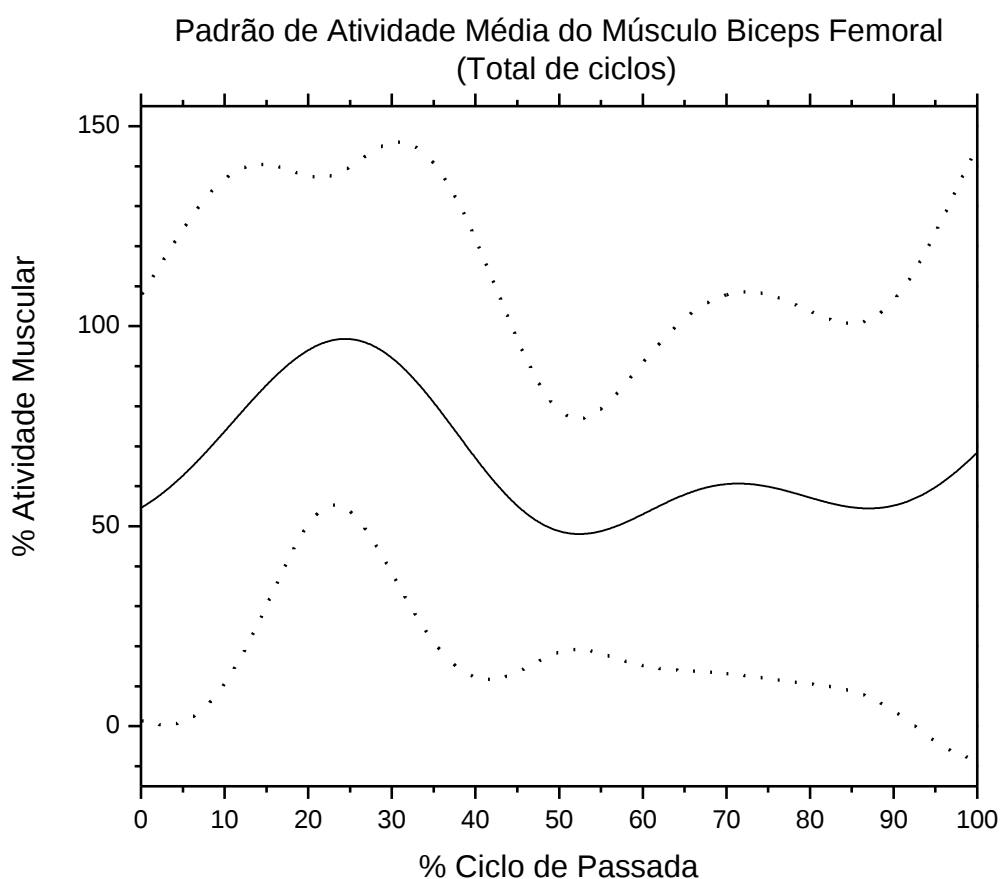


Fig. 26 - Padrão de atividade média do músculo bíceps femoral e os desvios padrão em relação a porcentagem do ciclo de passada.

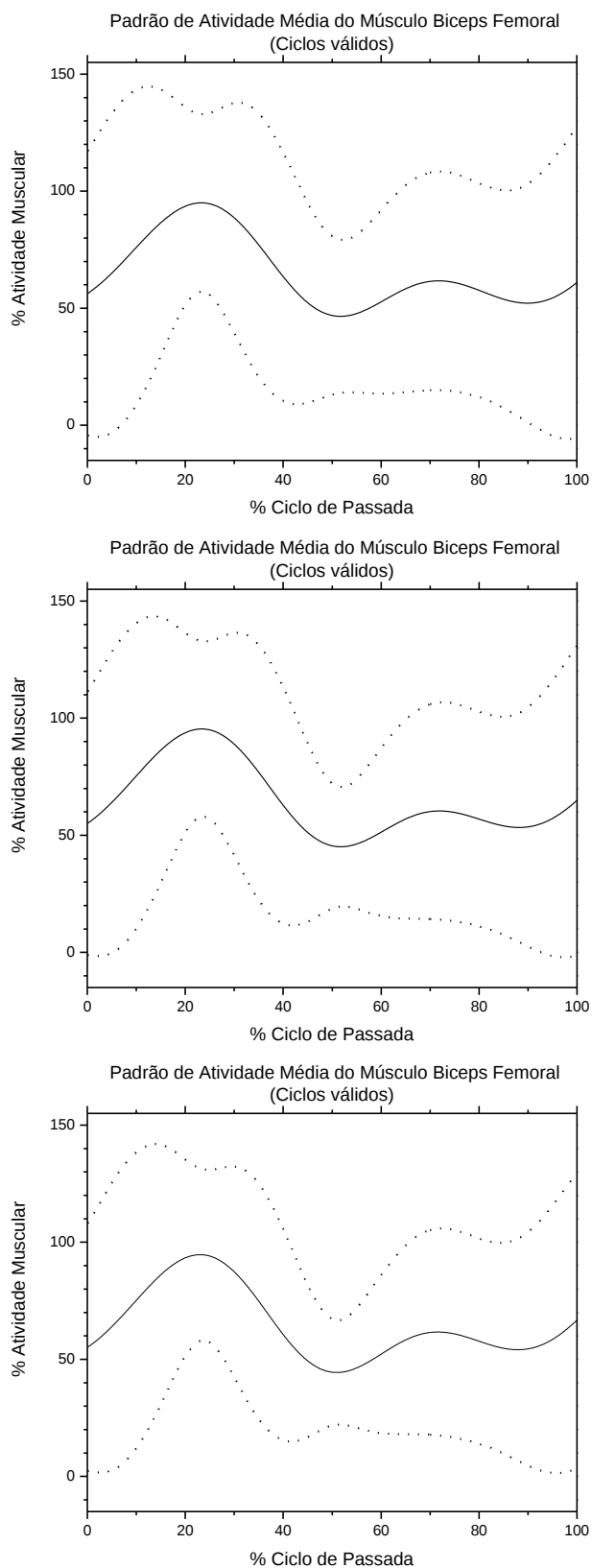


Fig. 27 - Padrão de atividade média do músculo bíceps femoral sem os ciclos 1 e 9 (que interferem nos eixos x e y), 2 e 19 (que interferem no eixo z), 2, 10, 16, 19

e 20 (que interferem no eixo z) e os desvios padrão em relação a porcentagem dos ciclos de passada.

Com a comparação do padrão de atividade muscular média para todos os testes de validação, fomos capazes de avaliar a efetividade do melhor método utilizado para identificar os ciclos considerados válidos. Segue então a Fig. 28, com a porcentagem de atividade muscular para o total e ciclos (linha azul) e apenas para os ciclos válidos (linha vermelha) sem os ciclos 1 e 9 (que interferem nos eixos x e y) em relação a porcentagem do ciclo de passada e a Fig. 29 com a representação acima sem os denominados 2 e 19, e abaixo sem os pontos 2, 10, 16, 19 e 20.

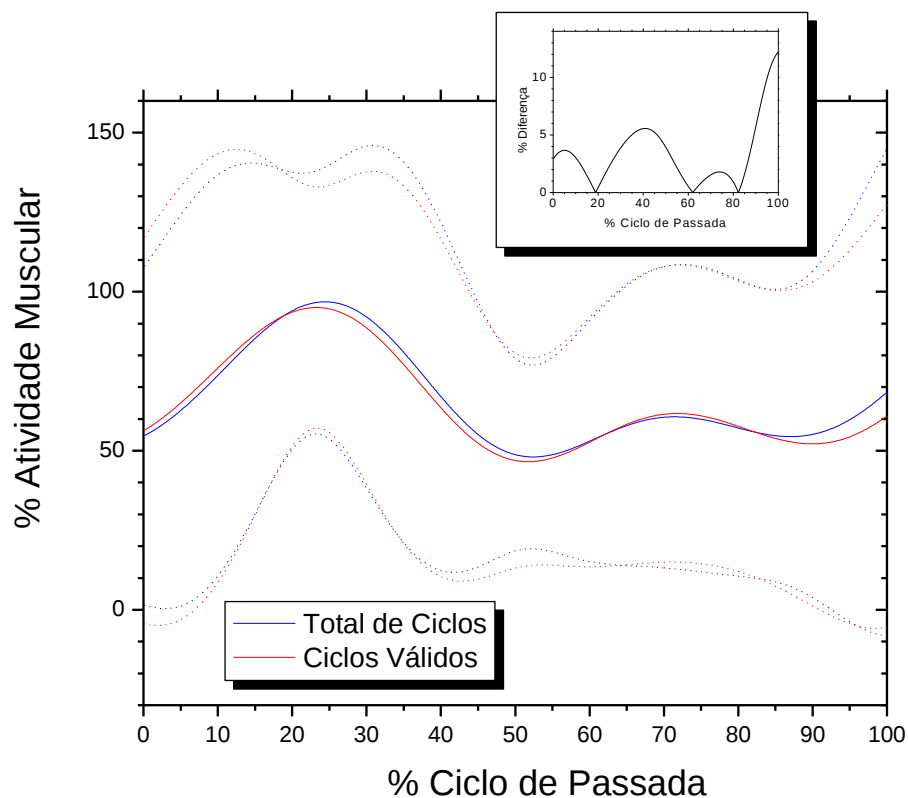


Fig. 28 - Porcentagem de atividade muscular para o total e ciclos (linha azul) e apenas para os ciclos válidos (linha vermelha) sem os ciclos 1 e 9 (que interferem nos eixos x e y) em relação a porcentagem do ciclo de passada.

