

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE VETERINÁRIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA ANIMAL: EQUINOS

Uso do acelerômetro como método de mensuração de níveis de atividade física em equinos

Daiene Elisa Loss

PORTO ALEGRE  
2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE VETERINÁRIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA ANIMAL: EQUINOS

Uso do acelerômetro como método de mensuração de níveis de atividade física em equinos

Autor: Daiene Elisa Loss

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Medicina Animal: Equinos.

Orientador: Marcelo Meller Alievi

PORTO ALEGRE

2018

### CIP - Catalogação na Publicação

Loss, Daiene Elisa

Uso do acelerômetro como método de mensuração de níveis de atividade física em equinos / Daiene Elisa Loss. -- 2018.

77 f.

Orientador: Marcelo Meller Alievi.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Veterinária, Programa de Pós-Graduação em Medicina Animal: Equinos, Porto Alegre, BR-RS, 2018.

1. atividade física. 2. acelerometria. 3. andadura. 4. cavalos. 5. comportamento. I. Alievi, Marcelo Meller, orient. II. Título.



**Daiene Elisa Loss**

**Uso do acelerômetro como método de mensuração de níveis de atividade física em equinos**

**Aprovado em 09 de abril de 2018.**

Aprovado por:

---

Prof. Dr. Marcelo Meller Alievi

Orientador e Presidente da Comissão

---

Prof. Dr. Carlos Afonso de Castro Beck

Membro da Comissão

---

Dra. Fernanda Silveira Nóbrega

Membro da Comissão

---

Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Membro da Comissão

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente aos meus pais, por toda a dedicação e apoio em todos os momentos da minha vida, e por sempre me incentivarem a seguir em busca dos meus objetivos. Ao meu irmão Maurício, pela parceria e ajuda nos mais diversos momentos e à minha querida cunhada Livia, pela doçura nas palavras de incentivo.

Ao Gustavo, meu parceiro de todas as horas, que mesmo muitas vezes à distância se faz sempre presente nos meus pensamentos. Muito obrigada pelo carinho, pelo incentivo e por muitas e muitas vezes me acalmar.

Ao meu orientador, Marcelo Meller Alievi, por esta importante oportunidade e por me proporcionar grande crescimento profissional e pessoal. Agradeço muito pelos ensinamentos, por toda a ajuda e por estar sempre à disposição.

Aos colegas Alessandra Ventura e Lucas Schuster por me ajudarem na execução do projeto, especialmente à Ale que foi fundamental em todas as etapas, participando desde o momento de montar os cavalos até na manipulação e extração dos dados. Também agradeço à Evelyn, bolsista do projeto, por toda a tua ajuda.

Aos queridos colegas do HCV-UFRGS, minha segunda família, por estarem sempre disponíveis em todos os momentos que precisei de ajuda. Aos colegas do CGA, Luciano e Flávia, pela parceria de sempre, ainda mais durante o período que estive afastada do setor: sei que posso contar sempre com vocês! Às queridas colegas do Setor de Internação de Cães, Gabi Ledur, Tati Mottin e Lu Merini pela amizade e cumplicidade, e que também modificaram suas escalas e tiveram suas atividades ainda mais sobrecarregadas: Muito obrigada meninas! À Paula Gonzalez sempre disposta a ajudar, me auxiliando com seus conhecimentos de inglês. À Aline Gouvêa pelas palavras de incentivo e força e por todos os conselhos, tu és um exemplo de pessoa e profissional. Obrigada pelo auxílio na confecção do trabalho: tuas dicas foram importantíssimas!

À Escola de Equitação Cristal por nos receber e permitir que realizássemos as nossas atividades durante o exercício dos animais. Também agradeço aos tutores e seus animais que viabilizaram a realização deste projeto.

À UFRGS e ao HCV, por sempre me proporcionarem grandes oportunidades de aprendizado e crescimento desde o período da graduação.



## RESUMO

A monitoração objetiva da atividade física traz grandes benefícios para a medicina veterinária, tanto em animais de estimação quanto de produção, por ser considerada um indicador de saúde e bem-estar animal. Conhecer o padrão natural de movimentação dos animais traz a possibilidade de correlacionar processos como dor ou estresse com uma eventual mudança de comportamento. Atualmente, os acelerômetros estão sendo amplamente utilizados para monitorar a atividade física de maneira objetiva, pois são dispositivos eletrônicos pequenos que permitem quantificar a frequência, duração e intensidade da atividade física através da mensuração da aceleração do movimento corporal. O objetivo deste trabalho é avaliar se o acelerômetro é capaz de quantificar a atividade física de equinos e identificar os diferentes níveis de atividade e andaduras. Foram utilizados 12 cavalos adultos, de diferentes raças utilizadas em provas de salto, equipados com seis acelerômetros fixados, um na cabeça, um na cernelha e um em cada membro torácico e um em cada membro pélvico. Os animais permanecerem em repouso durante 2 minutos e foram conduzidos, montados por um cavaleiro experiente, a passo, trote e galope durante 4 minutos no sentido horário e 4 minutos no sentido anti-horário. Os dados foram registrados em diferentes intervalos de amostragem ou *epochs* (15, 10, 5, 3 e 1 segundo) e convertidos em *counts* por minuto para que pudessem ser comparados. O acelerômetro foi capaz de medir a atividade física e de identificar quando o animal estava em repouso, ao passo, ao trote e ao galope em todos os locais analisados. Porém, os dados registrados na cernelha e nos membros pélvicos foram mais precisos para classificar as andaduras. O acelerômetro localizado na cabeça registrou os maiores valores quando o animal estava em repouso, o que reflete uma maior movimentação desta região mesmo quando não há deslocamento do animal. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dados registrados nos diferentes *epochs*. Concluiu-se que o acelerômetro foi capaz de mensurar a atividade física na espécie equina e identificar o nível de atividade e andaduras, sendo que o posicionamento na cernelha e membro pélvico foram considerados mais adequados devido a maior precisão dos dados registrados. Além disso, os resultados obtidos não foram influenciados pelos diferentes intervalos de amostragem, portanto sugere-se que a utilização de *epochs* de 15 segundos é considerado adequado para o monitoramento da atividade física em equinos.

Palavras-chave: atividade física, acelerometria, andadura, cavalos, comportamento



## **ABSTRACT**

*Objective monitoring of physical activity brings great benefits to veterinary medicine in pet and livestock animals, as it is considered an indicator of animal health and welfare. Knowing the natural pattern of animal movement provides relevant information, that later can be used to evaluate the possibility of pain or stress if there is a change in behavior. Nowadays, accelerometers are widely used to monitor physical activity in an objective way, since they are small electronic devices that allow quantifying the frequency, duration and intensity of physical activity by measuring the acceleration of body movement. The objective of this study is to evaluate the accelerometer capability to quantify the physical activity of horses and identify the different levels of activity and gaits. Twelve adult jumping horses of different breeds wore six accelerometers, one fixed on the head, one fixed on the withers and one fixed at each forelimb and each hindlimb. The animals would stand for 2 minutes, and then exercised by an experienced rider in three different gaits (walk, trot and gallop) for 4 minutes in a clockwise direction and 4 minutes in an anticlockwise direction. The data were recorded at different epochs (15, 10, 5, 3 and 1 second) and converted into counts per minute to be analyzed. Regardless of the location, the accelerometer was able to measure physical activity and to identify when the animal was at rest, walking, trotting and galloping. However, data recorded on the withers and hindlimbs were more accurate to classify gait. The accelerometer located on the head recorded the highest values when the animal was at rest, which reflects a greater movement of this region even when there is no displacement of the animal. There was no statistically significant difference between the data recorded in the different epochs. Therefore, we conclude that the accelerometer is able to measure physical activity in the horses, and to identify the level of activity and gaits, and the positioning at the withers and hindlimbs were considered more adequate due to the greater accuracy of the recorded data. In addition, the results obtained were not influenced by the different epochs used, so it we suggest that the use of 15-second epochs is considered adequate for the monitoring of physical activity in horses.*

*Keywords: physical activity, accelerometry, gait, horses, behavior*

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Desenho esquemático do funcionamento do sistema massa-mola em um acelerômetro piezoelétrico.....10
- Figura 2 - Publicações anuais com termos de busca “*exercise*” ou “*physical activity*” e “*accelerometer*” ou “*accelerometry*” .....13
- Figura 3 - Acelerômetro modelo Actigraph® wGT3X-BT utilizado para avaliação da atividade física.....32
- Figura 4 - Animais utilizando o acelerômetro durante o monitoramento da atividade física. A) acelerômetro posicionado na região da cabeça; B) acelerômetro posicionado na cernelha; C) acelerômetros posicionados nos membros torácicos e pélvicos; D) Pista de areia utilizada para a realização dos exercícios.....33
- Figura 5 - Média dos *counts* de atividade para cada nível de atividade registrada pelos acelerômetros localizados na cabeça, cernelha, membros torácicos e pélvicos em 12 equinos.....43

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tabela comparativa dos <i>counts</i> de atividade obtidos nos diferentes <i>epochs</i> em cada andadura no monitor da cabeça .....	35
Tabela 2 - Tabela comparativa dos <i>counts</i> de atividade obtidos nos diferentes <i>epochs</i> em cada andadura no monitor da cernelha .....	36
Tabela 3 - Tabela comparativa dos <i>counts</i> de atividade obtidos nos diferentes <i>epochs</i> em cada andadura no monitor do membro torácico direito (MTD) .....	37
Tabela 4 - Tabela comparativa dos <i>counts</i> de atividade obtidos nos diferentes <i>epochs</i> em cada andadura no monitor do membro torácico esquerdo (MTE).....	38
Tabela 5 - Tabela comparativa dos <i>counts</i> de atividade obtidos nos diferentes <i>epochs</i> em cada andadura no monitor do membro pélvico direito (MPD) .....	39
Tabela 6 - Tabela comparativa dos <i>counts</i> de atividade obtidos nos diferentes <i>epochs</i> em cada andadura no monitor do membro pélvico esquerdo (MPE).....	40
Tabela 7 - Tabela comparativa das andaduras registradas por cada monitor .....	41
Tabela 8 - Tabela comparativa dos monitores em cada andadura .....	42
Tabela 9 - Sensibilidade, especificidade, área abaixo da curva ROC e valor do coeficiente <i>kappa</i> na determinação dos pontos de corte para cada atividade registrada pelos acelerômetros localizados na cabeça, cernelha, membros torácicos e pélvicos de 12 animais .....	44

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

%	por cento
ANOVA	Análise da Variância
CEUA	Comissão de Ética no Uso de Animais
cm	centímetro
cpm	<i>counts</i> por minuto
FAVET	Faculdade de Veterinária
g	aceleração da gravidade
GEE	Modelo de Equações de Estimções Generalizadas
HCV	Hospital de Clínicas Veterinárias
Hz	Hertz
kg	quilograma
km/h	quilômetros por hora
m	metro
mm	milímetro
m <sup>2</sup>	metro quadrado
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
min	minuto
PPGCV	Programa de Pós-graduação em Ciências Veterinárias
PPGMAE	Programa de Pós-Graduação em Medicina Animal: Equinos
®	marca registrada
ROC	Curva da Característica Operativa do Receptor
s <sup>2</sup>	segundo ao quadrado
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>8</b>
2.1	Geral.....	8
2.2	Específicos .....	8
<b>3</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>9</b>
3.1	Princípios da acelerometria.....	9
3.1.1	Características gerais e funcionamento do acelerômetro .....	9
3.1.2	Classificação dos acelerômetros.....	11
3.2	Acelerometria em humanos .....	12
3.2.1	Histórico .....	12
3.2.3	Considerações práticas no uso do acelerômetro .....	15
3.2.3.1	Tamanho do <i>epoch</i> .....	15
3.2.3.2	Posicionamento do acelerômetro .....	16
3.2.3.3	Duração da monitoração.....	18
3.2.3.4	Classificação da intensidade da atividade física .....	20
3.2.4	Limitações do acelerômetro.....	21
3.3	Acelerometria na medicina veterinária .....	21
3.3.1	Estudos de monitoramento da atividade física .....	22
3.3.2	Considerações práticas no uso do acelerômetro .....	26
3.3.2.2	Posicionamento do acelerômetro .....	27
3.3.2.3	Duração da monitoração.....	29
3.4	Classificação das andaduras em equinos .....	31
3.4.1	Passo .....	31
3.4.2	Trote .....	31
3.4.3	Galope.....	32
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>33</b>
4.1	Animais .....	33
4.2	Acelerômetro .....	33
4.3	Obtenção dos dados .....	34
4.4	Comparação entre os diferentes intervalos de amostragem.....	35

4.5	Definição dos pontos de corte para cada nível de atividade física .....	35
4.6	Análise estatística .....	36
<b>5</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>37</b>
5.1	Comparação entre os diferentes intervalos de amostragem.....	37
5.2	Comparação das andaduras registradas em cada monitor .....	47
5.3	Comparação dos monitores para cada tipo de andadura.....	48
5.4	Definição dos pontos de corte para cada nível de atividade física .....	50
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>53</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>59</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>60</b>
	<b>ANEXO 1.....</b>	<b>69</b>
	<b>ANEXO 2.....</b>	<b>70</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A atividade física tem sido estudada não somente com o objetivo de compreender as características básicas do movimento (como, por exemplo, a análise de marcha), mas especialmente pela sua relação com doenças crônicas como as cardiovasculares, a obesidade e o câncer. Em geral, pessoas saudáveis reconhecem a atividade física como um importante indicador de saúde. Da mesma forma, este conceito pode ser extrapolado para a medicina veterinária, onde a atividade locomotora tanto em animais de estimação quanto de produção é um indicador de bem-estar animal, e a privação desta ou o confinamento excessivo podem trazer prejuízos à saúde dos animais.

Portanto, a avaliação precisa e confiável da atividade física é um requisito fundamental para investigar esta associação de saúde e doença, e continua sendo um importante desafio para epidemiologistas, cientistas do exercício, médicos e pesquisadores comportamentais. O avanço na prevalência destas enfermidades chamou a atenção para a necessidade de melhores métodos de medida da atividade física. Esses se dividem em três categorias gerais: observação direta, relatos subjetivos e o uso de monitores portáteis, como os acelerômetros.

A atividade física tem sido tradicionalmente medida por meio de questionários, especialmente em amplos estudos epidemiológicos, por serem de fácil aplicação e de baixo custo. No entanto, é considerada uma ferramenta subjetiva e propensa a erros particularmente quando o objeto do estudo são crianças, pois as respostas dependem da sua capacidade cognitiva. Atualmente, sensores de movimento estão sendo utilizados com maior regularidade para avaliar atividade física, com destaque para o acelerômetro que são dispositivos eletrônicos que medem a aceleração do movimento corporal e permitem quantificar de forma objetiva a frequência, duração e intensidade da atividade física. Por serem leves, discretos, e relativamente baratos sua utilização está se tornando cada vez mais popular.

Na área humana a utilização do acelerômetro está bem consolidada, sendo empregado em pesquisas envolvendo temas como obesidade, avaliação da atividade física e sedentarismo, doenças degenerativas, entre outros, com participantes das mais diversas faixas etárias, desde crianças a idosos.

Em medicina veterinária, o uso do acelerômetro está mais difundido em cães e tem se mostrado como uma ferramenta válida, prática e confiável para a monitorar suas

atividades diárias, e assim como em humanos, com aplicabilidade em questões importantes de saúde como sedentarismo, obesidade e respostas a terapias. Os potenciais benefícios da acelerometria em comparação com o monitoramento de atividade tradicional em animais de companhia incluem a possibilidade de obter dados objetivos e imparciais pelo tutor e pelo pesquisador. Além dos cães, estudos sobre o monitoramento de atividade física com acelerômetros vem aumentando em outras espécies, como em gatos e em animais de produção, especialmente em bovinos.

No entanto, poucos estudos relatam o uso de acelerômetros para avaliar a atividade física em cavalos. O monitoramento quantitativo e objetivo dos níveis de atividade nesta espécie é altamente desejável, com aplicações potenciais no estudo do comportamento, relação sedentarismo e obesidade, respostas a terapias, entre outros. Portanto, a validação e avaliações sob diferentes aspectos do uso do acelerômetro são fundamentais para estudos subsequentes. O objetivo deste estudo foi, portanto, avaliar o desempenho do acelerômetro para medir a quantidade e intensidade de atividade física em equinos exercitados de maneira controlada e se há diferença entre os valores obtidos por diferentes intervalos de amostragem e entre locais de fixação distintos.



## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Geral**

O objetivo do presente estudo é avaliar o uso do acelerômetro em equinos para quantificar diferentes níveis de atividade física.

### **2.2 Específicos**

Avaliar a acelerometria como método de mensuração capaz de distinguir os níveis de atividade física e as andaduras em equinos.

Validar os *counts* gerados pelo acelerômetro nas diferentes andaduras para a espécie equina, estabelecendo pontos de corte que delimitem os níveis da atividade física.

Avaliar se há diferença entre os *counts* de atividade registrados nos diferentes intervalos de amostragem.

Avaliar a acurácia dos valores fornecidos pelo acelerômetro para cada andadura nos diferentes locais de fixação.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 Princípios da acelerometria

##### 3.1.1 Características gerais e funcionamento do acelerômetro

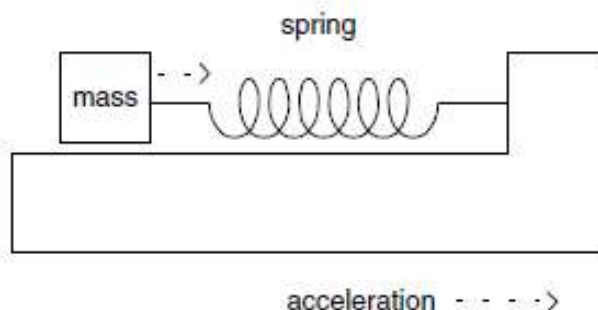
Acelerômetros são pequenos dispositivos eletrônicos, portáteis e não invasivos capazes de quantificar a intensidade, a duração e a frequência da atividade física. São caracterizados como sensores de movimento e responsáveis por medir a aceleração produzida pelo movimento corporal (SIRARD & PATE, 2001; CHEN & BASSET, 2005; TROST, 2007).

Chen & Bassett (2005) revisaram conceitos importantes envolvendo o funcionamento do acelerômetro, entre eles a relação entre velocidade e aceleração. Conceitualmente, a velocidade é a mudança da posição em relação ao tempo. Já a aceleração é a mudança na velocidade ao longo tempo, e é geralmente medida em unidades de aceleração gravitacional ( $g$ ), sendo que  $1 g = 9,81 \text{ m/s}^2$ . Portanto, quando a aceleração é zero o corpo em estudo não está mais modificando a sua velocidade, mesmo que ele ainda possa estar em movimento.

Como a aceleração é proporcional à força externa envolvida, é preferível medir a atividade física por meio da acelerometria, pois, desta forma, será possível quantificar o volume e a intensidade do movimento (FREEDSON, 2005; CHEN & BASSET, 2005). Pela mesma razão, a aceleração sendo proporcional à magnitude do movimento, estará mais diretamente relacionada com o gasto de energia, e por isso medir a atividade física utilizando a aceleração é preferida ao uso da velocidade (CHEN & BASSET, 2005; YANG & HSU, 2010).

Existem no mercado diferentes tipos de transdutores que são usados para medir a aceleração. A maioria dos monitores utilizam sensores piezoelétricos, piezoresistivos ou capacitivos (JOHN & FREEDSON, 2012; QUANTE et al., 2015). Embora cada tipo de acelerômetro utilize diferentes mecanismos para mensurar a aceleração, e exista diversos modelos e técnicas de fabricação, conceitualmente, todos utilizam uma variação do sistema de massa-mola (MATHIE et al., 2004), como mostrado na Figura 1.

Figura 1 – Desenho esquemático do funcionamento do sistema massa-mola em um acelerômetro piezoelétrico.



Fonte: MATHIE et al. (2004).

Neste sistema, quando a aceleração é aplicada, uma pequena massa dentro do acelerômetro responde através da aplicação de uma força sobre uma mola, fazendo-a esticar ou comprimir. O deslocamento da mola pode ser medido e usado para calcular a aceleração aplicada (MATHIE et al., 2004).

Como os sensores piezoelétricos são comumente utilizados para medir a aceleração, o seu funcionamento será utilizado como exemplo. São constituídos por um elemento piezoelétrico e uma massa sísmica envolvidos por um estojo fechado. Quando o sensor é submetido a uma aceleração, a massa sísmica provoca uma deformação do elemento piezoelétrico. Estas mudanças na conformação produzem uma desordenada carga elétrica formada sobre um lado do sensor, gerando um sinal de voltagem que é proporcional à aceleração aplicada (CHEN & BASSET, 2005).

Este sinal elétrico gerado é digitalizado e filtrado a fim de minimizar artefatos como no caso de vibrações de alta frequência que não são compatíveis com a amplitude do movimento humano normal (CHEN & BASSET, 2005; CLIFF et al., 2009; JOHN & FREEDSON, 2012). Os sinais de aceleração são então convertidos em valores numéricos sem unidade de medida definida, denominados de *counts* (CHEN & BASSET, 2005; JOHN & FREEDSON, 2012).

É importante ressaltar que a conversão algorítmica do sinal bruto da aceleração para os *counts* varia de acordo com marca e modelo do acelerômetro, e, portanto, não são diretamente comparáveis (CHEN & BASSET, 2005; TROST & O'NEIL, 2014). Independentemente de como os *counts* sejam computados, tem sido demonstrado que as

contagens de atividade estão fortemente correlacionadas com a taxa de gasto energético, e podem fornecer uma indicação da intensidade da atividade física (TROST & O'NEIL, 2014).

Os valores de *counts* registrados pelos acelerômetros são somados e armazenados sobre um determinado período de tempo especificado pelo usuário e chamado de *epoch* ou intervalo de amostragem. Dependendo do modelo do acelerômetro, o tamanho do *epoch* pode variar entre um segundo e vários minutos e a escolha deve considerar o tamanho da memória dos dispositivos (CHEN & BASSET, 2005). As melhorias na vida útil da bateria e capacidade de memória tem aumentado a capacidade de armazenamento dos dados, e existem acelerômetros que podem registrar dados de até 356 dias em intervalos de amostragem de 1 minuto (DE VRIES et al., 2008). A escolha de um determinado tamanho de *epoch* pode afetar diretamente as interpretações das informações obtidas (CHEN & BASSET, 2005) e serão melhores discutidas a seguir.

Uma das principais limitações da maioria dos acelerômetros piezoelétricos é que só podem ser utilizados com segurança para detectar eventos dinâmicos, ou seja, eles não podem detectar posturas corporais (como posições de pé ou sentado) por não medir a aceleração estática (CHEN & BASSET, 2005). Já os acelerômetros piezoresistivos e capacitivos detectam as acelerações estáticas (como a aceleração devido à força da gravidade), além das acelerações geradas pelo movimento, também chamadas de acelerações dinâmicas (MATHIE et al., 2004; JOHN & FREEDSON, 2012).

### 3.1.2 Classificação dos acelerômetros

Os acelerômetros podem ser classificados conforme a capacidade de detectar a aceleração em um a três planos ortogonais (vertical, médio-lateral e ântero-posterior). Podem ser uniaxiais, geralmente sensíveis aos movimentos realizados no plano vertical; biaxiais, capazes de detectar o movimento também no plano ântero-posterior; e triaxiais que inclui aos anteriores a mensuração da aceleração no plano médio-lateral (CHEN & BASSET, 2005; CLIFF et al., 2009).

Os acelerômetros triaxiais, além de medir a aceleração em cada um dos três planos ortogonais, fornecendo informações para cada plano separadamente, também avaliam de maneira combinada todos os planos (ROWLANDS, 2007). Esta avaliação combinada é chamada de vetor magnitude e é representada pela raiz quadrada da soma dos valores de cada eixo elevado ao quadrado (WELK, 2005; SASAKI et al., 2011).

Os acelerômetros chamados de unidirecionais são mais sensíveis ao plano vertical, embora também possam detectar o movimento em outros sentidos ou direções, com o resultado sendo uma combinação destes sinais (CHEN & BASSET, 2005).

Como movimentos ambulatórios verticais ou movimentos do tronco geram a maior parte da atividade física relacionada com o gasto de energia, todos os acelerômetros medem o movimento no eixo vertical (movimentos para cima e para baixo). Os sensores de movimento construídos com dois acelerômetros (biaxiais) medem movimentos adicionais no eixo ântero-posterior (para a frente e para trás) e, nos dispositivos triaxiais, também no eixo médio-lateral (movimentos laterais) (CLIFF et al., 2009).

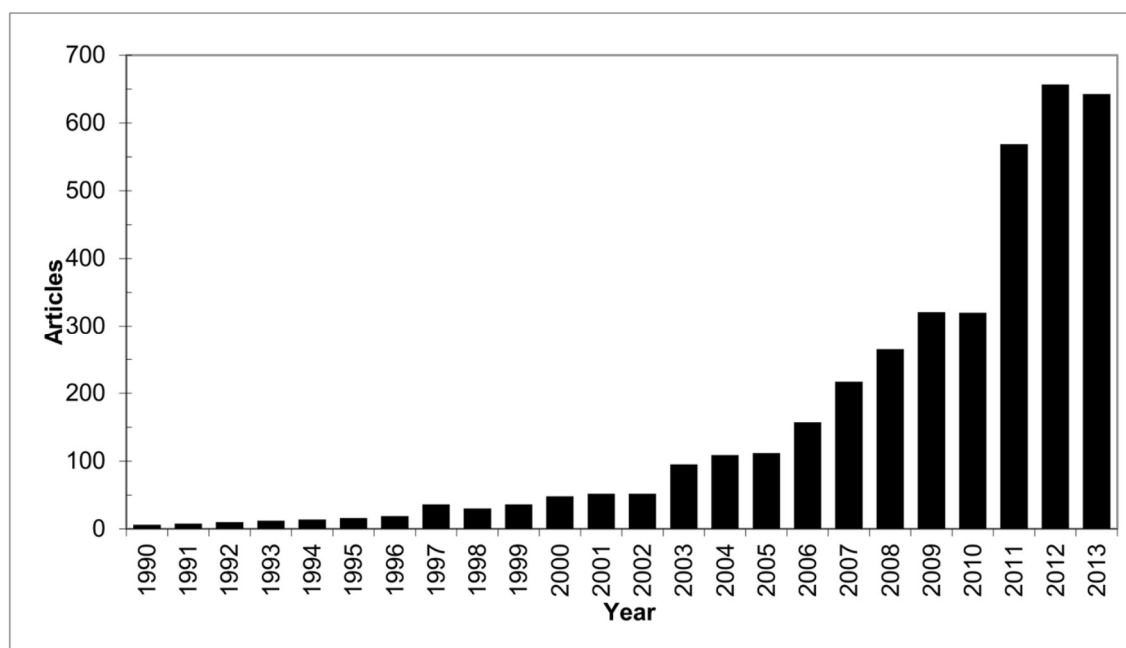
## **3.2 Acelerometria em humanos**

### **3.2.1 Histórico**

Com o objetivo de estudar o movimento humano, Cavagna et al. (1961) desenvolveram um dos primeiros acelerômetros utilizados para medir a atividade física. A tecnologia utilizada consistia em medidores de tensão que detectavam a aceleração em três direções. Na década de 1980, transdutores cerâmicos piezoelétricos tecnologicamente avançados substituíram os medidores de tensão e compreendem a atual geração de acelerômetros usados para monitorar de maneira objetiva a atividade física (WONG et al., 1981). Montoye et al. (1983) realizaram um dos primeiros estudos que relacionou as contagens do acelerômetro com o gasto de energia, através do desenvolvimento de uma regressão linear que poderia prever o gasto energético com base nas contagens de atividade. Foram os primeiros a reconhecer o potencial do acelerômetro para avaliar objetivamente a intensidade da atividade física (CHEN & BASSET, 2005).

Na década de 1990 ocorreu o desenvolvimento de novos dispositivos de investigação (TROIANO et al., 2014). Durante a década de 2000 a utilização de acelerômetros na avaliação da atividade física cresceu de maneira exponencial. Em 2004, uma pesquisa sobre o número de artigos publicados mencionando os termos “atividade física” ou “exercício” e “acelerômetro” ou “acelerometria” aumentaram de aproximadamente 10 por ano entre 1981-1996 para quase 90 publicações anuais em 2003 e 2004 (TROIANO, 2005). Uma pesquisa mais recente realizada por Troiano et al. (2014) constatou que mais de 600 artigos foram publicados por ano em 2012 e 2013 (Figura 2).

Figura 2 – Publicações anuais com termos de busca “*exercise*” ou “*physical activity*” e “*ccelerometer*” ou “*accelerometry*”.



Fonte: TROIANO et al. (2014).

Uma atualização dos dados de 2014 a 2017 mostra a manutenção desta tendência de crescimento nas publicações envolvendo estes mesmos temas. Somente no ano de 2014 foram 1.040 artigos publicados e em 2017 foram 1.255 publicações (Fonte: <https://www.scopus.com> acesso em 04 de maio de 2018).

A tecnologia dos monitores está em constante evolução e, atualmente, destacam-se na mensuração da atividade física, com diversos modelos disponíveis comercialmente (JOHN & FREEDSON, 2012). Além disso, o emprego da tecnologia de sistemas microeletromecânicos ou “*Micro-Electro-Mechanical Systems*” (MEMS) tornaram possível a fabricação de dispositivos miniaturizados e de baixo custo. Isto permitiu o desenvolvimento de sistemas pequenos, leves e portáteis para monitorar indivíduos nas suas atividades diárias sem impedir seus movimentos e ainda serem utilizados por períodos prolongados (MATHIE et al., 2004).

### 3.2.2 Estudos de monitoramento da atividade física

A acelerometria já está estabelecida como um meio válido, prático e confiável de medir a atividade física rotineira em seres humanos, apresentando grande potencial de

melhorar a compreensão da relação entre atividade física e saúde (REILLY et al., 2008). Estudos com acelerômetros envolvendo crianças e adolescentes identificaram relações entre atividade física, comportamento sedentário, obesidade e fatores de riscos cardiovasculares com maior acurácia, especialmente porque a atividade física e o comportamento sedentário foram medidos com maior precisão e objetividade (ANDERSEN et al., 2006; NESS et al., 2007).

Adicionalmente, pelo fato destes dispositivos fornecerem dados sobre quantidade e intensidade da atividade, permitem uma investigação da relação "dose-resposta" entre saúde e atividade física, fornecendo, de forma prática, informações que podem ser usadas para gerar recomendações clínicas ou de saúde pública com maior confiança (NESS et al., 2007). Entre os principais achados da pesquisa de Andersen et al. (2006), por exemplo, está a correlação negativa entre fatores de risco de doenças cardiovasculares e atividade física em crianças.

Chmelo et al. (2013) utilizaram o acelerômetro para quantificar a atividade física em idosos com osteoartrite de joelho, obesos e sedentários. Concluíram que níveis menores de atividade física estavam correlacionados com pacientes de idade mais avançada, e que idosos com maior atividade física voluntária durante o dia apresentam melhor função do membro afetado pela doença. Segundo o autor, este fato destaca a importância em incentivar a atividade física de intensidade moderada em idosos com esta afecção como parte do tratamento regular em um esforço para manter ou melhorar a função e a mobilidade do membro (CHMELO et al., 2013).

O grau de atividade física, obesidade e dor lombar crônica foram correlacionados por Smuck et al. (2014) com o uso do acelerômetro. Os autores constataram que o aumento do índice de massa corporal é um fator de risco para a dor lombar, sendo que para a população com obesidade mórbida este risco aumenta em quatro vezes. Além disso, este estudo indicou que o aumento no sedentarismo e reduções na atividade física de intensidade moderada tem maior impacto no aumento do risco de dor lombar crônica em indivíduos com sobrepeso do que na população em geral (SMUCK et al., 2014).

Além do seu uso em estudos envolvendo sedentarismo e obesidade, acelerômetros também são utilizados como uma ferramenta importante para monitorar as atividades de pacientes portadores de doenças como câncer (BRODERICK et al., 2014), artrite reumatoide (BACKHOUSE et al., 2013), esclerose múltipla (KLAREN et al., 2013), paralisia cerebral (TANG et al., 2013) entre outras.

