

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA



UNIVERSIDADE
DE LISBOA



Variação nos parâmetros de locomoção usados para avaliação do grau de claudicação em cavalos em linha reta e em círculo, em piso duro e piso mole

Francisca Castelo Branco Menano de Figueiredo

ORIENTADOR(A):

Doutor Luís Ressano Garcia
Pardon Lamas

TUTORA:

Dra. Rita Maria Cid Gonçalves
Rocha Pires Costa Cabral

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA



UNIVERSIDADE
DE LISBOA



Variação nos parâmetros de locomoção usados para avaliação do grau de claudicação em cavalos em linha reta e em círculo, em piso duro e piso mole

Francisca Castelo Branco Menano de Figueiredo

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA VETERINÁRIA

JÚRI

PRESIDENTE:

Doutora Maria de São José Sousa
Deyrieux Centeno

VOGAIS:

Doutor Luís Ressano Garcia Pardon
Lamas
Doutora Maria Rita Martins Garcia da
Fonseca Pequito

ORIENTADOR:

Doutor Luís Ressano Garcia Pardon
Lamas

TUTORA:

Dra. Rita Maria Cid Gonçalves Rocha
Pires Costa Cabral

DECLARAÇÃO RELATIVA ÀS CONDIÇÕES DE REPRODUÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Nome: Francisca Castelo Branco Menano de Figueiredo

Título da Tese ou Dissertação: Variação nos parâmetros de locomoção usados para avaliação do grau de claudicação em cavalos em linha reta e em círculo, em piso duro e piso mole

Ano de conclusão (indicar o da data da realização das provas públicas): 2021

Designação do curso de
Mestrado ou de
Doutoramento: Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Área científica em que melhor se enquadra (assinale uma):

- Clínica Produção Animal e Segurança Alimentar
 Morfologia e Função Sanidade Animal

Declaro sobre compromisso de honra que a tese ou dissertação agora entregue corresponde à que foi aprovada pelo júri constituído pela Faculdade de Medicina Veterinária da ULISBOA.

Declaro que concedo à Faculdade de Medicina Veterinária e aos seus agentes uma licença não-exclusiva para arquivar e tornar acessível, nomeadamente através do seu repositório institucional, nas condições abaixo indicadas, a minha tese ou dissertação, no todo ou em parte, em suporte digital.

Declaro que autorizo a Faculdade de Medicina Veterinária a arquivar mais de uma cópia da tese ou dissertação e a, sem alterar o seu conteúdo, converter o documento entregue, para qualquer formato de ficheiro, meio ou suporte, para efeitos de preservação e acesso.

Retenho todos os direitos de autor relativos à tese ou dissertação, e o direito de a usar em trabalhos futuros (como artigos ou livros).

Concordo que a minha tese ou dissertação seja colocada no repositório da Faculdade de Medicina Veterinária com o seguinte estatuto (assinale um):

- Disponibilização imediata do conjunto do trabalho para acesso mundial;
- Disponibilização do conjunto do trabalho para acesso exclusivo na Faculdade de Medicina Veterinária durante o período de 6 meses, 12 meses, sendo que após o tempo assinalado autorizo o acesso mundial*;

* Indique o motivo do embargo (OBRIGATÓRIO)

Nos exemplares das dissertações de mestrado ou teses de doutoramento entregues para a prestação de provas na Universidade e dos quais é obrigatoriamente enviado um exemplar para depósito na Biblioteca da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa deve constar uma das seguintes declarações (incluir apenas uma das três):

- É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.
- É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA TESE/TRABALHO (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.) APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.
- DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.) NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO.

Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa, 15 de Fevereiro de 2021

(indicar aqui a data da realização das provas públicas)

Assinatura: Francisca Figueiredo

Agradecimentos

Gostaria de agradecer em primeiro lugar ao meu orientador, Professor Doutor Luís Lamas por toda a disponibilidade e ajuda ao longo deste trabalho, sem a qual a realização do mesmo teria sido impossível.

Um agradecimento especial a toda a equipa SCUE, nomeadamente à Dra. Teresa Rosa por toda a ajuda na recolha de dados e por tudo aquilo que me ensinou ao longo dos últimos anos. Agradeço ainda à Dra. Mariana Magalhães e ao Dr. Gonçalo Silva por todo o conhecimento transmitido e pelo enorme exemplo de profissionais excelentes que são. Um obrigado muito especial ainda aos queridos internos, Tiago, Sofia e Joana por toda a paciência que tiveram comigo e por todas as oportunidades que me deram.

Gostava ainda de agradecer à Dra. Rita pelo exemplo que foi e que é para mim, não só como médica veterinária, mas também como pessoa. Obrigada por todas as oportunidades que me deu ao longo do curso e em especial neste último ano por tudo o que me ensinou. É sem dúvida uma das pessoas que mais admiro.

Um obrigada muito especial aos meus pais pela educação que me deram e por fazerem de mim aquilo que sou hoje. Obrigada por me mostrarem o que realmente importa na vida. À Luisinha e à Aninhas, obrigada por serem as minhas melhores amigas nesta vida, cuidaremos sempre umas das outras até ao fim. E à Paula, que sempre cuidou de nós, obrigada por todo o apoio.

Ao Gustavo, obrigada pela paciência nestes últimos anos. Obrigada por toda a ajuda que me deste e por tudo o que me ensinaste. Vamos indo e vamos vendo!

Às minhas queridas amigas, Cáca e Maria, as minhas companheiras deste curso. Por todas as aulas, por todos os trabalhos, tardes na biblioteca, almoços, viagens de autocarro, conversas infinitas, desesperos conjuntos. Foi sem dúvida uma longa caminhada e que só foi possível porque vocês estavam lá. Seguimos todas caminhos diferentes, mas com a certeza que temos umas nas outras um apoio incondicional.

Ao Pico, obrigada por todos os conselhos que me foi dando ao longo dos anos. Não fui a aluna perfeita, mas prometo que ouvi tudo o que me disse com atenção e que levarei isso para a vida.

Por fim, obrigada a todos os meus amigos que fizeram parte da minha vida até este momento, sem vocês não estaria aqui.

Resumo

VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE LOCOMOÇÃO USADOS PARA AVALIAÇÃO DO GRAU DE CLAUDICAÇÃO EM CAVALOS EM LINHA RETA E EM CÍRCULO, EM PISO DURO E PISO MOLE

A avaliação objetiva de andamentos está a ganhar cada vez mais importância em contexto clínico, exigindo uma disponibilidade de valores de referência para tornar os diagnósticos mais exatos.

No presente estudo investigou-se a variação de parâmetros de simetria do movimento em diferentes condições com o objetivo de descrever as variações e a repetibilidade desses parâmetros em cavalos em trabalho regular com grau de claudicação inferior a 2/5.

Para isso utilizaram-se 5 cavalos em trabalho regular. Foram recolhidos dados cinemáticos destes cavalos recorrendo a unidades de medição de inércia (UMI) e ao software EquiMoves. Os exames foram realizados em diferentes condições (passo no piso duro e mole, trote no piso duro e mole e círculo para a direita e para a esquerda) duas vezes, com um intervalo de 21 dias entre cada medição. Os parâmetros de simetria anteriormente referidos foram calculados: SI (índice de simetria), MinDiff e MaxDiff (diferença entre os dois mínimos/máximos do movimento). Foi utilizado um *paired-sample t-test* para descrever a variação dos parâmetros segundo a condição, superfície e direção. Obteve-se então, os seguintes resultados: Média absoluta da variação entre medidas (sobre todas as medições e sobre todos os cavalos): (SI, MaxDiff, MinDiff), 0,04, 6,84 e 11,22 mm (cabeça); 0,04, 1,42 e 3,02 mm (sacro) e 0,46, 1,78 e 2,12 mm (garrote). Observou-se menos variação entre medições na superfície dura em comparação com a superfície mole. Verificou-se mais variação entre medições no círculo, em comparação com a linha reta. A variação entre cada cavalo foi maior do que a variação entre medições do mesmo cavalo.

Perante os resultados obtidos sugere-se então que a variação entre medidas pode ser substancial, especialmente no movimento da cabeça, ainda que não tenha grande relevância clínica. Isto deve ser considerado na interpretação de dados clínicos após medições repetidas, como é o caso de exames de rotina de claudicação.

Palavras-chave: cavalo; biomecânica, análise cinemática do movimento; EquiMoves; claudicação

Abstract

VARIATION OF LOCOMOTION PARAMETERS USED TO ASSESS THE DEGREE OF LAMENESS IN STRAIGHT LINE AND CIRCLE, HARD AND SOFT SURFACES

Objective gait assessment is gaining importance in a clinical setting requiring the availability of reference values to make diagnosis more accurate.

In the present study the variation of parameters of symmetry of movement in different conditions was investigated in order to describe the magnitude of this variation and the repeatability of these parameters in horses in regular work, with a degree of less than 2/5 of lameness.

For this purpose, 6 horses in regular work were used. Kinematic data were collected from these horses using inertial measurement units (IMUs) and EquiMoves software. The examinations were carried out under different conditions (walk on hard and soft surfaces, trot on hard and soft surfaces and lunge to the right and left) twice, with an interval of 21 days between each measurement. The above symmetry parameters were calculated: SI (symmetry index), MinDiff and MaxDiff (difference between the two minimum/maximum movement). A paired-sample t-test was used to describe the variation of the parameters according to each condition, surface and direction. The following results were obtained: The absolute mean of the variation between measurements (over all measurements and over all horses) was: (SI, MaxDiff, MinDiff), 0.04, 6.84 and 11.22 mm (head); 0.04, 1.42 and 3.02 mm (sacral) and 0.46, 1.78 and 2.12 mm (withers). Less variation was observed between measurements on the hard surface compared to the soft surface. There was more variation between measurements on the circle compared to the straight line. The variation between each horse was greater than the variation between measurements on the same horse.

In view of the results obtained it is then suggested that the variation between measurements can be substantial, especially in head movement, although not of great clinical relevance. This should be considered when interpreting clinical data after repeated measurements, such as routine lameness assessments.

Keywords: horse; biomechanics, gait kinematic analysis; EquiMoves; lameness

Índice

AGRADECIMENTOS	III
RESUMO.....	V
ABSTRACT	VI
ÍNDICE	VII
ÍNDICE DE TABELAS	X
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	XII
I. ATIVIDADES DESENVOLVIDAS NO PERÍODO DE ESTÁGIOS.....	1
1. ESTÁGIO CURRICULAR.....	1
1.1. <i>O Hospital e a Equipa</i>	<i>1</i>
1.2. <i>Atividades desenvolvidas.....</i>	<i>1</i>
2. ESTÁGIOS EXTRACURRICULARES	1
2.1. <i>Estágio no Bazos Valley Equine Hospital, Estados Unidos.....</i>	<i>1</i>
2.2. <i>Estágio no Alamo Pintado Equine Medical Center, Estados Unidos.....</i>	<i>2</i>
2.3. <i>Estágio no San Luis Rey Equine Hospital, Estados Unidos</i>	<i>2</i>
2.4. <i>Estágio em Ambulatório com a Dra. Rita Rocha Pires.....</i>	<i>2</i>
2.5. <i>Estágio na Sport Vets Clinic, Espanha.....</i>	<i>3</i>
II. MONOGRAFIA	4
1. BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO.....	4
1.1. <i>História</i>	<i>4</i>
1.2. <i>Termos e Definições.....</i>	<i>6</i>
1.2.1 Biomecânica.....	6
1.2.2 Cinética	6
1.2.3 Cinemática.....	7
2. O CAVALO	8
2.1. <i>Anatomia Equina.....</i>	<i>8</i>
2.1.1 Estrutura e Função dos Membros	9
(a) Membros Anteriores.....	9
(b) Membros Posteriores	9

2.1.2	Planos.....	10
2.2.	<i>Andamentos</i>	11
2.2.1	Passo.....	12
2.2.2	Trote.....	13
2.2.3	Galope.....	13
2.2.4	Outros Andamentos.....	13
2.3.	<i>Claudicação</i>	13
2.3.1	Exame de Claudicação.....	14
(a)	Cabeça.....	16
(b)	Garrote.....	16
(c)	Garupa.....	17
2.3.2	Avaliação da Claudicação em diferentes condições.....	18
(a)	Círculo.....	18
(b)	Velocidade.....	19
3.	ANÁLISE OBJETIVA DOS ANDAMENTOS.....	20
3.1.	<i>Análise Cinética e Cinemática</i>	20
3.1.1	Análise Cinética.....	20
3.1.2	Análise Cinemática.....	21
(a)	Captura ótica de movimento.....	21
(b)	Unidades de medição inercial.....	22
3.2.	<i>Parâmetros da Locomoção</i>	23
3.2.1	Passada.....	24
3.2.2	Ângulos dos membros.....	24
3.2.3	Simetria da parte superior do corpo.....	24
3.3.	<i>EquiMoves – Visão geral</i>	26
3.3.1	Hardware UMI.....	26
3.3.2	Processamento.....	27
3.3.3	Resultados.....	27
III.	ESTUDO	29
1.	OBJETIVOS DO ESTUDO.....	29
2.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
2.1.	<i>Cavalos</i>	29
2.2.	<i>Colocação dos sensores</i>	29
2.3.	<i>Aquisição de Dados</i>	30

2.4.	<i>Análise de dados</i>	31
3.	RESULTADOS	32
3.1.	<i>Deslocamento Vertical</i>	33
3.2.	<i>Parâmetros de Simetria</i>	34
3.3.	<i>Variação entre medidas</i>	36
3.4.	<i>Efeito do piso e direção na variação</i>	44
3.5.	<i>Variação entre cada cavalo e entre medições do próprio cavalo</i>	49
4.	DISCUSSÃO	50
4.1.	<i>Considerações Iniciais</i>	50
4.2.	<i>Variação entre medidas</i>	50
4.3.	<i>Superfície</i>	51
4.4.	<i>Círculo</i>	51
4.5.	<i>Variação Anatômica</i>	52
4.6.	<i>Variação Intraespecífica</i>	52
4.7.	<i>Ambiente</i>	53
4.8.	<i>Limitações</i>	54
5.	CONCLUSÃO	55
6.	BIBLIOGRAFIA	56
7.	ANEXOS	65

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Duração da passada por cavalo e por condição	32
Tabela 2 - Nº de passadas medidas por cavalo e por condição	32
Tabela 3 – Deslocamento vertical em mm para cada região anatómica, em cada condição, para cada cavalo	33
Tabela 4 – Médias e desvios-padrão (DP) do SI, MaxDiff e MinDiff para a cabeça (C), sacro (S) e garrote (G) para cada cavalo, por dia de medição e por condição	34,35
Tabela 5 - Variação média entre medidas sobre todos os cavalos para todos os parâmetros por condição. Média absoluta da variação entre medidas de cada parâmetro na última coluna. Soma de valores absolutos de variação entre medidas por condição na última linha	36
Tabela 6 - Variação média entre medidas para “SI Cabeça”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra	38
Tabela 7 - Variação média entre medidas para “SI Sacro”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra	39
Tabela 8 - Variação média entre medidas para “SI Garrote”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra	40
Tabela 9 – Paired t-test e variação média entre medidas por condição	46
Tabela 10 – Variação média entre medidas de todos os parâmetros por piso em linha reta (Duro vs Mole)	47
Tabela 11 - Variação média entre medidas de todos os parâmetros por direção (Linha Reta vs Círculo)	48

Índice de Figuras

Figura 1 - Vetor da FRS dividida nos seus três componentes	7
Figura 2 - Planos anatómicos e termos direcionados	10
Figura 3 - Andamentos Simétricos. Sequência do passo (PE, AE, PD,AD) e sequência do trote (AE e PD, AD e PE)	12
Figura 4 - Andamento assimétrico. Galope (PE, PD, AE, AD, fase de suspensão	12
Figura 5 – Deslocamento vertical da parte superior do corpo com representação dos parâmetros de simetria	25
Figura 6 – ProMove – mini	27
Figura 7 – Gateway e computador com o Software Equi-Moves	27
Figura 8 - Processamento de dados do EquiMoves	27
Figura 9 – Localização dos sensores	30
Figura 10 - Variação média entre medidas sobre todos os cavalos para todos os parâmetros por condição e condições	36
Figura 11 – Variação entre medidas para “SI Cabeça”, por medição, por dia e por cavalo.....	41
Figura 12 – Variação entre medidas para “SI Sacro”, por medição, por dia e por cavalo.....	42
Figura 13 – Variação entre medidas para “SI Garrote”, por medição, por dia e por cavalo.....	43
Figura 14 - Variação entre medidas por parâmetro, por dia e por piso (Piso Duro vs Piso Mole)	47
Figura 15 - Variação entre medidas por parâmetro, por dia e por direção (Linha Reta vs Círculo)	48
Figura 16 - Variação entre medidas por cavalo ao longo de todas as medições para todos os parâmetros	49

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

2D Duas dimensões

3D Três dimensões

AAEP American Association of Equine Practitioners

aC Antes de Cristo

AD Anterior direito

AE Anterior esquerdo

AHRS *Attitude and heading reference systems*

cm Centímetro

DP Desvio - padrão

FMV-UL Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa

FRS Força de reação do solo

GPS *Global Positioning System*

Hz Hertz

MA Membro anterior

MaxDiff Diferença entre os pontos máximos

MEMS Microeletromecânicos

MinDiff Diferença entre os pontos mínimos

MP Membro posterior

OMC *Optical Motion Capture*

PD Posterior direito

PE Posterior esquerdo

pFVRS Força vertical de reação do solo

SCG Sistema de coordenadas global

SCUE Serviço de Cirurgia e Urgência de Equinos

SI Índice de simetria

STF Secção transversão fisiológica

UMI Unidade de medição da inércia

I. Atividades desenvolvidas no período de estágios

1. Estágio curricular

O estágio curricular foi realizado no Serviço de Cirurgia e Urgência de Equinos (SCUE) da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa (FMV-UL) sob a orientação do Professor Doutor Luís Ressano Garcia Pardon Lamas entre as datas 4 de Maio e 5 de Julho de 2020, perfazendo um total de dois meses.

1.1. O Hospital e a Equipa

O SCUE é um serviço de referência, recebendo casos de todo o país, apresentando uma elevada casuística, com uma maior incidência em patologias do trato gastrointestinal e cirurgias eletivas.

A sua equipa conta com a presença de 4 Médicos Veterinários, 2 internos, 5 alunos auxiliares e dezenas de alunos voluntários.

1.2. Atividades desenvolvidas

Sendo o SCUE FMV-UL um hospital de referência, surgiu a oportunidade de seguir uma grande diversidade de casos, adquirindo novos conhecimentos em diversas áreas da clínica de equinos, nomeadamente cuidados intensivos, medicina interna, medicina desportiva, diagnóstico por imagem, cirurgia e anestesia.

Para além dos conhecimentos teóricos adquiridos, foi possível a realização de diversas tarefas práticas, nomeadamente discussão de casos clínicos, realização de exames físicos, administração de medicamentos, admissão de emergências, colocação de cateteres centrais, realização de entubação nasogástrica, ecografia, radiografia, endoscopia, bloqueios perineurais e procedimentos de dentisteria, mudança de pensos, assistência em cirurgias enquanto ajudante de cirurgião ou circulante e auxiliando na indução, manutenção e recuperação anestésicas.

Foi durante este período de estágio que foram recolhidos os dados para o desenvolvimento da presente dissertação de mestrado.

2. Estágios extracurriculares

2.1. Estágio no Brazos Valley Equine Hospital, Estados Unidos

Durante o mês de Outubro de 2019, foi realizado um estágio no Brazos Valley Equine Hospital (Texas, EUA), que conta com uma equipa de 5 médicos veterinários, 2 internos e mais de uma dezena de membros da equipa, e que permitiu assistir e participar em inúmeras cirurgias, consultas de especialidade, acompanhar os serviços

de internamento, cuidados intensivos e ainda, acompanhar algumas saídas em ambulatório.

2.2. Estágio no Alamo Pintado Equine Medical Center, Estados Unidos

Durante o mês de Novembro de 2019 foi realizado um estágio no Hospital Veterinário Alamo Pintado (Califórnia, EUA). Este é um Hospital de referência para consultas de diversas especialidades médicas e cirúrgicas, tendo também serviço de ambulatório de 1ª opinião. O Hospital conta com uma equipa de 10 Médicos Veterinários, 5 internos, e 31 membros da equipa, apresentando uma enorme casuística, essencialmente em cavalos de desporto. Durante o período de estágio foi possível acompanhar os serviços de internamento, cuidados intensivos, cirurgia, consultas de especialidades e ainda, algumas saídas em ambulatório.

2.3. Estágio no San Luis Rey Equine Hospital, Estados Unidos

Durante duas semanas no mês de Dezembro de 2019 foi realizado um estágio no San Luis Rey Equine Hospital (Califórnia, EUA), que conta com uma equipa de 6 Médicos Veterinários, 5 internos e uma extensa equipa de staff. Sendo um hospital que recebe maioritariamente casos de medicina desportiva, pude contactar com meios de diagnóstico não existentes em Portugal, e técnicas de tratamento avançadas. Para além disso, assisti a inúmeras cirurgias, desde cólicas, artroscopias, cirurgia para tratamento da Síndrome de Wobbler, etc. Tal como nos outros hospitais pude acompanhar os serviços de internamento e cuidados intensivos. Este hospital apresenta também um centro de reabilitação, o qual tive a oportunidade de visitar durante uma tarde.

2.4. Estágio em Ambulatório com a Dra. Rita Rocha Pires

Neste estágio de 5 meses foi possível observar a diversa casuística de consultas de primeira opinião em regime de ambulatório, bem como a atuação clínica perante patologias mais comuns de animais a campo. Como tal, tive a oportunidade de participar em consultas e procedimentos de diversas áreas clínicas, tais como a medicina interna e especialidades, exames em ato de compra, imagiologia e por fim, procedimentos cirúrgicos sem necessidade de anestesia geral.

Sendo a Dra. Rita uma veterinária que atende maioritariamente casos de medicina desportiva, consegui assistir a exames, diagnóstico e tratamento de diversas patologias neste âmbito, assistindo a técnicas avançadas realizadas a campo.

2.5. Estágio na Sport Vets Clinic, Espanha

Neste estágio de um mês, estive numa clínica na Mediterranean Equestrian Tour (MET Oliva) em Oliva, Espanha. Sendo uma clínica que apoia um concurso internacional com a dimensão deste, pude presenciar procedimentos realizados em cavalos de alta competição na disciplina de obstáculos. Para além disso pude presenciar toda a gestão da medicina veterinária que se pratica aquando de um concurso, e por isso, gestão de possíveis testagens de dopping. Presenciei, ainda, inúmeros exames em ato de compra, diversos procedimentos de diagnóstico por imagem, diagnósticos de claudicação, tratamentos num âmbito desportivo e cólicas.

II. Monografia

1. Biomecânica da Locomoção

1.1. História

A domesticação de espécies surgiu há 12.000 anos atrás, no período Neolítico, juntamente com o desenvolvimento da agricultura (van Weeren 2013). Os cavalos foram domesticados há aproximadamente 5000 anos, sendo utilizados não só como fonte de alimento, mas também como meio de transporte. Esta sua utilização foi possível pela sua capacidade superior relativamente às outras espécies no que diz respeito à locomoção (Clayton 2016).

Xenofonte (430-354 aC) foi o primeiro a descrever a conformação dos equinos (van Weeren 2013), seguido por Aristóteles (384-322 aC) que desenvolveu o primeiro estudo sobre locomoção animal, nomeadamente sobre o movimento e coordenação dos membros em quadrúpedes (Leach and Dagg 1983; Barrey 1999).

Dada a importância que o cavalo sempre teve na evolução dos tempos, o aparecimento da Medicina Veterinária era algo inevitável. Após várias tentativas de escrever um livro completo e realista sobre o cavalo, foi em 1681 que Giovanni Alphonso Borelli (1608-1679), professor de matemática na Universidade de Pisa, decide aplicar os seus conhecimentos ao estudo da locomoção animal, publicando o livro “*De motu Animalium*”, onde descreve o centro de gravidade e onde faz algumas observações sobre a posição dos membros nos diferentes andamentos recorrendo à análise mecânica (Leach and Dagg 1983; van Weeren 2013).

Vários foram os investigadores que determinaram o padrão temporal da passada recorrendo a sinos de diferentes tons colocados em cada membro. Investigaram também a variação do comprimento da passada ferrando os cavalos com diferentes ferraduras (Leach and Dagg 1983). Goiffon e Vincent (1779) foram os primeiros a reconhecer uma relação entre a velocidade e o tipo de andamento usado, publicando um livro dedicado à análise da locomoção dos equinos, acabando por definir os andamentos como o passo, o trote e o galope. Alguns destes andamentos não foram corretamente ilustrados, porém autores como Lenoble du Teil (1877) e Goubaux e Barrier (1884) vieram mais tarde corrigi-los (Leach and Dagg 1983).

É devido ao trabalho de Eadward Muybridge (fotógrafo norte-americano) e Étienne Jules Marey (fisiologista francês) que foram feitos vários avanços no estudo da locomoção equina (Leach and Dagg 1983; Barrey 1999; van Weeren 2013). Os trabalhos realizados nesta área baseavam-se em considerações teóricas em vez de dados experimentais devido, essencialmente, às limitações tecnológicas da época (van

Weeren 2013). Até então ainda não havia consenso relativamente à existência da fase de suspensão em andamentos mais rápidos (van Weeren 2013).

Posto isto, os cavalos sempre foram retratados de várias formas, porém, até há relativamente pouco tempo, eram representados em posições que hoje sabemos que não correspondem à realidade. Esses erros ocorreram porque a resolução temporal do olho humano é inadequada para distinguir a sequência dos movimentos dos membros em andamentos mais rápidos (Clayton 2016). Foi então apenas quando surgiram técnicas fotográficas mais sofisticadas que foi possível caracterizar o ciclo dos andamentos do cavalo (Clayton 2016).

No final do ano 1800, Eadweard Muybridge utilizou várias câmaras estáticas dispostas em fila, em que os obturadores eram acionados em sequência por pequenos fios colocados no trajeto do cavalo. Conseguiu, assim, esclarecer os padrões dos andamentos e confirmar a possibilidade de uma fase de suspensão (aérea) como parte integrante do andamento (Leach and Dagg 1983; van Weeren 2013; Clayton 2016).

Étienne-Jules Marey, um contemporâneo de Muybridge, também conduziu estudos dos andamentos em equinos provando a existência de uma fase de suspensão, tendo ainda conseguido deduzir que os membros posteriores (MP) são sobretudo responsáveis pela propulsão, enquanto os anteriores (MA) são responsáveis pelo suporte (Leach and Dagg 1983). Para isso recorreu a métodos fotográficos e a três dispositivos inovadores, por ele desenvolvidos. Dois foram utilizados para distinguir as fases de apoio e aérea, e o outro para registar os movimentos verticais do garrote e da garupa (Leach and Dagg 1983; van Weeren 2013).

Durante 70 anos os estudos de Muybridge e Marey mantiveram-se como sendo os únicos relevantes relativamente à análise dos andamentos de quadrúpedes (Hildebrand 1965). Depois disso começaram a surgir novas investigações. Até à II Guerra Mundial vários estudos foram realizados no âmbito da Medicina Veterinária, nomeadamente na área da biomecânica da locomoção, porém a utilização do poder animal que já tinha entrado em declínio no início do século XX, fez com que se desse início a um período de menores desenvolvimentos nessa área (van Weeren 2013). Porém nos últimos 30 anos houve um crescente interesse pelo cavalo devido à sua utilização não só desportiva como para lazer. Tudo isto culminou num interesse acrescido pela investigação relativa à biomecânica equina (Barrey 1999), o que, em conjunto com o desenvolvimento tecnológico, permitiu que esta área evoluísse de forma exponencial (van Weeren 2013).

Atualmente existem já vários centros de investigação de locomoção equina. Entre eles em Utrecht (Holanda), Uppsala (Suécia), Viena (Áustria), Alfort (França), Zurique (Suíça), Londres (Reino Unido). Muitas vezes estes centros trabalham em

colaboração como é o caso do trabalho de um grupo de Uppsala que, juntamente com investigadores de Zurique e Utrecht, fundaram o chamado consórcio SDS (Suiço (Swiss) - Holandês (Dutch) - Sueco (Swedish)). Estes iniciaram um projeto de investigação inovador sobre a influência da posição da cabeça e do pescoço em cavalos de dressage (van Weeren 2013). Mais tarde, iniciaram também um projeto apoiado pela FEI sobre a influência da superfície na saúde ortopédica do membro distal (Hernlund et al., 2010). Assim, nos últimos anos foi possível aproximar a ciência dos desportos equestres e otimizar, dessa forma, a performance desportiva destes animais.

1.2. Termos e Definições

1.2.1 Biomecânica

Em 1973 surgiu a Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics* – ISB) e com ela, a primeira definição de biomecânica. Definiu-se então como o estudo dos sistemas biológicos recorrendo a métodos mecânicos ou físicos (Hatze, 1974; Keegan 2007a; Clayton 2016). Tal como Lu e Chang (2012) e, mais tarde, Clayton (2016) afirmam, este é um campo muito amplo, estudando desde o animal como um todo até ao seu nível subcelular.

Quando a entidade biológica corresponde ao cavalo em movimento estamos, então, perante o ramo da biomecânica que descreve a mecânica da locomoção, isto é, a biomecânica da locomoção (Keegan 2007a).

A análise biomecânica pode ser conduzida a partir de uma de duas perspetivas diferentes, mas relacionadas: cinemática e cinética (Keegan 2007a).

Segundo Clayton e Schamhardt (2013) a cinemática é o estudo do movimento dos segmentos corporais durante a locomoção, descrevendo a geometria da locomoção em termos de deslocamentos lineares e angulares, velocidades e acelerações; por outro lado a cinética descreve os efeitos das forças internas e externas a um corpo que produzem ou alteram o movimento do corpo (Barrey, 1999; Clayton & Schamhardt, 2013; Özkaya, Leger, Goldsheyder, & Nordin, 2017). Tal como Keegan afirma em 2007 a cinemática descreve movimento e a cinética explica-o.