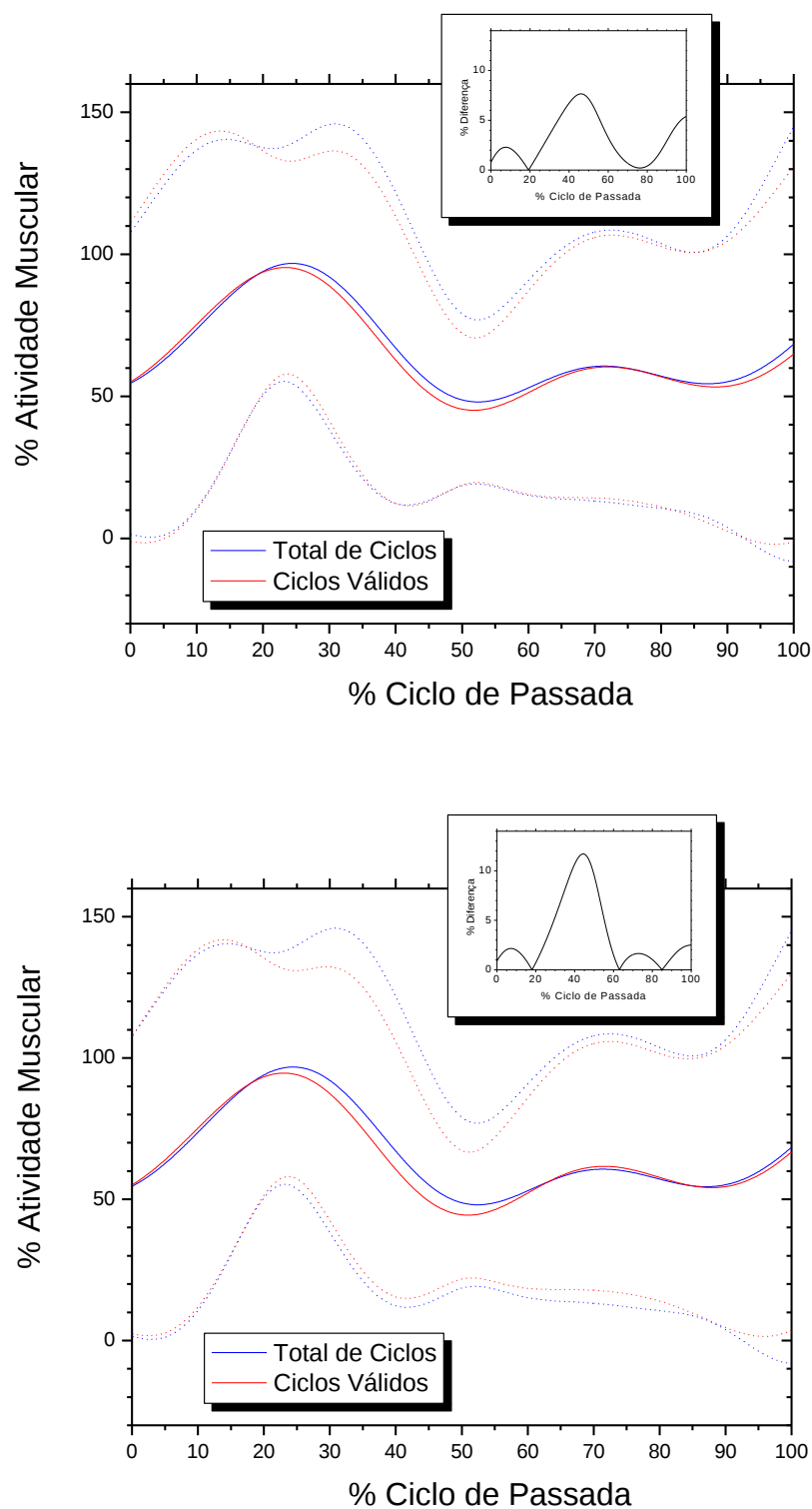


Fig. 29 - Porcentagem de atividade muscular para o total e ciclos (linha azul) e apenas para os ciclos válidos (linha vermelha) sem os pontos que interferem no eixo z, na representação acima sem os denominados 2 e 19, e abaixo sem os pontos 2, 10, 16, 19 e 20 em relação a porcentagem do ciclo de passada.

Ao analisarmos a diferença percentual dos novos ciclos em relação à totalidade dos dados, é possível identificar que o uso dos eixos x e y como avaliadores, apresenta uma porcentagem mais alta para o início/fim do ciclo de passada. Especificamente, a fase do ciclo em que é caracterizado a fase de apoio do ciclo, a diferença percentual teve uma expressão significativa.

Em comparação com os resultados obtidos utilizando do eixo z para a validação temos algo interessante, a maior diferença no ciclo ficou no primeiro zero do eixo z, demonstrando que a fase de apoio fica mais prejudicada numericamente, com aproximadamente 12% de diferença. Entendendo que durante o balanço a atividade muscular é geralmente caracterizada por uma diminuição na amplitude do sinal em relação à fase de apoio. Isso ocorre porque durante a fase de balanço, a pata do cão não está em contato com o solo (Biewener e Patek, 2018; Yoshikawa et al., 2021) e, portanto, os músculos da perna e do pé não precisam produzir tanta força para sustentar o peso do animal. À medida que a pata começa a se mover em direção ao solo para a fase de apoio, a atividade muscular aumenta para fornecer a força necessária para suportar o peso do cão (Ichinohe et al., 2022). Em geral, a atividade elétrica desse músculo aumenta durante a fase de contração excêntrica, que ocorre quando o músculo está se alongando enquanto gera força para desacelerar ou controlar um movimento (Ichinohe et al., 2022).

A fase de apoio é considerada a fase mais importante do ciclo de passada, pois é nessa fase que a pata está em contato com o solo e fornece suporte e propulsão ao animal (Ichinohe et al., 2022; Biewener e Patek, 2018). Além disso, os músculos da perna e do pé precisam trabalhar mais intensamente para sustentar o peso do cão e impulsioná-lo para a frente. Por outro lado, a fase de balanço é geralmente considerada uma fase de transição entre o apoio (Biewener e Patek, 2018). Durante a fase de balanço, a atividade muscular pode ser mais variável e menos importante para a locomoção do animal (Biewener e Patek, 2018), o que pode tornar a escolha de ciclos válidos com base nessa fase menos confiável.

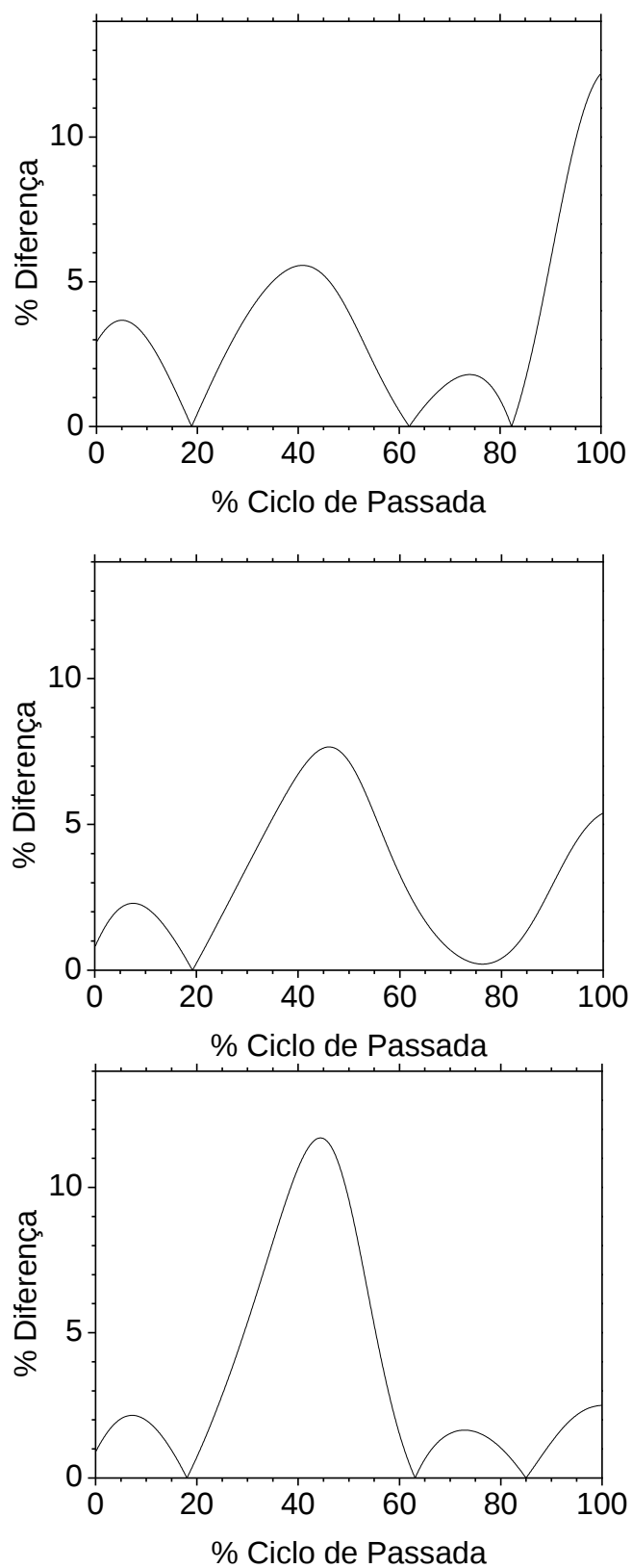


Fig. 30 - Porcentagem da diferença em relação aos ciclos totais e os válidos em comparação com a porcentagem do ciclo de passada nas três representações.

Para fins de demonstração, a Fig. 31 apresenta o padrão do acelerômetro no eixo z, exibindo todos os ciclos coletados. Posteriormente, estabelecido o critério de avaliação, a figura mostra apenas os ciclos considerados válidos, permitindo uma análise mais precisa e conclusiva dos dados obtidos.