### 3.2.3 Considerações práticas no uso do acelerômetro

#### 3.2.3.1 Tamanho do *epoch*

O intervalo de tempo os quais os *counts* gerados pelo acelerômetro são somados e armazenados é denominado de *epoch* ou intervalo de amostragem, e podem afetar a interpretação dos dados (CHEN & BASSET, 2005). Se o objetivo do estudo for somente quantificar a atividade física (atividade medida ao longo de um período de tempo especificado) o tamanho do *epoch* não será um problema. No entanto, quando se aplica pontos de corte para determinar a quantidade de tempo gasto em diferentes níveis de intensidade desta atividade, a escolha do *epoch* pode afetar os resultados e deve ser cuidadosamente considerada antes da coleta dos dados (TROST et al., 2005).

A escolha de um *epoch* mais curto permite registros mais precisos de atividades intermitentes, o que pode ser importante se a atividade registrada for composta por vários episódios curtos com maior intensidade. Portanto, a principal desvantagem é que, se um *epoch* longo conter uma mistura de duas atividades de intensidades diferentes, os dados contabilizados ao final do intervalo serão uma média, refletindo uma intensidade intermediária da atividade. Se a duração de uma atividade de alta intensidade for menor que o tamanho do *epoch*, a contagem média classificará a atividade com uma intensidade menor do que a intensidade real. Isso pode levar a erros de classificação da atividade física de maior intensidade, que são mais intermitentes, em categorias moderadas ou leves (CHEN & BASSET, 2005).

A maioria dos estudos que utilizam acelerômetros para medir a intensidade da atividade física ou para calcular o gasto energético usam pontos de corte baseados em dados gravados em *epochs* de um minuto (TROST et al., 2005; HEIL et al., 2012). Embora esta prática possa ter um impacto mínimo sobre as avaliações das atividades em adultos, diversos autores têm observado que pode ser problemático em crianças, em virtude do padrão intermitente da prática de atividade física característica nesta população (BAILEY et al., 1995; BAQUET et al., 2007). Portanto, se uma criança alterna entre a atividade física vigorosa e descanso dentro de um determinado minuto, o acúmulo de *counts* por minuto irá refletir a média da atividade durante esse período (por exemplo de intensidade moderada), e o curto episódio de atividade física vigorosa não será detectado pelo acelerômetro (TROST et al., 2005).



Um estudo realizado por Nilsson e colaboradores (2002) avaliou a atividade física de crianças de sete anos de idade registradas em *epochs* de 5, 10, 20, 40 e 60 segundos. Efeitos significativos foram observados no tempo gasto em atividades de intensidade vigorosa e muito vigorosa em relação ao *epoch*. Os tempos estimados nestas atividades foram inversamente proporcionais ao tamanho do *epoch*, ou seja, apresentavam maior tempo gasto em atividades vigorosas e muito vigorosas quando os dados eram registrados com menores intervalos de amostragem, especialmente de 5 segundos. Estes resultados mostram nitidamente que, entre as crianças, intervalos de amostragem de um minuto são muito longos, resultando em subestimação do comportamento de atividade física (NILSSON et al., 2002).

Como recomendação geral, os dados do monitor de atividade devem ser coletados com o mais curto intervalo de amostragem possível, de preferência menor que 10 segundos, para reter o maior número de informações relacionadas com a atividade realizada (WELK, 2005; HEIL et al., 2012; MATTHEWS et al., 2012).

### 3.2.3.2 Posicionamento do acelerômetro

A localização do acelerômetro sobre o corpo é uma consideração importante na avaliação da atividade e, normalmente, é fixado à parte do corpo na qual o movimento está sendo estudado (MATHIE et al., 2004). Porém, em muitas circunstâncias, é necessário estudar movimentos de todo o corpo e isto será melhor representado pela colocação de um sensor o mais próximo possível do centro de massa corporal, como a cintura, quadril ou região lombar (BOUTEN et al., 1997; TROST et al., 2005; HEIL et al., 2012), o qual parece atuar de forma satisfatória para diversos propósitos de investigação (TROST et al., 2005).

Ao pesquisar a colocação de sensores “vestíveis” também é importante considerar as questões de usabilidade e conforto do usuário. As principais considerações incluem qual o local que o dispositivo pode ser colocado para permitir que ele funcione corretamente sem afetar as atividades dos participantes (CLELAND et al., 2013). Os monitores podem ser fixados com o auxílio de almofadas adesivas colocadas sobre a pele ou através de fitas elásticas, podendo, inclusive, serem utilizados sob ou sobre a roupa. Além de um local confortável, é importante que estejam em um local discreto e firmemente ajustados ao corpo (MATTHEWS et al., 2012). Sensores fixados de maneira

frouxa podem gerar vibrações e deslocamento dos mesmos e produzir artefatos que prejudiquem a precisão dos dados (YANG & HSU, 2010).

Geralmente os valores da aceleração são influenciados pela localização do acelerômetro no corpo do indivíduo monitorado. O sinal da aceleração é maior quando o acelerômetro está fixado mais distante do centro de gravidade corporal. Sensores posicionados nos membros inferiores, por exemplo, registram sinais com intensidade e frequência mais elevados do que sensores fixados ao peito. Nestes locais os sinais possuem intensidade e frequência mais moderados, porém oferecem mais facilidade na determinação dos parâmetros posturais (SILVA, 2013). Bhattacharya et al. (1980) avaliaram a aceleração gerada durante caminhada e corrida em três pontos do corpo humano (cabeça, região lombar e tornozelo). Os valores de aceleração aumentaram em magnitude da cabeça em direção ao tornozelo, e quanto maior a velocidade dos participantes mais relevante era a diferença da aceleração captada pelo acelerômetro do tornozelo comparado aos da cabeça e região lombar.

A maioria dos estudos em crianças, adolescentes e adultos optam pela utilização na região do quadril, assumindo que esta posição fornece uma indicação sobre a totalidade de movimentos efetuados pelo corpo (TROST et al., 2005; CLIFF et al., 2009), corroborando com dados encontrados por Rosenberger e colaboradores (2013). Neste estudo os autores compararam os dados de acelerômetros fixados no quadril e no pulso, avaliando a capacidade destes de identificar o comportamento sedentário, classificar a intensidade da atividade física e estimar o gasto energético. Os dados coletados a partir do quadril obtiveram maior precisão das atividades acima descritas. Estes resultados eram esperados dado o consenso geral de que um acelerômetro situado mais perto do centro da massa do corpo (no tronco) fornece melhores estimativas de gasto energético durante atividades dinâmicas que envolvam grandes grupos musculares do que os dados coletados de um acelerômetro situado no punho.

Cleland e colaboradores (2013) compararam os dados gravados simultaneamente por seis acelerômetros colocados no peito, parte inferior das costas, quadril, coxa, pulso e tornozelo. O quadril foi considerado a melhor localização de um único sensor para detectar as diversas atividades avaliadas, que incluíam caminhada, corrida, subida e descida de escadas, além de diversas posturas, como sentado, deitado e de pé. O estudo investigou ainda o efeito de combinar múltiplos acelerômetros em vários locais, demonstrando um pequeno aumento, porém significativo, na precisão obtida utilizando

até dois acelerômetros e que a combinação de mais de dois sensores não teve impacto significativo sobre a detecção das atividades.

Apesar da melhora no contexto das informações e no reconhecimento das atividades, o uso de acelerômetros em vários locais do corpo pode tornar-se incômodo para o usuário, podendo afetar o comprometimento na sua utilização e redução na aceitação por parte do participante. O aumento no número de sensores também eleva a complexidade da classificação dos dados. Por estas razões, diversos estudos investigaram a utilização de um único acelerômetro (CLELAND et al., 2013).

Em contrapartida, acelerômetros usados na cintura podem subestimar o gasto energético de indivíduos que realizam mais atividades com a parte superior do corpo devido à incapacidade de detectar os movimentos dos braços (ROWLANDS, 2007; MATTHEWS et al., 2012). Dada esta limitação, é importante considerar que o monitoramento de indivíduos que executam atividades de alta intensidade com a parte superior do corpo, sejam avaliados com a utilização de monitores colocados no braço ao invés da cintura (SCHALL et al., 2015).

### 3.2.3.3 Duração da monitoração

Uma questão muito importante na mensuração da atividade física é definir qual o número mínimo de dias e horas diárias necessárias para fornecer uma estimativa confiável que reflita a média diária da atividade habitual dos participantes (TROST et al., 2005; QUANTE et al., 2015). Este período é conceitualmente descrito como confiabilidade comportamental (HEIL et al., 2012).

Estudos sugerem que o grau de confiabilidade de diferentes períodos de monitoramento pode variar entre as populações, especialmente de acordo com a idade (QUANTE et al., 2015). Não existe uma regra geral para a melhor duração de um estudo utilizando o acelerômetro; no entanto, um estudo de revisão aponta que sete dias de monitoração pode proporcionar uma boa representação para uma variedade de populações, tanto para a estimativa da atividade física, quanto para a avaliação do sono/vigília (QUANTE et al., 2015). Devem ser evitados períodos em que ocorram alterações nas atividades rotineiras dos indivíduos avaliados (como, por exemplo, feriados, férias ou cirurgia programada) (HEIL et al., 2012).

Devido as diferenças geralmente significativas no nível de atividade entre finais de semana em relação aos dias de semana, recomenda-se incluir medições em ambos os

tipos de dias, tanto para crianças e adolescentes (TROST et al., 2000), como para adultos (GRETEBECK & MONTOYE, 1992). No entanto, uma pesquisa recente que avaliou o nível de atividade em crianças mais jovens, em idade pré-escolar, revelou que não houve diferença estatisticamente significativa nas atividades realizadas durante a semana e aos finais de semana (HISLOP et al., 2014).

Quanto ao número de horas monitoradas por dia, dois tipos de amostragens são comumente utilizados. Ou os pesquisadores mensuram as atividades realizadas durante todo o período de 24 horas, abrangendo tanto o tempo de vigília quanto o sono, ou utilizam apenas o período de vigília. A monitoração do comportamento durante o dia é talvez a abordagem mais utilizada em estudos voltados para medida da atividade. Há um consenso em torno de 10 horas por dia no mínimo na maioria dos estudos, mas em alguns casos poderão ser selecionados limiares diferentes dependendo do objetivo e da população estudada (MATTHEWS et al., 2012).

Embora uma maior duração no tempo da monitorização forneça estimativas mais confiáveis da atividade "média" do indivíduo, o aumento da duração pode influenciar negativamente na adesão do usuário, resultando em dados incompletos, além de elevação dos custos (TROST et al., 2005; QUANTE et al., 2015). Por exemplo, em uma amostra de 12.303 crianças solicitadas a utilizar um acelerômetro durante sete dias, 6.528 utilizaram o monitor por pelo menos dois dias durante 10 horas por dia, enquanto que apenas 2.177 utilizaram o dispositivo durante os sete dias propostos. Apesar disto, foi alcançada uma elevada confiabilidade quando os monitores foram utilizados pelo período mínimo de dois dias durante 10 horas ou mais (RICH et al., 2013).

Hislop e colaboradores (2014) observaram que três dias de monitoramento com o acelerômetro, durante pelo menos sete horas por dia, oferece confiabilidade adequada para caracterizar a atividade física e o comportamento sedentário de crianças em idade pré-escolar.

Estudos ainda são necessários para realmente esclarecer se sete dias de monitoramento captam um nível suficientemente elevado de variação interindividual e se são razoáveis para estudos de vigilância e de intervenção, ou se um maior número de dias de observação ou vários períodos de medição são adequados. No entanto, a determinação do período de monitorização ótimo depende, em parte, do desenho do estudo e da finalidade (MATTHEWS et al., 2012).

#### 3.2.3.4 Classificação da intensidade da atividade física

O sinal gerado pelo acelerômetro normalmente não é usado para quantificar diretamente a atividade. Na maioria dos estudos em humanos a aceleração é traduzida ou calibrada em uma medida que está ancorada a alguma variável biológica como o gasto de energia ou consumo de oxigênio. Este processo dá ao sinal do acelerômetro (*counts*) um significado comportamental ou biológico, e é denominado de calibração (FREEDSON, et al., 2005). Geralmente, os estudos de calibração obtêm estimativas pontuais do gasto de energia a partir dos *counts* da atividade utilizando modelos de regressão, que podem apresentar uma relação linear ou não linear entre as contagens e gasto de energia (FREEDSON et al., 2005; TROST & O'NEIL, 2014).

Uma vez definida a equação de regressão os *counts* obtidos por um indivíduo que executa uma atividade podem ser utilizados para estimar o consumo de energia (TROST & O'NEIL, 2014). A análise de regressão é utilizada para estabelecer intervalos de contagens do acelerômetro (pontos de corte) correspondentes aos níveis de intensidade da atividade (FREEDSON et al., 2005). Os limiares dos *counts* ou pontos de corte denotam então a linha divisória entre a atividade física de intensidade leve, moderada e vigorosa e são utilizados para estimar a quantidade de tempo gasto em cada uma destas intensidades (TROST, 2007).

Métodos de referência para medir o gasto de energia incluem água duplamente marcada, calorimetria indireta ou direta, e a observação direta (FREEDSON et al., 2012). Se o objetivo for estimar o tempo gasto em diferentes intensidades de atividade, então a observação direta ou calorimetria devem ser os critérios de medida (FREEDSON et al., 2012).

Embora a aplicação dos pontos de corte continua sendo uma prática comum, existe um reconhecimento crescente de que a relação entre as contagens do acelerômetro e o gasto de energia é dependente da atividade que está sendo realizada e varia consideravelmente entre os estudos (TROST & O'NEIL, 2014). Isto levou à proliferação de múltiplos e muitas vezes conflitantes conjuntos de pontos de corte relacionados com a intensidade (TROST, 2007).

Uma abordagem alternativa para o estabelecimento de limiares para classificar a intensidade da atividade é a utilização de Curvas da Característica Operativa do Receptor (Curvas ROC) (WELK, 2005). Uma curva ROC é uma representação gráfica da relação de equilíbrio entre sensibilidade e especificidade para diferentes pontos de corte. Índices

calculados a partir destes gráficos fornecem uma base empírica para a determinação do ponto de corte mais adequado para minimizar erros de classificação. O grande desafio é determinar um limiar que capte com precisão a "atividade física" (sensibilidade) sem captar a "inatividade" (falsos positivos). A sensibilidade (1 - a taxa de falso negativo) é normalmente representada no eixo y, e a taxa de testes falsos-positivos (1-especificidade) é representada no eixo x. Um bom teste de diagnóstico é aquele que tem baixas taxas de falso-positivos e falso-negativos em todo intervalo de valores de corte (WELK, 2005).

A distribuição dos pontos sobre a curva ROC fornece uma descrição gráfica destas características, como por exemplo em um teste de diagnóstico com boas propriedades de discriminação a curva sobe abruptamente em cima do eixo y. Isto significa que a sensibilidade é alta e a taxa de falso-positivo é baixa. E por outro lado, um teste de diagnóstico com baixas propriedades de discriminação a curva segue um caminho diagonal a partir do canto inferior esquerdo para o canto superior direito (WELK, 2005). A área abaixo da curva ROC (AUC) indica, portanto, uma medida geral do desempenho do teste. Um teste perfeito apresenta  $AUC = 1$ , enquanto que um teste completamente aleatório, com a curva ROC na diagonal, apresenta  $AUC = 0,5$ . Na prática, a maioria dos testes situa-se em algum ponto entre esses dois extremos (WALTER, 2005).

#### 3.2.4 Limitações do acelerômetro

Apesar de reconhecidas vantagens, é importante destacar que acelerômetros possuem certas limitações que podem influenciar a qualidade de suas informações, tais como: a) registros menos precisos dos movimentos relacionados aos segmentos corporais aos quais os acelerômetros não estão fixados (CHEN & BASSET, 2005; CLIFF et al., 2009); b) incapacidade de fornecer informações contextuais sobre o tipo de atividade física realizada (CLIFF et al., 2009; BRODERICK et al., 2014); c) dificuldade em medir corretamente a aceleração em alguns tipos de atividades físicas, como o ciclismo e a natação (MATTHEWS et al., 2012; BRODERICK et al., 2014); d) incapacidade de detectar aumento na intensidade do movimento em atividades realizadas com sustentação de cargas externas ou em terrenos com aclive e/ou declive (CLIFF et al., 2009; TROST & O'NEIL, 2014).