1.2.2 Cinética

A Locomoção é o ato de mover um corpo como resultado da geração de forças de reação do solo (FRS) quando o casco entra em contacto com o solo (Clayton 2016). O movimento dos membros e do corpo do cavalo é o resultado da interação de forças externas do meio ambiente com o cavalo. Estas são produzidas quando os cascos entram em contacto com o solo durante a fase de apoio, gerando uma FRS e,

consequentemente, uma propulsão. A força é um vetor quantitativo, isto é, não possui apenas uma magnitude, mas também uma direção de ação, sendo que ambas afetam o movimento transmitido ao cavalo. O vetor FRS tridimensional é frequentemente decomposto em três componentes ortogonais (vertical, longitudinal, transversal) para facilitar a interpretação de seus efeitos (Figura 1) (Clayton 2016).

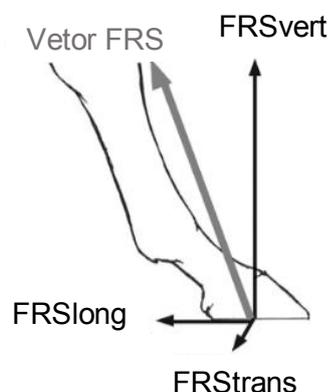


Figura 1. Vetor da FRS dividida nos seus três componentes.

A relação entre a FRS e o movimento resultante é descrita pelas Leis de Newton¹. Segundo Newton para toda a força aplicada, há uma força igual de igual direção e magnitude que atua no sentido oposto (3ª Lei de Newton). Assim, num contexto da locomoção equina, quando o casco contacta com o solo e exerce força contra este, a FRS exerce uma força contra o casco, tendo igual magnitude e direção, mas sentido oposto (Clayton 2016). A avaliação cinética tenta dessa forma definir e medir as forças que causam um movimento específico (Keegan 2007).

1.2.3 Cinemática

O movimento pode ser descrito como o deslocamento / velocidade / aceleração em função do tempo, de um segmento do corpo em relação a um sistema de coordenadas de referência, ou pode representar a relação (isto é, ângulo) entre os diversos segmentos do corpo (Grillner 2002).

Segundo Keegan (2007) e Clayton (2016) a cinemática é estudada mais frequentemente. Para avaliar as características espaciais (como a altura e o deslocamento) e temporais (duração e velocidade), recorre-se a um sistema de captura de movimento através de marcadores colocados em estruturas relevantes do cavalo (Clayton 2016). As coordenadas dos marcadores são utilizadas para calcular as

¹ A primeira lei afirma que o efeito de uma força é causar ou tender a causar movimento. A segunda lei indica que a velocidade e a direção do movimento resultantes são determinadas pela magnitude e pela direção em que a FRS atua. A terceira lei afirma que, para toda a força aplicada, há uma força de igual direção e magnitude mas que age no sentido oposta.

variáveis temporais, lineares e angulares que descrevem o movimento dos membros e do corpo. Os dados obtidos podem, então, ser utilizados em estudos sobre os diferentes andamentos, transições, efeitos de patologias nos andamentos, etc (Grillner 2002).

2. O Cavalo

As patologias músculo-esqueléticas são um problema comum nos equinos. Os cavalos coxos adaptam o seu padrão de movimento com o objetivo de transferir a força vertical do membro coxo para os restantes membros. Assim, quando o cavalo está a trotar, é possível perceber movimentos assimétricos da cabeça, garrote e garupa nas duas diagonais como resposta a essa alteração compensatória (Clayton 2016).

É possível identificar o/os membros afetados recorrendo a uma análise qualitativa por avaliação visual ou quantitativa recorrendo a métodos tecnológicos mais desenvolvidos (Clayton 2016), sendo sempre necessário uma boa compreensão da anatomia para uma correta interpretação da claudicação.

2.1. Anatomia Equina

Em 1989, Biewener afirma que os animais pequenos têm, geralmente, uma postura mais concentrada ao contrário dos grandes animais que se apresentam numa posição mais vertical. A vantagem desta postura mais vertical está relacionada com o facto do vetor FRS estar mais alinhado com o eixo maior dos membros, reduzindo dessa forma as forças relacionadas com a flexão nos ossos e articulações (Biewener 1989).

Segundo Biewener (1989) apesar dos cavalos serem animais altos e de grande massa corporal, apresentam grandes habilidades desportivas, apresentando uma grande extensão de andamentos. Os membros evoluíram de forma a reduzir a sua massa. Assim, diminuíram a coluna de suporte a um dígito e fundiram e reduziram os ossos das zonas antebraquiais (radio e ulna) e crurais (tíbia e fíbula). Para além disso também há uma reorganização na musculatura mais pesada de forma a que esta ficasse na parte mais proximal dos membros, enquanto que a musculatura mais leve fica na parte mais distal, acompanhada de tendões longos e leves que a ajudam a movimentar e apoiar as articulações distais (Gunn 1987). Ao concentrar a musculatura geradora de força mais proximalmente e ao transmiti-la através de tendões longos e leves consegue-se uma maior eficiência energética. Assim, reduz-se a inércia e diminui-se o custo metabólico da locomoção, considerável em grandes animais (Hermanson and Cobb 1992; Payne, Veenman, et al. 2005; Clayton et al. 2013; Kilbourne and Hoffman 2013). É também por isso que animais tão grandes se conseguem mover a altas velocidades a um baixo custo metabólico (Alexander 2002).

2.1.1 Estrutura e Função dos Membros

Segundo Clayton (2016), a função dos MA e MP diferem. Os MA são semelhantes a pilares devido ao alinhamento dos segmentos do antebraço e metacarpo durante o apoio e, por isso, a sua função é maioritariamente de suporte da massa corporal (cerca de 54%) (Hobbs and Clayton 2013). Por outro lado, os MP são mais angulados de forma a gerarem as forças de propulsão (Clayton 2016).

Segundo Biewener (1998) e Clayton (2016) o MA contribui para 1/3 e o MP para 2/3 do armazenamento total de energia durante a locomoção.

(a) Membros Anteriores

Os cavalos não têm clavícula. Em vez disso, a articulação entre o MA e o tronco é uma sinsarcose, constituída por um grupo substancial de músculos extrínsecos e pelos seus tecidos moles (Payne, Veenman, et al. 2005). A ausência de uma clavícula permite à escápula uma maior amplitude na rotação e translação em relação à caixa torácica, o que contribui para um aumento do comprimento da passada. Como consequência desse movimento de translação, o centro de rotação instantâneo da articulação escapulo-torácica muda ao longo da passada (Clayton et al. 2013; Clayton 2016).

As funções do sistema musculotendinoso do MA dos equinos incluem a ligação do MA ao tronco; suporte do corpo; estabilização das articulações em oposição à força da gravidade durante a fase de apoio; gerar forças para a propulsão e receção; e flexão das articulações para levantar o casco do chão durante a fase aérea (Payne, Veenman, et al. 2005; Clayton et al. 2013; Clayton 2016).

Assim, os músculos proximais do MA são grandes e têm a capacidade de mover as articulações através de uma grande variedade de movimentos. Os músculos antebraquiais são menores e menos potentes, com fibras curtas e com maiores ângulos de penação². Isto limita a sua capacidade de encurtamento, mas permite manter o tónus isométrico (Clayton 2016).

(b) Membros Posteriores

As articulações mais anguladas dos MP são mais adequadas à geração de forças implicadas na propulsão (Clayton et al. 2002; Dutto et al. 2004). Os músculos do

² Ângulo de penação – O ângulo de penação é o ângulo formado entre as fibras musculares e o eixo de ação da força muscular, isto é, ângulo de inserção das fibras musculares nos tendões (Clayton 2016).

membro proximal têm uma pequena secção transversal fisiológica (STF)³ devido à sua massa e volume, com fibras relativamente longas com ângulos de penação pequenos, movendo as articulações através de uma grande diversidade de movimentos. Muitos dos músculos do MP são multiarticulares e têm vários corpos e múltiplas fáscias complexas. Estas estruturas facilitam o desenvolvimento da força sobre diversas posições articulares sem necessitar de longas fibras musculares (Clayton et al. 2013).

Tal como os músculos antebraquiais, também os músculos crurais têm fibras mais curtas e com ângulos de penação maiores. Assim têm uma grande capacidade de gerar força e de armazenar energia elástica reduzindo o custo metabólico da locomoção (Clayton 2016). Alguns músculos têm tão pouco tecido muscular que acabam por funcionar como bandas tendíneas, entre eles o fibular terceiro e o flexor digital. Estas são responsáveis por sincronizar os movimentos de flexão e extensão da soldra e do tarso, fazendo parte de um aparelho conhecido por aparelho recíproco (Wentink 1978).

2.1.2 Planos

O estudo da Anatomia realiza-se, frequentemente, com o recurso a planos anatómicos (Figura 2).

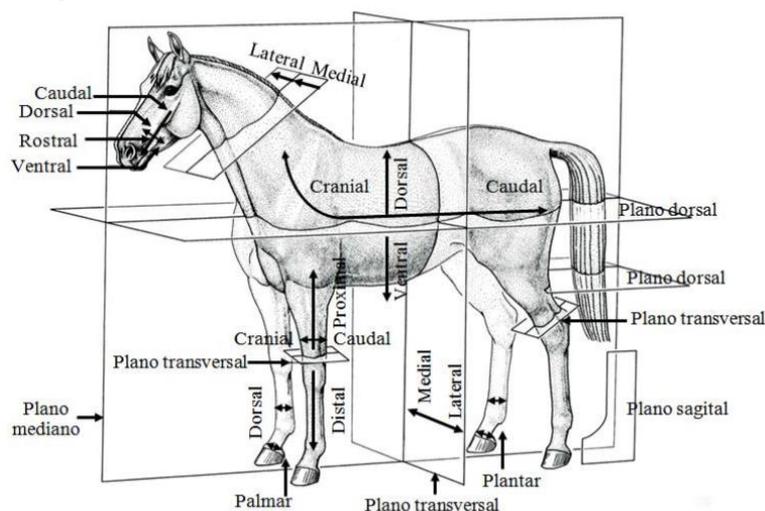


Figura 2. Planos anatómicos e termos direcionados (Retirado de König and Hans-Georg Liebich 2016)

Também o movimento dos equinos pode ser analisado e descrito em diversos planos. Uma abordagem que tem sido utilizada em alguns estudos com equinos é a projeção dos dados de coordenadas tridimensionais em três planos ortogonais vinculados a um sistema de coordenadas global (SCG) (Clayton and Schamhardt 2013).

³ A secção transversal fisiológica é um determinante da força isométrica máxima que pode ser gerada por um músculo. É calculada a partir do volume muscular dividido pelo comprimento da fibra. Para músculos com volumes iguais, a STF é maior nos músculos com fibras curtas e com ângulos de penação maiores porque existe um maior número de fibras nesse mesmo volume (Clayton et al. 2013).

Segundo Clayton et al. (2013) e Bosch et al. (2018), desde que o cavalo se mova numa direção paralela a um eixo coordenado global, os planos analíticos são:

- Um plano sagital (anterior-posterior, vista lateral), que descreve o movimento para a frente e para trás;
- Um plano transversal (medial-lateral, vista frontal ou traseira), que descreve o movimento para a esquerda e para a direita;
- Um Plano dorsal (vista dorsal ou ventral), que divide o corpo em dorsal/ventral.

2.2. Andamentos

Em 2016, Clayton define o andamento como um padrão de coordenação intercalar que é realizado repetidamente, em que cada repetição do padrão corresponde a uma passada. Durante uma passada completa, cada membro tem uma fase de apoio quando o casco está em contacto com o solo e uma fase aérea quando o membro se move para a frente em preparação para a próxima fase de apoio. Verifica-se a protração do membro no início da fase aérea e depois uma retração de forma a reduzir a velocidade relativamente ao solo no momento de contacto, reduzindo desta forma o risco de escorregar (Hasaneini et al. 2014). Os andamentos têm padrões característicos de coordenação de membros e de sequências de apoio de membros (Clayton 2016).

Cada espécie possui um repertório de andamentos próprio, e os cavalos são particularmente versáteis no que diz respeito ao tipo de andamentos que conseguem realizar (Robilliard et al. 2007).

Os andamentos são classificados como simétricos (Figura 3) ou assimétricos (Figura 4) de acordo com a simetria dos movimentos dos membros contralaterais (esquerdo e direito). Os andamentos simétricos são caracterizados por durações e comprimentos iguais para os MA e MP esquerdo e direito, com os respetivos contra laterais (Clayton 2016). Os diferentes andamentos simétricos distinguem-se de acordo com a coordenação entre as zonas onde os MA e MP apoiam (Clayton 2016). Como se pode verificar na figura 3, o passo e o trote são andamentos simétricos nos quais os movimentos dos membros são coordenados, de modo a que um MA e um MP se movem de forma sincronizada em diagonal (trote) ou em lateral (passo) com fases de suspensão entre os apoios (Clayton 2016).

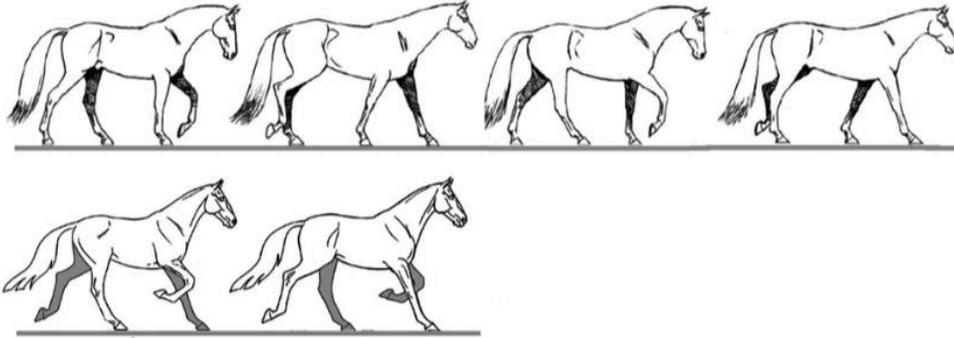


Figura 3. Andamentos Simétricos. (Em cima) Sequência do passo (PE, AE, PD,AD). (Em baixo) Sequência do trote (AE e PD, AD e PE), em que as fases de suspensão (não representadas) ocorrem entre cada fase de apoio de cada diagonal. (Retirado de Clayton, 2016)

Por outro lado, num andamento assimétrico, como o galope (Fig. 4), o apoio dos membros contra laterais pode ocorrer em conjunto, existindo um curto intervalo de tempo entre apoios sucessivos seguindo-se um intervalo maior antes do conjunto seguinte (Hildebrand 1977).

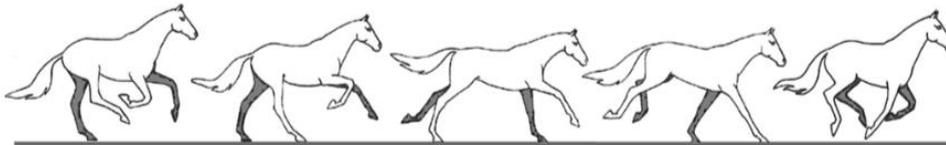


Figura 4. Andamento assimétrico. Galope (PE, PD, AE, AD, fase de suspensão). (Retirado de Clayton, 2016).

Outra forma de classificar os andamentos diz respeito às fases de suspensão (Clayton 2016). Um andamento do tipo passo, por exemplo, tem sempre pelo menos um membro em contacto com o solo e nenhuma fase de suspensão. Os andamentos mais saltados têm uma ou mais fases de suspensão em cada passada. Como é o caso do trote que normalmente tem 2 fases de suspensão por passada, e o galope que tem uma fase de suspensão por passada. Contudo, cavalos que galopam a velocidades mais elevadas, perto da velocidade máxima, podem ter duas ou, ocasionalmente, até 3 fases de suspensão por passada provocado por uma dissociação da diagonal (Seder and Vickery 2003; Barrey 2013).

2.2.1 Passo

Segundo Clayton (2016) o passo tem uma sequência lateral de passos, nas quais o contacto do MP é seguido pelo contacto do MA do mesmo lado (ipsilateral),

sendo que cada membro apoia separadamente, originando um ritmo de quatro batidas como se pode ver na figura 3.

2.2.2 Trote

Como se pode ver na figura 3 o trote é um andamento simétrico de dois tempos, nos quais os movimentos dos membros estão coordenados, de modo a que um MA e um MP se movam de forma sincronizada em diagonal (Silva 2009; Barrey 2013).

2.2.3 Galope

O galope é um andamento assimétrico, saltado e que se realiza a três tempos. Neste andamento a sequência de passos cruza o eixo do corpo, em que os membros que iniciam o movimento (membros principais) estão do mesmo lado do corpo (Clayton, 2016). Segundo Silva, existem duas sequências possíveis consoante o membro que inicia o movimento. Assim, se o cavalo estiver a galopar para a mão esquerda a sequência será posterior direito (PD), diagonal anterior direito – posterior esquerdo (PE) e, por fim, anterior esquerdo (Silva 2009).

2.2.4 Outros Andamentos

Existem ainda outras variações nos andamentos. No caso dos andamentos flutuantes como o passo, com 4 tempos e um padrão de coordenação intercalar por laterais, temos o toelt, foxtrot, rack, marcha, paso llano, sobreandando, paso corto, paso largo e classico fino (Nicodemus and Clayton 2003).

No caso dos andamentos saltados existe uma variação conhecida por *pace*. Neste tipo de andamento os membros movem-se de forma sincronizada em laterais, ao invés do trote tradicional (em diagonais) (Nicodemus and Clayton 2003; Barrey 2013).

No caso do galope, o mais comumente aceite no mundo equestre é o galope transversal, anteriormente descrito (Clayton 2016). A variação conhecida deste andamento é identificada na gíria equestre como “desunião”, que é um galope rotacional. Clayton (2016) descreve-o e afirma que neste a sequência de passos segue um padrão circular em que o membro principal está nos lados opostos do corpo para os MA e MP.

2.3. Claudicação

O uso do cavalo para desporto ou para lazer assenta nas suas capacidades locomotoras. Alterações neste sistema, que se manifestam maioritariamente por claudicação, são uma das principais razões pelas quais o veterinário de equinos é

chamado (Nielsen et al. 2014; Clayton 2016). De facto, segundo Loomans et al. (2007), os médicos veterinários que exercem clínica de equinos ocupam 40% do seu tempo com exames de claudicação. É de notar que esta condição é abrangente a todas as disciplinas, resultando em perdas financeiras enormes para os seus proprietários (Jeffcott et al. 1982; Murray et al. 2006; Dyson et al. 2008, Egenvall et al., 2008, 2013), chegando a ser a área da medicina equina mais cara, com custos estimados entre 680 milhões e 1000 milhões de dólares nos EUA (Dyson 2014).

De acordo com van Weeren et al. (2017) o termo “claudicação” define-se como um distúrbio, defeito ou perda de função que resulta num quadro patológico do sistema locomotor. Para Buchner (2013) resume-se então a uma variação do andamento normal devido a uma alteração funcional ou estrutural neste sistema. Serra Bragança et al. (2018) concluem então que esta definição de claudicação desafia os médicos veterinários a distinguirem aquilo que é um andamento normal e anormal quando estão perante um indivíduo com manifestação de claudicação.

2.3.1 Exame de Claudicação

Apesar de se saber que a maioria das variações dos andamentos podem ser analisadas de forma eficiente por médicos veterinários experientes através de um exame visual subjetivo (Dyson 2014), a resolução temporal do olho humano limita a perceção das assimetrias (Parkes et al. 2009). Para além desta grande limitação, também o facto de haver uma grande variabilidade inter-clínico nas opiniões relativas às claudicações (Fuller et al. 2006; Hewetson et al. 2006; Keegan et al. 2010; Thomsen et al. 2010; Mccracken et al. 2012; Keegan et al. 2013; Hammarberg et al. 2016; Rhodin et al. 2017) e uma grande dificuldade em conseguir documentar de forma consistente as alterações dos andamentos, tornam a análise subjetiva menos eficiente. Este último deve-se principalmente à falta de uniformidade nas escalas de classificação da claudicação (Dyson 2011).

As escalas de classificação de claudicações atualmente utilizadas para avaliação de claudicação baseiam-se na avaliação dos deslocamentos verticais (dorsoventral) da cabeça, pélvis e, por vezes, do garrote e da sua simetria (Parkes et al. 2009). No Reino Unido, existe um sistema de classificação subjetiva de 0 a 10, em que o 0 indica que o cavalo não está a claudicar e 10 que o animal não apoia o membro (Parkes et al. 2009). Por outro lado, a escala de classificação mais utilizada nos EUA é a escala da Associação Americana de Veterinários de Equinos (AAEP) que é constituída por 5 graus. Apesar de ambas as escalas apresentarem critérios rigorosos para cada grau, permitem também uma grande variabilidade que está dependente da forma como cada veterinário vê a claudicação (Keegan 2007a; Moorman et al. 2012).

Muitos proprietários consideram os seus cavalos livres de claudicação, mantendo-os em treinos regulares e até participando em competições. Muitos destes animais apresentam um certo grau de assimetria semelhante a outros cavalos examinados e tratados para patologias ortopédicas (Rhodin et al. 2017). Em 2017, Rhodin et al. demonstraram que uma grande percentagem de cavalos em treino, mais precisamente 72,5% dos 222 cavalos estudados, considerados livres de claudicação pelo cavaleiro, apresentavam assimetrias. Este valor veio corroborar o que Dyson e Greve (2016) já teriam sugerido no ano anterior. Posto isto, é necessário compreender até que ponto é que estas assimetrias são provocadas por algum processo doloroso ou se são apenas variações biológicas.

Por todas as limitações acima descritas, a avaliação objetiva dos andamentos está cada vez mais a tornar-se um procedimento regular nas clínicas de equinos de todo o mundo (Hardeman et al. 2019).

Para Hardeman et al. 2019 o exame de claudicação consiste na observação repetida de um indivíduo sujeito a diferentes condições. Um dos resultados mais importantes nesta análise acaba por ser a determinação das discrepâncias entre as diferentes observações. Para evitar uma interpretação excessiva, é necessário estabelecer a extensão da variação biológica normal nas condições às quais o cavalo é submetido, que pode ser esperada num cavalo saudável (Hardeman et al. 2019).

Os principais critérios para a avaliação da claudicação visual e objetiva são as assimetrias do movimento da cabeça para uma claudicação do MA e do movimento pélvico para uma claudicação de MP (Rhodin et al. 2018).

Na claudicação unilateral, as alterações mais frequentemente reportadas no membro afetado são uma redução do pico de força vertical, a redução do impulso vertical e diminuição da duração da fase aérea, apesar desta se encontrar reduzida para todos os membros (Serra Bragança et al. 2018). As forças horizontais durante a fase de apoio, descritas como forças de receção e propulsão, são também afetadas pela claudicação, com uma redução da força máxima de receção relatada como o parâmetro mais consistentemente alterado devido à claudicação (Morris and Seeherman 1987; Keg et al. 1994; Clayton et al. 2000; Ishihara et al. 2005). Merkens e Schamhardt (1988) recorreram ao modelo da ferradura de pressão e determinaram que a duração da fase de apoio também diminui. Weishaupt (2008) acrescentou ainda que algumas variáveis cinéticas dos membros que não estão coxos também são, de certa forma, afetados como consequência de mecanismos compensatórios de adaptação à claudicação.

Durante o exame de claudicação existem várias formas de a exacerbar de forma a facilitar a sua interpretação. Assim, o exame de claudicação é normalmente realizado a passo e a trote, em linha reta e em círculo, e em superfícies duras e moles (Starke et

al. 2013). É também possível avaliar depois de realizar testes de flexão (Starke et al. 2013) e com o cavalo montado tendo em atenção que o cavaleiro pode influenciar o andamento (Licka et al. 2004; Rhodin et al. 2009).

(a) Cabeça

A maioria dos clínicos de equinos olha para a forma como a cabeça do cavalo se move durante o trote para diagnosticar a claudicação. Como Keegan afirma em 2005, é comumente aceite que os cavalos com claudicação do MA mostrem um golpe de cabeça, apesar das descrições deste movimento de cabeça serem variadas, estarem incompletas, e chegando a ser controversas (Rhodin et al. 2018).

Num cavalo são a trote, a cabeça move-se para cima e para baixo duas vezes durante uma passada completa. No início da fase de apoio, a cabeça está a iniciar o seu movimento descendente com o resto do tronco, seguindo a suspensão/fase aérea do membro contralateral. Continua o seu deslocamento descendente, atingindo um nadir/posição mínima quando apoia a totalidade do seu peso, com o membro perpendicular ao solo, numa fase conhecida como metade do apoio. Começa então a mover-se no sentido ascendente durante a fase caudal da fase de apoio, continuando o seu movimento ascendente durante o *breakover*/propulsão e durante o princípio da fase aérea. Atinge o ponto máximo um instante antes da receção do membro contralateral. Depois da receção do membro contralateral, esta sequência de movimentos ascendentes e descendentes ocorre novamente (Rhodin et al. 2018).

Num cavalo com claudicação ligeira a moderada unilateral, esta sequência de movimento da cabeça descendente e ascendente é a mesma. A diferença reside nas alturas relativas da cabeça nas fases metade do apoio e depois da propulsão dos dois MA. Por outro lado, nos casos de claudicação severa este padrão está alterado, podendo o movimento ascendente ocorrer primeiro ou a altura máxima decorrer antes do fim da fase de apoio (Rhodin et al. 2018).

(b) Garrote

Buchner et al. (1996) verificaram que a assimetria do movimento do garrote era influenciada pelo grau de claudicação induzido nos cavalos. Quando o observador se encontra atrás ou à frente do cavalo, o movimento do garrote pode ser difícil de observar durante o trote em linha reta. Isto acontece porque o movimento da cabeça e da pélvis mascaram o movimento do garrote. Assim, ver o cavalo de lado pode facilitar a sua observação, o que é feito principalmente na avaliação em círculo (Parkes et al. 2009). A pequena magnitude da assimetria do movimento do garrote (em comparação com o

movimento da cabeça) representa também uma limitação adicional do sistema visual humano na percepção de assimetrias (Parkes et al. 2009). Apesar disso, a utilização de meios quantitativos tem sido de tal forma maior que a medição da deslocação do garrote acaba por ter um valor adicional na determinação do membro claudicante (Rhodin et al. 2018), e na distinção entre claudicações primárias de MA e MP (Rhodin et al. 2018). Cavalos com claudicação primária de MA mostram um deslocamento vertical menor durante a fase de apoio da diagonal claudicante em comparação com a fase de apoio da diagonal não claudicante. Além disso, a amplitude total do movimento ascendente do garrote entre a fase de apoio do membro claudicante e a fase aérea é menor. Verifica-se assim uma assimetria ipsilateral da cabeça e do garrote. Quando se trata de uma claudicação primária de posteriores, o movimento do garrote também é afetado. Verifica-se uma diminuição da amplitude do movimento ascendente do garrote, depois da propulsão da diagonal claudicante, isto é, uma assimetria compensatória da cabeça contralateral à assimetria do garrote, sendo que a cabeça indica a diagonal não claudicante e o garrote a diagonal coxa (Buchner et al. 1996).

Podemos então concluir que a cabeça e o garrote apresentam assimetrias sincronizadas em cavalos com claudicação do MA, mas mostram assimetrias de movimento em direções opostas em claudicações de MP (Rhodin et al. 2018). Contudo, em caso de claudicação subtil, a simetria do movimento do garrote pode não ser afetada (Buchner et al. 1996).

(c) Garupa

Num cavalo não claudicante, a pélvis move-se como um todo, movendo-se para cima e para baixo duas vezes durante uma passada completa (Keegan et al. 2004). O movimento vertical da pélvis pode ser melhor apreciado observando o movimento do seu local mais dorsal, entre as tuberosidades sacrais. No início da fase de apoio, a pélvis já está a mover-se no sentido descendente, juntamente com o resto do tronco, no final da fase aérea do membro contralateral. Continua a mover-se para baixo, alcançando um nadir/posição mínima quando o peso total está apoiado, no membro perpendicular ao solo. De seguida, começa a subir na parte caudal da fase de apoio, mantendo o movimento ascendente durante a propulsão e durante o início da fase aérea. Atinge a posição máxima instantes antes do impacto do membro contralateral. Após o impacto do membro contralateral, esta sequência de movimento descendente e de seguida ascendente, ocorre novamente (Keegan 2005). Num cavalo não claudicante, as posições pélvicas máximas e mínimas em cada metade da passada são iguais.

Para avaliar cavalos com claudicação de posteriores, o movimento pélvico é um parâmetro de movimento importante a considerar. Muitos clínicos observam o

movimento ascendente de um dos lados da pélvis. Por outro lado, outros clínicos procuram o movimento descendente de um lado da pélvis (Keegan et al. 2004). No entanto, nenhuma descrição toma em consideração as observações de que um dos indicadores de movimento mais sensíveis da claudicação de MP é o padrão assimétrico do movimento vertical de toda a pélvis durante e após a fase de apoio dos MP (Buchner et al. 1996).

Além do movimento da totalidade da pélvis, é comum observar-se com mais pormenor a assimetria do movimento das tuberosidades coxais (May and Wyn-Jones 1987; Kramer et al. 2000). Estas tuberosidades descrevem um movimento sinusoidal durante uma passada com um deslocamento descendente a meio da fase aérea e na metade do apoio. Em cavalos coxos este movimento descendente é mais acentuado no membro claudicante na metade do apoio do membro não claudicante, seguindo-se do golpe de anca/pélvis à medida que o membro coxo se prepara para contactar com o solo (May and Wyn-Jones 1987). Assim, o observador tem de avaliar a assimetria em amplitude e rapidez do movimento do lado esquerdo e direito (Clayton and Sha 2006; Hobbs et al. 2011).

2.3.2 Avaliação da Claudicação em diferentes condições

(a) Círculo

Durante a locomoção em círculo, a força centrípeta é direcionada para o centro do círculo, e os cavalos inclinam-se para dentro (Clayton and Sha 2006; Hobbs et al. 2011). Clayton e Sha detetaram alterações na orientação do tronco e na carga sobre os membros quando o cavalo se movia em círculo em comparação com o movimento em linha reta. Hobbs et al. determinaram um aumento no *duty factor*⁴ e inclinação para o membro no interior do círculo (interno) e aumento da inclinação do corpo durante o círculo (Rhodin et al. 2016).

Para a postura de um animal permanecer a mesma em linha reta e no círculo, a FRS teria de ser muito superior nas articulações. Assim, não é de estranhar que animais pesados, como cavalos, adaptem a sua postura para alcançar um melhor alinhamento entre o vetor de FRS e os membros (Starke et al. 2012).