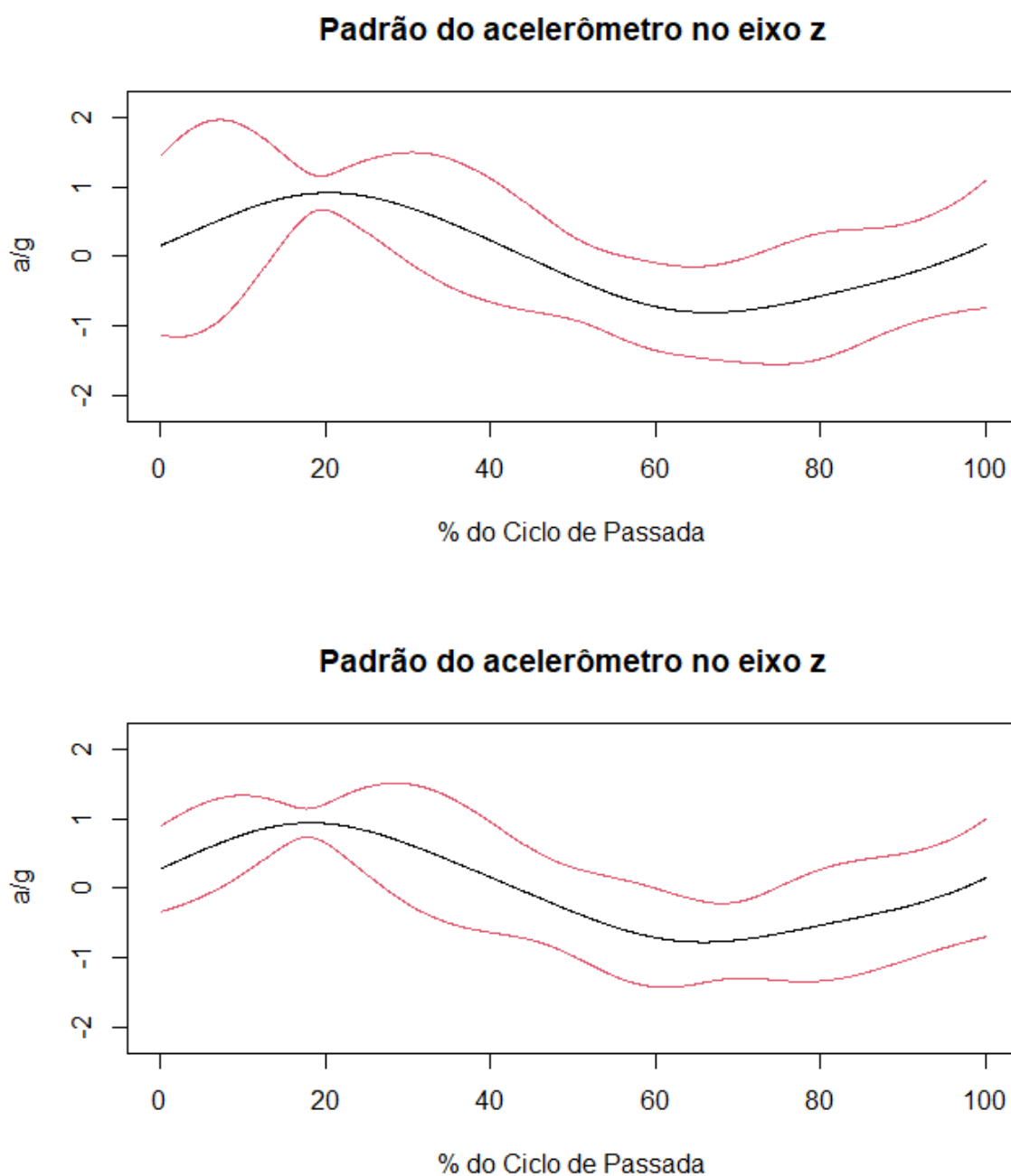


Fig. 31 - Padrão do acelerômetro no eixo z com todos os ciclos, abaixo apenas com os ciclos válidos.

O critério de escolha para estabelecimento da qualidade do ciclo de passada é uma etapa crucial na avaliação da locomoção em animais, já que permite identificar padrões anormais e avaliar a eficiência do movimento. A escolha desse critério requer consideração de vários fatores, tais como a velocidade de locomoção, o porte do animal e a finalidade da avaliação (McLaughlin, 2001).

A utilização da correlação entre os sinais do acelerômetro e da eletromiografia se mostra como uma importante ferramenta para assegurar a validade da análise de dos dados no estudo do ciclo da locomoção. Além disso, é fundamental estabelecer critérios objetivos para escolher pontos extremos no sinal do acelerômetro que sejam correlacionados com a eletromiografia, de modo a garantir uma análise precisa e confiável dos dados coletados.

Dessa forma, pode-se afirmar com segurança que as informações dos agrupamentos do eixo z que contém a maior correlação com a eletromiografia forneceriam as informações mais precisas e confiáveis para análise, a correlação entre os sinais permite que sejam identificados pontos fora do padrão estabelecido dos agrupamentos com base em apenas um dos eixos.

Os resultados mostraram que nosso sistema pode detectar com precisão os perfis de locomoção em cães. Por exemplo, em uma análise da locomoção ao caminhar, o ponto máximo de aceleração pode indicar o momento prévio de contato do pé com o solo, enquanto o ponto mínimo pode indicar o momento em que o pé está indo em direção ao ar. Ao combinar esses dados com informações sobre a atividade muscular obtidas através da eletromiografia, é possível ter uma compreensão mais completa da dinâmica da locomoção. Estabeleceu-se também que os pontos de zero no eixo z do acelerômetro correspondem a momentos de mudança de direção do movimento durante o ciclo no sinal de EMG. Esses pontos são identificados próximos aos mínimos do sinal, indicando que a atividade muscular está mudando de fase e retornando à posição inicial.

A análise da validade dos ciclos pode ser feita através da correlação entre os sinais de acelerômetro e eletromiografia, sendo necessário estabelecer um critério para identificar pontos extremos no sinal do acelerômetro que sejam correlacionados com a eletromiografia. O eixo z é um dos três eixos que

compõem o sinal do acelerômetro e é responsável por capturar a atividade vertical do animal durante o ciclo de passada. A correlação entre o sinal do acelerômetro no eixo z com a eletromiografia é importante na determinação da validade da análise, pois ajuda a identificar pontos de interesse e fornecer informações mais precisas e confiáveis para a análise da dinâmica da locomoção.

Em resumo, os acelerômetros juntamente com a eletromiografia são uma ferramenta valiosa para avaliar a atividade física e a locomoção de cães e fornecer informações importantes para melhorar a saúde e o bem-estar dos animais, identificar problemas de saúde, monitorar a eficácia de tratamentos médicos, avaliar a condição física para melhorar a qualidade de vida dos animais e principalmente ajudar em estudos futuros.

4 CONCLUSÃO

Neste estudo, estabeleceu-se um sistema de sensores inerciais de membros pélvicos de maneira que possibilita caracterizar automaticamente os perfis de locomoção em cães. Desenvolvendo novos algoritmos de análise de sinal para detectar o padrão de locomoção em membros pélvicos.

5 REFERÊNCIAS

- Baraka A, Shaban H, Abou El-Nasr M, Attallah O. Wearable accelerometer and EMGS-based upper limb BSN for tele-rehabilitation. *Appl Sci*. 2019;9(14):2795.
- Biagetti G, Crippa P, Falaschetti L, Orcioni S, Turchetti C. Human activity monitoring system based on wearable EMGs and accelerometer wireless sensor nodes. *Biomed Eng Online*. 2018;17(Suppl 1):132.
- Biagetti G, Crippa P, Falaschetti L, Turchetti C. Classifier level fusion of accelerometer and EMGs signals for automatic fitness activity diarization. *Sensors (Basel)*. 2018;18(9):2850.
- Biewener AA, Patek SN. *Animal locomotion*. Oxford University Press: Oxford, 2018. 223p.
- Bockstahler B, Kräutler 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*. 2012;41(1):54-62.
- 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*. 2015;44(5):588-595.
- DeCamp CE. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1997;27(4):825-840.
- Ghasemzadeh H, Jafari R, Prabhakaran B. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2010;14(2):198-206, 2010.
- Gordon-Evans WJ. Gait analysis. In: Tobias KM, Johnston SA (eds.). *Veterinary Surgery: Small Animal*. Elsevier; 2012. p.1190-1196.
- Ichinohe T, Takahashi H, Fujita Y. Force plate analysis of ground reaction forces in relation to gait velocity of healthy Beagles. *Am J Vet Res*. 2022;83(9):ajvr.22.03.0057.

- McLaughlin RM. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2001;31 (1):193-201.
- Nawab SH, Roy SH, De Luca CJ. Functional activity monitoring from wearable sensor data. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004; 2004:979-982.
- Negrão RR, Rahal SC, Kano WT, Mesquita LR, Hormaza JM. Analysis of time series of surface electromyography and accelerometry in dogs. *Biomed Signal Process Control.* 2022;74: 103518.
- Pereira A, Folgado D, Cotrim R, Sousa I. Physiotherapy exercises evaluation using a combined approach based on EMGs and wearable inertial sensors. In *Proceedings of the 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies – BIOSIGNALS.* 2019;73-82.
- Pereira A, Folgado D, Nunes F, Almeida J, Sousa I. Using Inertial sensors to evaluate exercise correctness in electromyography-based home rehabilitation systems. *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA).* 2019b:1-6.
- Roy SH, Cheng MS, Chang SS, Moore J, De Luca G, Nawab SH, De Luca CJ. A combined EMGs and accelerometer system for monitoring functional activity in stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2009;17(6):585-594.
- Spulber I, Georgiou P, Eftekhar A, Toumazou C, Duffell L, Bergmann J, McGregor A, Mehta T, Hernandez M, Burdett A. Frequency analysis of wireless accelerometer and EMG sensors data: Towards discrimination of normal and asymmetric walking pattern. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems.* 2012:2645-2648.
- Yoshikawa K, Tsubakishita S, Sano T, Ino T, Miyasaka T, Kitazawa T. Functional assessment of the gluteus medius, cranial part of the biceps femoris, and vastus lateralis in Beagle dogs based on a novel gait phase classification. *J Vet Med Sci.* 2021;83(1):116-124.
- Zhang X, Chen X, Li Y, Lantz V, Wang K, Yang J. A framework for hand gesture recognition based on accelerometer and EMG sensors. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans.* 2011;41(6):1064-1076.