### 3.3 Acelerometria na medicina veterinária

### 3.3.1 Estudos de monitoramento da atividade física

Em medicina veterinária, os acelerômetros oferecem a possibilidade de monitorar remotamente o comportamento dos animais, registrando os períodos de tempo que realizam cada uma de suas atividades (ROBERT et al., 2009; PASSILLÉ et al., 2010). A avaliação do comportamento de cada espécie e a intensidade destas atividades pode ser relacionada com indicadores de saúde e de bem-estar e, portanto, o monitoramento objetivo da atividade locomotora traz grandes vantagens (PASSILLÉ et al., 2010). A miniaturização dos sensores de aceleração através do advento da tecnologia MEMS associada a ausência de fios entre seus componentes facilitaram a colocação no corpo do animal e promoveram avanços nos estudos de comportamento (WATANABE et al., 2008).

Nos animais de companhia os acelerômetros vêm sendo utilizados para monitorar de maneira objetiva as atividades de cães e gatos em laboratório (YAMADA & TOKURIKI, 2000; LASCELLES et al., 2008; ANDREWS et al., 2015) e em seus lares (BROWN et al., 2010a; YAM et al., 2011). Silva (2015) ao avaliar as atividades de cães da raça Border Collie notou que o ambiente em que os animais eram criados influenciou no nível de atividade física. Os cães que residiam em apartamentos permaneciam por mais tempo em atividade sedentária quando comparados aos demais, enquanto que aqueles que habitavam sítio ou fazenda realizaram mais atividades leve a moderadas que aqueles que residiam em apartamento e centro de treinamento, mas sem diferença estatística ao compará-los com os animais que moravam em casas.

A mensuração da atividade física no ambiente doméstico de um cão em tratamento clínico, por exemplo, tem o potencial de determinar objetivamente suas atividades sem o viés do proprietário, atendendo às necessidades do veterinário e/ou pesquisador (PRESTON et al., 2012). Brown e colaboradores (2010a) detectaram através do acelerômetro que cães com osteoartrite tratados com carprofeno tiveram um aumento significativo das contagens totais de atividade quando comparados aos animais tratados com o placebo. Os resultados da pesquisa sugerem, portanto, que o acelerômetro pode ser considerado uma ferramenta válida para documentar o aumento na atividade associada ao tratamento.

Com a finalidade de obter uma medida objetiva de qualidade de vida do paciente oncológico, o acelerômetro foi utilizado para medir a atividade física de cães antes, durante e após o tratamento quimioterápico. O estudo revelou que o nível de atividade

não apresentou mudanças relevantes quando comparado ao grupo controle e também dentro do grupo tratado ao longo do período observado (HELM et al., 2016).

Muitas das pesquisas realizadas têm também como objetivo melhorar o entendimento dos fatores associados com sobrepeso e obesidade canina. Morrison et al. (2013) utilizaram o acelerômetro para comparar níveis de atividade entre cães obesos, com sobrepeso e com peso ideal. Os achados mostram que cães obesos passam menos tempo em atividade vigorosa em relação aos cães com peso ideal. Em um estudo subsequente, Morrison e colaboradores (2014) avaliaram durante seis meses a atividade física e o comportamento sedentário de cães participantes de um programa de perda de peso com redução de calorias. Apesar de uma redução significativa no peso, os animais não aumentaram a atividade física ao longo dos meses. Esta descoberta sugere que a perda de peso substancial por si só não conduz a um aumento significativo na atividade física espontânea ou a redução no comportamento sedentário.

Schuster (2016) utilizou o acelerômetro como ferramenta para avaliar o nível de atividade física em cadelas após serem submetidas a ovariosalpingohisterectomia. As avaliações foram feitas antes da cirurgia e um, três e seis meses após o procedimento. Como resultado foi encontrado que o nível de atividade física não se alterou, porém, os animais apresentaram ganho de peso significativo ao término dos seis meses de acompanhamento.

Um estudo de validação e utilidade prática do uso do acelerômetro em cães foi realizado por Yam e colaboradores (2011), com o objetivo de mensurar a atividade física habitual desses animais. Para o estudo de validação foi utilizada uma amostra de 30 animais de diversas idades e raças, os quais foram observados durante 10 minutos para cada nível de atividade física. Os quatro níveis de atividade foram definidos usando uma versão adaptada do regime de observação direta utilizado em humanos, o Formulário de Atividade Física para Crianças descrito por O'Hara e colaboradores no ano de 1989. Os autores chamaram a versão adaptada de Formulário de Atividade Física para Cães (YAM et al., 2011), descrevendo as atividades da seguinte forma:

1. Sedentário: nenhum movimento do tronco, incluindo durante o sono.
2. Atividade de intensidade leve: translocação lenta do tronco, confinado dentro de uma sala ou canil.
3. Atividade física de intensidade leve a moderada: Lenta a moderada translocação do tronco, com o cão na guia em atividades ao ar livre.



4. Atividade física de intensidade vigorosa: translocação rápida do tronco durante a execução ao ar livre e sem ser conduzido na guia.

O acelerômetro foi capaz de detectar a alteração na intensidade da atividade física, exceto entre os níveis de atividade 2 e 3, sugerindo que estas poderiam ser mescladas (YAM et al., 2011).

Preston et al. (2012) validaram o uso do acelerômetro para detectar alterações na intensidade da atividade física em seis cães durante exercícios em uma esteira. Foram avaliados três minutos para cada nível de atividade. Os dados gerados pelo acelerômetro diferiram enquanto os cães estavam em repouso, caminhando e trotando nas diferentes velocidades avaliadas. Portanto, os estudos de Yam et al. (2011) e Preston et al. (2012) concluíram que o acelerômetro é um método válido para medir a atividade física em cães e detectar as diferenças de intensidade das atividades que compreendem o comportamento no seu ambiente familiar.

O efeito da conformação corporal dos cães sobre as medições do acelerômetro foi avaliado por Brown e colaboradores (2010b). Neste estudo, 104 cães de diferentes raças foram monitorados durante a realização controlada de atividades como descanso, caminhada, trote, além de subir e descer escadas. Três minutos foram contabilizados para cada uma destas atividades. A conformação corporal dos animais não afetou as contagens do acelerômetro, e, portanto, características como comprimento dos membros e tamanho do corpo não interferiram nos *counts* gerados em cada nível de atividade avaliada.

O acelerômetro também foi utilizado para medir o nível de atividade, como um potencial indicador de estresse fisiológico e comportamental em um grupo de cães mantidos em um abrigo. Escores de estresse comportamental, bem como os níveis de cortisol urinário e salivares foram medidos para determinar se os níveis de atividade dos cães, enquanto confinados no canil, eram correlacionados com indicadores comportamentais e fisiológicos de estresse nesta população. As relações entre nível de atividade e os níveis de cortisol sugerem que o nível de atividade pode servir como um indicador comportamental para o estresse (JONES et al., 2014).

Em animais de produção, o uso do acelerômetro tem entre outras finalidades detectar atividades do comportamento natural já que estudos através da observação direta requerem amplo trabalho e tempo dispendido (WATANABE et al., 2008). A utilização do acelerômetro foi efetiva para classificar atividades como alimentação, ruminação e descanso em vacas, e foram caracterizadas como as principais atividades realizadas

durante 24 horas de observação (WATANABE et al., 2008). Robert et al. (2009) filmaram as atividades de 15 bovinos jovens enquanto usavam o acelerômetro em uma área de confinamento. Após comparar os dados, encontraram alta correlação entre as atividades observadas e os *counts* do acelerômetro, sendo este capaz de diferenciar posturas (em pé e deitado) e quando os animais estavam caminhando. Em bovinos as avaliações posturais são de grande importância, como por exemplo a posição deitada tem grande correlação com conforto e bem-estar (COOK et al., 2005; LEDGERWOOD et al., 2010). Theurer et al. (2012) avaliaram o comportamento de 12 bovinos jovens com o auxílio do acelerômetro após a realização do procedimento de descorna. Os animais do grupo que receberam meloxicam no pós-operatório permaneceram por mais tempo deitados quando comparados aos do grupo controle.

Na medicina equina, acelerômetros já foram empregados para identificar e quantificar alterações na marcha após indução da claudicação por meio da avaliação da aceleração do eixo vertical registradas pelos dispositivos localizados na cabeça e na pelve (KEEGAN et al., 2002). Com o objetivo de facilitar a identificação do momento do parto, Bachmann et al. (2014) utilizaram pedômetro e acelerômetro para monitorar nove éguas nos 10 dias pré-parto e observaram aumento significativo na atividade destes animais uma a duas horas antes do parto.

Burla et al. (2014) propuseram pela primeira vez a determinação da marcha e a mensuração da atividade locomotora em equinos por meio do acelerômetro. O estudo foi realizado com 20 cavalos adultos de diferentes raças e alturas que variavam entre 125 e 169 cm, sendo divididos em três categorias: cavalos ( $> 148\text{cm}$ ), pôneis ( $\leq 148\text{cm}$ ) e cavalos islandeses. Os animais foram exercitados de maneira controlada (montados ou guiados através de uma corda), sendo que, inicialmente permaneciam em repouso, na posição em pé, e posteriormente eram estimulados a caminhar, trotar e galopar durante cinco minutos para cada modalidade. Os resultados mostraram valores de aceleração distintos para cada uma das quatro modalidades descritas acima nas três categorias animais, sendo o dispositivo capaz de distinguir a andadura nos cavalos avaliados. Segundo os autores, a altura dos animais parece não ter influenciado nos valores de aceleração, porém os cavalos islandeses apresentaram valores de aceleração maiores que os demais, o que pode ser explicado devido a sua característica de serem cavalos marchadores.

Uma pesquisa subsequente realizada por Morrison e colaboradores (2015) teve como objetivo determinar a validade e utilidade prática do acelerômetro. Para o estudo de validação, 20 equinos equipados com o acelerômetro foram filmados enquanto permaneciam em repouso, e posteriormente ao serem conduzidos com auxílio de uma guia a caminhar, trotar e galopar durante 10 minutos para cada modalidade, exceto para o galope que o tempo foi de cinco minutos. Através da análise da curva ROC foram gerados pontos de corte que classificavam a atividade em sedentária, leve, moderada e intensa conforme a descrição utilizada para espécie canina (YAM et al., 2011).

Mais recentemente, Fries et al. (2017) também encontraram correlação entre os *counts* gerados pelo acelerômetro e as atividades realizadas de maneira controlada em uma amostra de seis equinos. Os animais foram avaliados inicialmente enquanto se movimentavam livremente em um piquete por 20 minutos; durante um pastejo de 5 minutos; seguidos de caminhada, trote e galope na guia por 3, 5 e 3 minutos, respectivamente. O último estágio de avaliação consistiu em colocar os animais em um redondel automático, onde se deslocavam em velocidades de 3, 4, 5, 6 e 8 km/h. As contagens de atividade medidas pelo acelerômetro foram capazes de quantificar a atividade locomotora e distinguir entre as andaduras e velocidades avaliadas (FRIES et al., 2017).

### 3.3.2 Considerações práticas no uso do acelerômetro

#### 3.3.2.1 Tamanho do *epoch*

Há uma grande variação na escolha do tamanho do *epoch* ou intervalo de amostragem nas pesquisas realizadas em medicina veterinária, porém há uma tendência no emprego de períodos mais curtos que os utilizados nas pesquisas em humanos. Em grande parte dos estudos realizados em cães foram utilizados intervalos de amostragem de 15 segundos (BROWN et al., 2010b; YAM et al., 2011; MORRISON et al., 2013 e 2014). Em algumas pesquisas foram empregados *epochs* de um minuto (BROWN et al., 2010a; YASHARI et al., 2015) e em outras de um segundo para permitir uma maior resolução de monitoramento das atividades (PRESTON et al., 2012). Em consonância com os estudos em cães, pesquisas realizadas em gatos também utilizaram *epochs* de 15 segundos (LASCELLES et al., 2008; ANDREWS et al., 2015).

Na espécie bovina, Robert et al. (2009) avaliaram diferentes intervalos de amostragem (3, 5 e 10 segundos) em animais distribuídos aleatoriamente em três grupos:

um para cada configuração de *epoch*. As atividades monitoradas obtiveram maior precisão quando foram geradas em *epochs* de 3 e 5 segundos. Em outros estudos envolvendo a mesma espécie foram utilizados *epochs* de 1 segundo (WATANABE et al., 2008; PASSILLÉ et al., 2010). Em equinos, os intervalos de amostragem utilizados variam de 1 (BURLA et al., 2014) a 15 segundos (MORRISON et al., 2015). Fries et al. (2017) registraram os dados em intervalos de 5 segundos.

### 3.3.2.2 Posicionamento do acelerômetro

Em cães, a colocação do monitor ajustado dorsal ou ventralmente ao pescoço com auxílio de um colar, é o local mais conveniente e mais frequentemente utilizado (YAMADA & TOKURIKI, 2000; DOW et al., 2009; BROWN et al., 2010a; YAM et al., 2011; JONES et al., 2014; MORRISON et al. 2014; SILVA, 2015; YASHARI et al., 2015; SCHUSTER, 2016), porém, pode gerar *counts* de atividade falsamente elevados caso o monitor sofra deslocamentos, especialmente se o monitor estiver preso à coleira do cão ou se ele balança a cabeça enquanto se move (PRESTON et al., 2012).

Preston et al. (2012) compararam os dados mensurados pelo acelerômetro quando estavam localizados no pescoço (na posição ventral) e no tórax de cães durante exercício em uma esteira sob diferentes velocidades. Os monitores foram fixados nestes locais de diferentes maneiras, porém, somente o acelerômetro localizado na região dorsal do tórax (próximo à região da escápula) detectou todas as mudanças na velocidade, mesmo que pequenas. Os autores relataram que o acelerômetro acondicionado firmemente dentro de uma bolsa acoplada à coleira peitoral evitou qualquer deslocamento deste durante a locomoção dos animais, mesmo em velocidades maiores. A colocação no pescoço precisa ficar frouxa o suficiente para que o animal possa respirar e mover-se livremente, especialmente durante a corrida, e isto poderia ter sido o motivo de mensurações distintas.

Embora os monitores de atividade tenham sido desenvolvidos para uso em seres humanos, o dispositivo se mostrou resistente e prático para uso em cães. Os animais não pareceram incomodados com o dispositivo preso ao pescoço, especialmente por ele ser pequeno e leve (YAM et al., 2011).

Lascelles et al. (2008) compararam a localização do acelerômetro no pescoço e no tórax de gatos, apresentando boa correlação entre os mesmos e com as atividades observadas. Quando comparado ao tórax, a colocação do acelerômetro no pescoço incrementou às atividades monitoradas no ato de comer e de se higienizar. Os autores

citam que uma diminuição inicial nos *counts* de atividade durante a primeira semana pode estar relacionada à presença da peiteira (auxiliar na fixação do dispositivo no tórax) fazendo com que os animais se tornem menos ativos até se adaptarem à mesma. Em um outro estudo realizado em gatos o acelerômetro foi utilizado somente no pescoço, ajustado na posição ventral com auxílio de um colar (ANDREWS et al., 2015).

O local de colocação do acelerômetro em bovinos influenciou na precisão dos resultados especialmente quando os animais estavam deitados. Os resultados encontrados por Robert et al. (2009), utilizando o dispositivo fixado ao membro pélvico, foram mais precisos para detectar esta posição comparando com aqueles encontrados por Martiskainen et al. (2009) que colocaram o acelerômetro preso ao pescoço dos animais. Isto pode ser explicado porque quando o animal está em decúbito esternal com a cabeça erguida, a posição do pescoço não difere muito de quando ele está na posição em pé (MARTISKAINEN et al., 2009). Robert et al. (2009) utilizaram a fixação à face lateral do membro pélvico direito, proximal à articulação metatarsfalangeana, e segundo os autores este local foi escolhido devido à orientação específica do membro associada com as atividades de interesse; quando o animal está deitado o eixo *y* está perpendicular ao solo, enquanto que quando o animal está em pé o eixo *x* estará perpendicular ao chão. Portanto, a discriminação principal entre estas duas atividades está relacionada com a orientação específica do membro em relação ao campo gravitacional. Quando um animal está em pé, a força da gravidade é registrada no eixo *x*, enquanto o eixo *y* está numa posição quase neutra. No entanto, quando o animal se deita, estas leituras são invertidas fornecendo informações para distinguir entre as duas posturas.