Pfau et al. (2012) mostraram que o movimento da cabeça e do tronco sofrem mudanças cinemáticas sistemáticas quando o cavalo se move em círculo. Assim, o deslocamento vertical de pontos anatómicos no plano sagital é assimétrico durante o trote em círculo. Mais concretamente, a cabeça e o garrote caem para uma posição mínima mais baixa durante a fase de apoio do MA no exterior do círculo (externo) em

⁴ *Duty Factor* – Relação entre duração da fase de apoio e a duração da fase aérea

relação MA interno, e o sacro cai para uma posição mínima mais baixa durante a fase de apoio do MP externo em relação ao MP interno (Starke et al. 2012). Assim, a movimentação em círculo induz adaptações velocidade e diâmetro–dependentes, provocando assimetrias até em cavalos não claudicantes (Clayton and Sha 2006; Hobbs et al. 2011; Pfau et al. 2012; Starke et al. 2012; Rhodin et al. 2016).

Durante um exame clínico de claudicação em círculo, o aumento da magnitude geral da força e, possivelmente, o aumento da força vertical nos membros externos versus internos são usados para exacerbar assimetrias leves que podem ser difíceis de detectar durante a locomoção em linha reta, ou investigar a claudicação bilateral (Baxter and Stashak 2011). Os membros internos e externos também geram uma força centrípeta (mediolateral) substancial, contribuindo para a utilização da guia na diferenciação de certas condições ortopédicas (Starke et al. 2013). Assim, quando um cavalo trabalha em círculo a exigência dos seus movimentos é muito maior do que em linha reta.

Posto isto, o conhecimento de quaisquer alterações biomecânicas sistemáticas em função do movimento circular é importante para distinguir entre movimentos assimétricos normais causados pelo caminho circular e movimentos assimétricos devido à dor nos cavalos coxos (Peham et al. 2000).

(b) Velocidade

A velocidade do trote é um dos parâmetros que pode variar, intencionalmente ou não, durante o exame. Geralmente são recomendadas velocidades semelhantes às de trabalho, isto é, uma velocidade consistente, não muito lenta nem muito rápida (Starke et al. 2013). Enquanto que velocidades mais elevadas podem exacerbar a claudicação (Peham et al. 2000), cavalos livres de claudicação e com um grau sutil de claudicação não mostram alterações a velocidades moderadas (Peham et al. 1998; Peham et al. 2000; Thomsen et al. 2010).

A velocidade do trote afeta a maioria das características de movimento mesmo em cavalos não claudicantes, entre elas a frequência/duração da passada, tempo da fase de apoio e comprimento da passada (van Weeren et al. 1993; H. M. Clayton 1994b; Galisteo et al. 1998), ângulos dos membros (van Weeren et al. 1993; H. M. Clayton 1994b; Galisteo et al. 1998), ângulos de flexão do tronco (Robert et al. 2001), características da FRS e do impulso (Dutto et al. 2004; Weishaupt et al. 2010), e ainda a ativação muscular (Robert et al. 2002). Enquanto que cavalos livres de claudicação mostram uma velocidade de trote confortável e constante quando conduzidos pelo mesmo manipulador (Degueurce et al. 1997; Galisteo et al. 1998), cavalos coxos tendem a aumentar a sua velocidade depois de analgesia local bem sucedida (Peham et al.

2000). Assim, depois de realizar bloqueios peri-neurais ou intra-articulares, é importante que se mantenha a mesma velocidade de trote de forma a que os resultados sejam comparáveis (Peham et al. 2000; Dyson 2011).

3. Análise Objetiva dos Andamentos

A análise objetiva dos andamentos tem sido um tema amplamente investigado desde há vários anos (Serra Bragança et al. 2018). As soluções concebidas podem ser divididas em duas categorias: métodos cinéticos e métodos cinemáticos. Os métodos cinéticos analisam as forças resultantes do movimento, enquanto os métodos cinemáticos analisam o movimento dos segmentos internos e externos do corpo durante a locomoção (Dyson 2014).

A revolução tecnológica tornou viável a realização de procedimentos que até então eram impossíveis. Atualmente existem já vários grupos de investigadores a realizar estudos em biomecânica. Como referido anteriormente, e tendo em conta que a claudicação é o problema veterinário mais comum em cavalos de desporto, prevê-se que a análise biomecânica de cavalos aplicada às diferentes disciplinas equestres seja uma área de rápido crescimento nos próximos anos, e que os resultados proporcionem uma compreensão mais profunda dos fatores que podem melhorar ou limitar o desempenho dos equinos (Dyson 2014).

Foram já vários os autores que salientaram a importância de que a tecnologia deve ser usada apenas como uma ferramenta de apoio ao clínico para formular um diagnóstico, prognóstico e/ou plano terapêutico baseado em evidências, e não como um substituto da opinião crítica do médico veterinário (Dyson 2014). A incorporação desta tecnologia não é muito diferente do estabelecimento de tecnologia de imagem avançada no trabalho ortopédico dos cavalos. Assim, a experiência clínica continuará a ser primordial e decisiva na tomada de decisões em ortopedia equina (Dyson 2014; Serra Bragança et al. 2018).

3.1. Análise Cinética e Cinemática

3.1.1 Análise Cinética

Nos laboratórios de biomecânica, nomeadamente nas análises cinéticas, são analisadas as forças internas e externas resultantes do trabalho musculoesquelético (Morris and Seeherman 1987; Aviad 1988; Merkens and Schamhardt 1988). A análise cinética de um corpo em movimento para avaliação da claudicação é fácil de compreender uma vez que, o aumento da severidade da claudicação num membro está relacionado com uma diminuição da força vertical de reação do solo (pVFRS) que atua

sobre esse membro (Morris and Seeherman 1987; Aviad 1988; Merkens and Schamhardt 1988). São diversas as formas de realizar esta medição, entre elas as plataformas de medição de força estacionária, consideradas o *gold standard* para a análise cinética (Morris and Seeherman 1987; Aviad 1988; Merkens and Schamhardt 1988) e Keegan 2007b; Keegan et al. 2012); as passadeiras de medição de forças (van Heel et al. 2004); as placas de medição de pressão (van Heel et al. 2004); ferradura por telemetria que medem as forças (Serra Bragança et al. 2018). Todos estes métodos apresentam inúmeras vantagens, contudo, é necessário desenvolver sistemas de medição para quantificar a cinética num ambiente clínico. Por enquanto, os métodos existentes continuam a ser ferramentas altamente valorizadas quase exclusivamente para investigadores da análise dos andamentos em equinos (Serra Bragança et al. 2018).

3.1.2 Análise Cinemática

Como referido num dos capítulos anteriores, desde o aparecimento da fotografia em série que a análise dos andamentos dos equinos se tornou objeto de estudo (van Weeren 2013). A primeira técnica utilizada para registar a locomoção equina foram os filmes em alta velocidade, que utilizavam marcadores cutâneos refletivos, inicialmente baseados em análises bidimensionais (2D) (Fredricson and Drevemo 1971). Outros desenvolvimentos tecnológicos levaram à introdução de métodos mais sofisticados de análise dos andamentos que permitiram maiores velocidades de gravação (até 300 Hz) a três dimensões (3D). Atualmente, os sistemas mais utilizados são o sistema Oqus / Qhorse (Qualisys AB), o sistema Vantage (Vicon) e o sistema de análise de movimento (Motion Analysis Systems) (Serra Bragança et al. 2018).

(a) Captura ótica de movimento

A captura ótica de movimento tridimensional (OMC) utiliza diversas câmaras (principalmente infravermelhas) posicionadas à volta de uma plataforma de medição calibrada e recolhe automaticamente a posição de vários marcadores refletivos simultaneamente, corrigindo erros de perspetiva e de distorção, e outros artefactos que possam influenciar os sistemas 2D de câmara única. Os sistemas 3D são altamente precisos e, portanto, são considerados o *gold standard* para análises cinemáticas (Serra Bragança et al. 2018).

Inicialmente os estudos cinemáticos usando OMC em equinos eram realizados em passadeiras devido à limitação do campo de visão das câmaras (Keegan 2007). Este equipamento tem um custo elevado e apresenta alguns desafios no seu

manuseamento, nomeadamente se o cavalo não estiver habituado a este tipo de equipamentos (Moorman et al. 2012; Bosch et al. 2018). Uma vez treinados a andar em passadeiras, a velocidade do movimento consegue ser controlada, o que ajuda a diminuir a variação do movimento entre os diferentes ensaios (Keegan 2007; Serra Bragança et al. 2018). Segundo Keegan (2007), embora o cavalo se mova de maneira ligeiramente diferente na passadeira e diretamente sobre o solo, essas diferenças não são significativas no que diz respeito às diferenças nos parâmetros utilizados para detetar e quantificar a claudicação em cavalos. Atualmente existem diversos locais onde os sistemas de câmaras são utilizados no solo, colmatando as dificuldades acima descritas.

Está descrito que o OMC usando marcadores de pele é afetado por artefactos de deslocamento da pele devido ao deslocamento da pele sobre as estruturas esqueléticas que são, na maioria dos casos, o objeto real de estudo (Rhodin et al. 2009; Bosch et al. 2018). Este artefacto depende principalmente da localização no corpo, sendo quase insignificante no membro distal, e contrariamente, bastante significativo nas partes proximais do membro (por exemplo, no trocânter maior do fémur que se pode mover até 15 cm sob a pele) (van Weeren et al. 1988; Bogert et al. 1990). Para estudos em que os valores absolutos são essenciais, foram desenvolvidos algoritmos de correção do deslocamento da pele (Bogert et al. 1990).

(b) Unidades de medição inercial

Para além do uso do OMC, vários sistemas não óticos foram desenvolvidos para a análise dos andamentos (Keegan et al. 2004; Pfau et al. 2007; Bosch et al. 2018). Estes sistemas de sensores de movimento têm vários componentes, incluindo acelerómetros, giroscópios, magnetómetros e sistemas de registo de dados do sistema de posicionamento global (GPS) (Moorman et al. 2012). Os sistemas compostos por um acelerómetro, giroscópio, magnetómetro e termostato de correção de temperatura são frequentemente chamados de sistemas de medição inercial (Pfau et al. 2007). Esta é uma tecnologia que regista dados de aceleração durante a locomoção utilizando unidades de medição da inércia (UMI) ligadas a segmentos corporais e que transmitem os dados via *wireless*, *Bluetooth* ou através de cartões SD (Keegan et al. 2011; Picerno 2017; Bosch et al. 2018). Esta técnica permite então determinar variáveis cinemáticas como o deslocamento e a orientação do corpo durante a locomoção no solo, através das velocidades lineares (acelerómetros) e angulares (giroscópios) (Picerno 2017), sem a necessidade de infraestruturas dispendiosas como são as passadeiras (Bosch et al. 2018). O desenvolvimento desta tecnologia foi impulsionado pela introdução de sistemas microeletromecânicos (MEMS) e pela introdução de acelerómetros sem fios

de tamanho reduzido (Keegan et al. 2011; Bosch et al. 2018), permitindo a produção de UMI's mais complexas (Pfau et al. 2005).

Atualmente são comercializados diversos sistemas que tem como base os UMI. Entre eles o Lameness Locator produzido pela Equinosis (Columbia, MO, USA). Este é um sistema baseado em três sensores: um acelerómetro na cabeça, outro no sacro e um giroscópio no membro direito para determinar as fases de apoio e aérea nas diagonais do trote. Devido ao número e tipo limitado de sensores, o Lameness Locator é utilizável apenas no trote, e os resultados produzidos referem-se apenas à parte superior do corpo do cavalo. Existe ainda o sistema EquiGait (Brickendon, Hertford, Hertfordshire, Reino Unido) que utiliza UMI's na parte superior do corpo para medir simetria do andamento, movimento das costas ou interação cavalo-cavaleiro (com um UMI no cavaleiro). Embora este sistema seja validado para os parâmetros da parte superior do corpo, atualmente não é usado para avaliar parâmetros relacionados com os membros (Bosch et al. 2018). Por fim, existe ainda um sistema que ainda não é comercializado, o Equi-Moves e que será descrito mais adiante.

A tecnologia UMI é então outra via de análise do movimento tendo como vantagens o seu reduzido tamanho, a sua portabilidade e capacidade de medição de várias passadas consecutivas (Moorman et al. 2012). Por outro lado, os sensores UMI são propensos a erros de integração que se acumulam, tornando-os menos precisos à medida que a medição avança. Este fator pode ser corrigido pelos sistemas de referência de atitude e rumo (*Attitude and heading reference systems - AHRS*), que vão redefinindo periodicamente o giroscópio durante movimentos cíclicos através de filtros avançados (por exemplo, um filtro de *Kalman* (Kalman 1960)) ou pelos dados de GPS, se a medição estiver a ocorrer ao ar livre.

Apesar das suas limitações, os UMI's podem ser uma solução prática, com potencial adequado para o uso clínico diário (Serra Bragança et al. 2018).

3.2. Parâmetros da Locomoção

A maioria das investigações concentraram-se na análise cinemática do movimento da cabeça e da pélvis, no movimento das costas e nas alterações temporais e angulares dos membros. Apesar dos primeiros relatórios sobre parâmetros de simetria para quantificação da claudicação terem sido baseados em medições de aceleração, nas últimas duas décadas têm-se concentrado mais em medições de deslocamento vertical, algo que é mais intuitivo e mais próximo dos parâmetros comumente utilizados na avaliação subjetiva (Serra Bragança et al. 2018).

Como falado em capítulos anteriores, no trote em linha reta a cabeça, o garrote e a pélvis de cavalos não claudicantes movem-se para cima e para baixo duas vezes

durante uma passada, criando um padrão sinusoidal típico (Buchner et al. 1996). Se o cavalo se mover de forma perfeitamente simétrica, esses extremos estão ao mesmo nível (Starke et al. 2012; Bosch et al. 2018). Na presença de claudicação, esse padrão sinusoidal torna-se assimétrico. Assim, ao medir as alterações específicas das curvas de deslocamento vertical, a claudicação pode ser quantificada objetivamente (Buchner et al. 1996).

3.2.1 Passada

A passada é quantificada cinematicamente de acordo com o seu comprimento e duração. O comprimento da passada é o deslocamento do centro de massa durante uma passada (Clayton 2016). Assim, este comprimento é medido pela distância percorrida na direção do movimento entre o posicionamento sucessivo do mesmo casco. A duração da passada é o tempo decorrido entre passos sucessivos do mesmo casco. A frequência da passada é, então, o inverso da duração da passada, geralmente expressa em passos por minuto ou passos por segundo (Bosch et al. 2018). A velocidade é o produto do comprimento da passada e da frequência da passada. Assim, é possível atingir-se diversas velocidades de locomoção ajustando o comprimento ou a frequência da passada (Clayton 2016).

3.2.2 Ângulos dos membros

A protração é a extensão anterior de um membro, enquanto a retração é a extensão posterior. Os ângulos de protração e retração do metacarpo/metatarso são definidos como os ângulos da área sagital (anterior/posterior) desse osso durante uma passada relativamente à vertical (Bosch et al. 2018). A amplitude do movimento (sagital) é a distância angular total entre a retração e a protração (Roepstorff et al. 2013), que geralmente são medidos nos respetivos momentos em que o casco contacta com o solo e no instante antes do membro deixar de estar em contacto com o solo (Bosch et al. 2018).

O membro também pode ter um ângulo coronal durante uma passada; quando o membro pende lateralmente, é chamado de ângulo de abdução e, quando pende medialmente é um ângulo de adução. Os ângulos de abdução e adução são determinados recorrendo ao ângulo coronal extremo (Bosch et al. 2018).

3.2.3 Simetria da parte superior do corpo

Os parâmetros de simetria da parte superior do corpo podem ser calculados em vários locais da parte superior do corpo: cabeça, garrote, esterno e sacro. Em cada uma

dessas posições, o deslocamento vertical do corpo é medido (Bosch et al. 2018; Serra Bragança et al. 2018) e obtêm-se então os seguintes parâmetros (Figura 5):

- Max_diff: a diferença entre os dois pontos mais altos (Max1 e Max2) de deslocamento vertical (Starke et al. 2012).

- Min_diff: a diferença entre os dois pontos mais baixos (Min1 e Min2) de deslocamento vertical (Starke et al. 2012)

- Range up, 1/2: A amplitude ascendente é a diferença entre um ponto baixo e o próximo pico de deslocamento vertical. Como existem dois pontos mais baixos, existem dois valores separados.

- Range down, 1/2: A amplitude descendente é a diferença entre um pico e o próximo ponto mais baixo de deslocamento vertical. Como existem dois picos, existem dois valores separados.

- Range_diffup: a diferença entre os dois intervalos ascendente.

- Range_diffdown: a diferença entre os dois intervalos descendentes.

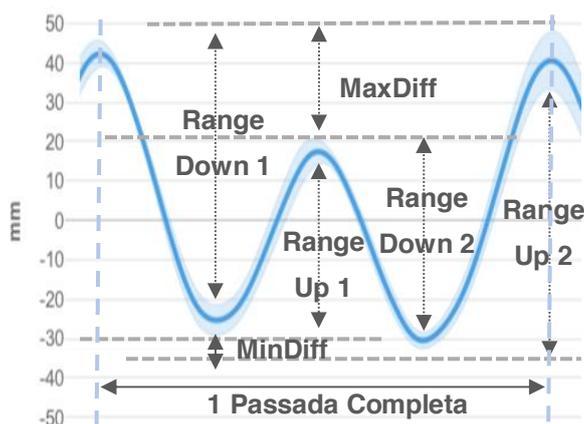


Figura 5 – Deslocamento vertical da parte superior do corpo com representação dos parâmetros de simetria (retirado de: Bosch et al. 2018)

Com um grau de claudicação crescente, a amplitude do deslocamento vertical durante a fase de apoio do membro claudicante diminui, enquanto que a amplitude do membro contralateral aumenta (Buchner et al. 1996). Isso pode ser medido como uma diferença da amplitude do deslocamento vertical entre os membros contralaterais. Assim, o índice de simetria ascendente ou descendente (SI) pode ser calculado da seguinte maneira (Starke et al. 2012):

$$SI(up\ or\ down) = \frac{Range\ (up\ or\ down,1) - Range\ (up\ or\ down,2)}{\max(Range\ (up\ or\ down,1), Range\ (up\ or\ down,2))}$$

Em que um valor de ± 1 indica assimetria máxima (o sinal depende do membro afetado) e um valor de 0 indica simetria perfeita (Bosch et al. 2018).

3.3. EquiMoves – Visão geral

EquiMoves é um sistema de análise cinemática formatado para os andamentos de equinos. Este é um sistema que permite a aquisição de dados sem fios em tempo real com o potencial de feedback em tempo real para o utilizador (Bosch et al. 2018). Como Bosch et al. (2018) descrevem no único artigo sobre este sistema, este permite analisar vários andamentos, registando o movimento de todos os membros individualmente, ao contrário de outros até então comercializados que apenas descrevem o movimento da parte superior do corpo (Keegan et al. 2011; Starke et al. 2012).

O sistema EquiMoves fornece então uma solução baseada em UMI's que opera como uma rede de captura de variáveis relevantes de movimento de cavalos a uma alta taxa de amostragem, com possibilidade de registar dados de oito posições corporais, em tempo real e sincronizadas com precisão (Bosch et al. 2018).

3.3.1 Hardware UMI

O hardware do sistema EquiMoves consiste em oito UMI's sem fios ProMove-mini (Inertia Technology BV, Enschede, Países Baixos) (Figura 6) para capturar dados de movimento, um recetor sem fio (o Inertia Gateway) (Figura 7) e um computador (portátil) ou tablet que contenha o software EquiMoves (Figura 7). Uma UMI ProMove-mini pesa 20 g e apresenta um conjunto de sensores digitais 3D que fornecem dados de aceleração, velocidade angular (giroscópio) e intensidade do campo magnético. O ProMove-mini possui dois acelerómetros alinhados que podem medir simultaneamente a aceleração de baixo g (g : aceleração devido à gravidade (Olsen et al. 2012)) com um intervalo de $\pm 16 g$ e aceleração de alto g com um intervalo de $\pm 400 g$. Com esta configuração de dois sensores, obtém-se um único sinal com alta precisão e alcance, mesmo quando a aceleração registada excede $\pm 16 g$ - por exemplo, no impacto dos membros no trote ou no galope. O giroscópio mede a velocidade angular em intervalos de $\pm 2000 \text{ }^\circ / \text{s}$. É possível configurar intervalos mais limitados para que todos os sensores atinjam uma maior precisão. O Inertia Gateway atua como coordenador da rede dos sensores ProMove-mini com uma topologia em estrela: todos os sensores da rede comunicam somente e diretamente com o *gateway*. O alcance da transmissão é de até 30 m em condições ideais. Os dados do sensor de todas as UMI's são transmitidos através do *gateway* para o computador com o software EquiMoves. As UMIs são sincronizadas de forma contínua e ativa, com precisão de 100 ns, garantindo a aquisição de dados no mesmo instante em todos os pontos de medição.



Figura 6 – ProMove - mini

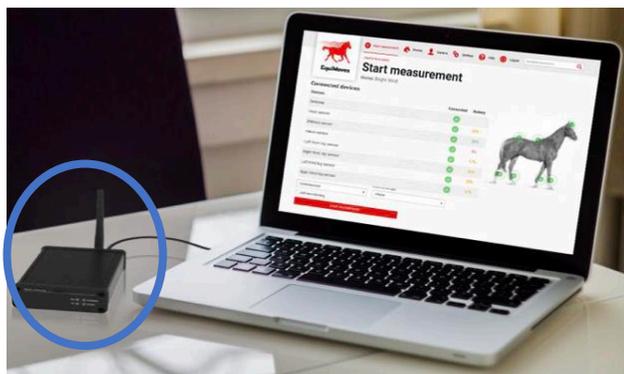


Figura 7 – Gateway (círculo azul) e computador com o software EquiMoves (Retirado de <https://equimoves.nl>)

3.3.2 Processamento

O software de processamento de movimento EquiMoves recebe os dados e calcula os parâmetros relevantes para analisar o andamento do cavalo em relação à claudicação e avaliação da performance. Este é um processo complexo que envolve as seguintes etapas principais de processamento (Figura 8) (Bosch et al. 2018).

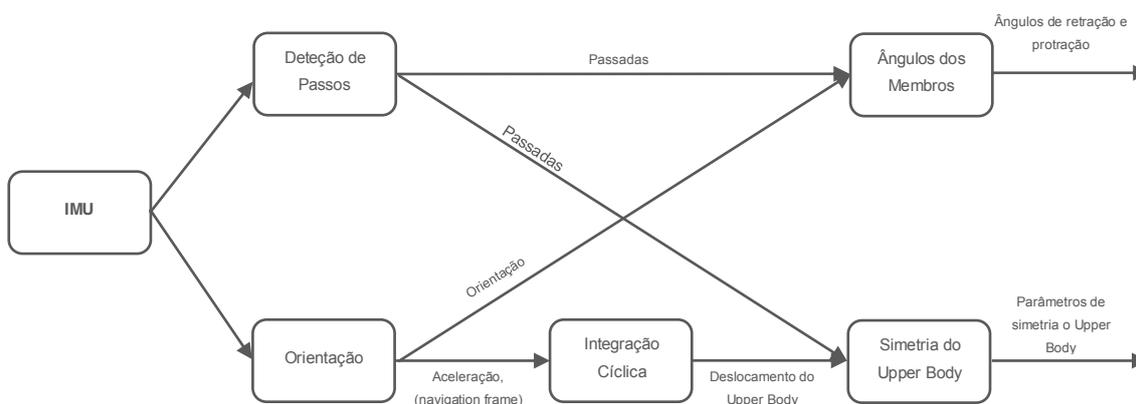


Figura 8 – Processamento de dados do EquiMoves. Adaptado de Bosch et al. 2018

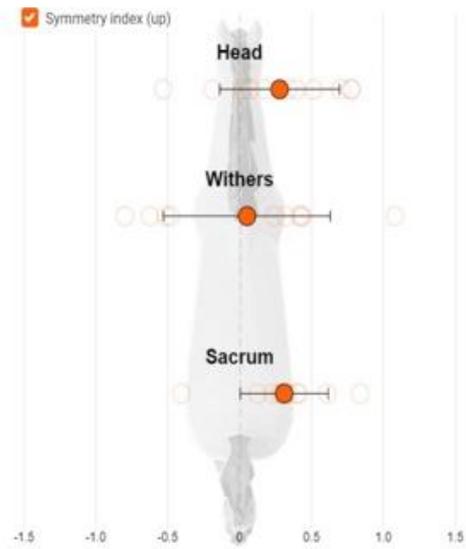
3.3.3 Resultados

O software EquiMoves cria dois tipos de relatórios das medições. Um que corresponde a uma versão extensa, que inclui todos os resultados para todos os tipos de andamentos; e uma versão geral que inclui um resumo das medições para o trote, obtendo os seguintes esquemas:

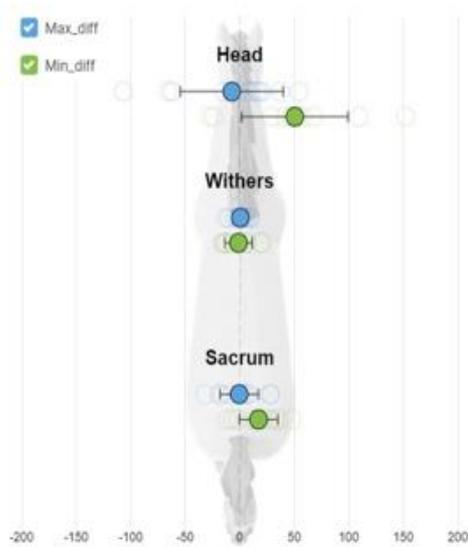
Visão Geral:



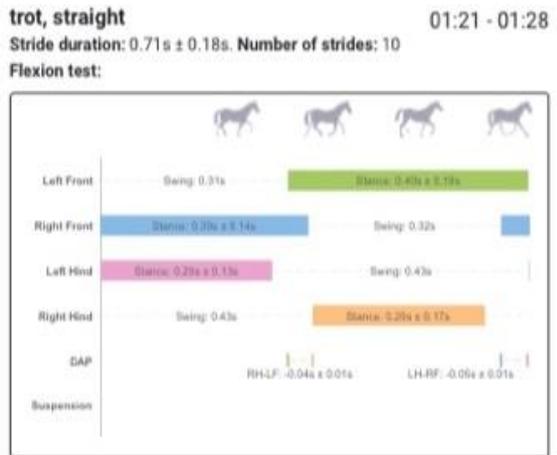
Índice de Simetria:



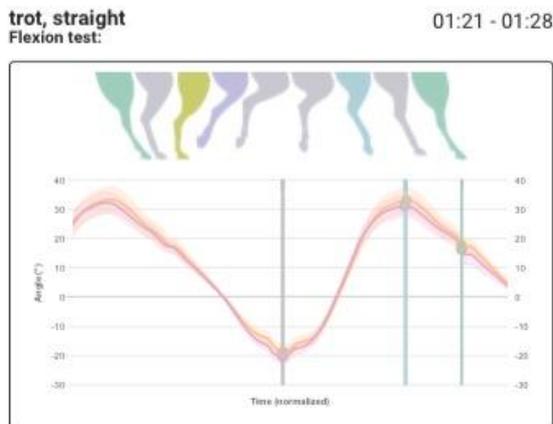
MaxDiff e MinDiff:



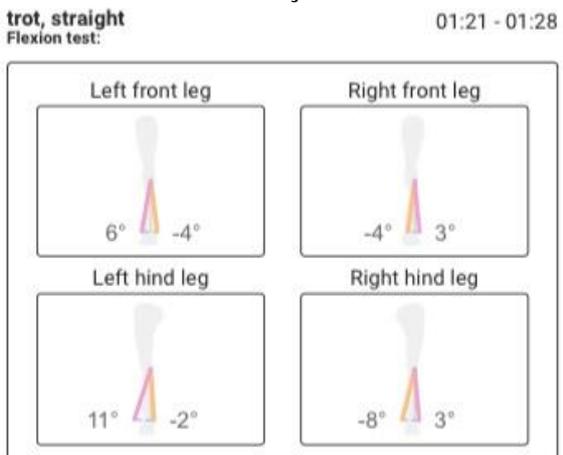
Tempos de Passadas:



Ângulos de Protração e Retração:



Ângulos de Adução e Abdução:



III. Estudo

1. Objetivos do Estudo

Com o cavalo a desempenhar um papel cada vez mais importante como atleta, surge a necessidade de avaliar quantitativamente os seus andamentos e de perceber como estes podem variar ao longo do tempo por razões ou não patológicas.

Os objetivos deste estudo foram então, descrever a magnitude da variação e a repetibilidade dos parâmetros de simetria do movimento entre cada medição em cavalos em trabalho regular com grau inferior a 2/5 de claudicação. Assim, a hipótese colocada foi de haver uma pequena proporção de variação biológica entre as medições neste grupo de cavalos, isto é, de não haver diferenças estatisticamente significativas entre as medições.

2. Materiais e Métodos

2.1. Cavalos

Foram utilizados para este estudo seis cavalos alojados no Centro Hípico da FMV-UL que se encontravam em trabalho montado moderado regular. Os animais utilizados foram escolhidos depois de uma avaliação a trote em linha reta no piso duro de forma a verificar que não apresentavam claudicações superiores a 2/5 na escala AAEP⁵. A utilização de todos os cavalos teve o consentimento prévio dos proprietários ou responsáveis pelos mesmos.

2.2. Colocação dos sensores

Todos os indivíduos foram devidamente equipados com 7 sensores UMI na cabeça, garrote, sacro e membros enquanto o cavalo se mantinha quadrado numa superfície plana. Para a colocação dos sensores nos membros recorreu-se a umas caneleiras às quais foram anexados os sensores ao nível do fim distal do quarto osso metacarpiano/metatarsiano (Figura 9). Na cabeça o sensor foi colocado numa proteção

⁵ Escala AAEP:

0: A claudicação não é perceptível em circunstância alguma.

1: A claudicação é difícil de observar e não é consistentemente visível, independentemente das circunstâncias (por exemplo, montado, em círculo, superfície dura, etc.).

2: A claudicação é difícil de observar a passo ou ao trotar em linha reta, mas é consistentemente visível em determinadas circunstâncias (por exemplo, círculo, superfície dura, etc.).

3: A claudicação é consistentemente observável a trote em todas as circunstâncias.

4: A claudicação é evidente a passo.