CAPÍTULO 3

TRABALHO CIENTÍFICO 2

Enviado para: Biomedical Signal Processing and Control - Journal homepage:
www.elsevier.com/locate/bspc

RECONSTRUÇÃO DA TRAJETÓRIA DE SENSORES INERCIAIS POR MEIO DE INTEGRAÇÃO COMBINADA COM EMGs PARA DETERMINAÇÃO DE ESTÁGIOS DO CICLO DE PASSADA

1 INTRODUÇÃO

A combinação de acelerômetro e eletromiografia de superfície (EMGs) proporciona um estudo mais abrangente da locomoção, visto a integração de informações sobre movimento corporal e atividade muscular (Ghasemzadeh et al., 2010). O método possibilita uma visão mais completa e detalhada da mecânica da locomoção, permitindo a identificação de desvios e anormalidades, além de avaliações de tratamento e intervenção (Biagetti et al., 2018; Pereira et al., 2019; Negrão et al., 2022). A identificação de picos extremos nos sinais do acelerômetro pode ser usada para identificar transições entre as fases de apoio e balanço do ciclo da locomoção (Negrão, 2023). A análise dos sinais filtrados do acelerômetro, após o adequado processamento e integração, fornece informações sobre velocidade, posição e fase da locomoção em diferentes momentos (Crenna et al., 2021; Negrão, 2023).

Para analisar a qualidade do sinal de filtragem pode ser utilizado o espectrograma, o qual permite a visualização da composição de frequência do sinal, amplitude e frequência de dados de séries temporais (Yuwono et al., 2012;

Babadi e Brown, 2014; Ng e Westover, 2022). A transformada de Fourier é aplicada para decompor o sinal em componentes de frequência individuais, que

são exibidos em uma escala de cores ou tonalidades (Ng e Westover, 2022). Assim, é possível identificar problemas de distorção, ruído e perda de informações importantes em um sinal filtrado, fazendo com que espectrograma seja uma valiosa ferramenta na análise de sinais (Babadi e Brown, 2014; Ng e Westover, 2022). Além disso, várias bibliotecas e softwares disponíveis tornam a geração de espectrogramas ainda mais fácil e acessível (McFee et al., 2017).

A integração de sinais de acelerômetros é uma técnica utilizada na análise da locomoção com o intuito de obter informações sobre a velocidade e a posição do corpo ao longo do tempo (Tao et al., 2012), sendo uma técnica útil para extrair informações cinemáticas do movimento de um objeto (Mayagoitia et al., 2002). No entanto, é importante considerar erros cumulativos e aplicar técnicas de filtragem e calibração para melhorar a precisão da integração.

Desta forma, o objetivo do estudo foi aplicar o espectrograma para validar os dados obtidos do acelerômetro integrado ao EMGs e descrever um protocolo de processamento de sinal, que permita definir as etapas do ciclo da locomoção canina, e reconstruir a trajetória padrão de deslocamento do acelerômetro.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 EMGs e sinais de acelerômetro

Este estudo foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética no Uso de Animais (CEUA - nº 0121/2017). Foram utilizados dados previamente coletados (Negrão et al., 2022) de cães hígidios, sendo cinco da raça Golden retriever e cinco da raça Labrador retriever. Resumidamente, EMGs integrada com o acelerômetro foi usada em todos os cães (Trigno™ Wireless EMG Mini Sensor; Delsys, Massachusetts, EUA). Com base no já descrito, os sensores foram colocados no músculo bíceps femoral em ambos os membros pélvicos (Bockstahler et al., 2012), e os sinais de EMGs e acelerômetro foram coletados usando um software específico (EMGworks Acquisition, Delsys, Massachusetts, EUA), com o cão andando em uma esteira (GAIT4Dog; CIR Systems Inc., Franklin, NJ, EUA) a uma velocidade de 0,9 m/s.

2.2 Filtragem de sinais da EMGs e do acelerômetro na análise da locomoção

Os sinais EMGs filtrados envolveram a aplicação de filtros digitais, os quais retiveram ou removeram frequências indesejadas. Uma taxa de amostragem apropriada (geralmente superior a 2 kHz) foi usada para garantir que os sinais EMGs capturados representassem a atividade muscular e para preservar as características de alta frequência do sinal EMGs. Para os sinais do acelerômetro, a taxa de amostragem adotada foi de 148 Hz. O filtro Butterworth foi usado no processamento do sinal.

2.2 Espectrograma de sinais de EMGs e acelerômetro

A geração do espectrograma foi realizada de forma eficiente utilizando técnicas de processamento digital de sinais, como a busca do *Fast Fourier Transform* (FFT) em bibliotecas do software R Studio, denominadas *Specgram {Signal}*, com a função disponível que torna a geração do espectrograma ainda mais acessível. A FFT foi aplicada para decompor o sinal em seus componentes de frequência individuais, que foram exibidos em uma escala logarítmica colorida, com cores mais escuras indicando componentes de frequência menos intensos e cores mais claras indicando componentes de frequência mais intensos.

2.3 Integração de Sinal

O processo de integração de sinal foi iniciado pela aquisição de dados brutos dos acelerômetros. Estes dados foram processados e filtrados para remover ruídos e outros artefatos indesejados. Em seguida, os dados filtrados foram integrados duas vezes para obter estimativas de velocidade e posição.

O processo de integração é suscetível a um artefato conhecido como *drift*, que pode afetar a precisão das informações obtidas. Portanto, a eliminação do *drift* foi crucial para garantir a qualidade dos resultados da análise da locomoção. O *drift* foi um artefato que surgiu durante a integração dos sinais do acelerômetro e se manifestava como uma variação gradual na saída integrada

ao longo do tempo. Isso ocorreu devido ao acúmulo de erros na integração, que se acumularam ao longo do tempo e resultaram em uma saída progressivamente desviada da realidade. O *drift* foi particularmente problemática na análise da locomoção, pois afetou a precisão das informações obtidas sobre a velocidade e a posição do corpo. Além disso, pode prejudicar a identificação de importantes padrões de movimento, como mudanças na velocidade e direção da locomoção, que são cruciais para a compreensão da dinâmica da marcha. Portanto, algumas das técnicas mais comuns foram incluídas, como segue:

- Filtros passa-baixa: como a técnica envolve a aplicação de um filtro passa-baixa aos sinais do acelerômetro antes da integração, o objetivo foi suavizar os sinais eliminando altas frequências que contribuía para o desvio.
- Ajuste de offset: este método envolveu o cálculo e correção do *drift* por meio de medições periódicas da posição do corpo.

A primeira integração dos sinais do acelerômetro foi realizada para estimar a velocidade do objeto. Essa integração foi realizada usando a equação da velocidade, que relacionava a velocidade com o tempo e a aceleração. A equação da velocidade foi dada por:

$$v(T) = v(0) + \int_0^T a(t) dt$$

onde $v(T)$ é a velocidade no tempo T , $v(0)$ é a velocidade inicial e $a(t)$ é a aceleração no tempo t .

Antes da segunda integração dos sinais do acelerômetro, o ajuste de offset foi calculado para corrigir o desvio por meio de medições periódicas. Então, através da outra integração foi estimada a posição do objeto. Essa integração foi realizada a partir da equação de posição, que relaciona posição com tempo, velocidade e aceleração. A equação da posição foi dada por:

$$x(T) = x(0) + \int_0^T v(t) dt$$

onde $x(T)$ é a posição no tempo T , $x(0)$ é a posição inicial e $v(t)$ é a velocidade no tempo t .

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Fig. 1 mostra o espectrograma de um sinal EMGs, que foi coletado e filtrado, e a Fig. 2 mostra os espectrogramas dos sinais coletados pelos três eixos do acelerômetro na mesma condição. Os espectrogramas permitiram a visualização da composição de frequência do sinal e a comparação entre as distribuições de frequência antes e depois da filtragem, possibilitando a identificação de possíveis problemas de distorção ou perda de informação. Além disso, pode ser verificada a remoção de ruído indesejado causado por problemas técnicos de filtragem ou outros fatores externos.

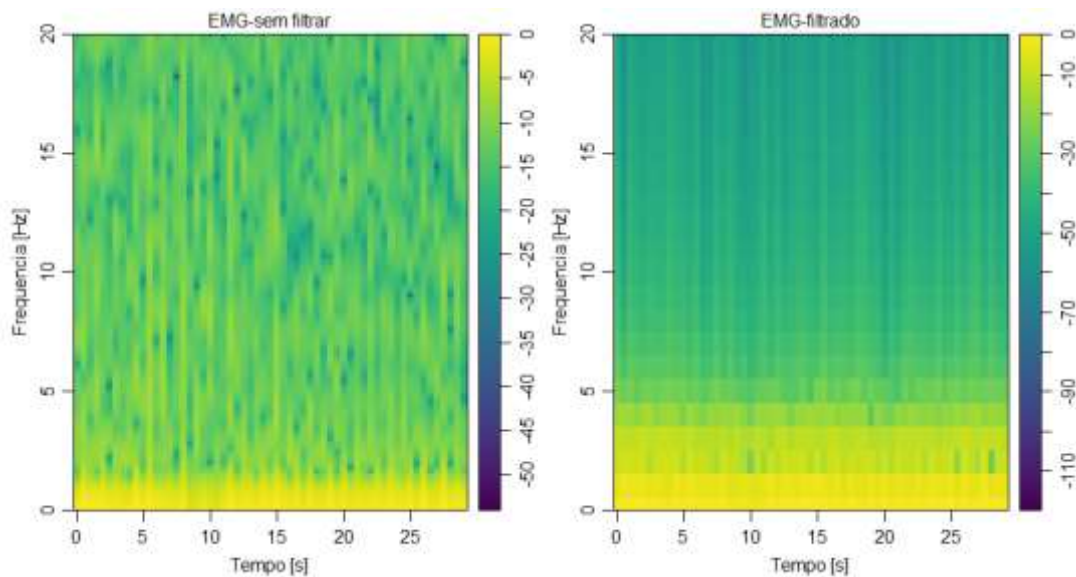


Fig. 1 - Espectrogramas de um sinal padrão de EMG coletado e o correspondente filtrado.