Passillé et al. (2010), utilizando o acelerômetro fixado ao membro pélvico de bovinos jovens, mensuraram o número total de passos e classificaram os diferentes tipos de andaduras (passo, trote e galope) com alto grau de precisão. Watanabe et al. (2008), por sua vez, utilizaram o acelerômetro na posição submandibular de bovinos, fixando o dispositivo ao buçal, e encontraram valores de aceleração maiores quando o animal estava se alimentando quando comparados com a ruminação, permitindo diferenciar estas duas atividades.

Na espécie equina, para o monitoramento da atividade física, já foi utilizado um único acelerômetro localizado acima da articulação metacarpofalangeana do membro torácico esquerdo (BURLA et al., 2014), dois monitores no mesmo animal localizados na cabeça e cernelha (MORRISON et al., 2015), e quatro monitores simultâneos localizados

além da cabeça, cernelha e membro torácico esquerdo, também no membro pélvico esquerdo (FRIES et al., 2017). O lado esquerdo foi escolhido pelo fato dos cavalos estarem acostumados a serem manejados deste lado (BURLA et al., 2014).

Morrison e colaboradores (2015) avaliaram inicialmente quatro locais diferentes de colocação do acelerômetro no corpo dos equinos com o objetivo de eleger o mais adequado. Levaram em consideração a facilidade e a durabilidade de fixação e a ocorrência de perda de dados ou ausência de registros. Os acelerômetros foram fixados na cabeça, ligado ao buçal na região da nuca do animal; na cernelha, preso a uma peiteira de tecido elástico, e na região do esterno e sacro, fixados com auxílio de fitas adesivas. Devido a problemas relacionados com a manutenção da fixação no esterno e sacro e consequente perda de dados, os locais que se mostraram mais adequados foram a cabeça e a cernelha, inclusive sendo bem tolerados pelos animais e aceitos pela maioria de seus tutores. Independentemente da localização, tanto os acelerômetros fixados na cabeça quanto na cernelha foram capazes de identificar os diferentes níveis de atividade física. Porém, segundo o autor, é preferível a localização na cernelha caso seja desejável o uso de um único dispositivo para o monitoramento da atividade física, devido a maior relação do movimento estar associado ao deslocamento. Além disso, o acelerômetro na cernelha apresentou maior precisão na classificação das atividades quando comparado com aquele situado na cabeça. O acelerômetro preso à cabeça registrou maior número de contagens enquanto os animais estavam em repouso. Este movimento sem estar associado com o deslocamento, pode ocorrer, por exemplo, durante a alimentação.

Estes dados estão em consonância com os resultados encontrados por Fries et al. (2017), pois o sensor localizado na cabeça foi o único capaz de distinguir quando os animais estavam em repouso e em pastejo. Neste estudo, quatro acelerômetros foram colocados além da cabeça, na cernelha e nos membros torácico e pélvico esquerdos. O dispositivo colocado no membro pélvico produziu valores de contagens de atividade que diferiram significativamente entre todas as fases, exceto entre a livre circulação no piquete e o pastejo, e apresentou a maior acurácia na diferenciação entre as atividades avaliadas.

### 3.3.2.3 Duração da monitoração

Um estudo realizado em cães de companhia revelou uma variação considerável na atividade dependendo do dia da semana. Os animais apresentaram contagens mais

elevadas nos finais de semana, quando comparados aos dias da semana, o que pode refletir a maior probabilidade de que seus tutores estivessem em casa para uma maior interação com os cães. Parece provável que a atividade de um cão de companhia seja influenciada pelas atividades do tutor, e podem ser diferentes dependendo do dia da semana (DOW et al., 2009). Portanto, devido a essa variabilidade, a monitorização doméstica em cães por pelo menos sete dias foi indicada como necessária para fornecer uma estimativa consistente das suas atividades rotineiras (DOW et al., 2009).

Yam et al. (2011) avaliaram a utilidade e confiabilidade práticas do acelerômetro em 20 cães nas suas atividades diárias. Para cada animal foram obtidos 10.080 minutos durante sete dias consecutivos de monitoramento. A confiabilidade dos dados gerados pelo acelerômetro foi elevada, variando de 86% no segundo dia para 93% ao final do sétimo dia de acompanhamento. Ao terceiro dia de monitoramento durante a semana alcançou 91% de confiabilidade, e, portanto, os autores sugerem que três dias são considerados como período mínimo para avaliação da atividade habitual de cães.

Quanto ao número de horas monitoradas ao dia, geralmente as pesquisas realizadas avaliam os cães durante 24 horas (YAM et al., 2011; MORRISON et al., 2013; MORRISON et al., 2014). Apesar de os animais usarem o monitor continuamente, Morrison et al. (2013) e (2014) avaliaram somente os dados compreendidos entre 6 às 23 horas, correspondendo a 17 horas de observação. Schuster (2016) comparou os valores obtidos em 17 e 24 horas nos sete dias de monitoramento e encontrou correlação entre as atividades registradas, e também optou por utilizar as informações colhidas em 17 horas para representar a atividade diária habitual dos cães do estudo.

Em equinos, ainda há escassos estudos sobre o monitoramento da atividade voluntária. Morrison et al. (2014) avaliaram a viabilidade prática da utilização do acelerômetro em cinco equinos durante 18 horas. As avaliações basearam-se no objetivo de testar a usabilidade do dispositivo nestas condições, sendo que aqueles fixados na cabeça e cernelha produziram dados durante todo o período de monitoração, em comparação com aqueles fixados no membro anterior, esterno e sacro que geraram dados incompletos devido a perda do dispositivo durante exercícios vigorosos.

### 3.4 Classificação das andaduras em equinos

Andadura é definida como um movimento rítmico e automático complexo e estritamente coordenado dos membros e de todo o corpo do animal, que resulta na produção de movimentos progressivos (BARREY, 1999).

Cavalos apresentam diferentes padrões de andaduras que são inatas, sendo que o treinamento pode melhorar a execução das mesmas e até desenvolver outras andaduras não naturais, também chamadas de artificiais (GREGORY, 2014). As andaduras podem ser classificadas quanto a simetria ou assimetria da sequência do movimento do membro em relação ao tempo e ao plano mediano do cavalo (BARREY, 1999). Nas andaduras simétricas cada membro torácico ou pélvico atua de forma equivalente tanto cinematicamente (movimento) e cineticamente (força). Já nas assimétricas a função de cada membro é considerada diferente, tanto do ponto de vista cinemático quanto cinético (GREGORY, 2014). A seguir serão descritas as principais andaduras naturais realizadas pelos equinos.

#### 3.4.1 Passo

O passo é uma andadura de baixa velocidade, simétrica, de quatro tempos, na qual cada membro exerce um contato independente no solo (GREGORY, 2014). Cabeça e pescoço flexionam e estendem para ajudar a manter o equilíbrio entre as acelerações e desacelerações do movimento (KHUMSAP et al., 2002). Os membros se movem de forma regular iniciando a sequência do movimento com o pé esquerdo, seguido da mão esquerda, pé direito e mão direita (ADAMS, 2002). Não há fase de suspensão nesta marcha, e desta forma, um aumento na velocidade é dependente da movimentação do centro de massa do cavalo mais para frente durante o período de apoio (GREGORY, 2014).

#### 3.4.2 Trote

O trote é classificado como uma andadura saltada, de média velocidade, simétrica de dois tempos, na qual há uma base de apoio bipodal diagonal, o que facilita o equilíbrio além de proporcionar o impulso para frente. Com o aumento da velocidade, o padrão das passadas tendem a aduzir (mover-se em direção ao plano mediano) em direção ao centro da massa do cavalo, aumentando assim a estabilidade. O equilíbrio entre o gasto



energético e o movimento de avanço fazem do trote a escolha natural dos equinos (GREGORY, 2014).

Movimentos verticais bifásicos de flexão e extensão da cabeça e pescoço também são observados durante o trote, mas são mais discretos quando comparados com o passo, devido à maior estabilidade diagonal dessa marcha. Pares de membros diagonais movem-se simultaneamente, com uma curta fase de suspensão entre cada contato com o solo, criando o seguinte padrão de passadas: membro pélvico esquerdo/ membro torácico direito, período de suspensão, membro pélvico direito/membro torácico esquerdo, período de suspensão (GREGORY, 2014).

### 3.4.3 Galope

É uma andadura saltada de alta velocidade, de quatro tempos e assimétrica. Normalmente os cavalos realizam o galope transverso, onde a colocação do membro cruza o eixo corporal, gerando a seguinte sequência de passadas: membro pélvico esquerdo, membro pélvico direito, membro torácico esquerdo, membro torácico direito seguido de um momento de suspensão (GREGORY, 2014). Em um galope em linha reta, o cavalo muda o membro que lidera as passadas periodicamente para evitar a fadiga. Ao realizar uma curva para esquerda, ele deve fazê-lo com o membro torácico esquerdo e o membro pélvico direito passa a liderar as passadas; e da mesma forma, ao realizar uma curva para a direita as posições dos membros se invertem, e o membro torácico direito e membro pélvico esquerdo lideram as passadas (ADAMS, 2002). No galope, os membros torácicos e pélvicos trabalham saltando aos pares, sendo que a velocidade é dependente da sobreposição das fases de apoio de cada membro. O aumento da velocidade diminui a duração da fase de apoio de cada membro e proporciona o aumento da frequência e do comprimento da passada (GREGORY, 2014). O galope é uma andadura de extensão plena, no qual a cabeça é estendida para frente e as passadas atingem a extensão máxima (ADAMS, 2002).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado junto à Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da UFRGS (ANEXO 1). Os animais foram utilizados somente após a leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 2) pelo tutor ou responsável pelo animal.

### 4.1 Animais

Foram utilizados 12 equinos adultos, sete machos e cinco fêmeas, de diversas raças utilizadas em provas de salto, com altura de cernelha que variava de 1,55 a 1,70m, provenientes da Escola de Equitação Cristal localizada na cidade de Porto Alegre. Os cavalos permaneciam em cocheiras individuais, eram rotineiramente montados e estavam habituados ao manejo, sendo somente incluídos no projeto aqueles sem histórico ou sinais clínicos de afecções ortopédicas e neurológicas.

### 4.2 Acelerômetro

O modelo do acelerômetro utilizado no estudo foi o ActiGraph<sup>®</sup> wGT3X-BT versão 1.1.0, Florida, EUA (Figura 3), com dimensões de 46x33x15 mm e 19 gramas de peso. É um acelerômetro capacitivo, classificado como triaxial, pois registra as acelerações ao longo de três eixos (vertical, médio-lateral e ântero-posterior). É alimentado por uma bateria de polímero de íon de lítio e capaz de gravar as acelerações com um alcance dinâmico de +/- 8 g (aceleração da gravidade). Os dados captados das acelerações foram digitalizados a uma taxa de amostragem de 30 Hz, e posteriormente filtrados de modo que a frequência ficasse limitada a uma faixa de 0,25 a 2,5 Hz, a fim de eliminar artefatos gerados por vibrações de alta frequência. Finalmente, os dados digitalizados e filtrados foram convertidos em contagens de atividade através de um algoritmo específico do fabricante. Os dados coletados pelo acelerômetro foram analisados através do programa ActiLife 6<sup>®</sup>, versão 6.11.1, Florida, EUA, que fornece os *counts* de atividade para cada eixo individualmente e combina estas informações em um vetor magnitude.

Figura 3 – Acelerômetro modelo Actigraph® wGT3X-BT utilizado para avaliação da atividade física.



FONTE: <http://www.actigraph.nl>

### 4.3 Obtenção dos dados

Cada cavalo foi equipado com seis acelerômetros localizados um na cabeça, um na cernelha, um em cada membro torácico e um em cada membro pélvico (Figura 4). O acelerômetro da cabeça foi fixado na região mandibular ventral por meio de fita elástica preso ao buçal. Na cernelha a fixação foi efetuada diretamente na sela também por meio de fita elástica. Os sensores dos membros foram protegidos por um estojo de neoprene e fixados com fita elástica na região das articulações metacarpo e metatarsofalangeanas. A fim de evitar lesões, os dispositivos foram fixados sobre as caneleiras que eram utilizadas durante a realização dos exercícios.

O experimento foi realizado durante o treinamento rotineiro dos animais em uma pista de areia de aproximadamente 800m<sup>2</sup> protegida por uma cobertura (Figura 4). Os animais foram montados por uma pessoa experiente para a realização das atividades de maneira controlada, sendo conduzidos a percorrer uma área circular de aproximadamente 20 metros de diâmetro no sentido horário e anti-horário para cada tipo de andadura. Primeiramente os animais permaneceram em repouso na posição quadrupedal durante 2 minutos, e posteriormente foram exercitados ao passo, quatro minutos no sentido horário e mais quatro minutos no sentido anti-horário. O mesmo procedimento foi realizado para o trote e para o galope nesta mesma ordem. Cada animal executou as atividades descritas uma única vez. Entre os diferentes níveis de atividade e a cada alternância de sentido foi respeitado pelo menos um minuto de repouso. A fim de evitar possíveis erros de classificação não foram contabilizados os 30 segundos iniciais e finais de cada andadura no sentido horário e anti-horário, totalizando seis minutos de dados avaliados por andadura. Os animais foram observados e filmados durante toda a atividade.

Figura 4 – Cavalos utilizando os acelerômetros durante o monitoramento da atividade física. A) acelerômetro posicionado na região da cabeça (seta); B) acelerômetro posicionado na cernelha (seta); C) acelerômetros posicionados nos membros torácicos e pélvicos (seta); D) Pista de areia utilizada para a realização dos exercícios.



Após a coleta, os dados armazenados na memória do acelerômetro foram transferidos para o computador e analisados pelo software ActiLife 6®. Foram utilizados na análise os dados resultantes do vetor magnitude, que combina os *counts* de atividade registrados nos sentidos longitudinal, lateral e vertical.

#### 4.4 Comparação entre os diferentes intervalos de amostragem

Os *counts* das atividades de cada cavalo foram gravados em *epochs* de 1, 3, 5, 10 e 15 segundos e convertidos em intervalos de 1 minuto para que pudessem ser comparados, fornecendo a contagem por minuto (cpm).

#### 4.5 Definição dos pontos de corte para cada nível de atividade física

A determinação dos pontos de corte para discriminar entre os diferentes níveis de atividade e andaduras foi realizada por meio da análise da curva ROC. Foram avaliados os itens sensibilidade, especificidade e área abaixo da curva, sendo que os valores dos pontos de corte foram definidos a partir dos maiores valores de sensibilidade e especificidade.

#### **4.6 Análise estatística**

Os dados foram digitados no programa Excel® e posteriormente exportados para o programa SPSS v. 18.0 para análise estatística. Foram descritas as variáveis pela média, desvio padrão ou intervalo de confiança de 95% para a média. Os valores obtidos sob os diferentes intervalos de amostragem foram comparados entre si pela Análise da Variância (ANOVA).

Para comparar as andaduras registradas por cada um dos monitores e comparar os monitores dos diferentes locais em cada andadura foi utilizado o modelo de Equações de Estimções Generalizadas (GEE). Após a definição dos pontos de corte, foi calculado o coeficiente *kappa* de concordância entre os valores. Este coeficiente determina a precisão da classificação dos pontos de corte gerados pela análise curva ROC, sendo classificados os diferentes níveis de concordância (ou reprodutibilidade) como: pobre (<0,20); razoável (0,21-0,40); moderado (0,41-0,60); bom (0,61-0,8); e muito bom (0,81-1,00) (ALTMAN, 1991).

Foi considerado um nível de significância de 5% para os testes estatísticos utilizados.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Comparação entre os diferentes intervalos de amostragem

A análise dos *counts* de atividade registrados entre diferentes *epochs* demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa para nenhuma das comparações. Portanto, os dados registrados em *epochs* de 1, 3, 5, 10 e 15 segundos produzem valores iguais do ponto de vista estatístico para cada andadura, em todos os monitores. Nas tabelas 1 a 6 estão apresentados para cada um dos monitores os valores das médias e o intervalo de 95% de confiança entre os *epochs* em cada andadura.

Tabela 1 – Tabela comparativa dos *counts* de atividade obtidos nos diferentes *epochs* em cada andadura no monitor da cabeça.