5: A claudicação provoca um apoio mínimo do membro em movimento e/ou em repouso, ou uma incapacidade total de se mover.

que envolve a cachaceira do cabeção, no garrote o sensor assentou no aspeto dorsal de um cilhão e na garupa utilizou-se fita adesiva colocando o sensor sobre as tuberosidades sacrais (Figura 9).



Figura 9 – Localização dos sensores

Os sensores foram configurados para uma taxa de amostragem de 200 HZ. Para os sensores colocados nos membros, o alcance do acelerómetro de baixo *g* foi configurado para o seu alcance máximo, isto é, $\pm 16g$ e o acelerómetro de alto *g* para um alcance médio de $\pm 200g$ o que é suficiente para a recolha de dados a trote. Os sensores colocados na parte superior do corpo foram configurados com um acelerómetro de baixo *g* a $\pm 8g$ para uma maior precisão.

Durante o estudo, os sensores UMI transmitiram os dados via wireless em tempo real para um computador que se encontrava próximo do local de recolha.

2.3. Aquisição de Dados

O estudo decorreu ao longo de 21 dias, tendo as medições lugar nos dias 1 e 21. Todos os cavalos foram equipados com os sensores e conduzidos por uma pessoa experiente a passo em linha reta no piso duro e no piso mole, e a trote em círculo para a mão esquerda e para a mão direita no piso mole, sendo que a pessoa foi a mesma

em todas as medições utilizando o mesmo comprimento da guia consoante o cavalo (2 vezes o comprimento do cavalo) no caso das medições nos círculos. O local onde se efetuaram as medições foi sempre o mesmo para todas as medições, sendo realizadas num cenário realista, isto é, nos locais onde estes cavalos trabalham habitualmente. Em cada medição garantiu-se que os cavalos tinham sido ferrados há mais de 3 dias e que todos os indivíduos foram passados à guia durante cinco minutos antes de serem equipados com os sensores UMI.

2.4. Análise de dados

Os dados cinemáticos foram analisados pelo software EquiMoves e foram calculados os vários parâmetros de simetria, baseados nos deslocamentos verticais das diferentes partes do corpo (cabeça, garrote e sacro). Estes parâmetros são então o índice de simetria ascendente (SI), o MaxDiff (a diferença entre os dois pontos máximos do movimento) e o MinDiff (a diferença entre os dois pontos mínimos do movimento). Assim, analisaram-se 9 parâmetros no total.

A análise estatística foi realizada no SPSS (Version 25). Os dados foram testados quanto à normalidade utilizando o teste Shapiro-Wilk.

Todos os testes estatísticos apresentavam um intervalo de confiança de 95%. O nível de significância considerado para todos os testes estatísticos foi de 0,05. Tendo em conta o nível de significância considerado, um valor de $p < 0,05$ é considerado estatisticamente significativo.

Para testar a diferença entre médias das medições do dia 1 e do dia 21, os dados normalmente distribuídos foram comparados recorrendo ao Paired Sample T-Test. Nos que não estavam normalmente distribuídos recorreu-se ao teste não paramétrico Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test.

Recorrendo aos valores de deslocamento vertical obtiveram-se os valores de SI, MaxDiff e MinDiff para a cabeça, garrote e sacro.

3. Resultados

Foram obtidos dados para 5 cavalos já que um cavalo apresentou um grau de claudicação superior ao limiar escolhido de 2/5, tendo sido retirado.

Para o trote em linha reta no piso duro foram medidas em média 11 passadas com uma duração média de 0,72 s/passada. Já para o trote em linha reta em piso mole foram analisadas em média 6 passadas com uma duração média de 0,77s/passada. No círculo para a direita foram medidas em média 33 passadas com 0,73 s/passada e, por fim, no círculo para a esquerda foram medidas em média 53 passadas com uma duração média de 0,75 s/passada (Tabelas 1 e 2).

Condição	Cavalo	Duração da passada (s/passada) dia 1	Duração da passada (s/passada) dia 2	Média
Trote Duro	Cavalo 1	0,73	0,70	0,72
	Cavalo 2	0,74	0,74	
	Cavalo 3	0,83	0,80	
	Cavalo 4	0,67	0,67	
	Cavalo 5	0,67	0,69	
Média		0,73	0,72	
Trote Mole	Cavalo 1	0,78	0,76	0,77
	Cavalo 2	0,76	0,77	
	Cavalo 3	0,87	0,83	
	Cavalo 4	0,71	0,73	
	Cavalo 5	0,72	0,72	
Média		0,77	0,76	
Círculo Direita	Cavalo 1	0,78	0,70	0,73
	Cavalo 2	0,73	0,74	
	Cavalo 3	0,83	0,82	
	Cavalo 4	0,75	0,69	
	Cavalo 5	0,71	0,58	
Média		0,76	0,71	
Círculo Esquerda	Cavalo 1	0,77	0,75	0,75
	Cavalo 2	0,71	0,72	
	Cavalo 3	0,84	0,85	
	Cavalo 4	0,73	0,72	
	Cavalo 5	0,70	0,71	
Média		0,75	0,75	

Tabela 1 – Duração da passada por cavalo e por condição.

Condição	Cavalo	Nº Passadas dia 1	Nº Passadas dia 2	Média
Trote Duro	Cavalo 1	11	23	11
	Cavalo 2	8	11	
	Cavalo 3	7	8	
	Cavalo 4	10	9	
	Cavalo 5	9	9	
Média		9	12	
Trote Mole	Cavalo 1	5	7	6
	Cavalo 2	8	7	
	Cavalo 3	6	5	
	Cavalo 4	5	5	
	Cavalo 5	6	6	
Média		6	6	
Círculo Direita	Cavalo 1	84	11	33
	Cavalo 2	5	6	
	Cavalo 3	37	84	
	Cavalo 4	6	8	
	Cavalo 5	86	6	
Média		43,6	23	
Círculo Esquerda	Cavalo 1	70	5	53
	Cavalo 2	87	51	
	Cavalo 3	38	68	
	Cavalo 4	62	5	
	Cavalo 5	69	79	
Média		65,2	41,6	

Tabela 2 – Nº de passadas medidas por cavalo e por condição

3.1. Deslocamento Vertical

Relativamente aos deslocamentos verticais verificados neste estudo obtiveram-se médias relativamente elevadas que se podem observar na tabela 3. Para a cabeça, a média de deslocamento vertical para o passo em piso duro foi de 22 mm, para o trote em piso duro de 21 mm, para o passo e trote em piso mole em linha reta foi de 29,4 e 19,3 mm respetivamente e, por fim, para os círculos para a direita e para a esquerda foi de 34,2 e de 35,2 mm. Relativamente ao garrote estes valores, consoante as condições (passo em piso duro, trote em piso duro, passo em piso mole trote em piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda) foi de 13,1 , 14,2 , 17,3 , 17,4 , 27,3 , 28,4 mm respetivamente. Em relação ao deslocamento vertical do sacro estes valores foram de 9,9 , 9,7 , 15,8 , 19,4 , 19,2 e 16,5 mm. Desta forma obtiveram-se valores médios de deslocamentos verticais para a cabeça de 27 mm, para o garrote uma média de 20 mm e, para o sacro uma média de 15 mm. Verificou-se, então um deslocamento vertical maior para a cabeça quando comparado com as outras duas estruturas anatómicas.

Condição	Cavalo	Dia	Região Anatómica			Condição	Cavalo	Dia	Região Anatómica				
			Cabeça	Garrote	Sacro				Cabeça	Garrote	Sacro		
Passo Duro	Cavalo 1	Dia 1	41,0	11,7	3,1	Trote Duro	Cavalo 1	Dia 1	17,6	29,8	7,8		
		Dia 2	15,6	8,7	6,7			Dia 2	7,8	22,2	1,8		
	Cavalo 2	Dia 1	28,7	10,0	15,6		Cavalo 2	Dia 1	36,3	4,1	10,0		
		Dia 2	19,2	8,5	9,7			Dia 2	27,2	9,8	8,3		
	Cavalo 3	Dia 1	7,8	31,0	6,8		Cavalo 3	Dia 1	16,0	27,4	9,8		
		Dia 2	11,0	16,4	2,2			Dia 2	16,8	25,6	25,3		
	Cavalo 4	Dia 1	22,0	1,9	12,0		Cavalo 4	Dia 1	25,4	3,7	6,1		
		Dia 2	27,9	5,4	23,6			Dia 2	18,0	4,2	2,7		
	Cavalo 5	Dia 1	17,4	13,4	7,3		Cavalo 5	Dia 1	8,7	8,3	14,7		
		Dia 2	30,0	23,5	12,0			Dia 2	38,5	6,9	10,5		
	Média			22,1	13,1		9,9	Média			21,2	14,2	9,7
	Passo Mole	Cavalo 1	Dia 1	39,5	13,5		30,5	Trote Mole	Cavalo 1	Dia 1	16,9	21,7	5,5
			Dia 2	25,3	9,8		10,0			Dia 2	49,1	11,9	9,5
		Cavalo 2	Dia 1	9,0	10,3		11,3		Cavalo 2	Dia 1	13,0	6,2	20,4
			Dia 2	23,0	23,1		23,8			Dia 2	11,2	12,2	5,2
Cavalo 3		Dia 1	73,4	39,4	10,5	Cavalo 3	Dia 1		24,4	43,0	47,0		
		Dia 2	21,1	26,1	22,4		Dia 2		30,5	46,8	53,1		
Cavalo 4		Dia 1	43,8	5,4	12,7	Cavalo 4	Dia 1		4,9	6,7	16,1		
		Dia 2	30,8	11,3	16,5		Dia 2		1,6	9,1	16,4		
Cavalo 5		Dia 1	17,4	18,3	7,1	Cavalo 5	Dia 1		25,3	13,7	14,1		
		Dia 2	10,8	16,3	13,1		Dia 2		16,0	2,8	6,5		
Média			29,4	17,3	15,8	Média			19,3	17,4	19,4		
Círculo Direita		Cavalo 1	Dia 1	12,8	16,2	9,2	Círculo Esquerra		Cavalo 1	Dia 1	35,1	26,9	5,4
			Dia 2	3,6	17,7	2,7				Dia 2	34,1	24,1	8,3
		Cavalo 2	Dia 1	36,1	28,1	17,3			Cavalo 2	Dia 1	27,5	24,8	29,8
			Dia 2	26,5	33,0	16,5				Dia 2	30,0	30,8	28,5
	Cavalo 3	Dia 1	82,9	30,7	26,5	Cavalo 3		Dia 1	9,3	60,8	24,6		
		Dia 2	29,4	46,6	43,1			Dia 2	61,9	37,6	37,9		
	Cavalo 4	Dia 1	12,6	28,7	14,6	Cavalo 4		Dia 1	51,6	14,1	13,3		
		Dia 2	9,5	34,1	17,6			Dia 2	69,7	21,8	6,0		
	Cavalo 5	Dia 1	53,7	28,7	6,7	Cavalo 5		Dia 1	12,4	25,7	6,1		
		Dia 2	74,6	9,3	38,1			Dia 2	20,6	17,0	5,4		
	Média			34,2	27,3	19,2		Média			35,2	28,4	16,5
	Média												
	Cabeça			Garrote				Sacro					
	26,9			19,6				15,1					

Tabela 3 – Deslocamento vertical em mm para cada região anatómica, em cada condição, para cada cavalo.

3.2. Parâmetros de Simetria

Na tabela 4 encontram-se as médias e desvios-padrão (DP) dos valores de SI, MaxDiff e MinDiff para a cabeça (C), sacro (S) e garrote (G) para cada cavalo, por dia de medição e por condição.

Cavalo		Cavalo 1									Cavalo 2									
Parâmetro		SI_UP			MaxDiff			MinDiff			SI_UP			MaxDiff			MinDiff			
Condição	Sensor	C	S	G	C	S	G	C	S	G	C	S	G	C	S	G	C	S	G	
Passo Duro	Dia 1	Média	-0,2	0,0	0,2	1,6	2,2	2,3	-39,5	-0,9	-9,3	-0,3	-0,1	-0,3	4,5	-1,1	7,1	-24,3	-14,5	2,9
		DP	0,5	0,2	0,3	45,3	10,2	11,0	85,8	13,7	5,2	0,4	0,1	0,1	19,2	3,6	2,9	30,0	7,9	3,9
	Dia 2	Média	0,1	0,1	0,2	1,7	-6,7	0,9	13,9	0,0	-7,8	-0,2	-0,1	-0,4	4,9	-1,4	0,5	-14,4	-8,2	8,0
		DP	0,2	0,1	0,1	28,7	2,8	2,4	12,2	4,7	3,4	0,2	0,1	0,3	21,8	4,6	5,0	16,0	8,1	4,6
Trote Duro	Dia 1	Média	-0,4	0,1	0,4	-11,5	7,5	24,5	-6,1	-0,2	5,4	-0,6	0,2	0,0	-17,4	9,2	-2,4	-18,9	0,8	1,8
		DP	0,5	0,1	0,1	16,1	3,9	2,3	16,4	7,7	4,6	0,2	0,1	0,1	7,5	7,4	5,4	10,1	5,3	6,0
	Dia 2	Média	0,0	0,0	0,3	-2,0	-1,4	19,2	5,8	0,4	3,0	0,0	0,0	-0,1	-14,2	3,2	-6,8	13,0	-5,1	3,0
		DP	0,5	0,1	0,1	12,3	5,3	2,4	7,7	2,8	3,3	0,5	0,1	0,1	22,3	5,0	5,6	32,9	4,1	7,1
Passo Mole	Dia 1	Média	-0,3	-0,2	-0,1	31,0	-6,1	8,1	8,5	-24,4	-5,4	-0,1	-0,1	-0,3	0,9	-0,4	2,8	-8,0	-10,9	7,5
		DP	0,2	0,1	0,4	28,5	6,4	8,8	25,7	5,3	3,9	0,1	0,1	0,2	5,7	6,5	4,0	7,7	12,2	6,3
	Dia 2	Média	-0,2	0,0	0,3	21,9	-3,5	-1,7	-3,4	-6,5	-8,1	0,2	-0,2	-0,6	-2,1	7,9	12,8	20,8	-15,9	10,3
		DP	0,3	0,1	0,3	28,1	8,5	5,1	23,9	8,2	8,3	0,2	0,1	0,3	22,0	7,8	8,7	10,6	7,8	8,8
Trote Mole	Dia 1	Média	0,1	0,1	0,2	13,4	-2,8	14,8	3,5	2,7	6,9	0,1	0,0	0,0	7,7	6,5	-1,4	5,3	-13,9	4,9
		DP	0,2	0,1	0,0	17,2	5,6	5,3	17,8	9,5	7,7	0,3	0,3	0,3	12,0	13,8	11,8	7,0	6,8	7,3
	Dia 2	Média	0,5	0,1	0,1	37,9	0,4	11,4	11,2	9,2	-0,5	-0,2	0,0	-0,1	-6,4	-3,8	-6,9	-4,8	-1,4	5,3
		DP	0,3	0,1	0,2	23,9	10,7	8,7	9,1	12,5	7,9	0,2	0,3	0,3	9,5	9,7	10,0	13,5	9,2	8,2
Círculo Direita	Dia 1	Média	0,0	0,0	0,2	7,0	-4,4	8,3	-5,9	4,9	7,9	-0,5	0,0	-0,1	-20,0	-12,5	-14,5	-16,2	4,7	13,6
		DP	0,3	0,1	0,1	17,7	6,7	5,8	19,7	8,3	7,1	0,3	0,4	0,2	21,6	10,4	6,5	19,9	13,5	4,4
	Dia 2	Média	-0,1	0,0	0,2	-3,4	0,8	4,8	-0,2	1,9	12,9	-0,3	0,1	-0,2	-19,3	-5,5	-22,2	7,2	10,9	10,8
		DP	0,3	0,1	0,1	13,4	4,3	4,3	15,4	8,2	6,7	0,4	0,2	0,1	57,8	14,6	9,7	16,0	7,6	6,8
Círculo Esquerda	Dia 1	Média	0,3	-0,1	0,3	24,0	-4,5	26,8	11,1	-0,9	0,1	-0,2	0,4	-0,3	-18,0	29,5	-2,0	9,5	0,3	-22,8
		DP	0,5	0,1	0,1	33,4	8,4	7,5	31,9	9,5	7,6	0,6	0,2	0,2	27,1	8,9	9,7	31,6	9,8	10,5
	Dia 2	Média	0,4	-0,1	0,3	14,4	-7,5	22,9	19,8	-0,8	1,2	-0,1	0,4	-0,4	-17,1	28,4	-5,4	12,9	-0,1	-25,5
		DP	0,3	0,1	0,1	29,7	5,5	6,6	21,8	9,0	8,4	0,5	0,2	0,2	25,2	11,1	10,1	24,0	9,0	16,8

Tabela 4 – Médias e desvios-padrão (DP) do SI, MaxDiff e MinDiff para a cabeça (C), sacro (S) e garrote (G) para cada cavalo, por dia de medição e por condição.

Cavalo		Cavalo 3									Cavalo 4									
Parâmetro		SI_UP			MaxDiff			MinDiff			SI_UP			MaxDiff			MinDiff			
Condição	Sensor	C	S	G	C	S	G	C	S	G	C	S	G	C	S	G	C	S	G	
Passo Duro	Dia 1	Média	-0,1	0,1	-0,1	7,8	-1,6	-14,5	0,0	5,3	16,5	-0,2	0,0	0,1	8,4	-3,8	-0,9	-13,6	-8,2	-1,0
		DP	0,6	0,1	0,2	33,6	6,3	4,2	49,5	8,8	4,2	0,3	0,1	0,4	26,0	5,0	3,8	21,8	5,3	9,6
	Dia 2	Média	0,0	0,0	0,3	6,2	-1,4	-15,4	-4,8	0,8	-1,0	-0,3	-0,1	0,1	4,2	-8,1	-4,3	-23,7	-15,5	-1,1
		DP	0,4	0,2	0,5	54,3	6,2	7,4	29,4	7,4	18,7	0,3	0,1	0,2	33,5	8,5	4,6	21,3	5,7	10,3
Trote Duro	Dia 1	Média	0,1	0,0	0,1	7,6	-9,4	23,7	8,3	-0,5	-3,7	-0,7	0,1	0,0	-19,1	4,3	-0,7	-6,3	1,8	3,0
		DP	0,3	0,1	0,1	24,8	8,9	9,0	18,0	7,4	10,2	0,2	0,2	0,2	7,1	4,4	5,2	10,4	8,5	10,8
	Dia 2	Média	-0,3	-0,2	0,2	-7,5	-18,1	23,8	-9,4	-7,2	-1,8	-0,4	0,2	-0,1	-15,5	0,7	-2,0	-2,5	2,0	-2,1
		DP	0,4	0,1	0,1	10,7	12,3	7,4	32,4	8,4	7,6	0,5	0,3	0,2	12,0	6,2	3,8	8,7	14,4	9,8
Passo Mole	Dia 1	Média	-0,2	0,2	0,0	-25,6	-0,3	-18,7	-47,8	10,2	20,7	-0,1	-0,1	0,2	25,5	-0,7	0,7	18,3	-12,0	-4,7
		DP	0,2	0,1	0,2	20,2	4,9	6,4	28,1	8,5	4,3	0,3	0,1	0,3	23,3	5,4	4,8	32,4	6,9	3,2
	Dia 2	Média	-0,2	-0,1	-0,3	12,0	-6,0	-8,3	-9,0	-16,4	17,8	0,1	-0,1	0,1	3,6	-2,1	4,7	27,2	-14,5	-6,6
		DP	0,3	0,2	0,1	21,2	7,4	8,8	26,6	11,3	12,6	0,2	0,2	0,3	29,3	6,7	3,9	19,4	13,4	9,7
Trote Mole	Dia 1	Média	0,2	-0,4	0,3	20,0	-34,1	33,5	-4,4	-12,9	9,4	-0,1	-0,2	0,1	-4,1	-8,2	2,4	-0,8	-7,9	4,3
		DP	0,2	0,2	0,1	15,5	14,4	5,4	7,4	12,5	8,9	0,1	0,3	0,1	4,0	8,1	2,6	7,3	13,7	5,9
	Dia 2	Média	0,3	-0,3	0,3	4,4	-33,2	29,0	26,1	-19,9	17,9	0,2	-0,3	0,2	-0,9	-10,9	4,5	0,7	-5,5	4,6
		DP	0,2	0,1	0,1	22,9	13,6	9,1	8,1	5,5	15,8	0,2	0,2	0,1	8,1	10,0	8,2	18,4	22,8	17,4
Círculo Direita	Dia 1	Média	0,3	-0,1	0,3	58,0	-22,2	6,9	-24,9	4,3	23,8	-0,1	-0,1	0,1	-7,2	2,6	-10,3	5,3	-12,1	18,4
		DP	0,4	0,2	0,1	27,5	12,1	9,2	57,6	9,4	12,6	0,3	0,1	0,1	13,8	6,6	3,0	5,6	4,7	4,4
	Dia 2	Média	0,0	-0,3	0,2	-12,0	-22,4	36,5	17,4	-20,6	-10,1	-0,2	-0,2	0,1	-8,1	-1,7	-11,3	-1,4	-15,9	22,8
		DP	0,5	0,1	0,1	33,1	8,6	5,9	40,6	7,9	8,9	0,3	0,1	0,1	14,0	5,0	6,6	10,4	7,1	6,3
Círculo Esquerda	Dia 1	Média	-0,1	-0,2	0,1	-4,6	-9,8	35,6	-4,8	-14,8	-25,2	-0,7	0,1	-0,1	-51,1	13,0	2,9	-0,5	-0,2	-11,2
		DP	0,3	0,1	0,1	19,0	11,8	7,3	18,5	9,3	12,1	0,7	0,2	0,2	38,9	13,2	7,5	13,2	6,0	13,9
	Dia 2	Média	0,2	-0,3	0,3	43,0	-34,3	12,5	-18,9	-3,6	25,1	-0,7	0,1	-0,1	-53,7	4,7	11,6	15,9	-1,3	-10,2
		DP	0,7	0,1	0,1	71,8	11,8	7,9	65,7	9,7	8,0	0,1	0,3	0,3	17,7	6,4	6,6	25,8	9,6	4,7

Cavalo		Cavalo 5									
Parâmetro		SI_UP			MaxDiff			MinDiff			
Condição	Sensor	C	S	G	C	S	G	C	S	G	
Passo Duro	Dia 1	Média	0,2	-0,1	0,3	-13,8	5,2	-9,3	3,6	-2,2	4,2
		DP	0,3	0,1	0,2	13,2	3,2	8,4	16,6	7,1	3,8
	Dia 2	Média	0,2	0,0	0,3	-12,5	6,4	-16,7	17,5	5,6	6,8
		DP	0,1	0,1	0,2	11,3	4,4	5,7	14,7	9,6	3,0
Trote Duro	Dia 1	Média	0,1	-0,2	0,1	-1,8	-9,3	1,7	6,9	-5,4	6,6
		DP	0,3	0,1	0,1	7,4	4,8	3,0	8,2	3,2	3,0
	Dia 2	Média	-0,2	0,1	-0,1	-24,4	7,3	-4,8	14,1	-3,2	2,1
		DP	0,3	0,2	0,1	6,7	3,5	4,9	14,6	6,9	3,0
Passo Mole	Dia 1	Média	0,1	0,0	0,4	4,1	5,1	-14,7	13,2	2,0	3,6
		DP	0,2	0,1	0,2	6,8	6,0	5,6	12,2	11,4	5,8
	Dia 2	Média	0,0	-0,2	0,2	3,3	7,9	-10,8	7,4	-5,2	5,5
		DP	0,5	0,1	0,2	20,2	1,8	3,6	17,1	8,3	4,2
Trote Mole	Dia 1	Média	0,1	-0,2	0,2	-9,6	-10,1	1,3	15,7	-4,0	12,4
		DP	0,2	0,2	0,1	9,1	3,1	3,6	9,5	2,2	1,5
	Dia 2	Média	-0,6	-0,1	0,0	-11,5	-3,5	1,3	-4,5	-3,0	-1,5
		DP	0,3	0,2	0,2	5,8	6,9	4,1	5,7	2,1	4,3
Círculo Direita	Dia 1	Média	0,3	-0,1	0,1	-16,9	-3,8	-10,3	36,9	-2,9	18,4
		DP	0,8	0,2	0,2	48,2	9,6	8,5	55,9	6,6	10,3
	Dia 2	Média	0,7	-0,3	0,2	-24,1	-27,8	6,1	50,5	10,2	3,2
		DP	0,6	0,3	0,2	12,4	5,5	10,0	67,7	10,1	11,1
Círculo Esquerda	Dia 1	Média	-0,1	-0,1	-0,1	-9,4	-6,1	9,4	-3,1	0,0	-16,3
		DP	0,9	0,2	0,2	42,9	9,1	8,4	52,8	7,2	8,5
	Dia 2	Média	-0,3	-0,1	-0,1	-19,0	-3,2	3,7	-1,6	-2,3	-13,3
		DP	0,8	0,2	0,1	35,7	7,7	6,8	40,6	8,5	7,8

Tabela 4 (continuação) – Médias e desvios-padrão (DP) do SI, MaxDiff e MinDiff para a cabeça (C), sacro (S) e garrote (G) para cada cavalo, por dia de medição e por condição.

3.3. Variação entre medidas

A média absoluta da variação entre medidas (sobre todas as medições e sobre todos os cavalos) foi: (SI, MaxDiff, MinDiff), 0,04, 6,84 e 11,22 mm (cabeça); 0,04, 1,42 e 3,02 mm (sacro) e 0,46, 1,78 e 2,12 mm (garrote) (Tabela 5, Figura 10).

Sensor	Parâmetro	Condição						Média
		Passo Duro	Trote Duro	Passo Mole	Trote Mole	Círculo Direita	Círculo Esquerda	
Cabeça	SI	-0,113	-0,233	-0,069	0,084	0,143	-0,059	-0,041
	MaxDiff	1,764	2,311	-0,493	-1,568	45,032	-6,000	6,841
	MinDiff	-14,201	-10,568	-11,869	2,130	-30,311	-2,477	-11,216
Sacro	SI	-0,052	0,033	0,102	-0,042	0,146	0,025	0,035
	MaxDiff	2,957	3,551	-1,399	-3,116	1,516	5,028	1,423
	MinDiff	0,354	1,657	3,712	-2,460	16,207	-1,373	3,016
Garrote	SI	-0,064	0,089	0,109	-2,916	-0,001	0,011	-0,462
	MaxDiff	3,708	2,444	-4,333	-2,578	-18,738	8,835	-1,777
	MinDiff	0,752	2,387	0,296	2,521	19,154	-12,386	2,121
Soma de Valores Absolutos		23,96	23,27	22,38	17,41	131,25	36,19	26,93

Tabela 5 - Variação média entre medidas sobre todos os cavalos para todos os parâmetros por condição. Média da variação entre medidas de cada parâmetro na última coluna. Soma de valores absolutos de variação entre medidas por condição na última linha.

Em todos os locais anatómicos, a variação entre as medidas de MinDiff e MaxDiff foi superior à do SI. Como se pode observar na figura 10, os parâmetros de simetria da cabeça mostraram significativamente mais variação em comparação com os parâmetros do garrote e do sacro.

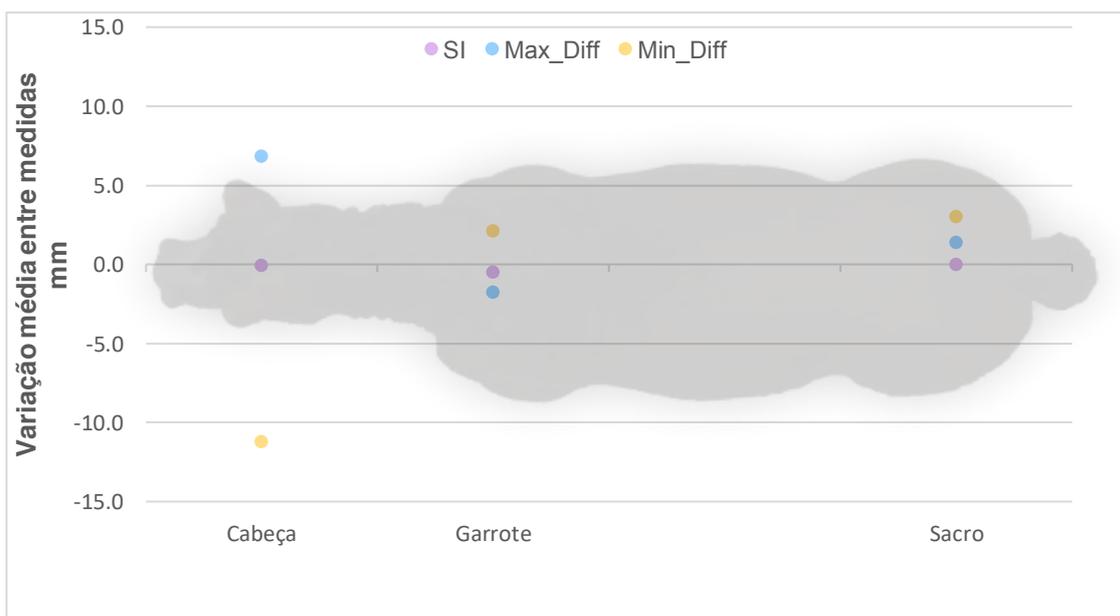


Figura 10 - Variação média entre medidas sobre todos os cavalos para todos os parâmetros por condição e condições.