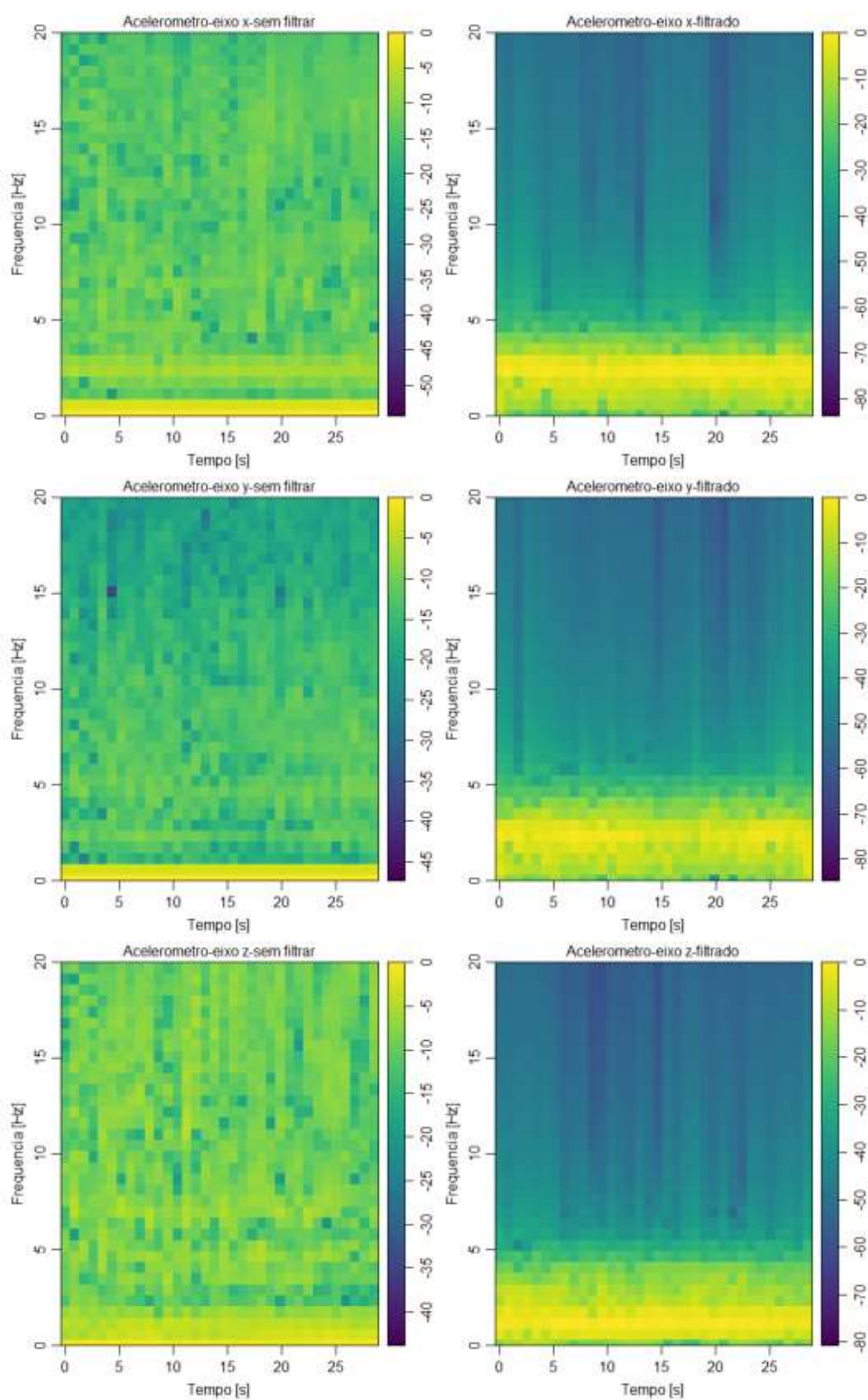


Fig. 2 - Espectrogramas dos sinais dos três eixos do acelerômetro coletados e os correspondentes filtrados.

Antes da integração, o processamento dos sinais dos três eixos do acelerômetro foi feito da seguinte forma: - cada componente da aceleração foi filtrado por um filtro passa-banda Butterworth, com frequência de corte de 1 Hz a 6 Hz; - o ajuste de offset foi executado; - o início e o fim de cada ciclo foram identificados a partir do primeiro zero após um máximo na componente do eixo z do acelerômetro; - os sinais foram segmentados; - a amplitude de cada componente do sinal de aceleração foi normalizada pelo valor máximo, que foi ajustado para 100%; - o intervalo de tempo de cada componente do sinal de aceleração foi normalizado pelo intervalo de duração, que foi definido em 100%; média e desvio padrão dos sinais foram calculados.

A Fig. 3 demonstra os sinais dos três eixos do acelerômetro em um ciclo da locomoção. As linhas tracejadas verticais indicam os momentos em que o componente do sinal atinge um extremo ou zero ou se os componentes do sinal se cruzaram.

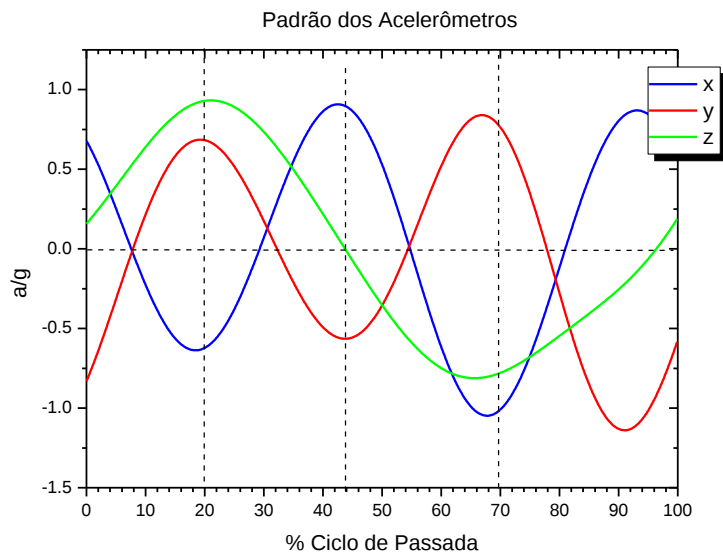


Fig. 3 - Padrão dos sinais dos três eixos do acelerômetro num ciclo de passada.

Os componentes x e y estão em contrafase, alternando as posições máxima e mínima quatro vezes em 18%, 44%, 66% e 92% do ciclo da

locomoção. Além disso, o primeiro e o terceiro cruzamento do sinal ocorrem quando a aceleração foi zero, a 8% e 54% do ciclo da locomoção, respectivamente. A segunda travessia ocorreu logo acima da aceleração zero, aproximadamente 30% do ciclo da locomoção. A quarta travessia ocorreu um pouco abaixo, em torno de 80% do ciclo da locomoção. A força associada a essas direções é zero ou próxima de zero nesses pontos de cruzamento.

O componente z apresentou máximo e mínimo em 22% e 66% do ciclo da locomoção, respectivamente. Duas passagens ocorrem pela aceleração zero em cerca de 44% e 96% do ciclo da locomoção, respectivamente. O primeiro valor de aceleração zero para o componente z coincidiu com a posição do primeiro mínimo do componente y e o primeiro máximo do componente x (44% do ciclo da marcha). O primeiro máximo em z está temporalmente próximo do primeiro máximo em y e do primeiro mínimo em x (20% do ciclo da marcha), e o primeiro mínimo está próximo do segundo máximo em y e do segundo mínimo em x (66% do ciclo da locomoção). Após o processo de integração, fica clara a possível relevância desses cruzamentos e pontos extremos para identificar as fases do ciclo da locomoção.

Os sinais de cada eixo do acelerômetro foram integrados para obter os componentes das velocidades correspondentes. O resultado pode ser visto na Fig. 4. A escolha adotada para os pontos inicial e final do ciclo da locomoção garante valores de velocidade zero para os três componentes da velocidade. Além disso, os extremos de velocidade estão associados aos pontos onde a direção da velocidade muda, correspondendo ao tempo em que a aceleração é igual a zero para cada eixo.

Após a primeira integração, os componentes x e y também estão em contrafase. Para a componente x da velocidade, três pontos tiveram velocidade zero (respectivamente em 14%, 44% e 66% do ciclo da marcha), além dos momentos inicial e final do ciclo da locomoção. Há também uma sequência da velocidade máxima de 6,0 cm/s em 8% e 16,0 cm/s em 54% do ciclo da locomoção. Os mínimos encontrados de -20,0 cm/s e -32,0 cm/s aparecem em 30% e 82% do ciclo da locomoção, respectivamente. A componente y tem uma

sequência de dois máximos de 10 cm/s e 18 cm/s em 32% e 76% do ciclo da locomoção, respectivamente. Além disso, são observados dois mínimos de -4,0 cm/s e quase zero a 8% e 54% do ciclo da locomoção, respectivamente. O padrão de velocidade obtido para a componente z ocorre na forma total da semibaixa positiva com máxima única de 42,0 cm/s em 44% do ciclo da locomoção.