	<i>Epoch</i>	Média	IC 95%		P
			Limite inferior	Limite superior	
<b>Cabeça</b>					
Passo sentido horário	1	5920	5321	6519	0,999
	3	5851	5252	6450	
	5	5831	5232	6431	
	10	5811	5211	6411	
	15	5803	5204	6403	
Passo anti-horário	1	5556	4972	6139	0,998
	3	5489	4905	6072	
	5	5466	4883	6049	
	10	5446	4864	6028	
	15	5435	4854	6016	
Trote sentido horário	1	7769	7417	8122	0,994
	3	7706	7353	8059	
	5	7688	7335	8041	
	10	7671	7317	8025	
	15	7664	7310	8018	
Trote anti-horário	1	7604	7051	8157	0,999
	3	7539	6987	8091	

	5	7519	6968	8071	
	10	7502	6950	8053	
	15	7495	6944	8046	
Galope sentido horário	1	22110	21058	23162	0,999
	3	22012	20965	23060	
	5	21983	20936	23030	
	10	21953	20908	22999	
	15	21943	20898	22989	
Galope anti-horário	1	20557	19529	21586	0,998
	3	20438	19410	21466	
	5	20393	19364	21421	
	10	20350	19322	21377	
	15	20339	19312	21366	

Tabela 2 – Tabela comparativa dos *counts* de atividade obtidos nos diferentes *epochs* em cada andadura no monitor da cernelha.

	<i>Epoch</i>	Média	IC 95%		P
			Limite inferior	Limite superior	
<b>Cernelha</b>					
Passo sentido horário	1	3922	3515	4328	0,999
	3	3881	3474	4289	
	5	3870	3461	4279	
	10	3859	3449	4268	
	15	3852	3442	4263	
Passo anti-horário	1	3618	3207	4029	0,999
	3	3577	3165	3989	
	5	3566	3154	3977	
	10	3556	3143	3968	
	15	3551	3139	3963	
Trote sentido horário	1	7816	7420	8212	0,999
	3	7787	7390	8183	
	5	7780	7383	8177	
	10	7774	7377	8172	

	15	7773	7376	8170	
Trote anti-horário	1	7686	7284	8087	0,999
	3	7654	7252	8056	
	5	7649	7246	8051	
	10	7644	7241	8046	
	15	7642	7239	8044	
Galope sentido horário	1	17895	17451	18340	0,999
	3	17857	17411	18304	
	5	17849	17402	18296	
	10	17841	17394	18289	
	15	17838	17391	18286	
Galope anti-horário	1	17124	16761	17487	0,997
	3	17071	16709	17434	
	5	17057	16695	17420	
	10	17044	16682	17407	
	15	17040	16677	17402	

---



Tabela 3 – Tabela comparativa dos *counts* de atividade obtidos nos diferentes *epochs* em cada andadura no monitor do membro torácico direito (MTD).

	<i>Epoch</i>	Média	IC 95%		P
			Limite inferior	Limite superior	
<b>MTD</b>					
Passo sentido horário	1	20127	19550	20703	0,999
	3	20079	19499	20659	
	5	20067	19487	20647	
	10	20058	19478	20638	
	15	20054	19474	20634	
Passo anti-horário	1	20709	20009	21409	0,999
	3	20653	19953	21354	
	5	20642	19942	21342	
	10	20634	19934	21333	
	15	20630	19930	21330	
Trote sentido horário	1	46508	45523	47494	0,999
	3	46456	45469	47444	
	5	46446	45458	47433	
	10	46435	45447	47423	
	15	46431	45443	47419	
Trote anti-horário	1	49401	48507	50296	0,999
	3	49337	48444	50230	
	5	49326	48433	50220	
	10	49316	48422	50210	
	15	49312	48418	50207	
Galope sentido horário	1	54504	53529	55478	0,999
	3	54419	53439	55398	
	5	54396	53413	55380	
	10	54383	53399	55366	
	15	54378	53394	55362	
Galope anti-horário	1	54965	53725	56204	0,999
	3	54874	53636	56112	

5	54855	53616	56093
10	54839	53600	56078
15	54833	53594	56071

---

Tabela 4 – Tabela comparativa dos *counts* de atividade obtidos nos diferentes *epochs* em cada andadura no monitor do membro torácico esquerdo (MTE).

		Média	IC 95%		P
			Limite inferior	Limite superior	
<b>MTE</b>	<i>Epoch</i>				
Passo sentido horário	1	20703	20172	21234	0,999
	3	20640	20108	21172	
	5	20624	20094	21155	
	10	20614	20083	21144	
	15	20608	20077	21139	
Passo anti-horário	1	19138	18620	19656	0,999
	3	19094	18574	19614	
	5	19073	18555	19590	
	10	19064	18547	19581	
	15	19060	18543	19577	
Trote sentido horário	1	47023	46195	47850	0,999
	3	46955	46128	47783	
	5	46942	46115	47770	
	10	46931	46104	47758	
	15	46927	46100	47754	
Trote anti-horário	1	45873	45011	46736	0,999
	3	45793	44934	46653	
	5	45781	44921	46641	
	10	45769	44908	46629	
	15	45764	44903	46625	
Galope sentido horário	1	53625	52374	54876	0,999
	3	53537	52289	54785	
	5	53522	52274	54769	
	10	53508	52261	54755	
	15	53504	52257	54750	
Galope anti-horário	1	52652	51713	53591	0,999
	3	52560	51622	53498	

5	52538	51599	53476
10	52519	51581	53457
15	52513	51575	53451

---

Tabela 5 – Tabela comparativa dos *counts* de atividade obtidos nos diferentes *epochs* em cada andadura no monitor do membro pélvico direito (MPD).

	<i>Epoch</i>	Média	IC 95%		P
			Limite inferior	Limite superior	
<b>MPD</b>					
Passo sentido horário	1	16083	15734	16433	0,994
	3	16026	15675	16376	
	5	15973	15609	16337	
	10	16003	15653	16353	
	15	15999	15649	16348	
Passo anti-horário	1	15345	14997	15693	0,996
	3	15288	14940	15637	
	5	15333	14999	15667	
	10	15268	14921	15615	
	15	15263	14916	15610	
Trote sentido horário	1	37606	36631	38581	0,999
	3	37521	36543	38498	
	5	37501	36523	38480	
	10	37488	36510	38465	
	15	37483	36505	38461	
Trote anti-horário	1	39482	38400	40564	0,999
	3	39411	38326	40496	
	5	39396	38310	40482	
	10	39383	38296	40469	
	15	39378	38292	40464	
Galope sentido horário	1	52625	51489	53761	0,999
	3	52509	51372	53645	
	5	52482	51344	53620	
	10	52464	51325	53602	
	15	52456	51317	53595	
Galope anti-horário	1	48739	47577	49901	0,999
	3	48642	47479	49805	

5	48615	47451	49779
10	48597	47433	49761
15	48593	47428	49757

---

Tabela 6 – Tabela comparativa dos *counts* de atividade obtidos nos diferentes *epochs* em cada andadura no monitor do membro pélvico esquerdo (MPE).

	<i>Epoch</i>	Média	IC 95%		P
			Limite inferior	Limite superior	
<b>MPE</b>					
Passo sentido horário	1	16173	15727	16619	0,999
	3	16114	15667	16561	
	5	16101	15655	16546	
	10	16091	15645	16536	
	15	16085	15640	16531	
Passo anti-horário	1	15814	15328	16299	0,999
	3	15757	15272	16241	
	5	15741	15258	16225	
	10	15731	15247	16216	
	15	15727	15243	16212	
Trote sentido horário	1	39376	38152	40599	0,999
	3	39301	38077	40525	
	5	39288	38063	40513	
	10	39275	38050	40500	
	15	39271	38045	40496	
Trote anti-horário	1	38181	37155	39207	0,999
	3	38100	37072	39128	
	5	38080	37051	39108	
	10	38065	37037	39094	
	15	38061	37032	39089	
Galope sentido horário	1	47649	46471	48826	0,999
	3	47553	46375	48732	
	5	47526	46347	48705	
	10	47512	46332	48691	
	15	47507	46327	48687	
Galope anti-horário	1	50153	48979	51326	0,999
	3	50038	48861	51215	

5	50013	48833	51194
10	49991	48809	51173
15	49984	48802	51166

Para as análises subseqüentes optou-se por fazer uma média das observações obtidas nos sentidos horário e anti-horário e avaliar as andaduras simplesmente como passo, trote e galope.

## 5.2 Comparação das andaduras registradas em cada monitor

Em todos os monitores avaliados houve diferença estatisticamente significativa entre todas as andaduras. Ou seja, para os acelerômetros localizados na cabeça, cernelha, MTD, MTE, MPE e MPD houve diferença estatisticamente significativa entre os valores obtidos para o animal parado, ao passo, trote ou galope. A Tabela 7 demonstra a comparação das médias entre as diferentes andaduras em cada um dos monitores.

Tabela 7 – Tabela comparativa das andaduras registradas em cada monitor.

	Média	IC95%	
		Limite inferior	Limite superior
<b>Cabeça</b>			
Parado	1517	769	2265
Passo	5619	4542	6696
Trote	7580	6767	8392
Galope	21141	19212	23070
<b>Cernelha</b>			
Parado	110	1	220
Passo	3702	2921	4482
Trote	7708	6947	8468
Galope	17439	16772	18106
<b>MTE</b>			
Parado	344	24	664
Passo	19834	18903	20765
Trote	46345	44810	47880
Galope	53008	51066	54950



MTD			
Parado	497	138	855
Passo	20342	19203	21482
Trote	47872	46223	49520
Galope	54605	52616	56595
MPD			
Parado	320	49	590
Passo	15631	15051	16211
Trote	38431	36591	40270
Galope	50524	48717	52332
MPE			
Parado	163	9	317
Passo	15906	15135	16678
Trote	38666	36607	40724
Galope	48745	46755	50736

### 5.3 Comparação dos monitores para cada tipo de andadura

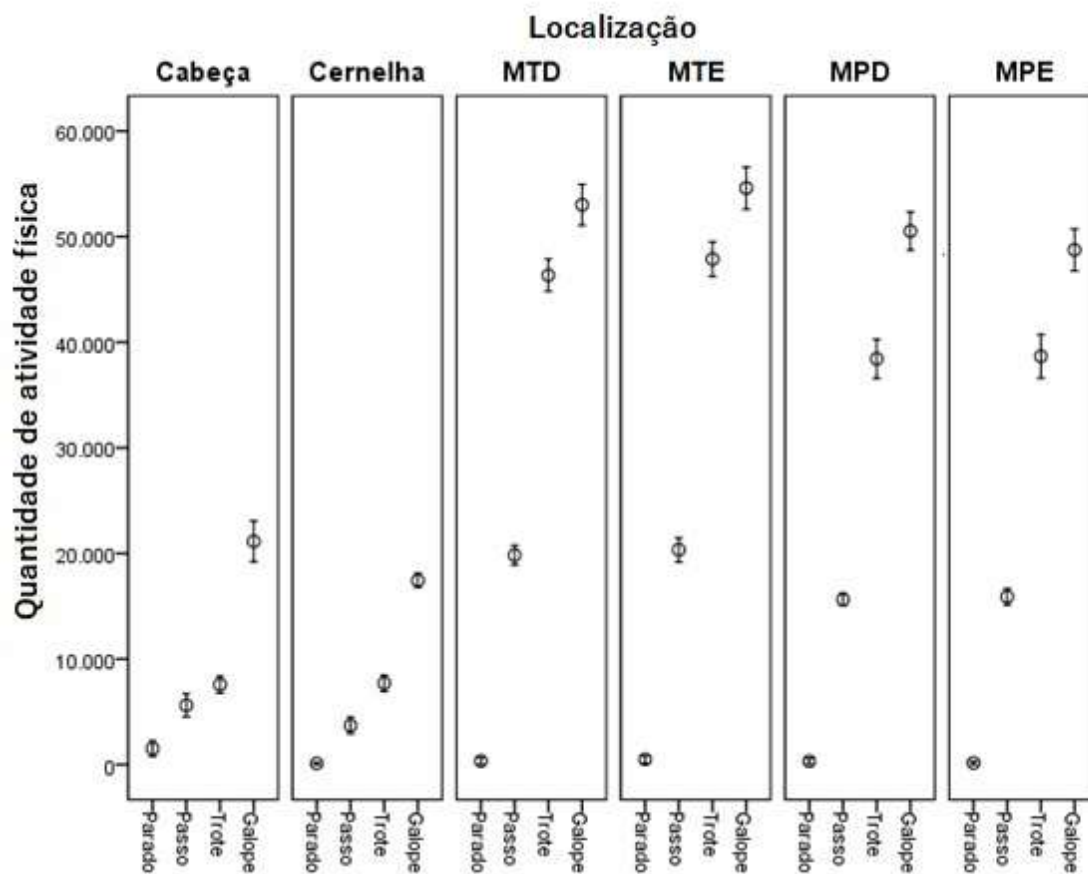
Na comparação entre os monitores para cada tipo de andadura houve diferença estatisticamente significativa dos valores obtidos pelo acelerômetro da cabeça com os demais quando o animal estava parado. Ainda com o animal parado houve diferença entre a média encontrada na cernelha quando comparada com o MTD, e também na média do MTD comparada com o dispositivo do MPE. O menor valor encontrado quando o animal estava parado foi na cernelha.

Ao passo todos os monitores diferiram significativamente entre si com exceção daqueles localizados nos MTE e MTD e entre os dos MPD e no MPE. Ao trote todos os dispositivos tiveram valores diferentes entre si com exceção daqueles da cabeça e cernelha que foram iguais e do MPD e MPE que também se comportaram de forma igual. No galope todos os monitores tiveram médias distintas estatisticamente entre si, exceto os dos MTD e MTE, bem como o MPD e MPE que foram iguais. Os resultados da comparação dos monitores para cada tipo de andadura estão resumidos na Tabela 8 e ilustrados na Figura 5.

Tabela 8 - Tabela comparativa dos monitores em cada andadura.

	Média	IC 95%	
		Limite inferior	Limite superior
<b>Parado</b>			
Cabeça	1517	880	2155
Cernelha	110	17	204
MTE	344	71	617
MTD	497	191	802
MPD	320	89	550
MPE	163	32	294
<b>Passo</b>			
Cabeça	5619	4701	6537
Cernelha	3702	3036	4367
MTE	19834	19041	20628
MTD	20342	19371	21314
MPD	15631	15136	16126
MPE	15906	15249	16564
<b>Trote</b>			
Cabeça	7580	6887	8272
Cernelha	7708	7059	8356
MTE	46345	45037	47654
MTD	47872	46466	49277
MPD	38431	36862	39999
MPE	38666	36910	40421
<b>Galope</b>			
Cabeça	21141	19497	22785
Cernelha	17439	16870	18008
MTE	53008	51353	54664
MTD	54605	52909	56302
MPD	50524	48983	52065
MPE	48745	47048	50442

Figura 5 – Média dos *counts* de atividade para cada nível de atividade registrada pelos acelerômetros localizados na cabeça, cernelha, MTD, MTE, MPD e MPE em 12 equinos (IC 95%).



#### 5.4 Definição dos pontos de corte para cada nível de atividade física

Os resultados da análise da curva ROC para determinação dos pontos de corte para cada nível de atividade e andaduras estão descritos na Tabela 9. Foram avaliados os itens sensibilidade, especificidade, área abaixo da curva e coeficiente *kappa*. Os *counts* de atividade gerados pelos acelerômetros localizados na cernelha e membros pélvicos alcançaram os valores mais altos dos itens avaliados em relação às demais localizações para discriminar uma andadura da outra.

Tabela 9 – Sensibilidade, especificidade, área abaixo da curva ROC e valor do coeficiente *kappa* na determinação dos pontos de corte para cada atividade registrada pelos acelerômetros localizados na cabeça, cernelha, membros torácicos e pélvicos de 12 animais.