A variação entre medidas de índice de simetria por cavalo e por condição pode ser observada nas Tabelas 6-8 e nas Figuras 11-13. Assim, para os valores do índice de simetria (sensor da cabeça) obtiveram-se variações estatisticamente significativas para o cavalo 2 no trote em linha reta no piso duro (um aumento médio de 0,725 mm) e no passo em linha reta no piso mole (um aumento médio de 0,345 mm), para o cavalo 5 no trote em linha reta no piso mole (uma diminuição média de 0,890 mm), para o cavalo 3 no círculo para a direita (uma diminuição de 0,290 mm) e, por fim, para o cavalo 3 no círculo para a esquerda (um aumento médio de 0,461 mm). Relativamente à variação deste parâmetro com o sensor do garrote verificaram-se variações estatisticamente significativas para o cavalo 3 no passo em linha reta no piso duro (aumento médio de 0,365 mm), para o cavalo 1 e 5 para o trote em linha reta no piso duro (diminuição média de 0,090 e 0,254 mm respetivamente), no passo em linha reta no piso mole verificaram-se variações relevantes para os cavalos 2 e 3 (diminuição média de 0,301 e 0,353 mm respetivamente) e, por fim, para o cavalo 3 no círculo para a esquerda (um aumento médio de 0,071 mm). No que diz respeito ao sensor do sacro, verificou-se uma aumento médio de 0,166 mm para o cavalo 1 no passo em linha reta no piso duro, uma diminuição média de 0,186 e 0,170 mm para os cavalos 2 e 3 e um aumento médio de 0,370 mm para o cavalo 5 no trote em linha reta no piso duro, um aumento médio de 0,203 mm para o cavalo 1, e uma diminuição média de 0,121 e 0,322 mm para os cavalos 2 e 3 para o passo em linha reta no piso mole; No círculo para a direita verificaram-se diminuições médias de 0,176 e 0,172 mm para os cavalos 3 e 4, e no círculo para a esquerda uma diminuição média de 0,066 mm.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Varição Média	Varição
SI Cabeça	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,260	-0,250	-
		Cavalo 2	n	0,436	-0,111	-
		Cavalo 3	n	0,209	-0,316	-
		Cavalo 4	n	0,627	0,074	-
		Cavalo 5	n	0,850	-0,022	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,122	-0,444	-
		Cavalo 2	n	0,004	-0,725	↑
		Cavalo 3	n	0,392	0,259	-
		Cavalo 4	n	0,278	-0,207	-
		Cavalo 5	n	0,558	0,161	-
	Passo Mole	Cavalo 1	x	0,162	-0,103	-
		Cavalo 2	n	0,006	-0,345	↑
		Cavalo 3	n	-0,015	-0,015	-
		Cavalo 4	x	0,116	-0,251	-
		Cavalo 5	n	0,067	0,327	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,120	-0,381	-
		Cavalo 2	n	0,811	0,043	-
		Cavalo 3	n	0,310	-0,061	-
		Cavalo 4	n	0,071	-0,353	-
		Cavalo 5	n	0,001	0,890	↓
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,488	0,147	-
		Cavalo 2	n	0,358	-0,334	-
		Cavalo 3	x	0,014	0,290	↓
		Cavalo 4	x	0,893	-0,003	-
		Cavalo 5	n	0,456	-0,402	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	x	0,733	-0,020	-
		Cavalo 2	x	0,515	-0,038	-
		Cavalo 3	n	0,000	-0,461	↑
		Cavalo 4	n	0,352	-0,182	-
		Cavalo 5	x	0,403	0,140	-

Tabela 6 - Variação média entre medidas para “SI Cabeça”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Varição Média	Varição
SI Garrote	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,944	-0,011	-
		Cavalo 2	n	0,591	0,046	-
		Cavalo 3	n	0,049	-0,365	↑
		Cavalo 4	n	0,908	0,011	-
		Cavalo 5	x	0,674	-0,011	-
	Trote Duro	Cavalo 1	x	0,025	0,090	↓
		Cavalo 2	n	0,076	0,081	-
		Cavalo 3	x	0,173	-0,071	-
		Cavalo 4	n	0,277	0,111	-
		Cavalo 5	n	0,015	0,254	↓
	Passo Mole	Cavalo 1	n	0,057	-0,441	-
		Cavalo 2	n	0,010	0,301	↓
		Cavalo 3	n	0,353	0,353	↓
		Cavalo 4	n	0,466	0,103	-
		Cavalo 5	n	0,119	0,182	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,114	0,112	-
		Cavalo 2	n	0,026	-9,682	↑
		Cavalo 3	n	0,523	0,014	-
		Cavalo 4	n	0,656	-0,077	-
		Cavalo 5	n	0,047	0,088	↓
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,288	-0,044	-
		Cavalo 2	n	0,140	0,143	-
		Cavalo 3	n	0,443	0,021	-
		Cavalo 4	x	0,500	-0,053	-
		Cavalo 5	n	0,317	-0,140	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,058	0,069	-
		Cavalo 2	x	0,163	0,023	-
		Cavalo 3	n	0,415	-0,071	↑
		Cavalo 4	x	1,000	0,015	-
		Cavalo 5	n	0,226	0,028	-

Tabela 7 - Varição média entre medidas para “SI Garrote”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Varição Média	Varição
SI Sacro	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,037	-0,166	↑
		Cavalo 2	x	0,374	-0,061	-
		Cavalo 3	n	0,416	0,048	-
		Cavalo 4	n	0,521	0,032	-
		Cavalo 5	n	0,140	-0,111	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,083	0,135	-
		Cavalo 2	n	0,024	0,186	↓
		Cavalo 3	n	0,013	0,170	↓
		Cavalo 4	n	0,701	-0,065	-
		Cavalo 5	n	0,017	-0,370	↑
	Passo Mole	Cavalo 1	n	0,002	-0,203	↑
		Cavalo 2	n	0,004	0,121	↓
		Cavalo 3	n	0,322	0,322	↓
		Cavalo 4	n	0,177	0,112	-
		Cavalo 5	n	0,068	0,149	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,345	-0,125	-
		Cavalo 2	n	0,612	-0,073	-
		Cavalo 3	n	0,667	-0,047	-
		Cavalo 4	n	0,799	0,078	-
		Cavalo 5	n	0,995	0,000	=
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,657	0,034	-
		Cavalo 2	x	0,715	-0,111	-
		Cavalo 3	x	0,000	0,176	↓
		Cavalo 4	n	0,023	0,172	↓
		Cavalo 5	n	0,195	0,360	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,142	-0,052	-
		Cavalo 2	x	0,083	0,066	-
		Cavalo 3	x	0,046	0,066	↓
		Cavalo 4	n	0,703	0,098	-
		Cavalo 5	x	0,705	-0,007	-

Tabela 8 - Varição média entre medidas para “SI Sacro”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

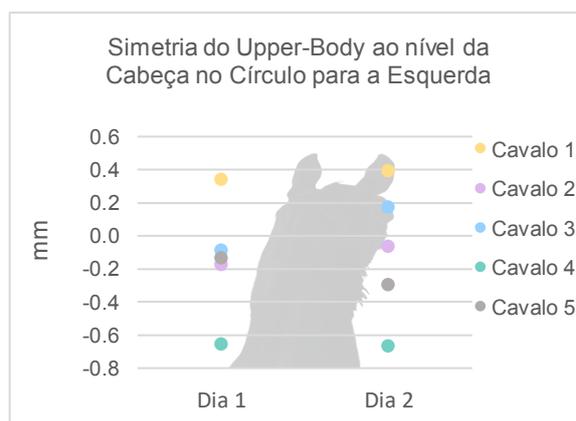
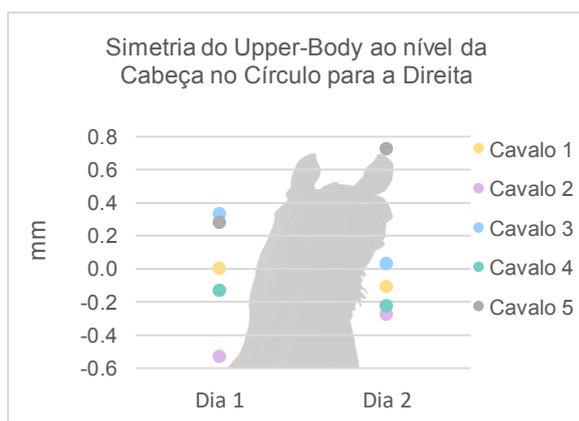
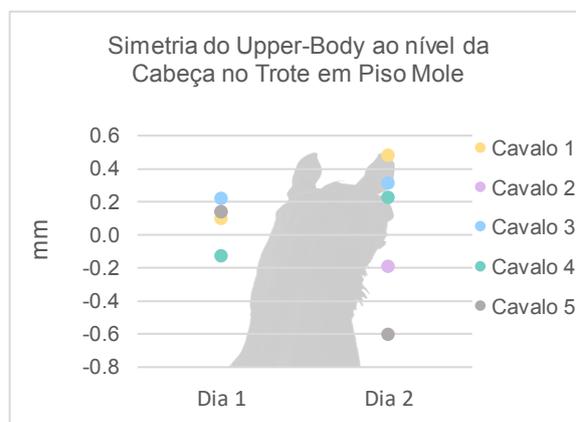
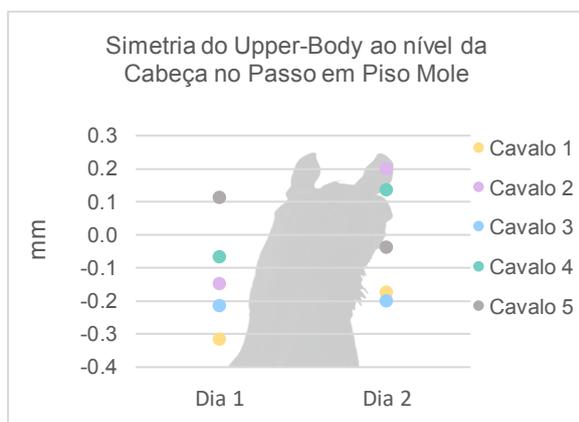
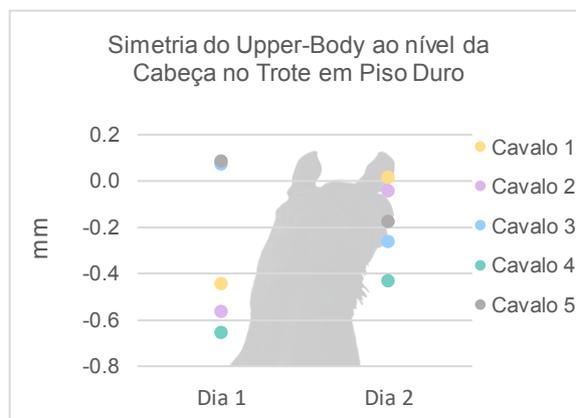
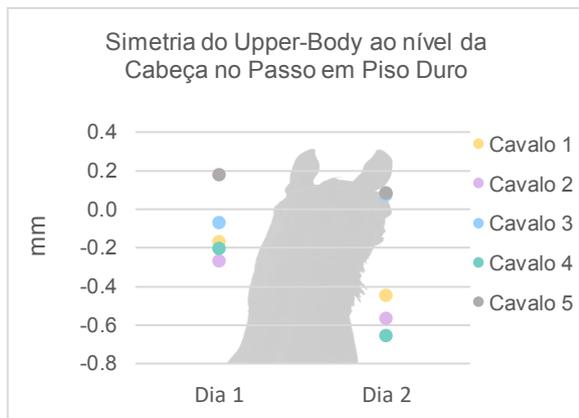


Figura 11 – Variação entre medidas para “SI Cabeça”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).

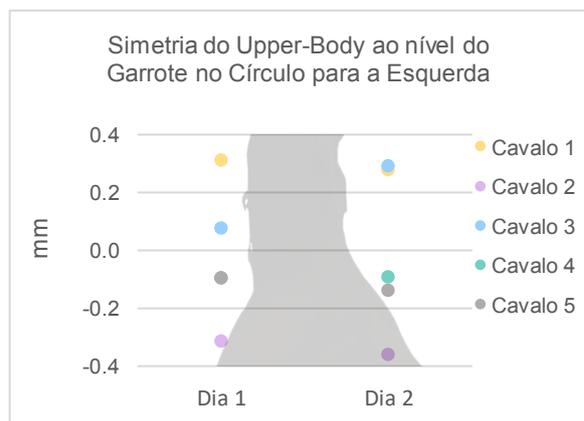
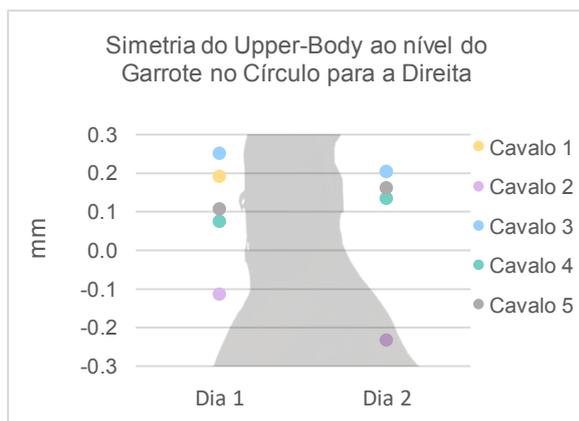
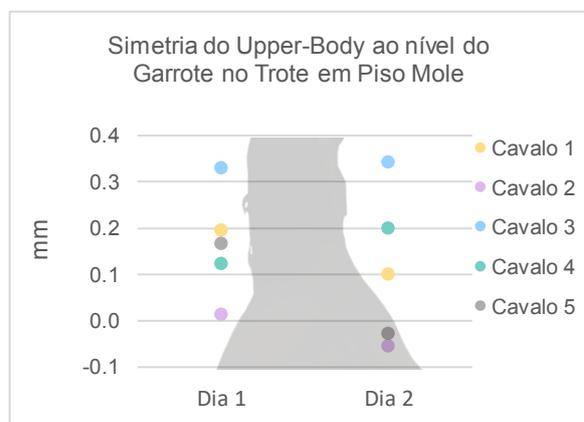
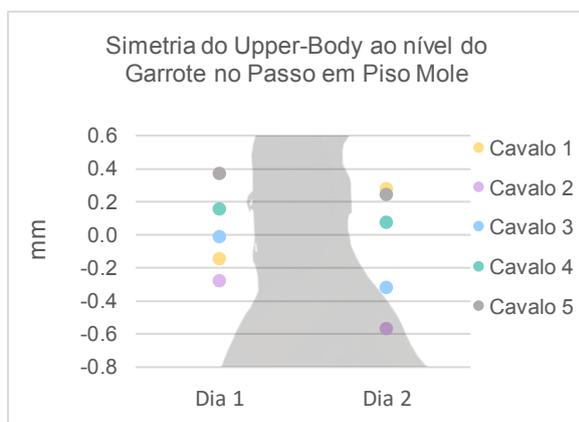
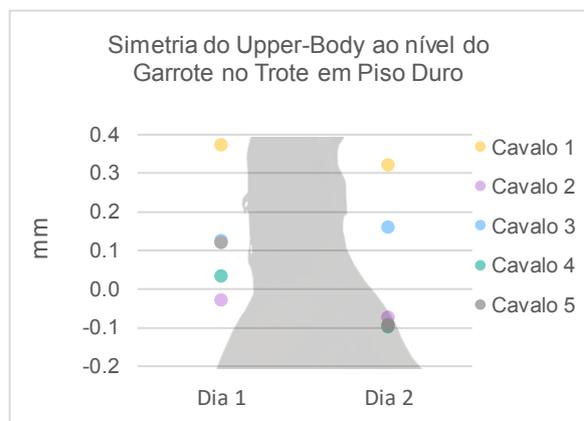
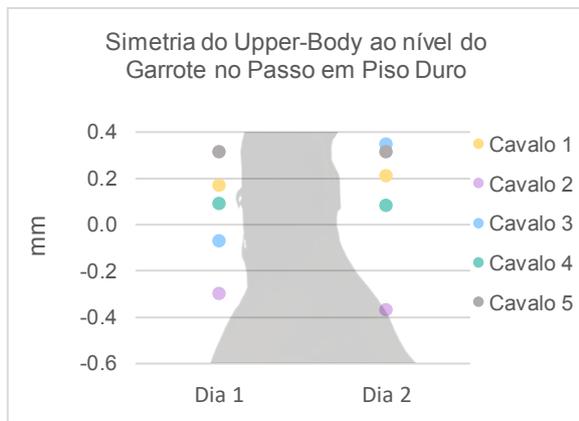


Figura 12 – Variação entre medidas para “SI Garrote”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).

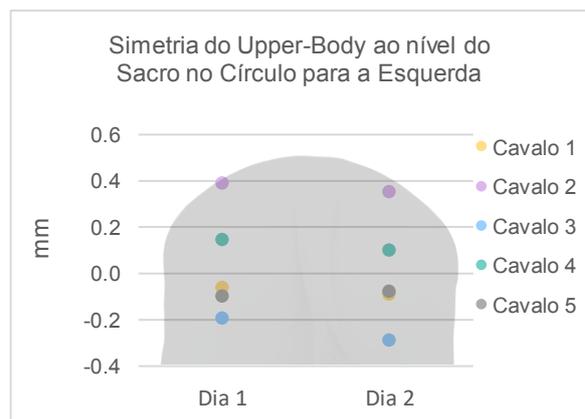
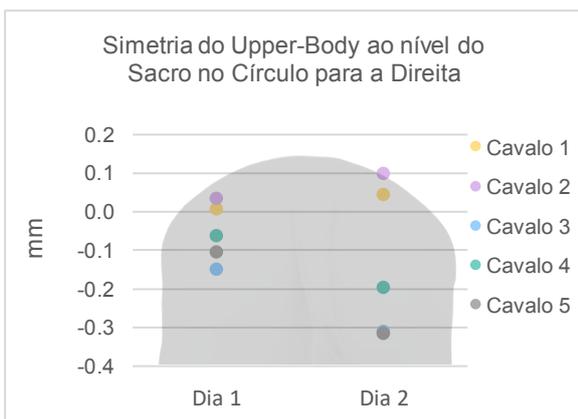
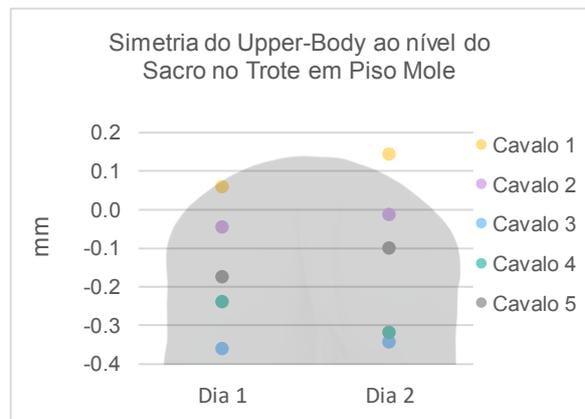
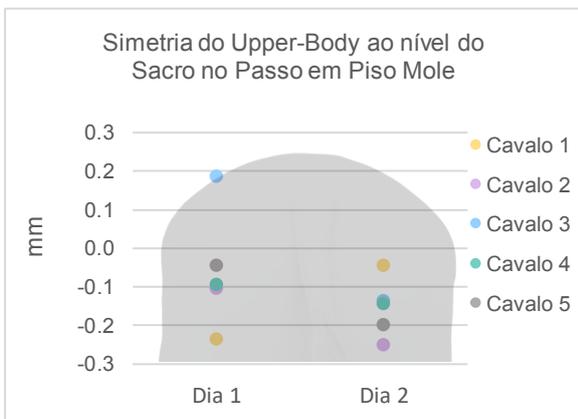
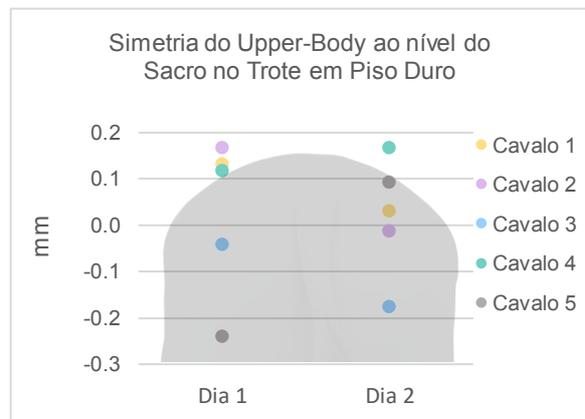
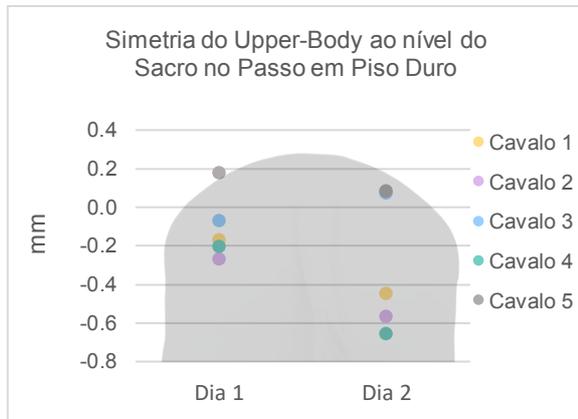


Figura 13 – Variação entre medidas para “SI Sacro”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).

A informação relativa aos outros parâmetros pode ser encontrada nos Anexos 1-12. Relativamente ao MaxDiff da cabeça apenas se verificaram variações médias estatisticamente significativas para o cavalo 3 (passo no piso mole, círculo para a direita e para a esquerda) e para o cavalo 5 (trote no piso duro). Para o MaxDiff do sacro verificaram-se diferenças significativas em todas as condições menos no trote no piso mole. Já o MaxDiff do garrote foi aquele no qual ocorreu maior variação, com variações médias relevantes em dois cavalos (cavalos 2 e 4) no passo em piso duro, em dois cavalos (cavalos 1 e 5) para o trote em piso duro, para dois (cavalos 1 e 2) no passo em piso mole, apenas para um (cavalo 2) no trote em piso mole, para dois (cavalos 3 e 5) no círculo para a direita e, o que sofreu mais alterações, com variações em quatro cavalos (cavalos 1, 2, 3 e 5), no círculo para a esquerda.

No que diz respeito ao MinDiff as variações estatisticamente significativas ocorreram nas três localizações anatómicas avaliadas. Na cabeça verificaram-se alterações no passo no piso duro (cavalo 1), no trote no piso duro (cavalo 2), no passo no piso mole (cavalos 2 e 3), no trote no piso mole (cavalo 5) e no círculo para a direita (cavalo 2 e 3). Para o sacro não se verificaram alterações no passo e trote no piso duro nem no trote em piso mole. Contudo, houve alterações nos cavalos 1 e 3 no passo no piso mole e no círculo para a direita, e no cavalo 3 e 5 no círculo para a esquerda. Por fim, para o garrote não se verificaram alterações estatisticamente relevantes no trote no piso duro e no passo no piso mole, mas no passo em piso duro variou nos cavalos 2 e 3, no trote em piso mole variou no cavalo 5, no círculo para a direita houve alterações no cavalo 3 e, no círculo para a esquerda, variou nos cavalos 5 e 3.

Posto isto, o cavalo que sofreu mais variações estatisticamente significativas foi o cavalo 3 e o que sofreu menos foi o cavalo 4. Para além disso, o cavalo 3 apresentou-se também como o cavalo que apresentou variação média maior e menor, tendo apresentado um aumento médio de 58,352 mm do MaxDiff da cabeça no círculo para a esquerda e uma diminuição média de 0,066 mm do SI do sacro também para o círculo para a esquerda.

3.4. Efeito do piso e direção na variação

Nas tabelas 9, 10 e 11 é possível observar a variação entre medidas em relação à condição (passo duro, trote duro, passo mole, trote mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda), ao tipo de superfície (piso duro e piso mole) e ainda por direção (linha reta e círculo). Em relação ao passo em linha reta no piso duro observou-se variações estatisticamente significativas apenas para valores de MaxDiff nos sensores do sacro (diminuição média de 2,957 mm) e do garrote (diminuição média de 3,708 mm). Para o trote em linha reta no piso duro apenas se verificou alguma diferença no índice de

simetria (sensor do garrote) com uma diminuição média de 0,089 mm. Também no trote em linha reta, mas no piso mole, se verificou alterações neste parâmetro, com um aumento médio de 2,916 mm. Já o passo em linha reta no piso mole obteve alterações relevantes para os parâmetros de índice de simetria (sensor do sacro), MaxDiff (sensor do garrote) e MinDiff (sensor da cabeça) com uma diminuição média de 0,102 mm, um aumento médio de 4,333 mm e de 11,869 mm respectivamente. No que diz respeito ao círculo para a direita, observou-se uma variação média estatisticamente significativa dos parâmetros de índice de simetria para o sensor do sacro, para o MaxDiff no sensor da cabeça e garrote e para os parâmetros de MinDiff dos sensores da cabeça, sacro e garrote (diminuição média de 0,146 mm, diminuição média de 45,032 mm, aumento médio de 18,738 mm, aumento médio de 30,311 mm, diminuição média de 16,207 mm e diminuição média 19,154 mm respectivamente). Relativamente ao círculo para a esquerda verificou-se uma variação relevante do MaxDiff para o sensor do sacro (diminuição média de 5,028 mm) e para o sensor do garrote (diminuição média de 8,835 mm), e do MinDiff para o sensor do garrote (aumento médio de 12,386 mm). Assim, conclui-se que houve uma maior variação média no círculo (mais para a direita) em comparação com a linha reta (Tabela 9).

No que diz respeito às diferenças entre tipos de piso (duro vs mole) verificou-se uma maior quantidade de variação para o piso mole, com variações estatisticamente significativas nos parâmetros de índice de simetria do sacro (diminuição média de 0,053 mm), MaxDiff do sacro (diminuição média de 2,844 mm), e MinDiff da cabeça, sacro e garrote (diminuição média de 8,831, 2,626 e aumento médio de 3,377 mm) comparativamente com o piso duro, com alterações nos parâmetros de simetria da cabeça (aumento médio de 0,164 mm), MaxDiff de sacro e garrote (diminuição média 3,184 e 3,208 mm) e MinDiff da cabeça (aumento médio de 12,781 mm) (Tabela 7 e 8, Figura 14).

Por fim, na Tabela 11 e Figura 15 observam-se diferenças mais relevantes para o círculo quando comparado com a linha reta, tendo-se verificado apenas variações do índice de simetria da cabeça (aumento médio de 0,098 mm) e do MinDiff da cabeça (aumento médio de 10,181 mm) para os percursos em linha reta. Por outro lado, nos círculos verificaram-se alterações significativas do índice de simetria do sacro (diminuição média de 0,054 mm), MaxDiff do sacro (diminuição média de 4,165 mm) e

MinDiff da cabeça (aumento médio de 9,406 mm), sacro (diminuição média de 2,949 mm) e garrote (aumento médio de 4,534 mm).