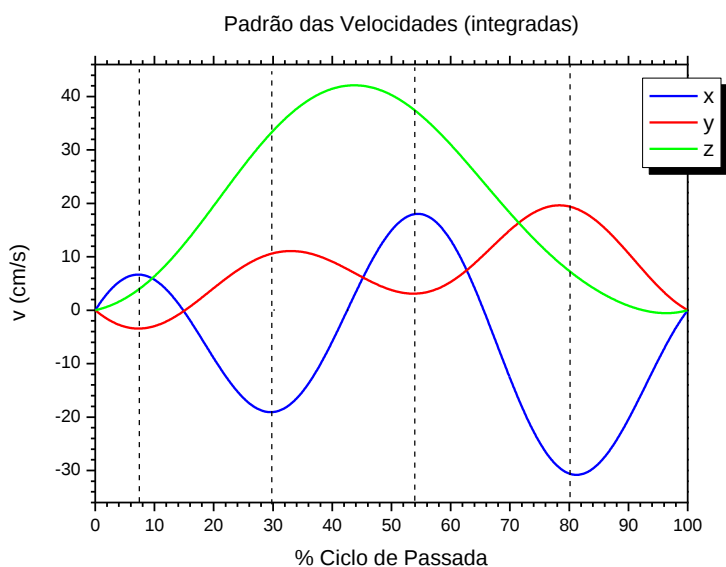


Fig. 4 - Padrão dos sinais dos três eixos do acelerômetro em um ciclo de passada.

Os deslocamentos resultantes da dupla integração dos sinais dos três eixos do acelerômetro estão na Fig. 5. O ciclo padrão dos três componentes começa e termina na posição zero. O deslocamento na direção x apresenta dois mínimos em zero, 40% e 96% do ciclo da locomoção e máximos de 1,5 cm e 3,5 cm em 16% e 66% do ciclo da locomoção, respectivamente. A direção y, com a menor amplitude de deslocamento, apresenta deslocamento quase exclusivamente no semieixo negativo, com dois valores mínimos de -1,5 cm e -1,7 cm, respectivamente, a 24% e 62% do ciclo da locomoção e valores máximos de -1,2 cm e 0,3 cm em 42% e 92% do ciclo da locomoção,

respectivamente. O eixo z apresenta a maior amplitude de deslocamento, com valor mínimo de -2,0 cm em 20% do ciclo da passada e máximo de 3,6 cm em 70% do ciclo da locomoção. Há cruzamento zero em 48% do ciclo da locomoção.

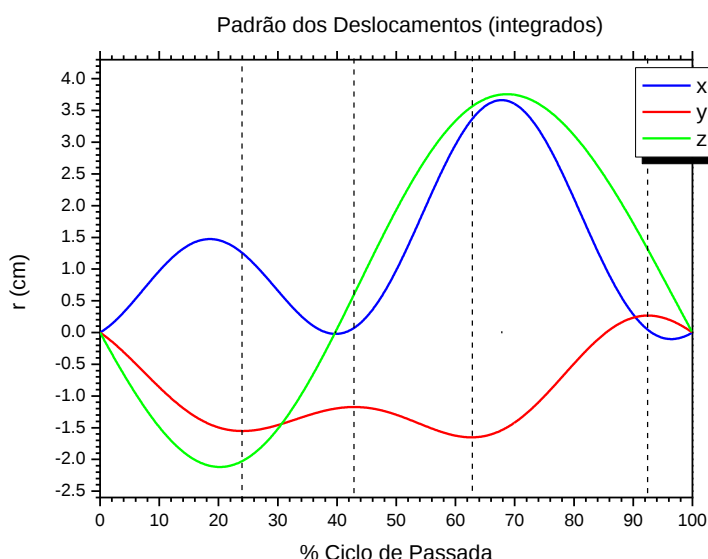


Fig. 5 - Padrão dos sinais dos três eixos do acelerômetro num ciclo de passada.

O espaço de fase representa variáveis dinâmicas relevantes de um sistema (referência de espaço de fase). Uma trajetória no espaço de fase representa a evolução temporal do sistema através da evolução temporal de suas variáveis relevantes. O espaço de fase é uma ferramenta útil para entender o comportamento dos sistemas. O espaço de fase é um espaço matemático que representa o conjunto de todas as configurações possíveis de um sistema dinâmico, incluindo posições e velocidades. Ao plotar a posição em um eixo e a velocidade correspondente no outro, obtém-se uma curva fechada no espaço de fase, que descreve o comportamento dinâmico do sistema. Essa curva fechada é chamada de trajetória no espaço de fase. A forma e as características da trajetória no espaço de fase podem fornecer informações sobre o sistema dinâmico. Por exemplo, uma trajetória fechada indica que o

sistema é periódico e pode estar sujeito a oscilações ou ciclos. Uma trajetória aberta pode indicar um sistema caótico ou instável (Sordi, 2021).

A Fig. 6 mostra o diagrama de espaço de fase considerando os três eixos, onde a seta preta indica o início do ciclo da locomoção e as setas coloridas indicam a direção do movimento do componente sensor. Para os três eixos, as trajetórias são fechadas e regulares, e todos os componentes apresentam uma dinâmica que ocorre no sentido horário. A trajetória da componente z consiste em uma única curva regular, sem pontos de inflexão, que ocorre inteiramente no semiplano positivo das velocidades e não é simétrica em relação ao eixo que passa pelo valor zero da velocidade.

Além disso, a área contida nessa trajetória é a maior das três componentes. Os componentes x e y mostram um comportamento um pouco mais complexo, cada um com um *loop* fechado. O *loop* do componente x ocorre próximo ao início do ciclo da marcha. Além disso, as áreas contidas nas trajetórias desses eixos são diferentes, e a área da componente x é maior que a da componente y. Além disso, a Fig.7 mostra uma trajetória tridimensional reconstruída para o sensor, ponto inicial/final adotado e direção do movimento.

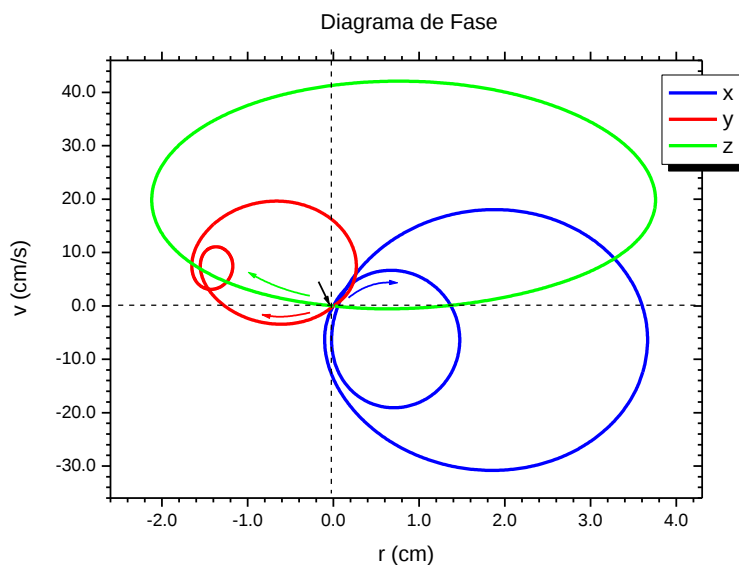


Fig. 6 - Diagrama do espaço de fase considerando os três eixos do acelerômetro. A seta preta indica o início do ciclo de passada e as setas coloridas, o sentido do movimento da componente do sensor (nos três eixos é no sentido horário).

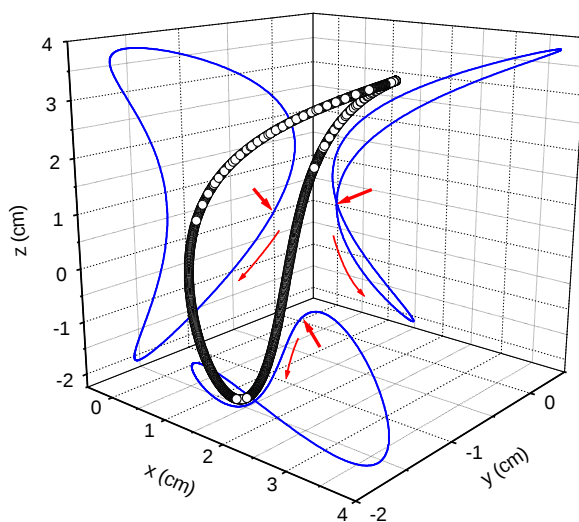


Fig. 7 - Trajetória tridimensional reconstruída para o sensor. As setas grossas indicam o ponto de início e as finas o sentido do movimento.

O sinal do acelerômetro com EMGs tem sido usado para analisar a marcha humana e outras formas de monitoramento de atividade (Biagetti et al., 2018; Pereira et al., 2019; Spulber et al., 2012). Por meio da filtragem desse sinal é possível identificar os pontos extremos que podem estar relacionados a diferentes fases do ciclo da locomoção (Negrão et al., 2022), que é composto por duas fases principais - fase de apoio e fase de balanço (Gordon-Evans, 2012; Biewener e Patek, 2018). Durante a fase de apoio, o membro toca o solo e sofre uma força de reação do solo (Gordon-Evans, 2012, Biewener e Patek, 2018), e durante a fase de balanço, a pata do animal está fora do solo (Gordon-Evans, 2012). Os pontos extremos do sinal filtrado do acelerômetro podem corresponder a mudanças entre essas duas fases. Os sinais do acelerômetro registrados durante a locomoção são compostos por movimentos de aceleração linear e rotacional. Embora esses sinais sejam variados, eles têm picos distintos associados a mudanças entre as fases de apoio e balanço durante a locomoção. Esses picos extremos podem ser identificados e destacados pelo processamento dos sinais do acelerômetro, inclusive com o uso de filtros (Negrão, 2023). O sinal EMGs padrão foi utilizado para estabelecer a possível correlação entre os extremos e zeros dos sinais do acelerômetro e as fases do ciclo da locomoção, onde foram identificadas as posições temporais desses zeros e valores extremos.