Local do monitor	Nível de atividade	Sens. (%)	Espec. (%)	Área abaixo da curva ROC	Coefic. <i>Kappa</i>	Pontos de corte (cpm)
Cabeça	Parado/movimento	94,0	95,8	0,986	0,735	3795
	Parado/Passo	94,4	91,7	0,962	0,838	2961
	Passo/Trote	63,9	88,9	0,816	0,528	7424
	Trote/Galope	100	100	1	1	12565
Cernelha	Parado/movimento	100	100	1	1	1271
	Parado/Passo	100	100	1	1	1271
	Passo/Trote	100	93,1	0,991	0,931	5751
	Trote/Galope	100	100	1	1	12316
MTE	Parado/movimento	100	100	1	1	8816
	Parado/Passo	100	100	1	1	8816
	Passo/Trote	100	100	1	1	32145
	Trote/Galope	86,1	87,5	0,937	0,736	49072
MTD	Parado/movimento	100	100	1	1	9432
	Parado/Passo	100	100	1	1	9432
	Passo/Trote	100	100	1	1	32923
	Trote/Galope	83,3	91,7	0,919	0,750	51519
MPD	Parado/movimento	100	100	1	1	7516
	Parado/Passo	100	100	1	1	7516
	Passo/Trote	100	100	1	1	24298
	Trote/Galope	100	94,4	0,997	0,944	43172
MPE	Parado/movimento	100	100	1	1	7048
	Parado/Passo	100	100	1	1	7048
	Passo/Trote	100	100	1	1	24818
	Trote/Galope	93,1	94,4	0,983	0,875	43395

Na cernelha, a maioria dos pontos de corte gerados para a determinação da intensidade do movimento alcançaram 100% de sensibilidade e especificidade e valores

máximos de área abaixo da curva (AUC) e coeficiente *kappa*. Somente na definição do ponto de corte que discrimina o passo do trote não foram atingidos os valores máximos na especificidade e AUC, mas ainda assim considerados extremamente elevados. Portanto, para o acelerômetro localizado na cernelha os pontos que delimitam quando o animal está em repouso é até 1271 cpm; de 1272 – 5751 indicam que o animal está ao passo; de 5752 – 12316 ao trote e maior que 12316 cpm está ao galope. Na definição dos pontos de corte para os acelerômetros dos membros somente não foram encontrados valores máximos de acurácia para distinguir entre o trote e galope, contudo os valores também foram bastante elevados, especialmente nos membros pélvicos. Na avaliação do acelerômetro localizado na cabeça, a análise da curva ROC obteve valores de sensibilidade, especificidade e AUC um pouco mais baixos, mas ainda assim considerados com poder discriminatório entre as andaduras.

## 6 DISCUSSÃO

A avaliação objetiva da atividade física em equinos traz grandes possibilidades de melhorar o entendimento de saúde e bem-estar nesta espécie, pois conhecendo o nível de atividade adequado para estes animais pode-se interferir no ambiente minimizando problemas ocasionados por estresse e sedentarismo/obesidade. Outra aplicabilidade é a perspectiva de acompanhar o tratamento de doenças que possam acometer estes animais, bem como no controle da dor durante o pós-operatório. Facilitar a acurácia na avaliação da dor é de grande importância especialmente quando envolve doenças graves e comuns nesta espécie como a laminite, e contribui para avaliação do sucesso no tratamento. Este estudo de validação baseia-se em coletar dados referentes ao padrão de atividade em animais saudáveis em atividade controlada para servir como base para estudos futuros em animais exercendo atividade voluntária ou em pacientes em tratamento.

Os *counts* de atividade registrados pelo acelerômetro ActiGraph® wGTX-BT foram capazes de quantificar a atividade locomotora e de distinguir quando o animal estava parado ou em movimento, além de identificar quando o animal estava ao passo, ao trote e ao galope nos seis locais em que o dispositivo foi fixado. Apesar do fato de que todos os dispositivos colocados no corpo do animal serem capazes de mensurar o volume e a intensidade das atividades, os acelerômetros se comportaram de maneira diferente em cada localização. Acelerômetros fixados na cernelha e nos membros pélvicos obtiveram valores de sensibilidade e especificidade mais elevados na análise da curva ROC para a determinação do tipo de andadura quando comparados aos demais, indicando um melhor desempenho na identificação de cada andadura, corroborando com dados encontrados por Morrison et al. (2015) e Fries et al. (2017). O primeiro trabalho comparou valores obtidos na cabeça e cernelha e o segundo avaliou dados coletados na cabeça, cernelha, membro torácico e pélvico.

O uso do acelerômetro na cernelha dos equinos se assemelha a utilização no quadril ou na cintura considerado padrão em humanos, pois há uma melhor avaliação da atividade realizada quando o acelerômetro está próximo ao centro de massa corporal, refletindo melhor o movimento corporal em estudos sobre monitoração da atividade física (BOUTEN et al., 1997; TROST et al., 2005; HEIL et al., 2012). Os valores registrados na cernelha durante este estudo atingiram o índice de 100% de sensibilidade na análise da curva ROC para distinguir entre as andaduras e níveis de atividade indicando ser um

local bastante adequado para análises futuras. Isto muito provavelmente esteja relacionado com o fato de que o dispositivo na cernelha registra atividades predominantemente vinculadas com deslocamento do animal, sendo pouco influenciado por outros movimentos comportamentais da espécie (MORRISON et al., 2015; FRIES et al., 2017). Estes dados se assemelham àqueles encontrados por Morrison et al. (2015), porém, diferem daqueles descritos por Fries et al. (2017), onde o dispositivo foi menos preciso e com elevada variabilidade entre os indivíduos.

Assim como na cernelha os acelerômetros fixados nos membros pélvicos apresentaram ótimo desempenho e também podem ser considerados locais adequados para futuras avaliações da atividade física nesta espécie. Ao comparar as contagens de atividade obtidas pelos dispositivos dos membros, os maiores valores de sensibilidade e especificidade na identificação de cada andadura foram naqueles posicionados nos membros pélvicos. Isto provavelmente ocorre devido a diferenças dinâmicas e nos papéis dos membros durante a locomoção equina. Os membros torácicos apresentam maior impacto (o que gera maior ruído de sinal) e menor aceleração do que o membro pélvico (FRIES et al., 2017), e, portanto, os membros pélvicos geram valores mais fidedignos em relação aos torácicos, demonstrando ser a melhor opção de escolha.

Apesar dos valores gerados pelos seis acelerômetros terem sido capazes de distinguir uma andadura da outra, houve uma maior proximidade de valores entre o passo e o trote naqueles monitores localizados na cabeça e cernelha, e entre o trote e galope naqueles localizados nos membros, especialmente nos membros torácicos, que registraram a menor diferença numérica entre as andaduras citadas. Quando comparado aos demais, o acelerômetro localizado na cabeça apresentou o maior valor quando o animal estava em repouso, o que mostra que mesmo quando o animal não está realizando atividade física pode haver uma maior movimentação da cabeça. Dados semelhantes foram encontrados por Morrison et al. (2015) que citaram que o acelerômetro localizado na cabeça registrou também atividades não relacionadas com deslocamento do animal, como por exemplo durante o pastejo. Naturalmente os animais movimentam mais a cabeça mesmo quando estão descansando, seja para espantar insetos ou para coçar-se. Assim como ocorre na cabeça, movimentos não deambulatorios também podem ser registrados por acelerômetros localizados nos membros, como quando os animais cavam o solo ou espantam insetos. Apesar de durante o repouso também terem sido registrados

*counts* de atividade, estes foram pouco significativos em relação aos registrados durante o movimento, reduzindo bastante a possibilidade de interpretá-los como atividade física.

Na avaliação dos dados registrados durante a atividade física os valores referentes ao dispositivo fixado na cabeça foram maiores quando comparamos àqueles obtidos na cernelha. Isto pode ser resultante da maior movimentação da cabeça durante o deslocamento dos animais, e que pequenas alterações de intensidade na atividade podem não serem percebidas, diferentemente da cernelha onde o padrão da movimentação sofre menos variações. Preston et al. (2012) compararam dados registrados por acelerômetros fixados no pescoço e no tórax de cães e citam que pequenas variações de velocidade na esteira só foram detectadas quando o acelerômetro estava localizado dorsalmente no tórax próximo às escápulas. A colocação do monitor na região do pescoço de cães é considerada mais conveniente e a mais frequentemente utilizada em pesquisas (DOW et al., 2009; BROWM et al., 2010a e b; YAM et al., 2011; MORRISSON et al., 2013; MORRISSON et al., 2014), porém podem resultar em contagens de atividade falsamente elevadas se o acelerômetro se deslocar quando estiver preso à coleira do cão, ou ainda pelo fato do cão frequentemente balançar a cabeça enquanto se move (PRESTON et al., 2012).

Os *counts* de atividade registrados nos membros durante os exercícios foram bem mais elevados quando comparados com aqueles da cabeça e cernelha. Isto pode ser explicado pelo fato de quanto mais distante do centro de massa corporal, maior é a frequência e intensidade dos movimentos (SILVA, 2013), e conseqüentemente maior é a aceleração. Resultados semelhantes foram encontrados por Bhattacharya et al. (1980) ao analisarem a aceleração produzida no tornozelo, cabeça e região lombar em humanos durante a corrida em uma esteira.

No presente estudo, a fixação dos dispositivos na cernelha e nos membros com fita elástica foi considerada de fácil execução e eficiente pois não houve movimentação dos acelerômetros durante os exercícios, confirmados pelo registro adequado de todos os dados, bem como a não observação de danos ao equipamento. Já o acelerômetro localizado na cabeça pode ter sofrido deslocamento e/ou vibração pelo fato do mesmo estar preso ao buçal do animal. A necessidade de estar firmemente fixado ao corpo garante que os valores registrados pelos dispositivos sejam exclusivamente gerados pela atividade realizada, e, portanto, a movimentação destes podem afetar diretamente os resultados (PRESTON et al., 2012). Os animais não demonstraram desconforto pela presença do acelerômetro, realizando as atividades normalmente, pois já estavam habituados a usarem



caneleiras e sela durante os exercícios, e sendo que os equipamentos foram fixados sobre estes acessórios.

Neste estudo a localização do acelerômetro na região da cabeça foi diferente em comparação aos dois estudos anteriores realizados por Morrison et al. (2015) e Fries et al. (2017), que também fixaram o dispositivo ao buçal do animal, mas na região da nuca, ao contrário deste caso que foi fixado na região mandibular ventral. Esta pode ser considerada uma limitação pois, provavelmente, nesta localização há uma maior vibração do dispositivo quando o animal realiza atividades vigorosas, e o buçal na região da nuca fica mais ajustado à cabeça. A fixação do monitor na cernelha foi realizada na sela do animal, sendo um facilitador neste caso, porém em estudos realizados com os animais que foram conduzidos somente por uma guia o mesmo foi fixado em um cinto torácico (MORRISON et al., 2015; FRIES et al., 2017). Em virtude de a sela estar firmemente presa ao corpo do animal não houve deslocamento do dispositivo durante os exercícios, contudo na utilização de um cinto torácico pode haver uma maior probabilidade de isso ocorrer caso o mesmo não fique bem ajustado ao corpo do animal (FRIES et al., 2017). Apesar das diferenças na maneira de fixação dos dispositivos realizadas por Morrison et al. (2015) os resultados obtidos foram bastante precisos, diferentemente de Fries et al. (2017) que encontraram grande variabilidade entre os indivíduos e valores menos precisos principalmente na distinção entre trote e galope.

Burla et al. (2014) e Fries et al. (2017) escolheram os membros do lado esquerdo para fixar os dispositivos pelo fato da maioria dos cavalos serem normalmente manipulados por este lado. Porém, neste estudo os animais se mantiveram tranquilos também durante a colocação dos monitores no lado direito. A fixação em um dos membros teria vantagem em relação à cernelha para avaliação postural, pois conseguiria identificar quando o animal estaria deitado, como citado por Robert et al. (2009) em um estudo realizado em bovinos. Mais estudos são necessários para avaliar a fixação dos dispositivos quando os animais estiverem sendo monitorados soltos a campo, além da identificação postural quando estiverem em repouso.

O tempo de avaliação para cada nível de atividade física foi de três minutos para cada sentido, totalizando seis minutos de avaliação para cada andadura, sendo considerado satisfatório e semelhante aos demais estudos realizados na mesma espécie. Burla et al. (2014) avaliaram os cavalos por cinco minutos para cada andadura, enquanto que Morrison et al. (2015) e Fries et al. (2017) avaliaram as andaduras em tempos

diferentes. O primeiro avaliou o passo e o trote por 10 minutos e o galope por cinco minutos, e o segundo registrou os dados do passo e galope durante cinco minutos e do trote por três minutos. O tempo registrado quando o cavalo estava em repouso foi menor em relação aos demais autores, de somente dois minutos, e por se tratar de um período em que o animal permanecia em repouso foi julgado desnecessário ampliá-lo.

Os animais utilizados neste estudo apresentaram variação na altura de cernelha, com valores entre 1,55 a 1,70m. Contudo, a altura de cernelha não influenciou nos valores de aceleração gerados no estudo realizado por Burla et al. (2014) que avaliou as atividades de cavalos e pôneis. Porém, neste mesmo estudo foi observado diferença estatística entre cavalos marchadores e não marchadores. A variabilidade na conformação corporal em cães também não influenciou os valores de aceleração em um estudo realizado por Brown e colaboradores (2010b) que avaliou a atividade física de cães de diversas raças.

Segundo Burla et al. (2014) não há diferença nos valores de aceleração durante a realização dos exercícios quando os animais foram montados ou conduzidos na guia, nem mesmo o tipo de piso (areia, maravalha ou mistura de areia e grama) e o tamanho da pista. No presente estudo os animais foram montados e realizaram as atividades em uma pista de areia, percorrendo uma área de aproximadamente 20 metros de diâmetro. Como os animais já estavam habituados a este tipo de treinamento apresentaram desenvoltura e naturalidade na execução dos movimentos.

A ausência de diferença estatística entre os dados registrados nos diferentes *epochs* foi provavelmente pela escolha dos intervalos terem sido bastante próximos, pois os dados foram gravados a cada 1, 3, 5, 10 e 15 segundos. Estes valores de *epochs* são considerados curtos, e por isso buscou-se a comparação entre estes, pois já se sabe que existe diferença estatística na classificação da atividade quando os mesmos dados são registrados em curtos intervalos de amostragem quando comparados aos intervalos mais longos, como de um minuto, por exemplo. Não há descrição na literatura de comparação entre o registro de dados em curtos intervalos de amostragem na espécie equina. Além disso, o fato de os animais realizarem as atividades de maneira controlada gerou dados mais constantes, sem variações de intensidade dentro de cada nível de atividade. Nilsson et al. (2002) observaram que os dados registrados a cada 5 segundos são mais eficientes na identificação de curtos períodos de atividade vigorosa ou muito vigorosa quando comparados aos mesmos dados registrados em *epochs* mais longos. Quando uma atividade de alta intensidade for de duração menor que a extensão do *epoch*, os dados médios

encontrados resultarão em leituras de menor intensidade, levando a uma classificação errônea da atividade (CHEN & BASSET, 2005). O estudo foi realizado em crianças pois elas apresentam este padrão intermitente de movimentação, realizando atividades de alta intensidade em curtos períodos. O comportamento em cães muitas vezes se assemelha a este padrão. Os estudos realizados em cães, na sua grande maioria, utilizam *epochs* de 15 segundos, tanto para monitorar atividade controlada ou voluntária. O uso de *epochs* maiores facilitam a análise dos dados pois há um menor volume de registros. Contudo, faz-se necessário ampliar os estudos para monitoração dos equinos soltos a campo. Robert et al. (2009) avaliando o padrão comportamental em bovinos notaram que os dados registrados pelo acelerômetro a cada 3 e 5 segundos obtiveram alta correlação com as atividades observadas, e que os dados registrados a cada 10 segundos foram significativamente menos precisos.

Um fato importante a ser considerado em estudos futuros é avaliar o desempenho do acelerômetro quando os animais estão realizando atividades livres em piquetes ou a campo, como durante deslocamentos e pastejo, bem como a capacidade do dispositivo em detectar alterações posturais. Além disso, se faz necessário avaliar o uso do acelerômetro em áreas menores, como cocheiras, para detectar o grau de atividade dos animais nestes ambientes e, conseqüentemente, poder identificar alterações comportamentais como estresse e dor.

## 7 CONCLUSÃO

Este estudo demonstrou que o acelerômetro ActiGraph® wGT3X-BT é capaz de medir objetivamente a atividade física em equinos conduzidos de maneira controlada e de identificar quando o animal está em repouso, ao passo, trote e galope. O posicionamento na cernelha e membro pélvico foram considerados mais adequados em virtude da maior precisão dos resultados. Também foi possível concluir que independentemente do intervalo de amostragem avaliado os resultados obtidos não foram influenciados, portanto, sugere-se que a utilização de *epoch* de 15 segundos é adequado para o monitoramento da atividade física em equinos.