Parâmetro	Sensor	Condição					
		Passo Duro			Trote duro		
		Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação	Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação
SI_UP	Cabeça	0,142	-0,113	-	0,047	-0,233	-
	Sacro	0,067	-0,052	-	0,538	0,033	-
	Garrote	0,255	-0,064	-	0,006	0,089	↓
Max_diff	Cabeça	0,768	1,764	-	0,589	2,311	-
	Sacro	0,027	2,957	↓	0,105	3,551	-
	Garrote	0,002	3,708	↓	0,042	2,444	-
Min_diff	Cabeça	0,064	-14,201	-	0,065	-10,568	-
	Sacro	0,835	0,354	-	0,277	1,657	-
	Garrote	0,667	0,752	-	0,062	2,387	-
Parâmetro	Sensor	Condição					
		Passo Mole			Trote Mole		
		Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação	Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação
SI_UP	Cabeça	0,343	-0,069	-	0,476	0,084	-
	Sacro	0,015	0,102	↓	0,478	-0,042	-
	Garrote	0,119	0,109	-	0,041	-2,916	↑
Max_diff	Cabeça	0,924	-0,493	-	0,667	-1,568	-
	Sacro	0,316	-1,399	-	0,175	-3,116	-
	Garrote	0,032	-4,333	↑	0,208	-2,578	-
Min_diff	Cabeça	0,033	-11,869	↑	0,656	2,130	-
	Sacro	0,233	3,712	-	0,312	-2,460	-
	Garrote	0,851	0,296	-	0,321	2,521	-
Parâmetro	Sensor	Condição					
		Círculo Direita			Círculo Esquerda		
		Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação	Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação
SI_UP	Cabeça	0,12	0,143	-	0,397	-0,059	-
	Sacro	0	0,146	↓	0,205	0,025	-
	Garrote	0,962	-0,001	-	0,622	0,011	-
Max_diff	Cabeça	0	45,032	↓	0,198	-6,000	-
	Sacro	0,473	1,516	-	0	5,028	↓
	Garrote	0	-18,738	↑	0	8,835	↓
Min_diff	Cabeça	0,001	-30,311	↑	0,571	-2,477	-
	Sacro	0	16,207	↓	0,186	-1,373	-
	Garrote	0	19,154	↓	0	-12,386	↑

Tabela 9 – Paired t-test e variação média entre medidas por condição

Parâmetro	Sensor	Piso					
		Piso Duro			Piso Mole		
		Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação	Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação
SI_UP	Cabeça	0,013	-0,164	↑	0,855	-0,009	-
	Sacro	0,503	-0,018	-	0,001	0,053	↓
	Garrote	0,953	0,002	-	0,069	-0,206	-
Max_diff	Cabeça	0,619	1,978	-	0,124	5,091	-
	Sacro	0,006	3,184	↓	0,001	2,844	↓
	Garrote	0	3,208	↓	0,42	0,803	-
Min_diff	Cabeça	0,013	-12,781	↑	0,006	-8,831	↑
	Sacro	0,475	0,852	-	0,007	2,626	↓
	Garrote	0,231	1,399	-	0,019	-3,377	↑

Tabela 10 - Variação média entre medidas de todos os parâmetros por piso em linha reta (Duro vs Mole)

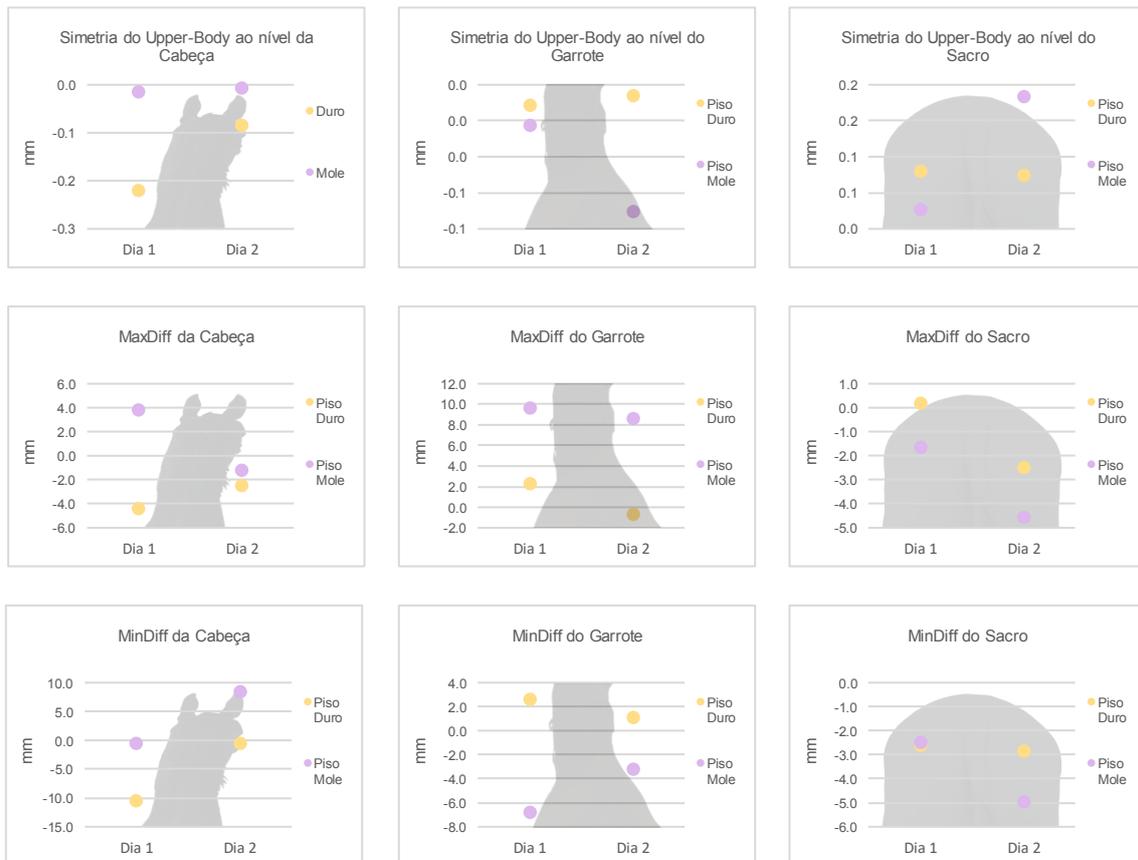


Figura 14 – Variação entre medidas por parâmetro, por dia e por tipo de piso (Duro vs Mole)

Parâmetro	Sensor	Direção					
		Linha Reta			Círculo		
		Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação	Paired t-test Sig. (2-tailed)	Média	Variação
SI_UP	Cabeça	0,034	-0,098	↑	0,882	-0,008	-
	Sacro	0,674	0,009	-	0,002	0,054	↓
	Garrote	0,059	-0,465	-	0,649	0,008	-
Max_diff	Cabeça	0,782	0,752	-	0,102	6,705	-
	Sacro	0,25	0,982	-	0	4,165	↓
	Garrote	0,708	0,302	-	0,099	1,970	-
Min_diff	Cabeça	0,003	-10,181	↑	0,018	-9,406	↑
	Sacro	0,334	1,097	-	0,007	2,949	↓
	Garrote	0,145	1,283	-	0,01	-4,534	↑

Tabela 11 - Variação média entre medidas de todos os parâmetros por direção (Linha reta vs Círculo)

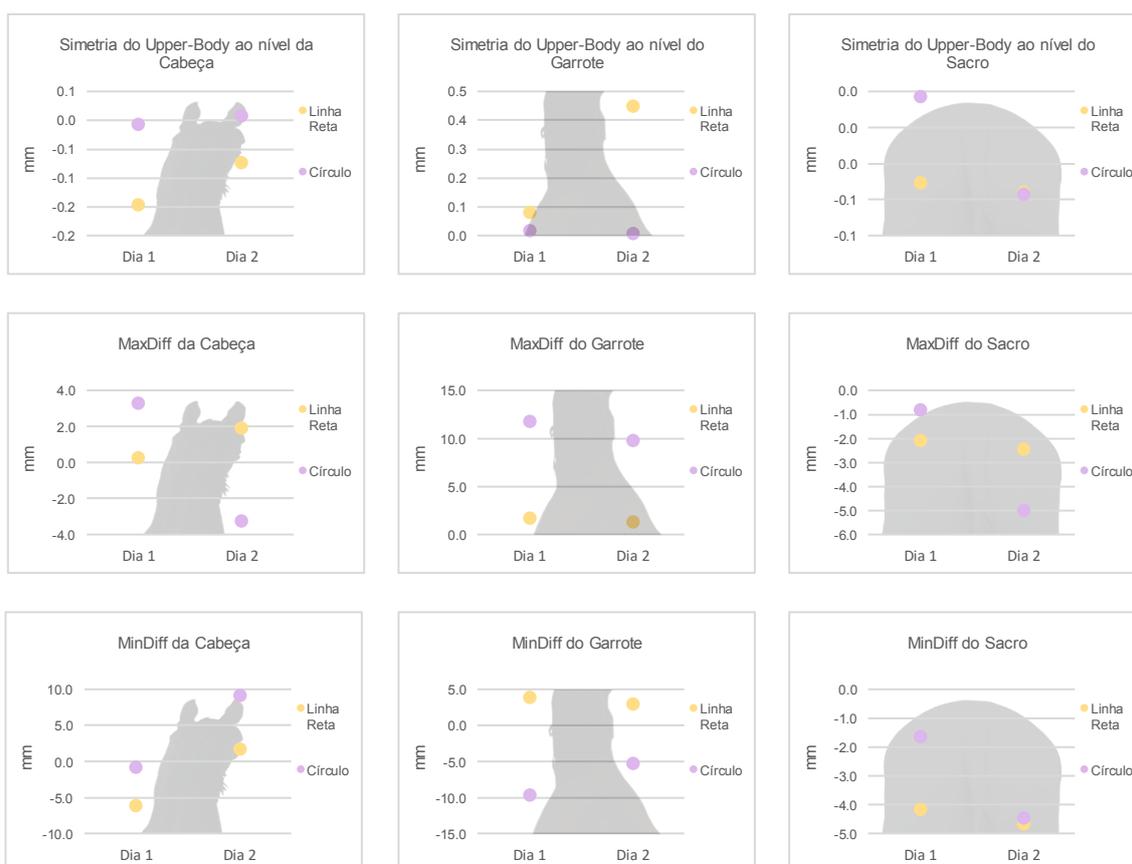


Figura 15 – Variação entre medidas por parâmetro, por dia e por direção (Linha Reta

3.5. Variação entre cada cavalo e entre medições do próprio cavalo

Em todas as medições, a variação entre cavalos foi superior à variação que se verificou entre cada medição do mesmo cavalo. Isto torna-se graficamente evidente na figura 16, com as caixas relativamente pequenas por cavalo, em comparação com as diferenças mais substanciais entre os diferentes cavalos.

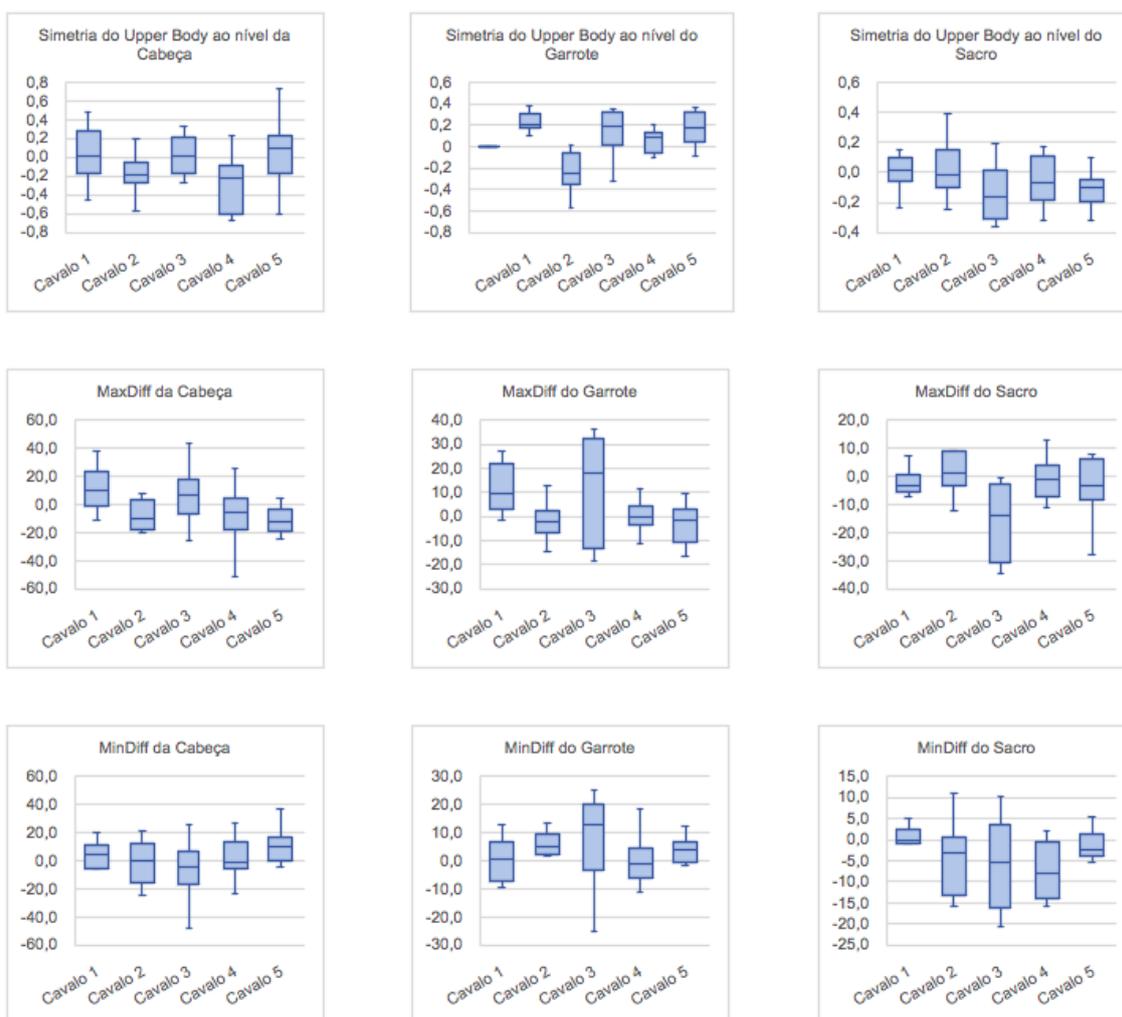


Figura 16 - Variação entre-medidas por cavalo ao longo de todas as medições para todos os parâmetros

4. Discussão

O presente estudo pretendeu descrever a magnitude da variação e a repetibilidade dos parâmetros de simetria do movimento entre cada medição, em cavalos em trabalho regular com grau inferior a 2/5 de claudicação. Assim, o objetivo foi o de verificar que existe uma pequena proporção de variação biológica nos andamentos dos equinos.

4.1. Considerações Iniciais

Este estudo investigou a variação dos parâmetros de simetria em cavalos em trabalho normal sem tratamentos ou outras intervenções, de forma a perceber a variabilidade expectável ao longo do tempo, em diferentes superfícies (piso duro e piso mole) e percursos (linha reta e círculo). O conhecimento dessa variação é fundamental para a correta interpretação dos dados da análise quantitativa dos andamentos numa situação clínica, como é o caso da comparação de medidas repetidas antes e após analgesia diagnóstica, ou até por motivos de monitorização a longo prazo dos parâmetros de simetria para a deteção precoce de lesões (Sepulveda Caviedes et al. 2018, Hardeman et al. 2019).

Neste estudo, utilizaram-se cavalos em trabalho regular numa escola de equitação. Já que a avaliação das variações nos parâmetros medidos foi intraespecífica a cada cavalo, não foi efetuada uma avaliação rigorosa do nível de claudicação. Esta seleção de sujeitos foi efetuada de modo a poder estudar uma população retirada de uma situação normal de rotina de um centro equestre.

Foi, no entanto, verificado o conforto de cada animal de forma a que o grau de claudicação não excedesse os 2/5 da escala da AAEP. Esta avaliação foi feita no decorrer das primeiras recolhas de dados.

4.2. Variação entre medidas

Como seria de esperar, para todos os parâmetros de simetria medidos, verificou-se uma certa quantidade de variação entre medições, no entanto poucas foram as alterações estatisticamente significativas. A variação entre as medidas foi maior para os parâmetros da cabeça em comparação com os do sacro e do garrote. Essa diferença está de acordo com estudos anteriores que recorreram a acelerómetros (Keegan 2011), nos quais os parâmetros de assimetria do sacro em linha reta tiveram melhor repetibilidade do que os parâmetros de simetria da cabeça.

Para todas as localizações anatómicas, a variação do MaxDiff e do MinDiff foi maior em comparação com a variação do SI. Também Hardeman et al. em 2019

obtiveram estes resultados. Algo que pode ser devido às diferenças no método usado para calcular estes parâmetros de simetria; o MaxDiff e o MinDiff consideram o ponto mais alto ou o mais baixo das curvas sinusoidais, enquanto o SI compreende ambos.

É de notar que podem surgir diferenças na quantidade de variação entre as medidas para os diferentes parâmetros em relação a outros estudos. Uma justificação possível para tal será o facto de diferentes sistemas objetivos usarem parâmetros diferentes e, portanto, espera-se diferentes quantidades de variação entre as medidas.

4.3. Superfície

Verificou-se uma menor variação no piso duro (linha reta) em comparação com o piso mole (linha reta). Uma explicação para este achado é de que isso ocorre devido a uma maior uniformidade da superfície dura (alcatrão) em relação ao piso mole (combinação de areia e fibra sintética). Provavelmente os cavalos necessitam de compensar mais os movimentos andando no piso mole, mostrando dessa forma uma maior variação no padrão de locomoção e nos parâmetros de simetria. Por exemplo, no caso de uma superfície irregular observar-se-á uma maior variação entre passadas para os parâmetros de MaxDiff e MinDiff (Hardeman et al. 2019).

4.4. Círculo

No círculo, as assimetrias de movimento são induzidas pela trajetória circular (Rhodin et al. 2015). Tal como Hardeman et al. comprovaram em 2019, também neste estudo verificámos uma maior variação dos parâmetros no círculo em comparação com a linha reta. Uma justificação para tal poderá ser o facto dos cavalos à guia se sentirem com mais liberdade para mudar a sua velocidade, diâmetro do círculo e direção do corpo relativamente à linha reta. Também pode ser mais difícil para o manipulador realizar continuamente a mesma velocidade e diâmetro de círculo durante as medições e, especialmente, entre os dias. Fatores como os anteriormente mencionados são conhecidos causadores de diferentes graus de assimetria (Pfau et al. 2012). Contudo, neste estudo, conseguiu-se controlar o diâmetro do círculo entre medições, sendo específico para cada cavalo. Desta forma, as variações verificadas no círculo serão apenas justificadas pelas variações de velocidade, alterações do piso (mais irregular por exemplo), etc.

Para além disso, verificou-se também uma ligeira redução da velocidade média ao longo do tempo (velocidade dos segmentos finais foi menor). Isto pode-se justificar pelo facto do cavalo se ambientar ao percurso e à envolvente e, por isso, torna a sua velocidade mais lenta e constante. Tal como Pfau et al. afirmaram em 2012, estes são

fatores que afetam o grau de assimetria medida, justificando desta forma, algumas variações.

4.5. Variação Anatômica

Em cavalos não claudicantes o deslocamento vertical do garrote apresenta um elevado grau de simetria. Por outro lado, quando se induz claudicação a um indivíduo este grau de simetria reduz (Buchner et al. 1996). Este estudo demonstrou que a variação entre medidas do garrote é semelhante à do sacro, sendo esta variação menor em comparação com a variação dos parâmetros da cabeça (Tabela 1).

Uma hipótese que justifique a maior variação dos parâmetros da cabeça em relação aos parâmetros do garrote e do sacro pode ser o facto de existir uma maior liberdade de movimento da cabeça (permitida pelo pescoço) quando comparada com as restantes zonas anatómicas. Este alto grau de movimento da cabeça permite que o cavalo reaja rapidamente e com uma amplitude de movimento relativamente grande a estímulos externos (como o manipulador), aumentando assim a variação na simetria do movimento. Essa diferença entre as localizações anatómicas foi descrita anteriormente em estudos que avaliaram cavalos com diferentes posições da cabeça e do pescoço (Rhodin et al. 2009, Waldern et al. 2009). Assim, a menor variação entre as medidas dos marcadores do garrote em comparação com os marcadores da cabeça pode torná-lo um bom candidato para auxiliar na quantificação de claudicação de MA (Rhodin et al. 2018).

4.6. Variação Intraespecífica

Neste estudo conseguimos perceber que existe uma diferença significativa entre cada cavalo na variação dos diversos parâmetros de locomoção. Este facto evidencia a existência de um padrão de locomoção individual, o que enfatiza a necessidade do médico veterinário comparar as diferentes medições de um mesmo cavalo aquando da avaliação clínica e não comparar com outros indivíduos.

Estudos anteriores propuseram limiares para distinguir cavalos claudicantes de cavalos não claudicantes utilizando sistemas baseados em sensores. Keegan et al. em 2012 e Keegan et al. em 2013 apresentaram valores de 6mm para o deslocamento vertical da cabeça e 3 mm para o sacro (citado por Hardeman et al. 2019). No estudo de Hardeman et al. em 2019 os valores deste limiar foram superiores recorrendo a um sistema de captura ótica do movimento. No presente estudo os valores de deslocamento vertical para todas as regiões anatómicas foram superiores, nomeadamente de aproximadamente 27 mm para a região da cabeça, e de 15 mm para o sacro (obteve-

se também um valor médio de 20 mm para o deslocamento vertical do garrote). Estes valores estão de acordo com os esperados uma vez que estes animais não foram considerados livres de claudicação, sendo considerados aptos para trabalhar apresentando apenas um grau de claudicação inferior a 2/5 na escala AAEP. Em 2017, vanWeeren et al. mencionaram que a utilização de limiares fixos para a deteção de claudicação podia ser questionada. As diferenças nos resultados não são apenas influenciadas por fatores relacionados com os cavalos, mas também pelas especificações do sistema. Um estudo anterior concluiu que, ao comparar dois sistemas baseados em sensores, as diferenças nos valores médios de assimetria poderiam estar relacionadas com diferenças no hardware dos sensores, técnica de filtragem, algoritmos de processamento, e técnica de deteção de passos (Sepulveda Caviedes et al. 2018). Por exemplo, ao utilizar um sistema de captura ótica de movimento, há fatores técnicos que afetam o resultado, pelo que uma padronização poderia ajudar. Um estudo recente mostrou que, quando técnicas semelhantes de filtragem e processamento de dados são aplicadas tanto a sistemas de captura ótica de movimento como a sistemas baseados em sensores de forma sincronizada, é possível encontrar um bom acordo entre os dois (Bosch et al. 2018). No caso do sistema EquiMoves os dados passam também por um processo de filtragem levando-nos a concluir que podemos aproximar este estudo a estudos semelhantes, mas que utilizam outros softwares.

4.7. Ambiente

É necessário ter em conta que ao realizar as medições em diferentes locais e em diferentes pontos temporais, as condições práticas das medições, isto é, o ambiente, também podem influenciar o resultado. Estes fatores ambientais englobam os efeitos da posição da cabeça e do pescoço do cavalo (por exemplo por influência do manipulador) (Rhodin et al. 2009, Waldern et al. 2009), a superfície, o comportamento do animal (López-Sanromán et al. 2012), diâmetro do círculo (Pfau et al. 2012), velocidade (Pfau et al. 2012, Starke et al. 2013) e o aquecimento prévio do animal.

Sabe-se que a influência do manipulador é inevitável. Este influencia sempre a posição da cabeça e do pescoço, a velocidade, o diâmetro do círculo, etc. Por estas razões, tentou-se neste estudo minimizar ao máximo esse efeito. Foi dado tempo ao animal para se habituar ao ambiente de estudo (apesar da recolha de dados ter ocorrido no local onde habitualmente trabalham, o facto de equipar o animal com os diversos sensores provoca sempre algum stress a estes animais), e foi utilizado o mesmo manipulador em todas as medições. Utilizou-se ainda uma medida estipulada de duas vezes o comprimento do cavalo para o comprimento da guia de forma a minimizar variações muito grandes no diâmetro do círculo.

Mesmo tendo todos estes fatores em consideração, existem outros, por vezes inesperados (cavalo mais novos ou inexperientes, ruídos exteriores, etc.) que podem tornar estas medições sem qualidade suficiente. De forma a minimizar estes efeitos aconselha-se a que, no caso de acontecerem situações como as mencionadas anteriormente, se deva repetir essas medições ou aumentar o número de passadas analisadas. Deste modo, limita-se a variabilidade, permitindo que não se utilizem dados com elevada variabilidade entre condições, com valores experimentais menos exatos e com elevados desvios-padrão.

Posto isto, é necessário que os médicos veterinários estejam cientes de todos os fatores e da forma como estes influenciam a análise objetiva dos andamentos.

4.8. Limitações

Este estudo apresentou algumas limitações. Entre elas o facto de se ter realizado num grupo relativamente pequeno de cavalos, de diferentes raças e conformações. Para além disso não se caracterizou a amostra, o que seria de interessante para poder relacionar os resultados com características como a idade. O facto desta pequena amostra de cavalos com conformações diferentes e aptidões diferentes, surge como uma limitação uma vez que, ao não ser uma amostra uniforme, não permite extrapolar para determinadas raças e disciplinas (contrariamente a estudos realizados, por exemplo em cavalos de corrida (Puro sangue Inglês)).

Outra limitação deste estudo assenta no facto da realização de apenas duas medições, em dias diferentes. Num estudo realizado em 2019, Hardeman et al. realizaram várias medições no mesmo dia e em dias diferentes (Anexo 13). Observaram uma tendência de aumento de variação entre medições no dia 2 e no dia 3, comparativamente ao dia 1. Contudo, no geral verificaram uma menor variação para todos os parâmetros de simetria conforme as repetições aumentavam durante o dia. A justificação que encontraram foi o efeito do aquecimento, algo que já teria sido comprovado num estudo que recorreu a uma passadeira (Buchner et al. 2004). Para uma situação clínica, deve-se considerar este efeito e reservar um tempo, provavelmente específico para cada cavalo, para que se familiarizem com o ambiente, uma vez que essas diferenças na variação entre as medidas também podem afetar a avaliação subjetiva (dependendo da magnitude dessas diferenças). Por estas razões teria sido interessante realizar mais medições de forma a fornecer informação útil aos médicos veterinários que utilizam ou não métodos de análise quantitativa na prática clínica.

Devido a limitações temporais, antes da inclusão dos cavalos no estudo, estes foram avaliados apenas em linha reta no piso duro. Idealmente teríamos realizado um

exame de claudicação completo. Apesar de serem comumente realizados em exames de claudicação na prática clínica, não incluímos neste estudo círculos no piso duro.

Num estudo de repetibilidade realizado em 2011 por Keegan et al., os sensores foram deixados nos locais anatómicos entre as avaliações. No presente estudo, as medições em dias diferentes exigiram a remoção dos sensores entre avaliações. Isto é algo compatível com a monitorização de cavalos a longo prazo, porém não permite distinguir a variação que ocorre pela alteração da localização dos sensores e a variação biológica verdadeira.

5. Conclusão

Cada vez mais o cavalo é considerado um atleta, surgindo a necessidade de quantificar o seu desempenho e melhorar a sua *performance*. Por essa razão surgem cada vez mais formas de analisar os seus andamentos de forma mais exata e objetiva.

Este estudo fornece dados sobre a variação entre medições de parâmetros de simetria em diferentes condições, uma vez que na prática clínica, nomeadamente em ortopedia, a medição repetida destes parâmetros em diferentes momentos e condições é comum. As medições foram realizadas com um intervalo de três semanas, isto é, uma medição no dia 1 e outra no dia 21. As diversas condições foram, então, passo em piso duro, trote em piso duro, passo em piso mole, trote em piso mole, círculo para a mão direita em piso mole e círculo para a mão esquerda em piso mole.

Observou-se uma menor variação destes parâmetros em piso duro (linha reta) quando comparada com piso mole (linha reta) e uma maior variação no círculo quando comparado com a linha reta. Verificámos também uma grande diferença de variação dos parâmetros entre cada cavalo.

Estes resultados demonstraram que, de facto, apesar de existirem pequenas variações entre as medições, estas não têm significado estatístico, o que pode corresponder apenas a variação biológica. Estes resultados são importantes porque pela primeira vez se conseguiu demonstrar uma consistência nos parâmetros de simetria em animais de baixo rendimento em trabalho regular. Desta forma, a utilização de sistemas de análise quantitativa dos andamentos converte-se numa mais valia para os seus utilizadores na medida em que passam a ter uma base sustentada para analisar a informação de forma mais exata.

Idealmente deveriam ser realizados estudos semelhantes a este, mas com outros sistemas, uma vez que a informação obtida é essencial para a interpretação clínica adequada dos dados deste tipo de equipamentos. Seria também interessante poder demonstrar e relacionar estas assimetrias com lesões através da monitorização quantitativa utilizando sensores de inércia.

6. Bibliografia

Alexander RMN. 2002. Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology - A Molecular and Integrative Physiology*. 133(4):1001–1011. doi:10.1016/S1095-6433(02)00143-5.

Aviad AD. 1988. The use of the standing force plate as a quantitative measure of equine lameness. *Journal of Equine Veterinary Science*. 8(6):460–462. doi:10.1016/S0737-0806(88)80095-9.

Barrey E. 1999. Methods, applications and limitations of Gait analysis in horses. *Veterinary Journal*. 157(1):7–22. doi:10.1053/tvjl.1998.0297.

Barrey E. 2013. Gaits and interlimb coordination. In: Back W, Clayton HM, editors. *Equine Locomotion*. 2^a. Philadelphia: Saunders Elsevier. p. 85–99.

Baxter GM, Stashak TS. 2011. Examination for lameness. In: Adams, Stashak, editors. *Lameness in Horses*. West Sussex. p. 115; 143–149; 151–153.

Biewener AA. 1989. Scaling body support in mammals: Limb posture and muscle mechanics. *Science*. 245(4913):45–48. doi:10.1126/science.2740914.

Biewener AA. 1998. Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. *Comparative Biochemistry and Physiology - B Biochemistry and Molecular Biology*. 120(1):73–87. doi:10.1016/S0305-0491(98)00024-8.

Bogert AJ van den, Weeren PR van, Schamhardt HC. 1990. Correction for skin displacement errors in movement analysis of the horse. *Journal of Biomechanics*. 23(1):97–101. doi:10.1016/0021-9290(90)90374-C. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192909090374C>.

Bosch S, Serra Bragança F, Marin-Perianu M, Marin-Perianu R, van der Zwaag B, Voskamp J, Back W, van Weeren R, Havinga P. 2018. EquiMoves: A Wireless Networked Inertial Measurement System for Objective Examination of Horse Gait. *Sensors*. 18(3):850. doi:10.3390/s18030850. <http://www.mdpi.com/1424-8220/18/3/850>.

Buchner HHF, Savelberg HHCM, Schamhardt HC, Barneveld A. 1996. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*. 28(1):71–76. doi:10.1111/j.2042-3306.1996.tb01592.x.

Clayton Hilary M., Chateau H, Back Willem. 2013. Forelimb Function. In: Back W, Clayton H. M., editors. *Equine Locomotion*. 2^a. Philadelphia: Saunders Elsevier. p. 99–127.

Clayton Hilary M., Schamhardt HC. 2013. Measurement techniques for gait analysis. In: Back W, Clayton H. M., editors. *Equine Locomotion*. 2^a. Philadelphia: Saunders Elsevier. p. 31–61.

Clayton H. M. 1994a. Comparison of the stride kinematics of the collected, medium, and extended trot in horses. *American journal of veterinary research*. 56(7):849–852.

Clayton Hilary M. 1994. Comparison of the stride kinematics of the collected, working, medium and extended canter in horses. *Equine Veterinary Journal*. 26(3):230–234. doi:10.1111/j.2042-3306.1994.tb04375.x.

Clayton H. M. 1994b. Comparison of the stride kinematics of the collected, medium, and extended trot in horses. *American journal of veterinary research*. 56(7):849–852.

Clayton HM. 2016. Biomechanics of the exercising horse. *Journal of Animal Science*. doi:10.2527/jas.2015-9990.

Clayton HM, Hoyt DF, Wickler SJ, Cogger EA, Lanovaz JL. 2002. Hindlimb net joint energies during swing phase as a function of trotting velocity. *Equine veterinary journal Supplement*. 34(34):363–367. doi:10.1111/j.2042-3306.2002.tb05449.x.

Clayton HM, Schamhardt HC, Willemen MA, Lanovaz JL, Colborne GR. 2000. Net joint moments and joint powers in horses with superficial digital flexor tendinitis. *American Journal of Veterinary Research*. 61(2):197–201. doi:10.2460/ajvr.2000.61.197.

Clayton HM, Sha DH. 2006. Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path.

Degueurce C, Pourcelot P, Audigié F, Denoix JM, Geiger D. 1997. Variability of the limb joint patterns of sound horses at trot. *Equine veterinary journal Supplement*. 23(23):89–92. doi:10.1111/j.2042-3306.1997.tb05062.x.

Drew T, Prentice S, Schepens B. 2004. Cortical and brainstem control of locomotion. *Progress in Brain Research*. 143(03):251–261. doi:10.1016/S0079-6123(03)43025-2.

Dutto DJ, Hoyt DF, Cogger EA, Wickler SJ. 2004. Ground reaction forces in horses trotting up an incline and on the level over a range of speeds. *Journal of Experimental Biology*. 207(20):3507–3514. doi:10.1242/jeb.01171.

Dyson PK, Jackson BF, Pfeiffer DU, Price JS. 2008. Days lost from training by two- and three-year-old Thoroughbred horses: A survey of seven UK training yards. *Equine Veterinary Journal*. 40(7):650–657. doi:10.2746/042516408X363242.

Dyson S. 2011. Can lameness be graded reliably? *Equine Veterinary Journal*. 43(4):379–382. doi:10.1111/j.2042-3306.2011.00391.x.

Dyson S. 2014. Recognition of lameness: Man versus machine. *Veterinary Journal*. 201(3):245–248. doi:10.1016/j.tvjl.2014.05.018. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2014.05.018>.

Fredricson I, Drevemo S. 1971. A New Method of Investigating Equine Locomotion. *Equine Veterinary Journal*. 3(4):137–140. doi:10.1111/j.2042-3306.1971.tb04456.x. <http://doi.wiley.com/10.1111/j.2042-3306.1971.tb04456.x>.

Fuller CJ, Bladon BM, Driver AJ, Barr ARS. 2006. The intra- and inter-assessor reliability of measurement of functional outcome by lameness scoring in horses. *Veterinary Journal*. 171(2):281–286. doi:10.1016/j.tvjl.2004.10.012.