A Fig. 8 representa o sinal EMGs +/- desvio padrão e identifica explicitamente os extremos associados à padronização obtida para o componente z do acelerômetro. O início e o final das fases de apoio e balanço foram posicionados no sinal, baseado em um estudo efetuado em cães saudáveis, que identificou esses estágios por meio da plataforma de pressão (Breitfuss et al., 2014). A duração de cada estágio foi determinada a partir dos extremos e zero das componentes z do acelerômetro. Para as fases inicial e tardia do apoio, a duração foi de aproximadamente 30% do ciclo da locomoção, totalizando 56% do ciclo total, enquanto para as fases inicial e tardia do balanço foi de 22% cada, totalizando 44% do ciclo total. Esses resultados estão de acordo com aqueles relatados em cães saudáveis caminhando sobre o solo (Breitfuss et al., 2014), onde os apoios inicial e tardio foram de 30% cada

(totalizando 60% do ciclo total), e os balanços iniciais e finais foram de 20% cada (totalizando 40 % do ciclo total). Além disso, a fase de apoio foi mais longa do que a fase de balanço.

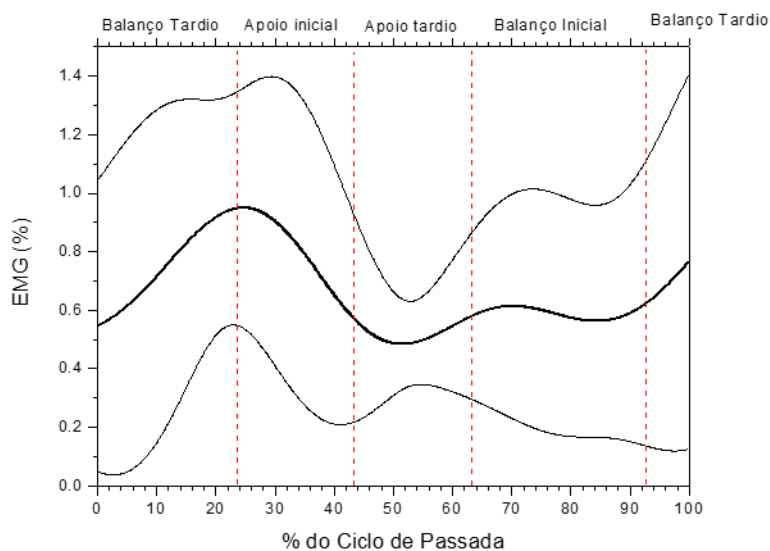


Fig. 8 - Identificação dos estágios do ciclo de passada no padrão de EMGs a partir dos extremos identificados nos acelerômetros.

4 CONCLUSÃO

Foi desenvolvido e testado um protocolo de processamento de sinais de acelerômetro combinado com EMGs, que permite estabelecer o padrão de variação temporal de aceleração, velocidade e deslocamento para cada componente do acelerômetro, durante um ciclo de locomoção em cães ao caminhar.

5 REFERÊNCIAS

- H. Ghasemzadeh, R. Jafari, B. Prabhakaran, A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multimodal interpretation of muscular activities, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 14 (2) (2010) 198-206, <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2035050>.
- G. Biagetti, P. Crippa, L. Falaschetti, et al., Human activity monitoring system based on wearable EMGs and accelerometer wireless sensor nodes, *Biomed. Eng. Online.* 17 (Suppl 1) (2018) 132, <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0564-6>.
- A. Pereira, D. Folgado, F. Nunes, et al., Using Inertial sensors to evaluate exercise correctness in electromyography-based home rehabilitation systems, *IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl.* (2019) 1-6, <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2019.8802152>.
- R.R. Negrão, S.C. Rahal, W.T. Kano, et al., Analysis of time series of surface electromyography and accelerometry in dogs, *Biomed. Signal Process. Control.* 74 (2022) 103518, <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2022.103518>.
- R.R. Negrão, Use of surface electromyography integrated with inertial sensors (accelerometers) in the study of the gait cycle in dogs. (2023). São Paulo State University, Unesp, (Graduate program in Animal Biotechnology), PhD.
- F. Crenna, G.B. Rossi, M. Berardengo, Filtering biomechanical signals in movement analysis. *Sensors (Basel).* 21 (13) (2021) 4580, <https://doi.org/10.3390/s21134580>.
- B. Babadi, E.N. Brown, A review of multitaper spectral analysis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 61 (5) (2014) 1555-1564, <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2311996>.

- M.C. Ng, M.B. Westover, decoding the spectrogram rainbow, *J. Clin. Neurophysiol.* 39 (3) (2022) 176, <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000741>.
- M. Yuwono, S.W. Su, B.D. Moulton, H.T. Nguyen, Gait cycle spectrogram analysis using a torso-attached inertial sensor, *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* (2012) (2012) 6539-6542, <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347492>.
- McFee B, McVicar M, Nieto O, Balke S, Thome C, Liang D, et al., librosa 0.5.0. [Internet]. 2017. Available from: <https://librosa.github.io/librosa/>
- W. Tao, T. Liu, R. Zheng, H. Feng, Gait analysis using wearable sensors, *Sensors (Basel)*. 12 (2) (2012) 2255-2283, <https://doi.org/10.3390/s120202255>.
- R.E. Mayagoitia, A.V. Nene, P.H. Veltink, Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems, *J. Biomech.* 35 (4) (2002) 537-542, [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00231-7](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00231-7).
- B. Bockstahler, C. Kräutler, P. Holler, 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.* 41 (1) (2012) 54-62, <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2011.00876.x>.
- A. Sordi, Chua's oscillator: an introductory approach to chaos theory, *Rev. Bras. Ensino Fis.* 43, e20200437 (2021), DOI: <https://doi.org/10.1590/1806-9126-RBEF-2020-0437>.

- I. Spulber, P. Georgiou, A. Eftekhar, et al., Frequency analysis of wireless accelerometer and EMG sensors data: Towards discrimination of normal and asymmetric walking pattern, IEEE Int. Symp. Circuits Syst. (2012) 2645-2648, <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2012.6271849>.
- W.J. Gordon-Evans, Gait analysis, in: K.M. Tobias, S.A. Johnston (Eds.), Veterinary Surgery: Small Animal, Elsevier Saunders, Canada, 2012, pp. 1190-1196.
- A.A. Biewener, S.N. Patek, Animal locomotion, Oxford University Press: Oxford, 2018. 223p.
- K. Breidfuss, M. Franz, C. Peham, B. Bockstahler, Surface electromyography of the vastus lateralis, biceps femoris, and gluteus medius muscle in sound dogs during walking and specific physiotherapeutic exercises, Veterinary Surgery, 44(5), 588-595 (2014), <https://doi.org/10.1111/j.1532-950x.2014.12302.x>.

ANEXOS

Anexo 1 - Atestado de aprovação do projeto pelo Conselho 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.

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

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Seção Técnica Acadêmica
Rua Prof. Dr. Walter Maurício Corrêa, s/n
UNESP - Campus de Botucatu/SP - Cep 18618-681
(14) 3880-2176 - patrizia@fmvz.unesp.br - www.fmvz.unesp.br

Anexo 2 – Possibilidades de combinações gráficas

Neste anexo, constam gráficos de sinais de EMGs e pontos extremos do acelerômetro nos três eixos, realizados como prova teste para as argumentações apresentadas no primeiro trabalho científico (Capítulo 2).