## REFERÊNCIAS

ADAMS, O. R. Andaduras naturais e artificiais. In: STASHAK, T. S. **Claudicação em equinos segundo Adams**. São Paulo: Ed. Rocca, 2002, p. 875-881.

ActiGraph. GT3X Activity Monitor. Pensacola: [acesso em janeiro 2016]. Disponível em: <http://www.theactigraph.com/products/gt3x/>

ALTMAN, D. G. **Practical statistics for medical research**. London: Chapman and Hall; 611p., 1991.

ANDERSEN, L.B. et al. Physical activity and clustered cardiovascular risk in children: a cross-sectional study (The European Youth Heart Study). **The Lancet**. v.368, p.299–304, 2006.

ANDREWS, C.J.; POTTER, M.A.; THOMAS, D.G. Quantification of activity in domestic cats (*Felis catus*) by accelerometry. **Applied Animal Behaviour Science**. v.173, p.17–21, 2015.

BACKHOUSE, M.R. et al. Concurrent validation of activity monitors in patients with rheumatoid arthritis. **Clinical Biomechanics**. v.28, p.473–479, 2013.

BACHMANN, M. et al. Pedometers as supervision tools for mares in the prepartal period. **Applied Animal Behaviour Science**. v.151, p.51– 60, 2014.

BAILEY, R.C. et al. The level and tempo of children's physical activities: an observational study. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.27, n.7, p.1033-1041, 1995.

BAQUET, G. et al. Improving physical activity assessment in prepubertal children with high-frequency accelerometry monitoring: a methodological issue. **Preventive Medicine**. v.44, n.2, p.143-147, 2007.

BARREY, E. Methods, Applications and Limitations of Gait Analysis in Horses. **The Veterinary Journal**. v.157, p.7–22, 1999.

BHATTACHARY, A. et al. Body acceleration distribution and O<sub>2</sub> uptake in humans during running and jumping. **Journal of Applied Physiology**. v.49, n.5, p.881–887, 1980.

BRODERICK, J.M. et al. A guide to assessing physical activity using accelerometry in cancer patients. **Support Care Cancer**. v.22, n.4, p.1121–1130, 2014.

BROWN, D.C.; BOSTON, R.C.; FARRAR, J.T. Use of an activity monitor to detect response to treatment in dogs with osteoarthritis. **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.237, n.1, p.66–70, 2010a.

BROWN, D.C. et al. Evaluation of the effect of signalment and body conformation on activity monitoring in companion dogs. **American Journal of Veterinary Research**. v.71, p.322–325, 2010b.

BURLA, J. et al. Gait determination and activity measurement in horses using an accelerometer. **Computers and Electronics in Agriculture**. v.102, p.127–133, 2014.

CAVAGNA, G.; SAIBENE, F.; MARGARIA, R. A three-directional accelerometer for analyzing body movements. **Journal of Applied Physiology**. v.16, n.1, p.191, 1961.

CHEN, K.Y.; BASSETT, D.R.Jr. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.37, p.490–500, 2005.

CHMELO, E. et al. Physical Activity and Physical Function in Older Adults With Knee Osteoarthritis. **Journal of Physical Activity and Health**. v.10, n.6, p.777–783, 2013.

CLELAND, I. et al. Optimal Placement of Accelerometers for the Detection of Everyday Activities. **Sensors**. v.13, n.7, p.9183–9200, 2013.

CLIFF, D.P.; REILLY, J.J.; OKELY, A.D. Methodological considerations in using accelerometers to assess habitual physical activity in children aged 0–5 years. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v.12, p.557–567, 2009.

DE VRIES, S.I. et al. Validity and reproducibility of motion sensors in youth: a systematic update. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.41, p.818-827, 2009.

COOK, N. B.; BENNETT, T.B.; NORDLUND, K.V. Monitoring Indices of Cow Comfort in Free-Stall-Housed Dairy Herds. **Journal of Dairy Science**. v.88, n.11, p.3876–3885, 2005.

DOW, C. et al. Evaluation of optimal sampling interval for activity monitoring in companion dogs. **American Journal of Veterinary Research**. v.70, n.4, p.444–448, 2009.

FREEDSON, P.S.; POBER, D.; JANZ, K.F. Calibration of accelerometer output for children. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.37, p.523–530, 2005.

FREEDSON, P. et al. Assessment of physical activity using wearable monitors: recommendations for monitor calibration and use in the field. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.44, n.1, p.1-4, 2012.

FRIES, M. et al. Evaluation of a wireless activity monitoring system to quantify locomotor activity in horses in experimental settings. **Equine Veterinary Journal**. v.49, p.225–231, 2017.

GREGORY, B. The biomechanics of equine locomotion. In: HODGOSON, D. R.; MCKEEVER, K. H.; MCGOWAN, C. M. **The athletic horses: Principles and practice of equine sports medicine**. Missouri: Ed. Elsevier Saunders, 2014. p.266-281.

GRETEBECK, R.J.; MONTOYE, H.J. Variability of some objective measures of physical activity. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.24, n.10, p.1167–1172, 1992.

JOHN, D.; FREEDSON, P. ActiGraph and Actical physical activity monitors: a peek under the hood. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.44, n.1, p.86-89, 2012.

JONES, S. et al. Use of Accelerometers to Measure Stress Levels in Shelter Dogs. **Journal of Applied Animal Welfare Science**. v.17, p.18-28, 2014.

HEIL, D.P.; BRAGE, S.; ROTHNEY, M.P. Modeling physical activity outcomes from wearable monitors. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.44, n.1, p.50-60, 2012.

HELM, J. Use of accelerometry to investigate physical activity in dogs receiving chemotherapy. **Journal of Small Animal Practice**. p.1-10, 2016.

HISLOP, J. et al. An investigation into the minimum accelerometry wear time for reliable estimates of habitual physical activity and definition of a standard measurement day in pre-school children. **Physiological Measurement**. v.35, p.2213–2228, 2014.

KEEGAN, K.G. et al. Accelerometer-based system for the detection of lameness in horses. **Biomedical Sciences Instrumentation**. v.38, p.107–112, 2002.

KHUMSAP, et al. Effect of walking velocity on forelimb kinematics and kinetics. **Equine Veterinary Journal**. v.34, p.325-329, 2002.

KLAREN, R.E. et al. Objectively quantified physical activity in persons with multiple sclerosis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.94, p.2342-2348, 2013.

LASCELLES, B.D. et al. Evaluation of a digitally integrated accelerometer-based activity monitor for the measurement of activity in cats. **Veterinary Anesthesia and Analgesia**. v.35, n.2, p.173–183, 2008.



LEDGERWOOD, D. N.; WINCKLER, C.; TUCKER, C.B. Evaluation of data loggers, sampling intervals, and editing techniques for measuring the lying behavior of dairy cattle. **Journal of Dairy Science**. v.93, n.11, p.5129–5139, 2010.

MARTISKAINEN, P. et al. Cow behaviour pattern recognition using a three-dimensional accelerometer and support vector machines. **Applied Animal Behaviour Science**. v.119, p.32–38, 2009.

MATHIE, M.J. et al. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. **Physiological Measurement**. v.25, p.1-20, 2003.

MATTHEWS, C. E. et al. Best practices for using physical activity monitors in population-based research. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.44, n.1, p.68-76, 2012.

MONTOYE, H.J. et al. Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.15, n.5, p.403–407, 1983.

MORRISON, R. et al. Associations between obesity and physical activity in dogs; a preliminary investigation. **Journal of Small Animal Practice**. v.54, p.570-574, 2013.

MORRISON, R. et al. A 6-month observational study of changes in objectively measured physical activity during weight loss in dogs. **Journal of Small Animal Practice**. v.55, p.566–570, 2014.

MORRISON, R. et al. Validity and practical utility of accelerometry for the measurement of in-hand physical activity in horses. **BMC Veterinary Research**. v.11 n.233, p.1-8, 2015.

NESS, A.R. et al. Objectively measured physical activity and fat mass in a large cohort of children. **PLoS Medicine**. v.4, n.3, p.476-484, 2007.

NILSSON, A. et al. Assessing physical activity among children with accelerometers using different time sampling intervals and placements. **Pediatric Exercise Science**. v.14, n.1, p.87-96, 2002.

PASSILLÉ, A.M. de et al. Technical note: Use of accelerometers to describe gait patterns in dairy calves. **Journal of Dairy Science**. v.93, n.7, p.3287–3293, 2010.

PRESTON, T.; BALTZER, W.; TROST, S. Accelerometer validity and placement for detection of changes in physical activity in dogs under controlled conditions on a treadmill. **Research in Veterinary Science**. v.93, p.412–416, 2012.

QUANTE, M. et al. Practical considerations in using accelerometers to assess physical activity, sedentary behavior, and sleep. **Sleep Health**. v. 1, p.275–284, 2015.

REILLY, J.J. et al. Objective measurement of physical activity and sedentary behaviour: Review with new data. **Archives of Disease in Childhood**. v.93, n.7, p.614-619, 2008.

RICH, C. et al. Quality control methods in accelerometer data processing: defining minimum wear time. **PLoS One**. v.8, n.6, p.1-8, 2013.

ROBERT, B. et al. Evaluation of three-dimensional accelerometers to monitor and classify behavior patterns in cattle. **Computers and Electronics in Agriculture**. v.67, p.80–84, 2009.

ROSENBERGER, M.E. et al. Estimating Activity and Sedentary Behavior From an Accelerometer on the Hip or Wrist. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.45, n.5, p.964–975, 2013.

ROWLANDS, A.V. Accelerometer Assessment of Physical Activity in Children: An Update. **Pediatric Exercise Science**. v.19, p.252-266, 2007.

SASAKI, J.E; JOHN D.; FREEDSON, P.S. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v.14, p.411–416, 2011.

SCHALL, M.C.Jr; FETHKE, N.B.; HOWARD, C. Evaluation of four sensor locations for physical activity assessment. **Applied Ergonomics**. v.53, p..103-109, 2016.

SCHUSTER, L.A.H. **Efeitos da castração sobre o ganho de peso e a atividade física em cadelas**. 2016. 50f. Dissertação (Mestrado em Ciências Veterinárias) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Faculdade de Veterinária. Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, Porto Alegre, 2016.

SILVA, A.V. **Monitoramento de atividade física com acelerômetro em cães da raça Border Collie de diferentes ambientes**. 2015, 31f. Dissertação (Mestrado em Ciências Veterinárias) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Faculdade de Veterinária. Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, Porto Alegre, 2015.

SILVA, F.G. **Reconhecimento de movimentos humanos utilizando um acelerômetro e inteligência computacional**. 2013. 105f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

SMUCK, M. et al. Does physical activity influence the relationship between low back pain and obesity? **The Spine Journal**. v.14, p.209–216, 2014.

SIRARD, J.R.; PATE, R.R. Physical activity assessment in children and adolescents. **Sports Medicine**. v.31, n.6, p.439-454, 2001.

TANG, K.T. et al. Evaluation of an activity monitor for the objective measurement of free-living physical activity in children with cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 94, p. 2549-2558, 2013.

THEURER, M.E. et al. Assessment of behavioral changes associated with oral meloxicam administration at time of dehorning in calves using a remote triangulation device and accelerometers. **BMC Veterinary Research**. v.8, n.48, p.1-8, 2012.

TROIANO, R. P. A timely meeting: objective measurement of physical activity. **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v.37, n.11, p.487–489, 2005.

TROIANO, R.P. et al. Evolution of accelerometer methods for physical activity research. **British Journal of Sports Medicine.** v.48, n.13, p.1019–1023, 2014.

TROST, S.G. et al. Using objective physical activity measures with youth: how many days of monitoring are needed? **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v.32, n.2, p.426–431, 2000.

TROST, S.G.; MCIVER, K.L.; PATE, R.R. Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v.37 n.11, p.531-543, 2005.

TROST, S.G. Measurement of Physical Activity in Children and Adolescents. **American Journal of Lifestyle Medicine.** v.1, n.4, p.299-314, 2007.

TROST, S.G.; O'NEIL. Clinical use of objective measures of physical activity. **British Journal Sports Medicine.** v.48, p.178–181, 2014.

WATANABE, N. et al. Development of an automatic classification system for eating, ruminating and resting behavior of cattle using an accelerometer. **Grassland Science.** v.54, p.231–237, 2008.

WALTER, S.D. The partial area under the summary ROC curve. **Statistics in Medicine.** v.24, p.2025–2040, 2005.

WELK, G. Principles of design and analyses for the calibration of accelerometry-based activity monitors. **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v.37, n.11, p.501–511, 2005.

WONG, T.C. et al. Portable accelerometer device for measuring human energy expenditure. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v.28, n.6, p.467–471, 1981.

YAM, P.S. et al. Validity, practical utility and reliability of Actigraph accelerometry for the measurement of habitual physical activity in dogs. **Journal of Small Animal Practice**. v.52, n.2, p.86–92, 2011.

YAMADA, M.; TOKURIKI, M. Spontaneous activities measured continuously by an accelerometer in beagle dogs housed in a cage. **Journal of Veterinary Medical Science**. v.62, p.443–447, 2000.

YANG, C.C.; HSU, Y.L. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. **Sensors**. v.10, p.7772-7788, 2010.

YASHARI, J.M.; DUNCAN C.G.; DUERR, F.M. Evaluation of a novel canine activity monitor for at-home physical activity analysis. **BMC Veterinary Research**. v.11, n.146, p.1-6, 2015.

## ANEXO 1



**U F R G S**  
UNIVERSIDADE FEDERAL  
DO RIO GRANDE DO SUL

**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA**

Comissão De Ética No Uso De Animais



### **CARTA DE APROVAÇÃO**

Comissão De Ética No Uso De Animais analisou o projeto:

**Número:** 29107

**Título:** Validação do uso do acelerômetro na espécie equina e monitoramento da atividade física de equinos criados a campo

**Pesquisadores:**

**Equipe UFRGS:**

MARCELO MELLER ALIEVI - coordenador desde 01/05/2015

ALESSANDRA VENTURA DA SILVA - Aluno de Doutorado desde 01/05/2015

***Comissão De Ética No Uso De Animais aprovou o mesmo, em reunião realizada em 04/05/2015 - Sala 330 do Anexo I do Prédio da Reitoria - Campus Centro- Universidade Federal do Rio Grande do Sul - Porto Alegre, em seus aspectos éticos e metodológicos, para a utilização de 40 cavalos fêmeas e machos, de acordo com as Diretrizes e Normas Nacionais e Internacionais, especialmente a Lei 11.794 de 08 de novembro de 2008 que disciplina a criação e utilização de animais em atividades de ensino e pesquisa.***

Porto Alegre, Quinta-Feira, 14 de Maio de 2015

CRISTIANE MATTE  
Vice Coordenador da comissão de ética

## ANEXO 2

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Eu, \_\_\_\_\_, tutor do animal de nome \_\_\_\_\_, sexo \_\_\_\_\_, com idade de \_\_\_\_\_, autorizo a participação do meu animal no projeto de pesquisa intitulado **“Uso do acelerômetro como método de mensuração de níveis de atividade física em equinos”**, que pretende avaliar os níveis de atividade física de equinos com o uso de um monitor de movimento (acelerômetro) enquanto são exercitados em uma pista de areia.

Da mesma forma, autorizo a publicação de dados inerentes ao monitoramento com o acelerômetro. Comprometo-me também a comunicar qualquer avaria durante o uso do monitor e a retirar o dispositivo em caso de chuva acentuada ou atividades aquáticas do meu animal. Declaro ter sido informado que poderei contatar a equipe do projeto sempre que julgar necessário e que poderei desistir de participar em qualquer momento do estudo e estou ciente que essa decisão não prejudicará o animal.

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2017

---

Assinatura do tutor

---

Assinatura do pesquisador responsável

Veterinário e Pesquisador Responsável: Marcelo Meller Alievi	CRMV-RS 6.461
Pós-graduando Responsável: Daiene Elisa Loss	CRMV-RS 9.774
Telefone: (51) 998375704	
End. Av. Bento Gonçalves, 9090. Porto Alegre-RS	Telefone: (51) 3308-6112

Em caso de dúvida você pode procurar a Comissão de Ética em Uso de Animais (CEUA) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), através do telefone (51) 3308-3738 ou e-mail [ceua@propesq.ufrgs.br](mailto:ceua@propesq.ufrgs.br)