Galisteo AM, Cano MR, Morales JL, Vivo J, Miró F. 1998. The influence of speed and height at the withers on the kinematics of sound horses at the hand-led trot. *Veterinary Research Communications*. 22(6):415–424. doi:10.1023/a:1006105614177.

Grillner S. 2002. The spinal locomotor GPC: A target after spinal cord injury. *Progress in Brain Research*. 137:97–108. doi:10.1016/S0079-6123(02)37010-9.

Grillner S, Jessell TM. 2009. Measured motion: searching for simplicity in spinal locomotor networks. *Current Opinion in Neurobiology*. 19(6):572–586. doi:10.1016/j.conb.2009.10.011.

Gunn HM. 1987. Muscle, bone and fat proportions and muscle distribution of Thoroughbreds and other horses. *Equine exercise physiology* 2. n/a:253–264.

Hammarberg M, Egenvall A, Pfau T, Rhodin M. 2016. Rater agreement of visual lameness assessment in horses during lungeing. *Equine Veterinary Journal*. 48(1):78–82. doi:10.1111/evj.12385.

Hardeman AM, Serra Bragança FM, Swagemakers JH, van Weeren PR, Roepstorff L. 2019. Variation in gait parameters used for objective lameness assessment in sound horses at the trot on the straight line and the lunge. *Equine Veterinary Journal*. 51(6):831–839. doi:10.1111/evj.13075.

Hasaneini SJ, Macnab CJB, Bertram JEA, Leung H. 2014. Swing-leg retraction efficiency in bipedal walking. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems.(Iros)*:2515–2522. doi:10.1109/IROS.2014.6942905.

van Heel MCV, Barneveld A, van Weeren PR, Back W. 2004. Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: The effect of trimming. *Equine Veterinary Journal*. 36(8):778–782. doi:10.2746/0425164044847993.

Hermanson JW, Cobb MA. 1992. Four forearm flexor muscles of the horse, *Equus caballus*: Anatomy and histochemistry. *Journal of Morphology*. 212(3):269–280. doi:10.1002/jmor.1052120306.

Hewetson M, Christley TM, Hunt ID, Voute LC. 2006. Investigations of the reliability of the observational gait analysis for the assessment of lameness in horses. *Veterinary Record*. 158(25):852–858. doi:10.1136/vr.158.25.852.

Hildebrand M. 1965. Symmetrical gaits of horses. *Science*. 150(697):701–708. doi:10.1126/science.150.3697.701.

- Hildebrand M. 1977. Analysis of Asymmetrical Gaits. *Journal of Mammalogy*. 58:131–156.
- Hobbs SJ, Clayton HM. 2013. Sagittal plane ground reaction forces, centre of pressure and centre of mass in trotting horses. *Veterinary Journal*. 198(SUPPL1):e14–e19. doi:10.1016/j.tvjl.2013.09.027. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.027>.
- Hobbs SJ, Licka T, Polman R. 2011. The difference in kinematics of horses walking, trotting and cantering on a flat and banked 10 m circle. *Equine Veterinary Journal*. 43(6):686–694. doi:10.1111/j.2042-3306.2010.00334.x.
- Ishihara A, Bertone AL, Rajala-Schultz PJ. 2005. Association between subjective lameness grade and kinetic gait parameters in horses with experimentally induced forelimb lameness. *American Journal of Veterinary Research*. 66(10):1805–1815. doi:10.2460/ajvr.2005.66.1805.
- Jeffcott LB, Rosedale PD, Freestone J, Frank CJ, Towers-Clark PF. 1982. An assessment of wastage in Thoroughbred racing from conception to 4 years of age. *Equine Veterinary Journal*. 14(3):185–198. doi:10.1111/j.2042-3306.1982.tb02389.x.
- Kai M, Aoki O, Hiraga A, Oki H, Tokuriki M. 2000. Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. *American Journal of Veterinary Research*. 61(8):979–985. doi:10.2460/ajvr.2000.61.979.
- Kalman RE. 1960. A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Journal of Basic Engineering*. 82(1):35–45. doi:10.1115/1.3662552. <https://asmedigitalcollection.asme.org/fluidsengineering/article/82/1/35/397706/A-New-Approach-to-Linear-Filtering-and-Prediction>.
- Keegan KG. 2005. Head Movement Pattern in Horses With Forelimb and Hindlimb Lameness.
- Keegan KG. 2007a. Evidence-Based Lameness Detection and Quantification. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. 23(2):403–423. doi:10.1016/j.cveq.2007.04.008.
- Keegan KG. 2007b. Evidence-Based Lameness Detection and Quantification. *Veterinary Clinics of North America - Equine Practice*. 23(2):403–423. doi:10.1016/j.cveq.2007.04.008.
- Keegan KG, Dent E v., Wilson DA, Janicek J, Kramer J, Lacarrubba A, Walsh DM, Cassells MW, Esther TM, Schiltz P, et al. 2010. Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. *Equine Veterinary Journal*. 42(2):92–97. doi:10.2746/042516409X479568.
- Keegan KG, Kramer J, Yonezawa Y, Maki H, Pai PF, Dent E v, Kellerman TE, Wilson D a, Reed SK. 2011. System for Horses. 72(9).

Keegan KG, MacAllister CG, Wilson DA, Gedon CA, Kramer J, Yonezawa Y, Maki H, Frank Pai P. 2012. Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. *American Journal of Veterinary Research*. 73(3):368–374. doi:10.2460/ajvr.73.3.368.

Keegan KG, Wilson DA, Kramer J, Reed SK, Pai F, Marco AF. 2013. System – Based Method With Subjective Evaluation for Detection of Lameness in Horses. *American Journal of Veterinary Research*. 74(1):17–24.

Keegan KG, Yonezawa Y, Pai F, Wilson DA, Kramer J. 2004. Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research*. 65(5):665–670. doi:10.2460/ajvr.2004.65.665.

Keg PR, Barneveld A, Schamhardt HC, van den Belt AJM. 1994. Clinical and force plate evaluation of the effect of a high plantar nerve block in lameness caused by induced mid-metatarsal tendinitis. *Veterinary Quarterly*. 16(sup2):70–75. doi:10.1080/01652176.1994.9694506. <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/01652176.1994.9694506>.

Kilbourne BM, Hoffman LC. 2013. Scale effects between body size and limb design in quadrupedal mammals. *PLoS ONE*. 8(11). doi:10.1371/journal.pone.0078392.

Kramer J, Keegan KG, Wilson DA, Smith BK, Wilson DJ. 2000. Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic. *American Journal of Veterinary Research*. 61(9):1031–1036. doi:10.2460/ajvr.2000.61.1031.

Leach DH, Dagg AI. 1983. Evolution of equine locomotion research. *Equine veterinary journal*. doi:10.1111/j.2042-3306.1983.tb01724.x.

Licka T, Kapaun M, Peham C. 2004. Influence of rider on lameness in trotting horses. *Equine Veterinary Journal*. 36(8):734–736. doi:10.2746/0425164044848028.

LjSpeert AJ. 2008. Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review. *Neural Networks*. 21(4):642–653. doi:10.1016/j.neunet.2008.03.014.

Lu, T.-W., & Chang, C.-F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(2 S), S13–S25. <http://doi.org/10.1016/j.kjms.2011.08.004>

May SA, Wyn-Jones G. 1987. Identification of hindleg lameness. *Equine Veterinary Journal*. 19(3):185–188. doi:10.1111/j.2042-3306.1987.tb01371.x.

Mccracken MJ, Kramer J, Keegan KG, Lopes M, Wilson DA, Reed SK, Lacarrubba A, Rasch M. 2012. Comparison of an inertial sensor system of lameness

quantification with subjective lameness evaluation. *Equine Veterinary Journal*. 44(6):652–656. doi:10.1111/j.2042-3306.2012.00571.x.

Merkens HW, Schamhardt HC. 1988. Distribution of ground reaction forces of the concurrently loaded limbs of the Dutch Warmblood horse at the normal walk. *Equine Veterinary Journal*. 20(3):209–213. doi:10.1111/j.2042-3306.1988.tb01501.x.

Moorman VJ, Raoul F, Li R, McIlwraith CW, Kawcak CE. 2012. Walking and Trotting. 73(8).

Morris EA, Seeherman HJ. 1987. Redistribution of ground reaction forces in experimentally induced equine carpal lameness.

Munoz-Nates F, Chateau H, van Hamme A, Camus M, Pauchard M, Ravary-Plumioen B, Denoix J-M, Pourcelot P, Crevier-Denoix N. 2015. Accelerometric and dynamometric measurements of the impact shock of the equine forelimb and hindlimb at high speed trot on six different tracks – preliminary study in one horse. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 18(sup1):2012–2013. doi:10.1080/10255842.2015.1069601.

<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2015.1069601>.

Murray RC, Dyson SJ, Tranquille C, Adams V. 2006. Anatomical Site of Orthopaedic Injury Diagnosis. *Equine Veterinary Journal*. 36(S36):411–416. doi:10.1111/j.2042-3306.2006.tb05578.x PMID - 17402457.

Nicodemus MC, Clayton HM. 2003. Temporal variables of four-beat, stepping gaits of gaited horses. *Applied Animal Behaviour Science*. 80(2):133–142. doi:10.1016/S0168-1591(02)00219-8.

Nielsen TD, Dean RS, Robinson NJ, Massey A, Brennan ML. 2014. Survey of the UK veterinary profession: Common species and conditions nominated by veterinarians in practice. *Veterinary Record*. 174(13):324. doi:10.1136/vr.101745.

Olsen E, Andersen PH, Pfau T. 2012. Accuracy and precision of equine gait event detection during walking with limb and trunk mounted inertial sensors. *Sensors (Switzerland)*. 12(6):8145–8156. doi:10.3390/s120608145.

Oosterlinck M, Pille F, Huppes T, Gasthuys F, Back W. 2010. Comparison of pressure plate and force plate gait kinetics in sound Warmbloods at walk and trot. *Veterinary Journal*. 186(3):347–351. doi:10.1016/j.tvjl.2009.08.024. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2009.08.024>.

Oosterlinck M, Pille F, Sonneveld DC, Oomen AM, Gasthuys F, Back W. 2012. Contribution of dynamic calibration to the measurement accuracy of a pressure plate system throughout the stance phase in sound horses. *Veterinary Journal*. 193(2):471–474. doi:10.1016/j.tvjl.2012.01.029. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2012.01.029>.

Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder, D., & Nordin, M. (2017). Introduction to Dynamics. Em N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, & M. Nordin (Eds.), *Fundamentals of Biomechanics, Equilibrium, Motion and Deformation* (4a, pp. 195–200). Cham, Switzerland: Springer International Publishing. http://doi.org/10.1007/978-3-319-44738-4_6

Parkes RSV, Weller R, Groth AM, May S, Pfau T. 2009. Evidence of the development of “domain-restricted” expertise in the recognition of asymmetric motion characteristics of hindlimb lameness in the horse. *Equine Veterinary Journal*. 41(2):112–117. doi:10.2746/042516408X343000.

Payne RC, Hutchinson JR, Robilliard JJ, Smith NC, Wilson AM. 2005. Functional specialisation of pelvic limb anatomy in horses (*Equus caballus*). *Journal of Anatomy*. 206(6):557–574. doi:10.1111/j.1469-7580.2005.00420.x.

Payne RC, Veenman P, Wilson AM. 2005. The role of the extrinsic thoracic limb muscles in equine locomotion (*Journal of Anatomy* (2004)). *Journal of Anatomy*. 206(2):193–204. doi:10.1111/j.1469-7580.2005.00353.x.

Peham C, Licka T, Mayr A, Scheidl M. 2000. Individual Speed Dependency of Forelimb Lameness in Trotting Horses. *Veterinary Journal*. 160(2):135–138. doi:10.1053/tvjl.2000.0483.

Peham C, Licka T, Mayr A, Scheidl M, Girtler D. 1998. Speed dependency of motion pattern consistency. *Journal of Biomechanics*. 31(9):769–772. doi:10.1016/S0021-9290(98)00040-2.

Pfau T, Robilliard JJ, Weller R, Jespers K, Eliashar E, Wilson AM. 2007. Assessment of mild hindlimb lameness during over ground locomotion using linear discriminant analysis of inertial sensor data. *Equine Veterinary Journal*. 39(5):407–413. doi:10.2746/042516407X185719.

Pfau T, Stubbs NC, Kaiser LJ, Brown LE a, Clayton HM. 2012. on a Soft Surface. *American journal of veterinary research*. 73(12).

Picerno P. 2017. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait and Posture*. 51:239–246. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.008. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.008>.

Rhodin M, Egenvall A, Haubro Andersen P, Pfau T. 2017. Head and pelvic movement asymmetries at trot in riding horses in training and perceived as free from lameness by the owner. Loor JJ, editor. *PLOS ONE*. 12(4):e0176253. doi:10.1371/journal.pone.0176253.

Rhodin M, Gómez álvarez CB, Byström A, Johnston C, van Weeren PR, Roepstorff L, Weishaupt MA. 2009. The effect of different head and neck positions on

the caudal back and hindlimb kinematics in the elite dressage horse at trot. *Equine Veterinary Journal*. 41(3):274–279. doi:10.2746/042516409X394436.

Rhodin M, Persson-Sjodin E, Egenvall A, Serra Bragança FM, Pfau T, Roepstorff L, Weishaupt MA, Thomsen MH, van Weeren PR, Hernlund E. 2018. Vertical movement symmetry of the withers in horses with induced forelimb and hindlimb lameness at trot. *Equine Veterinary Journal*. 50(6):818–824. doi:10.1111/evj.12844. <http://doi.wiley.com/10.1111/evj.12844>.

Rhodin M, Roepstorff L, French A, Keegan KG, Pfau T, Egenvall A. 2016. Head and pelvic movement asymmetry during lungeing in horses with symmetrical movement on the straight. *Equine Veterinary Journal*. 48(3):315–320. doi:10.1111/evj.12446.

Robert C, Audigié F, Valette JP, Pourcelot P, Denoix JM. 2001. Effects of treadmill speed on the mechanics of the back in the trotting saddlehorse. *Equine veterinary journal Supplement*. 33(33):154–159. doi:10.1111/j.2042-3306.2001.tb05380.x.

Robert C, Valette J-P, Pourcelot P, Audigié F, Denoix J-M. 2002. Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses. *Equine Veterinary Journal*. 34(S34):295–301. doi:10.1111/j.2042-3306.2002.tb05436.x. <http://doi.wiley.com/10.1111/j.2042-3306.2002.tb05436.x>.

Robilliard JJ, Pfau T, Wilson AM. 2007. Gait characterisation and classification in horses. *Journal of Experimental Biology*. 210(2):187–197. doi:10.1242/jeb.02611. <http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.02611>.

Roepstorff L, Drevemo S. 1993. Concept of a Force-Measuring Horseshoe. *Cells Tissues Organs*. 146(2–3):114–119. doi:10.1159/000147431. <https://www.karger.com/Article/FullText/147431>.

Roepstorff L, Wiestner T, Weishaupt MA, Egenvall E. 2013. Comparison of microgyro-based measurements of equine metatarsal/metacarpal bone to a high speed video locomotion analysis system during treadmill locomotion. *Veterinary Journal*. 198(SUPPL1):e157–e160. doi:10.1016/j.tvjl.2013.09.052. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.052>.

Rossignol S, Julien C, Gauthier L. 1981. Stimulus-response relationships during locomotion. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. 59(7):667–674. doi:10.1139/y81-102.

Seder JA, Vickery CE. 2003. Double and Triple Fully Airborne Phases in the Gaits of Racing Speed Thoroughbreds. *Journal of Equine Veterinary Science*. 23(5 SUPPL.):73–81. doi:10.1016/s0737-0806(03)70018-5.

Serra Bragança FM, Rhodin M, van Weeren PR. 2018. On the brink of daily clinical application of objective gait analysis: What evidence do we have so far from

studies using an induced lameness model? *The Veterinary Journal*. 234:11–23. doi:10.1016/j.tvjl.2018.01.006.

Silva AT. 2009. *Hipologia*. 1^a. Lisboa: Lidel.

Sinclair J, John Taylor P, Jane Hobbs S. 2013. Digital filtering of three-dimensional lower extremity kinematics: An assessment. *Journal of Human Kinetics*. 39(1):25–36. doi:10.2478/hukin-2013-0065.

Starke SD, Raistrick KJ, May SA, Pfau T. 2013. The effect of trotting speed on the evaluation of subtle lameness in horses. *Veterinary Journal*. 197(2):245–252. doi:10.1016/j.tvjl.2013.03.006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.03.006>.

Starke SD, Willems E, May SA, Pfau T. 2012. Vertical head and trunk movement adaptations of sound horses trotting in a circle on a hard surface. *Veterinary Journal*. 193(1):73–80. doi:10.1016/j.tvjl.2011.10.019. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tvjl.2011.10.019>.

Thomsen MH, Persson AB, Jensen AT, Sørensen H, Andersen PH. 2010. Agreement between accelerometric symmetry scores and clinical lameness scores during experimentally induced transient distension of the metacarpophalangeal joint in horses. *Equine Veterinary Journal*. 42(SUPPL. 38):510–515. doi:10.1111/j.2042-3306.2010.00287.x.

van Weeren PR. 2013. History. In: Back W, Clayton HM, editors. *Equine Locomotion*. 2^a. Philadelphia: Saunders Elsevier. p. 1–30.

van Weeren PR, van den Bogerf AJ, Back W, Bruin G, Barneveld A. 1993. Kinematics of the Standardbred Trotter Measured at 6, 7, 8 and 9 m/s on a Treadmill, before and after 5 Months of Prerace Training. *Cells Tissues Organs*. 146(2–3):154–161. doi:10.1159/000147438. <https://www.karger.com/Article/FullText/147438>.

van weeren PR, van den Bogert AJ, Barneveld A. 1988. Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal and fetlock joints of the walking horse. *Equine Veterinary Journal*. 20(3):203–208. doi:10.1111/j.2042-3306.1988.tb01500.x.

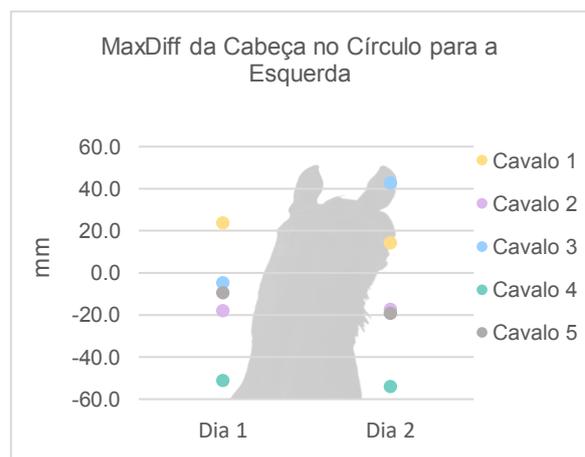
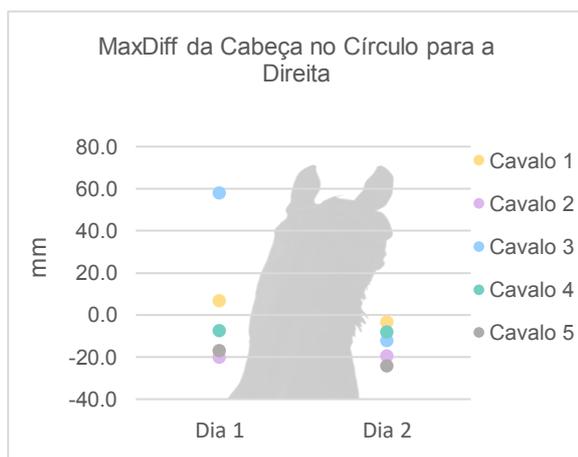
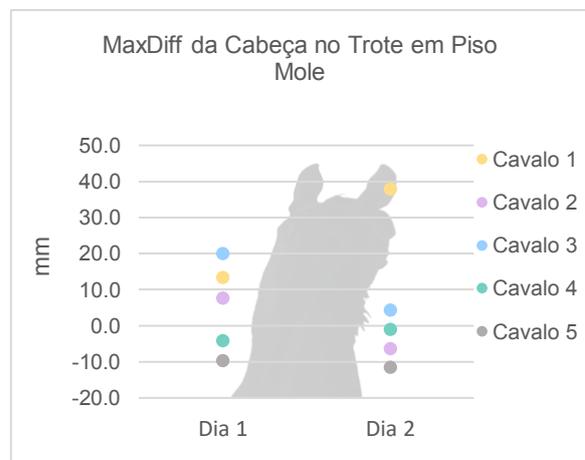
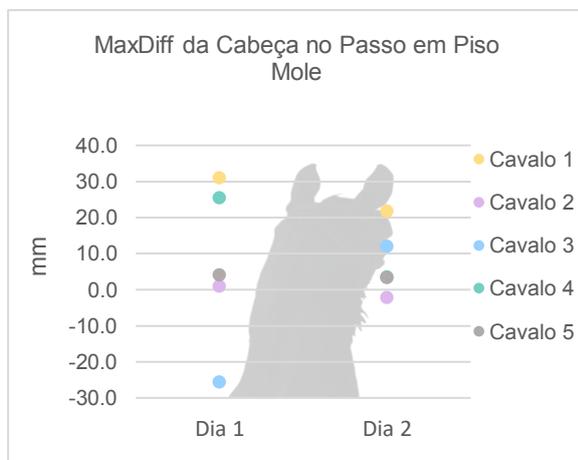
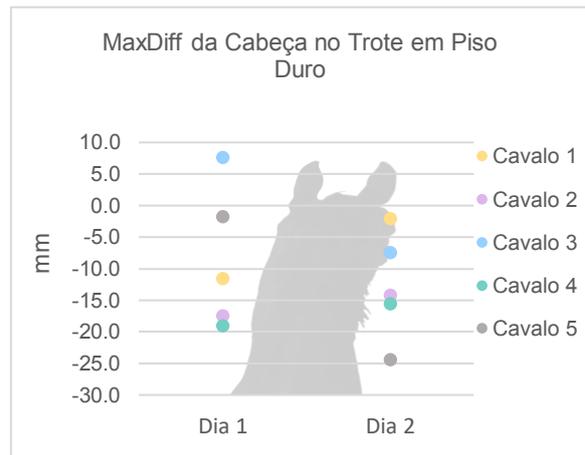
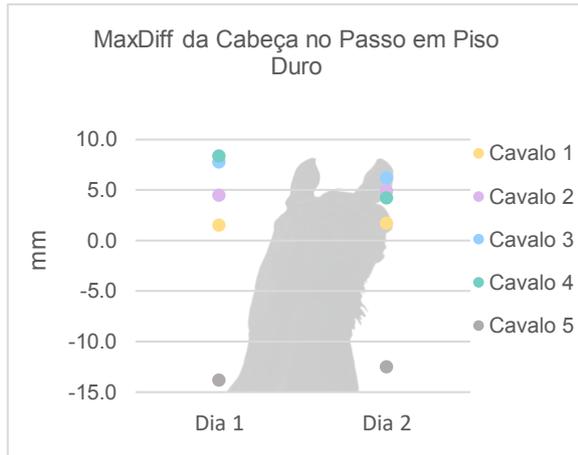
Weishaupt MA, Hogg HP, Auer JA, Wiestner T. 2010. Velocity-dependent changes of time, force and spatial parameters in Warmblood horses walking and trotting on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*. 42(SUPPL. 38):530–537. doi:10.1111/j.2042-3306.2010.00190.x.

Wentink GH. 1978. An experimental study on the role of the reciprocal tendinous apparatus of the horse at walk. *Anatomy and Embryology*. 154(2):143–151. doi:10.1007/BF00304659.

<https://equimoves.nl>

7. Anexos

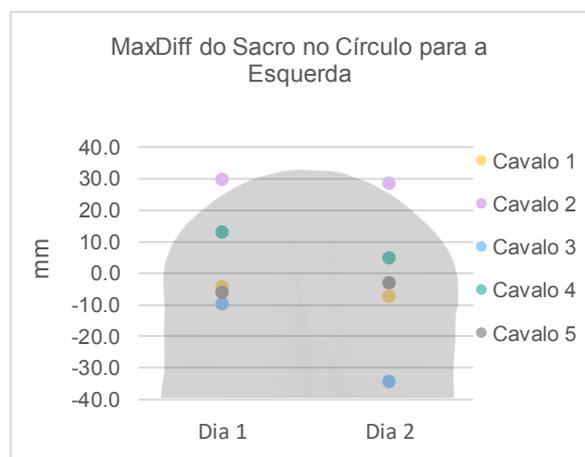
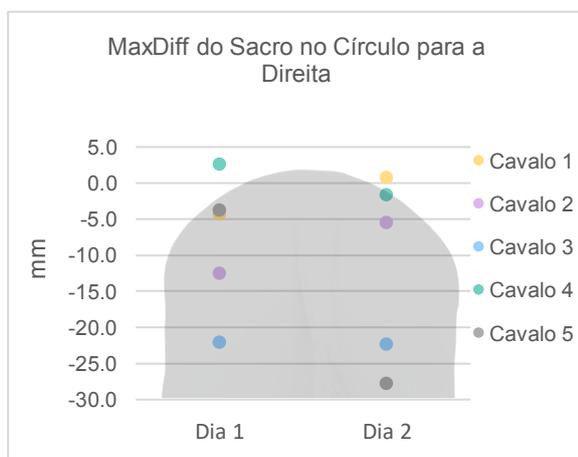
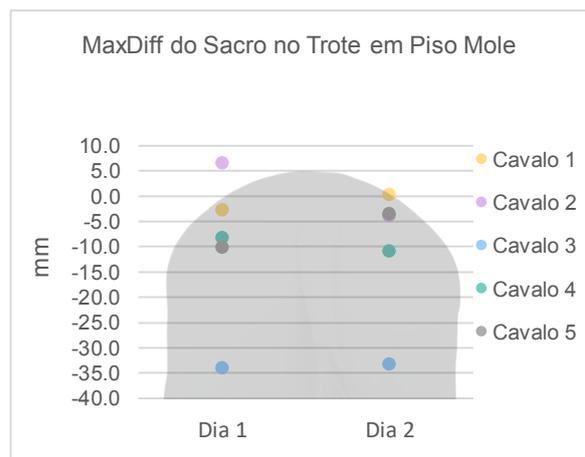
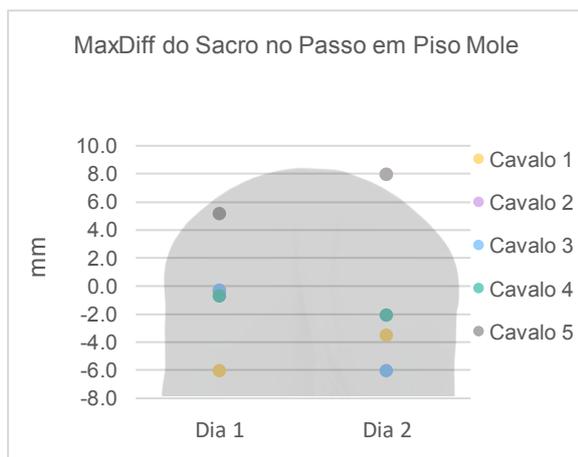
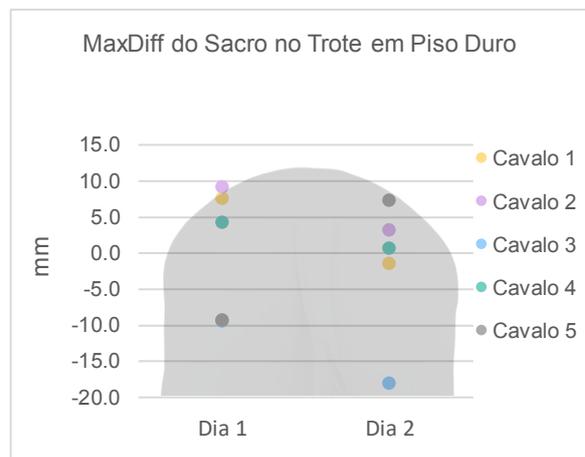
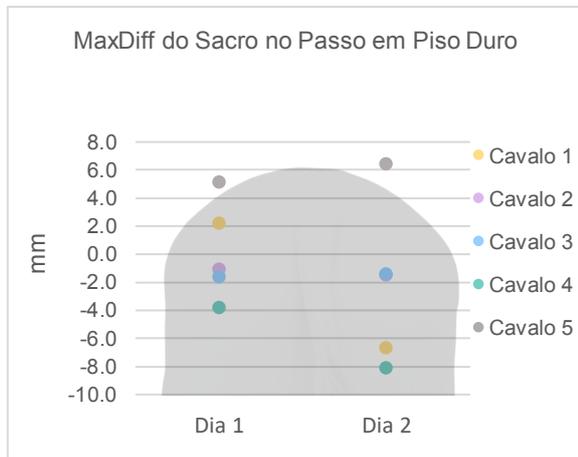
Anexo 1 – Variação entre medidas para “MaxDiff Cabeça”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).