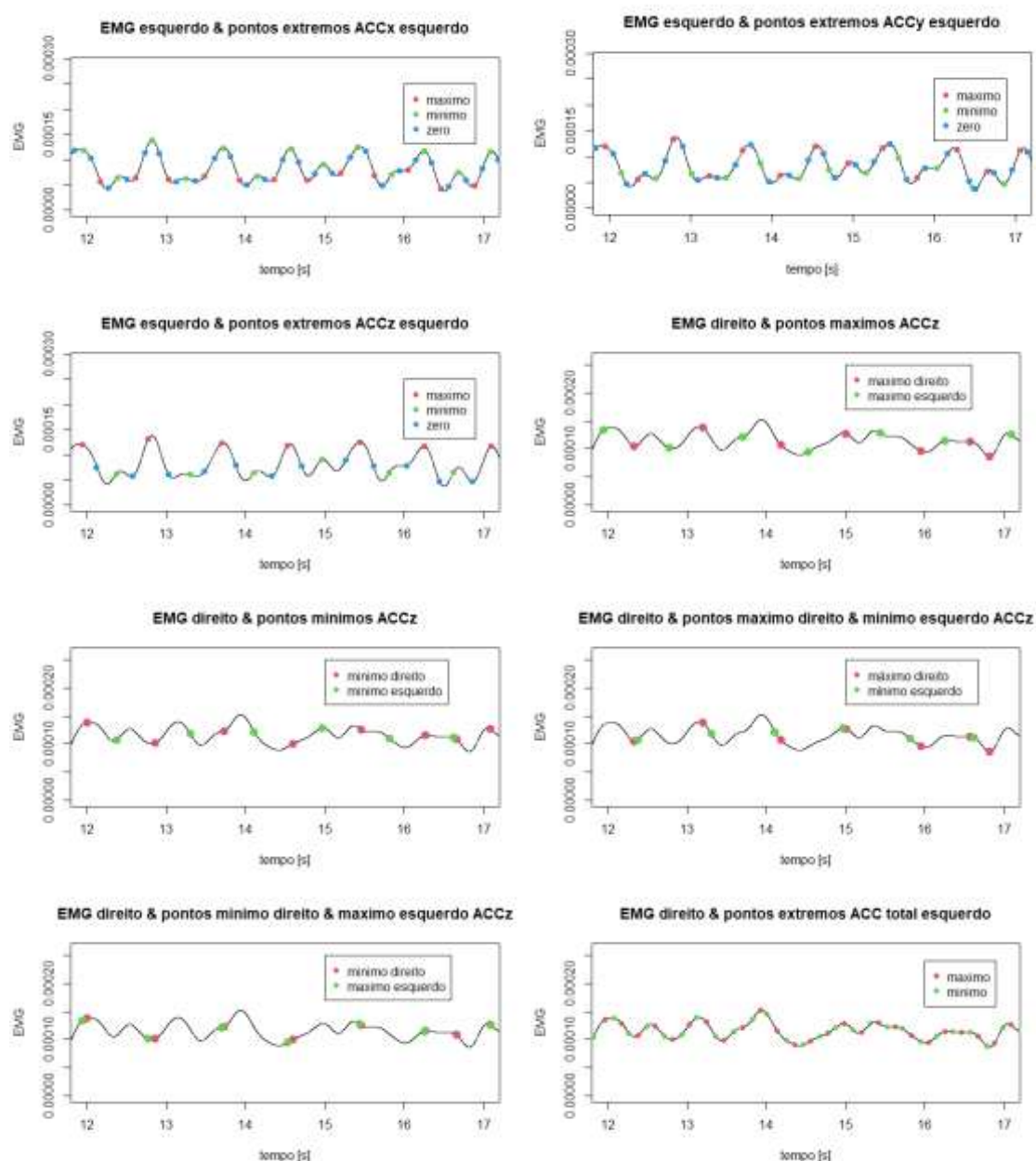


Fig. 1 Exemplos de sinal eletromiográfico e pontos de máximos, mínimos e zeros dos três eixos do acelerômetro em diversas possibilidades de correlação.

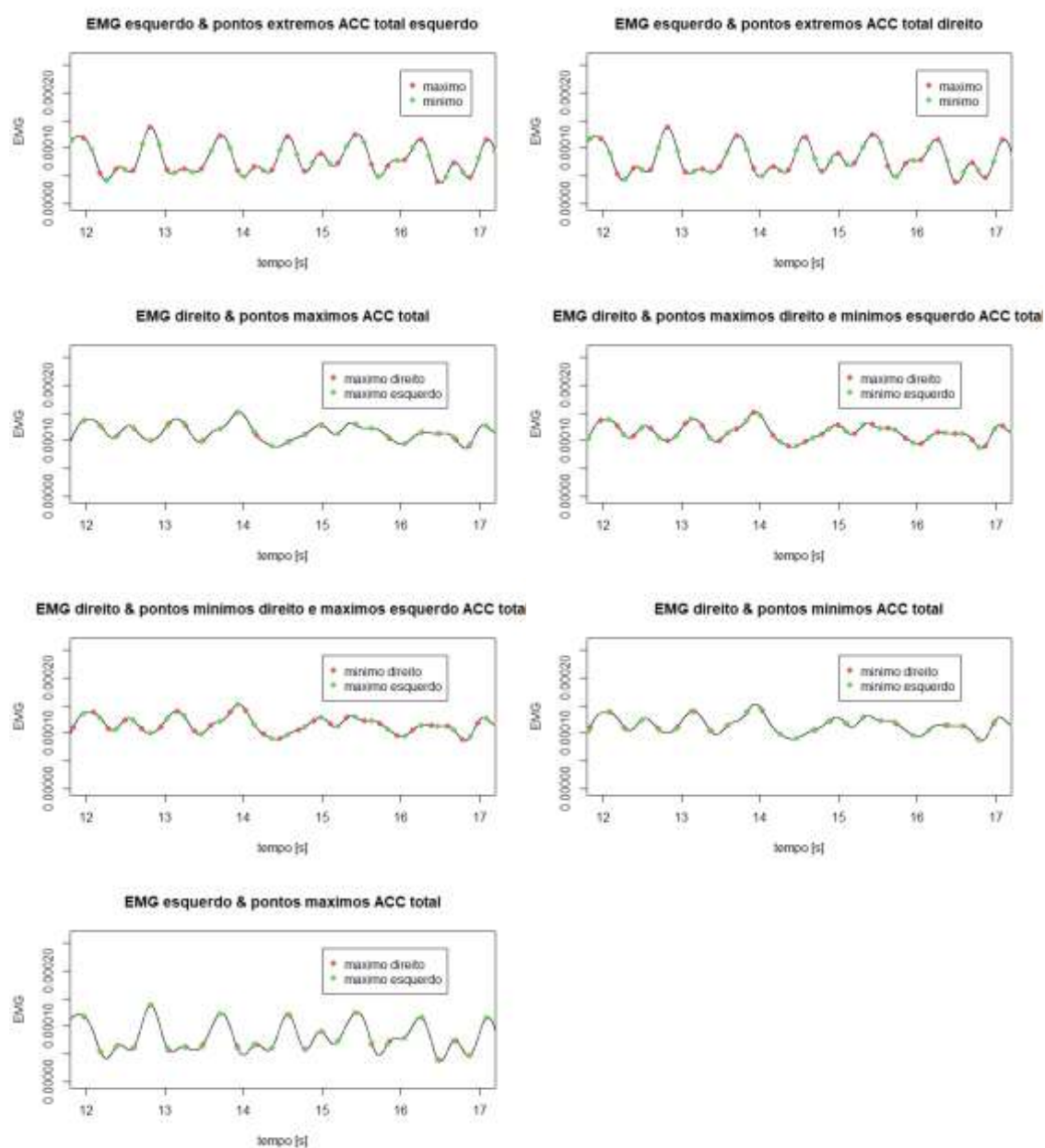


Fig. 2 Exemplos de sinal eletromiográfico e pontos de máximos, mínimos e zeros dos três eixos do acelerômetro em diversas possibilidades de correlação.

APÊNDICES

Apêndice A – Gráficos Testes

Neste apêndice, constam gráficos de sinais de EMGs e acelerômetros, realizados como prova teste para as argumentações apresentadas no segundo trabalho científico (Capítulo 3).

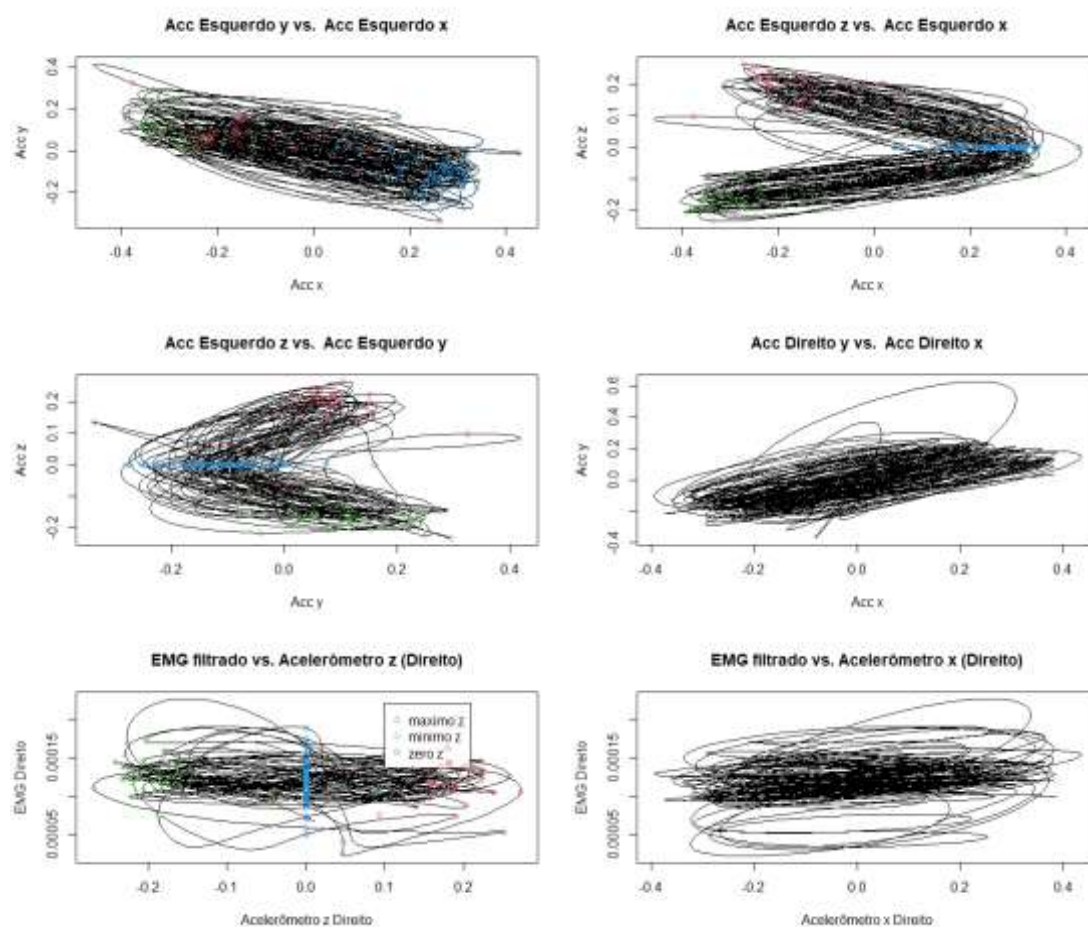


Fig. 3 Exemplos de gráficos testes para comprovação de evento cíclico para sinais da EMGs e acelerômetro nos três eixos.