Anexo 2 - Variação média entre medidas para “MaxDiff Cabeça”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Variação Média	Variação
MaxDiff Cabeça	Passo Duro	Cavalo 1	x	0,929	-1,057	-
		Cavalo 2	n	0,899	-1,154	-
		Cavalo 3	n	0,485	12,471	-
		Cavalo 4	n	0,764	4,202	-
		Cavalo 5	n	0,482	-4,856	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,509	-6,650	-
		Cavalo 2	n	0,741	-3,355	-
		Cavalo 3	n	0,364	12,915	-
		Cavalo 4	n	0,531	-3,855	-
		Cavalo 5	n	0,010	21,724	↓
	Passo Mole	Cavalo 1	n	0,280	13,502	-
		Cavalo 2	n	0,709	3,308	-
		Cavalo 3	n	-37,031	-37,031	↑
		Cavalo 4	n	0,234	14,016	-
		Cavalo 5	n	0,899	-1,212	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,214	-13,819	-
		Cavalo 2	n	0,244	-5,779	-
		Cavalo 3	n	0,359	15,786	-
		Cavalo 4	n	0,419	-4,872	-
		Cavalo 5	n	0,557	2,891	=
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,279	11,834	-
		Cavalo 2	x	0,715	-13,251	-
		Cavalo 3	x	0,000	71,841	↓
		Cavalo 4	n	0,696	1,895	-
		Cavalo 5	x	0,893	8,166	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,179	15,858	-
		Cavalo 2	x	0,717	1,517	-
		Cavalo 3	x	0,000	-58,352	↑
		Cavalo 4	n	0,467	-11,622	-
		Cavalo 5	x	0,119	10,216	-

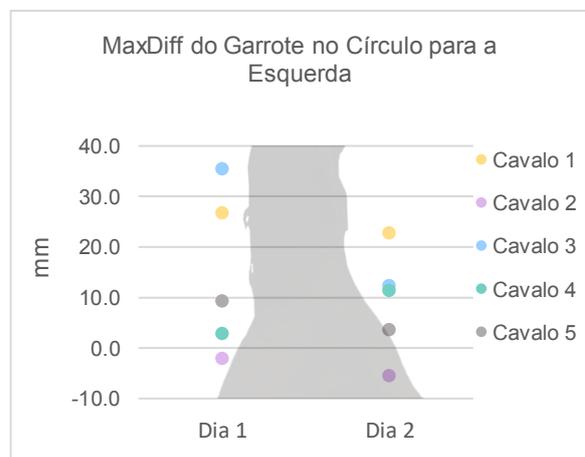
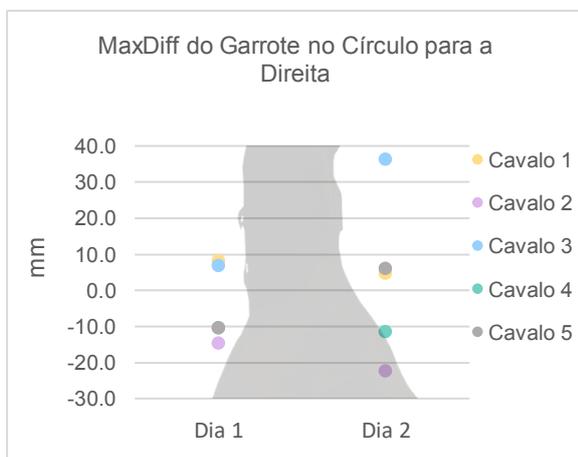
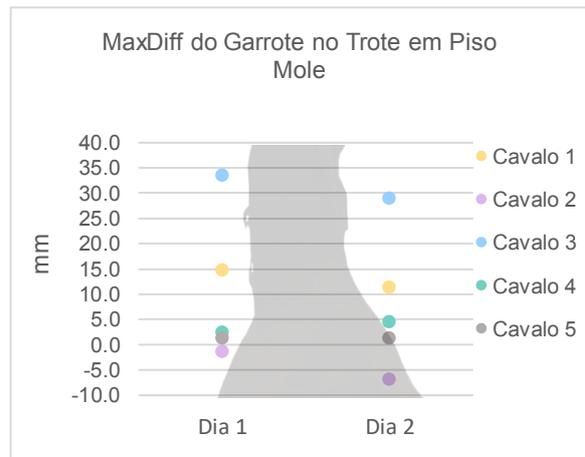
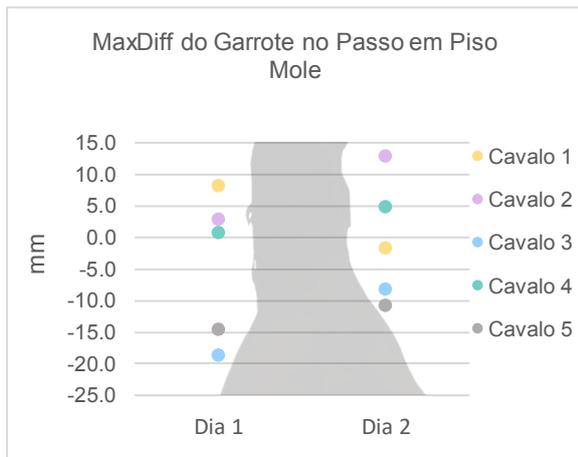
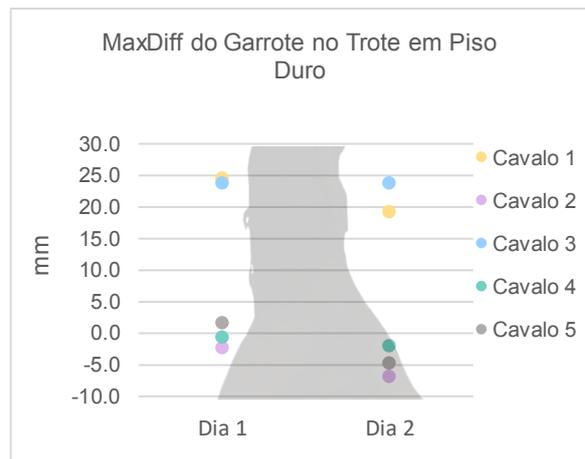
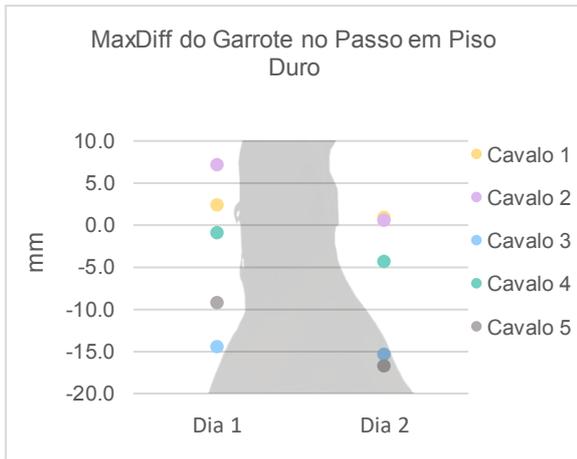
Anexo 3 – Variação entre medidas para “MaxDiff Sacro”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).



Anexo 4 - Variação média entre medidas para “MaxDiff Sacro”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Variação Média	Variação
MaxDiff Sacro	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,022	8,849	↓
		Cavalo 2	n	0,996	0,010	-
		Cavalo 3	n	0,814	0,671	-
		Cavalo 4	x	0,117	4,627	-
		Cavalo 5	n	0,747	-0,657	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,025	7,434	↓
		Cavalo 2	n	0,158	7,176	-
		Cavalo 3	n	0,056	11,323	-
		Cavalo 4	n	0,231	3,587	-
		Cavalo 5	x	0,043	-17,120	↑
	Passo Mole	Cavalo 1	n	0,766	-0,805	-
		Cavalo 2	n	0,009	-8,733	↑
		Cavalo 3	n	4,663	4,663	-
		Cavalo 4	x	0,575	2,078	-
		Cavalo 5	n	0,315	-2,397	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,336	-6,037	-
		Cavalo 2	n	0,134	-5,174	-
		Cavalo 3	n	0,799	-2,349	-
		Cavalo 4	x	1,000	2,609	-
		Cavalo 5	n	0,138	-3,091	=
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,020	-5,873	↑
		Cavalo 2	n	0,293	-12,357	-
		Cavalo 3	x	0,694	1,476	-
		Cavalo 4	n	0,409	4,604	-
		Cavalo 5	n	0,038	30,370	↓
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,908	0,281	-
		Cavalo 2	x	0,160	1,989	-
		Cavalo 3	x	0,000	24,931	↓
		Cavalo 4	n	0,034	18,587	↓
		Cavalo 5	n	0,034	-2,829	-

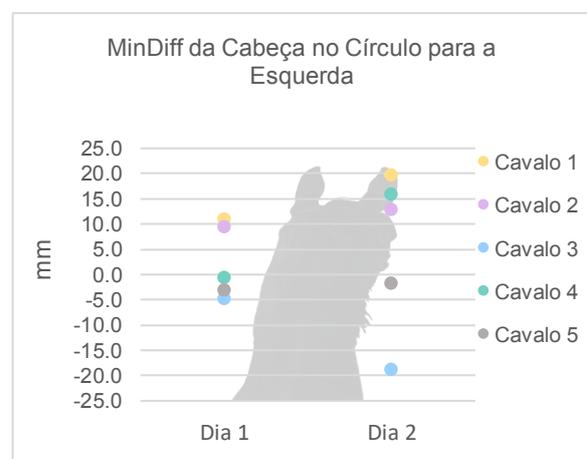
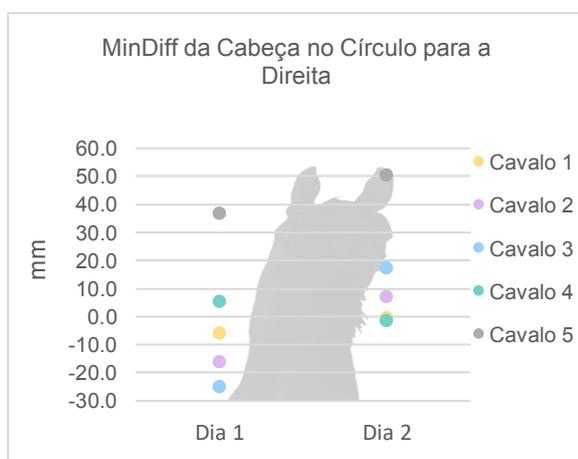
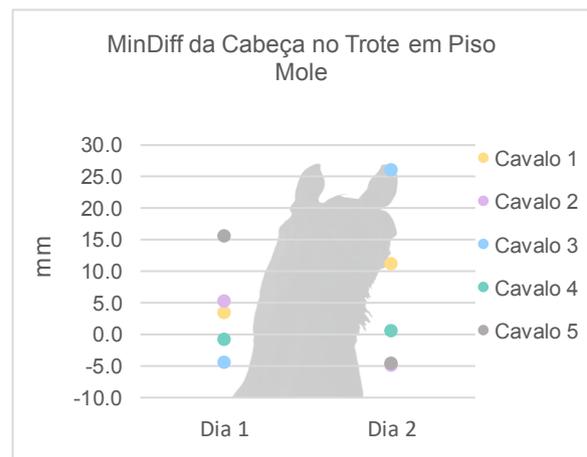
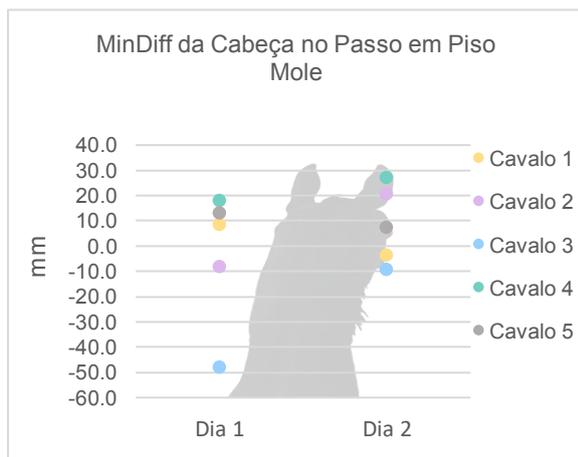
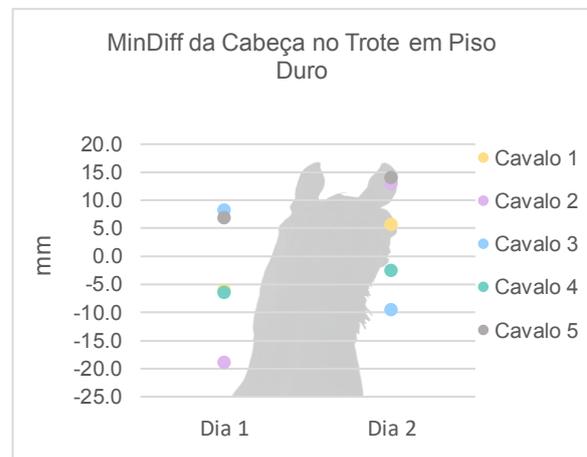
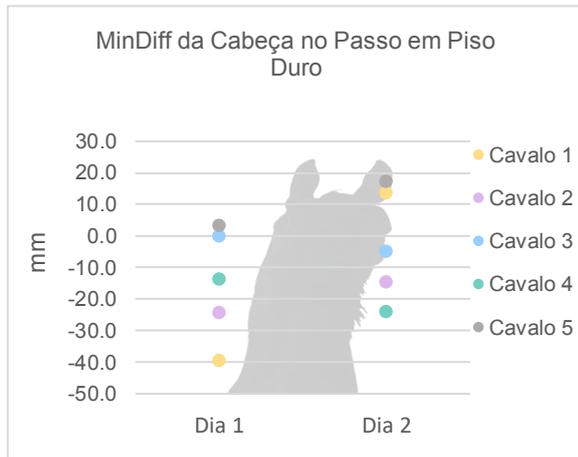
Anexo 5 – Variação entre medidas para “MaxDiff Garrote”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).



Anexo 6 - Variação média entre medidas para “MaxDiff Garrote”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Variação Média	Variação
MaxDiff Garrote	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,681	1,624	-
		Cavalo 2	n	0,003	6,732	↓
		Cavalo 3	n	0,954	0,153	-
		Cavalo 4	n	0,024	3,701	↓
		Cavalo 5	x	0,066	5,555	-
	Trote Duro	Cavalo 1	x	0,036	3,529	↓
		Cavalo 2	n	0,355	3,778	-
		Cavalo 3	n	0,375	-2,301	-
		Cavalo 4	n	0,841	0,400	-
		Cavalo 5	n	0,025	7,805	↓
	Passo Mole	Cavalo 1	x	0,028	10,383	↓
		Cavalo 2	n	0,016	-10,556	↑
		Cavalo 3	n	-11,596	-11,596	-
		Cavalo 4	x	0,176	-5,054	-
		Cavalo 5	x	0,173	-3,343	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,500	3,423	-
		Cavalo 2	n	0,019	-10,991	↑
		Cavalo 3	n	0,226	5,130	-
		Cavalo 4	n	0,771	-1,679	-
		Cavalo 5	x	0,294	-2,486	=
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,542	1,864	-
		Cavalo 2	n	0,111	7,232	-
		Cavalo 3	x	0,000	-30,557	↓
		Cavalo 4	n	0,740	1,418	-
		Cavalo 5	n	0,046	-15,778	↑
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,000	8,576	↓
		Cavalo 2	x	0,004	5,312	↓
		Cavalo 3	n	0,000	22,036	↓
		Cavalo 4	x	0,068	-9,205	-
		Cavalo 5	n	0,000	5,387	↓

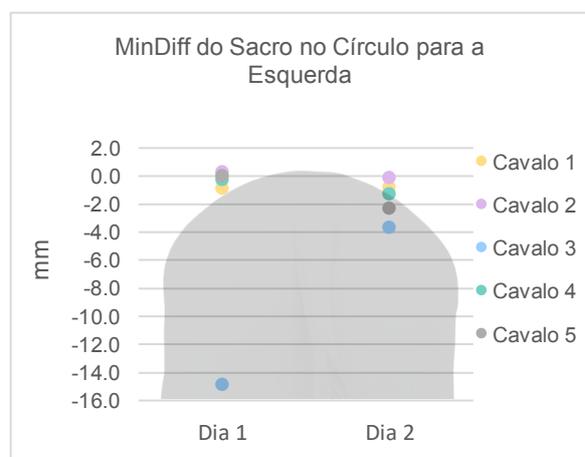
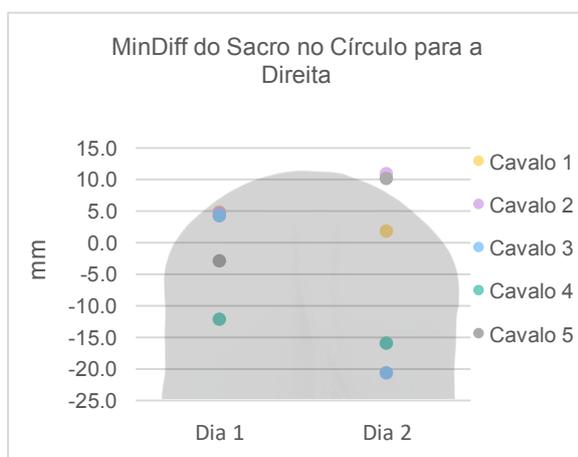
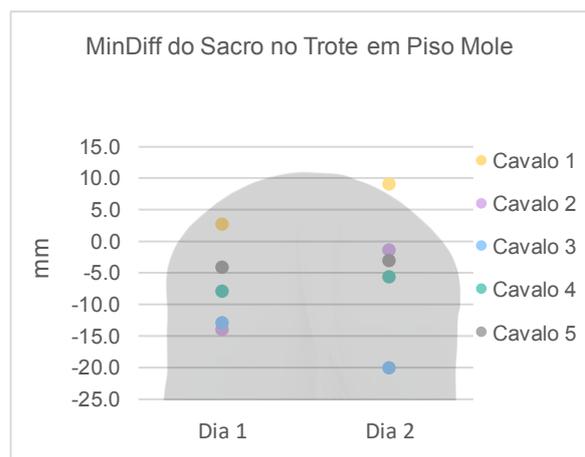
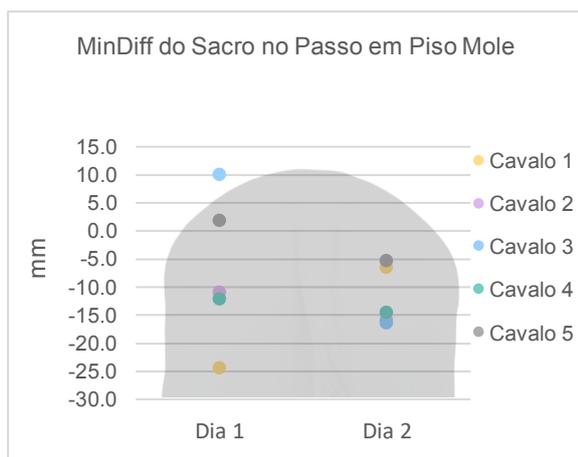
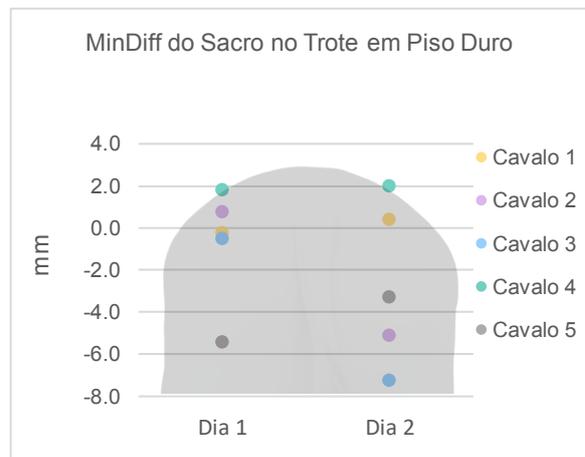
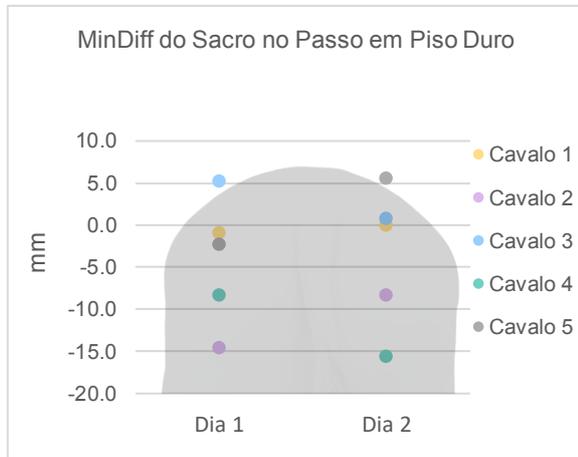
Anexo 7 – Variação entre medidas para “MinDiff Cabeça”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).



Anexo 8 - Variação média entre medidas para “MinDiff Cabeça”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Variação Média	Variação
Min Diff Cabeça	Passo Duro	Cavalo 1	x	0,013	-54,995	↑
		Cavalo 2	n	0,212	-12,467	-
		Cavalo 3	n	0,790	-6,109	-
		Cavalo 4	x	0,239	12,654	-
		Cavalo 5	n	0,132	-10,550	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,146	-11,267	-
		Cavalo 2	n	0,013	-41,484	↑
		Cavalo 3	n	0,459	16,280	-
		Cavalo 4	n	0,274	-3,312	-
		Cavalo 5	n	0,336	-9,997	-
	Passo Mole	Cavalo 1	x	0,674	9,499	-
		Cavalo 2	n	0,000	-29,729	↑
		Cavalo 3	n	-43,618	-43,618	↑
		Cavalo 4	x	0,575	-5,014	-
		Cavalo 5	n	0,353	5,598	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,632	-3,783	-
		Cavalo 2	n	0,110	13,640	-
		Cavalo 3	x	0,068	-33,487	-
		Cavalo 4	n	0,804	-2,110	-
		Cavalo 5	n	0,006	22,635	↓
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,807	-2,647	-
		Cavalo 2	n	0,035	-26,096	↑
		Cavalo 3	x	0,000	-46,088	↑
		Cavalo 4	n	0,739	0,840	-
		Cavalo 5	x	0,686	-6,563	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,606	-5,020	-
		Cavalo 2	n	0,969	0,205	-
		Cavalo 3	x	0,248	-2,082	-
		Cavalo 4	x	0,715	-13,689	-
		Cavalo 5	x	0,310	-3,181	-

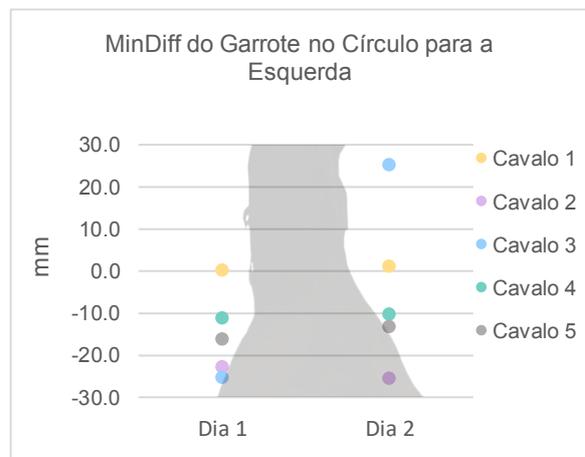
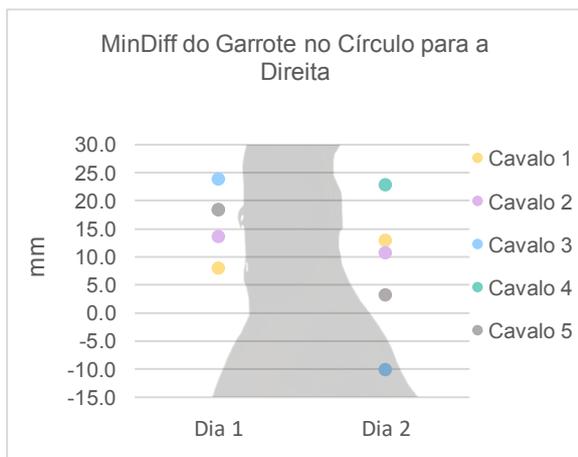
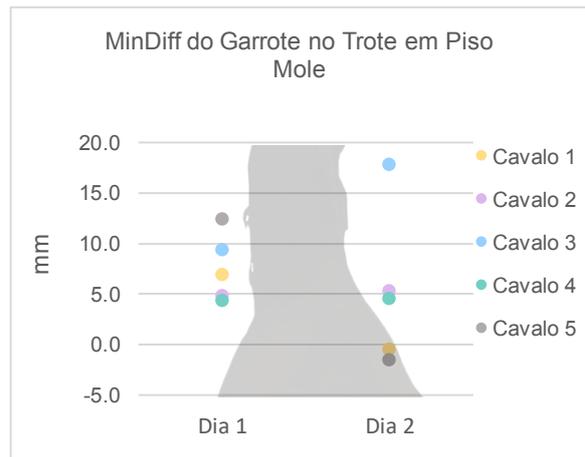
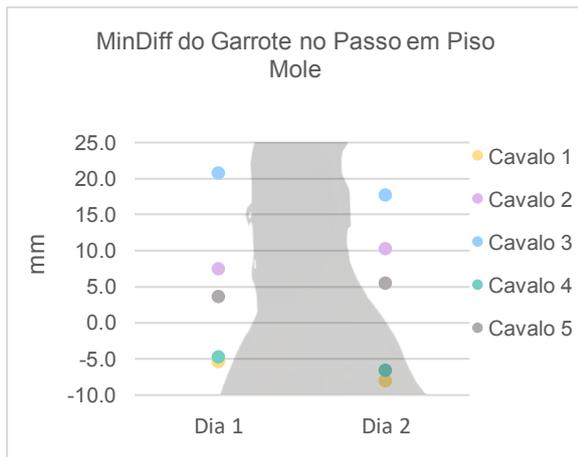
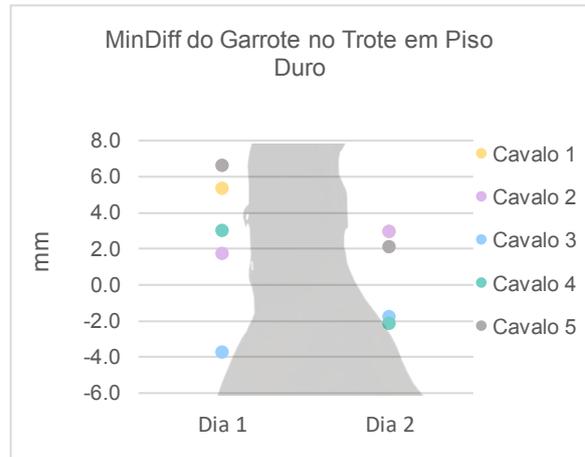
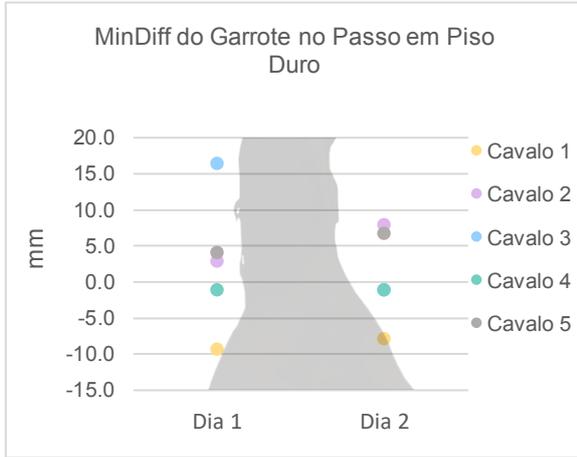
Anexo 9 – Variação entre medidas para “MinDiff Sacro”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).



Anexo 10 - Variação média entre medidas para “MinDiff Sacro”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Variação Média	Variação
Min Diff Sacro	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,982	-0,101	-
		Cavalo 2	n	0,166	-5,832	-
		Cavalo 3	n	0,059	6,156	-
		Cavalo 4	n	0,014	6,555	-
		Cavalo 5	n	0,175	-5,504	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,506	1,562	-
		Cavalo 2	n	0,101	3,811	-
		Cavalo 3	n	0,310	5,171	-
		Cavalo 4	n	0,805	-1,094	-
		Cavalo 5	n	0,778	-1,023	-
	Passo Mole	Cavalo 1	n	0,004	-16,754	↑
		Cavalo 2	n	0,290	5,847	-
		Cavalo 3	x	0,018	26,051	↓
		Cavalo 4	n	0,943	-0,453	-
		Cavalo 5	n	0,250	6,096	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,210	-10,121	-
		Cavalo 2	n	0,126	-7,457	-
		Cavalo 3	n	0,093	10,961	-
		Cavalo 4	n	0,849	-1,310	-
		Cavalo 5	n	0,509	-0,991	=
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,022	11,053	↓
		Cavalo 2	x	0,465	-9,169	-
		Cavalo 3	n	0,000	24,981	↓
		Cavalo 4	n	0,469	3,802	-
		Cavalo 5	n	0,385	-8,994	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,117	-4,376	-
		Cavalo 2	x	0,746	1,124	-
		Cavalo 3	n	0,000	-11,032	↑
		Cavalo 4	x	1,000	-1,926	-
		Cavalo 5	x	0,040	3,050	↓

Anexo 11 – Variação entre medidas para “MinDiff Garrote”, por medição, por dia e por cavalo. Cada gráfico contém um percurso (passo no piso duro, trote no piso duro, passo no piso mole, trote no piso mole, círculo para a direita e círculo para a esquerda).



Anexo 12 - Variação média entre medidas para “MinDiff Garrote”, por condição e por cavalo. Resultado do teste Shapiro-Wilk na coluna “normalidade”, valores do Sig. para o Paired t-test ou Related Samples Wilcoxon test conforme a normalidade da amostra.

Parâmetro	Condição	Cavalo	Normalidade	Paired t-test - Sig. (2-tailed) / Related Samples Wilcoxon test - Sig.	Variação Média	Variação
Min Diff Garrote	Passo Duro	Cavalo 1	n	0,253	-2,027	-
		Cavalo 2	x	0,015	-5,580	↑
		Cavalo 3	n	0,031	16,426	↓
		Cavalo 4	x	0,916	-0,356	-
		Cavalo 5	n	0,321	-1,912	-
	Trote Duro	Cavalo 1	n	0,346	1,993	-
		Cavalo 2	n	0,503	2,034	-
		Cavalo 3	x	0,917	0,094	-
		Cavalo 4	n	0,231	3,554	-
		Cavalo 5	n	0,135	4,395	-
	Passo Mole	Cavalo 1	n	0,579	2,495	-
		Cavalo 2	n	0,366	-2,370	-
		Cavalo 3	x	0,866	3,637	-
		Cavalo 4	x	0,398	2,381	-
		Cavalo 5	n	0,067	-2,967	-
	Trote Mole	Cavalo 1	n	0,096	10,936	-
		Cavalo 2	n	0,692	1,647	-
		Cavalo 3	n	0,137	-11,678	-
		Cavalo 4	x	0,715	-0,949	-
		Cavalo 5	x	0,043	10,971	↓
	Círculo Direita	Cavalo 1	n	0,216	-5,155	-
		Cavalo 2	n	0,595	3,531	-
		Cavalo 3	n	0,000	32,293	↓
		Cavalo 4	n	0,428	-2,827	-
		Cavalo 5	n	0,241	7,650	-
	Círculo Esquerda	Cavalo 1	n	0,248	-3,175	-
		Cavalo 2	x	0,950	-0,977	-
		Cavalo 3	x	0,000	-50,844	↑
		Cavalo 4	n	0,988	-0,173	-
		Cavalo 5	n	0,004	-3,548	↑

Anexo 13 – Representação esquemática do desenho de estudo (Retirado d Hardeman et al. 2019)

