



UNIVERSIDADE DE LISBOA
Faculdade de Medicina Veterinária

ANÁLISE CINEMÁTICA DE CAVALOS EM DUAS DIFERENTES SUPERFÍCIES COM
E SEM INFLUÊNCIA DE CAVALEIRO

JOÃO PEDRO DA CUNHA PEREIRA

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

Doutora Paula Alexandra Botelho
Garcia de Andrade Pimenta Tilley

Doutora Maria Luísa Mendes Jorge

Doutor Luís Ressano Garcia Pardon
Lamas

ORIENTADOR

Doutor Luís Ressano Garcia Pardon
Lamas

2019

LISBOA



UNIVERSIDADE DE LISBOA
Faculdade de Medicina Veterinária

ANÁLISE CINEMÁTICA DE CAVALOS EM DUAS DIFERENTES SUPERFÍCIES COM E
SEM INFLUÊNCIA DE CAVALEIRO

JOÃO PEDRO DA CUNHA PEREIRA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA VETERINÁRIA

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI:

Doutora Paula Alexandra Botelho
Garcia de Andrade Pimenta Tilley

Doutora Maria Luísa Mendes Jorge

Doutor Luís Ressano Garcia Pardon
Lamas

ORIENTADOR:

Doutor Luís Ressano Garcia Pardon
Lamas

2019

LISBOA

“Já cá estamos!”

– Vóvó Isabel

Agradecimentos

Gostaria de agradecer em primeiro lugar ao meu orientador, Professor Doutor Luís Lamas por toda a ajuda prestada ao longo deste trabalho, sem a qual a realização do mesmo teria sido impossível. Obrigado por me incentivar e por me ter transmitido este “bichinho” da biomecânica.

Um agradecimento especial a toda a minha Família porque apesar de já estar “fora de casa” há 11 anos, continuam a ser os primeiros a dizer: “Força, segue o teu caminho!”. Porque são eles que me apoiam de forma incondicional e a quem recorro nos momentos mais difíceis. Não há palavras!

Um obrigado especial à Laura, porque se já acredito que seja difícil aturar-me em tempos normais, não quero imaginar o que terás sofrido enquanto escrevia “a tese”! Obrigado por estares cá para me apoiar sempre, por seres o meu porto seguro, por me incentivares e por acreditares mais em mim do que eu próprio.

A toda a equipa do SCUE, à Dra. Mariana Magalhães, à Dra. Teresa Rosa e à Dra. Deborah Dias por todo o conhecimento transmitido, por serem um exemplo e por me fazerem querer ser um veterinário melhor. A todos os colegas estagiários (em especial à Catarina por ter sido a companheira das cólicas), aos nossos colegas “enfermeiros” (Tiago, Bia, Francisca, Raquel e Daniela), a todos os voluntários e colaboradores do SCUE.

A todos que tornaram possível a realização desta minha dissertação. À Filipa Trigo da Roza, para além da melhor interna de sempre, ter servido de exemplo e me ter ajudado sempre que precisei, me deu uma ajuda fundamental como cavaleira. À Laura Ribeiro por ter emprestado e montado o Imperador. À Eng. Maria João Fradinho por ter gentilmente autorizado a utilização de cavalos para o meu estudo.

Aos amigos que sempre me apoiaram nesta nova aventura! Ao Zé Pedro porque se um dizia mata o outro dizia esfola, porque quando for velho e repetir as mesmas histórias vezes sem conta, estarás presente na maioria delas. Ao senhor Hélder por ter sido o meu mestre e amigo. A todos do Centro Hípico que, com orgulho, chamo de minha segunda família. Aos amigos que fiz durante o curso de Equinicultura em Elvas (e esta lista seria interminável), em especial ao Paninho (porque 326 será sempre 326) e ao Rui Reto. Ao Sr. Manuel, Pedro Vicente e Rui Madaleno por terem apostado em mim. Por fim a todos os amigos da FMV, em especial aos “Açorianos” (Verónica, Tatiana, Maria, Rodrigo, Jorge e Luís), por me terem feito apaixonar pelos Açores, pelas voltas à ilha, às tardes de bowling e aos dias de estudo no

Central; e a todo o *Siesta* (Alice, Carolina, Francisco, Inês Carvalho, Lobo, Martins, Raquel, Rodrigo, Ruivo e Saraiva). Muitos são os nomes que aqui faltam! A todos muito obrigado!

Porque acredito que os nossos mentores têm uma quota-parte no desenvolvimento da nossa personalidade, gostaria de deixar aqui um agradecimento especial a todos estes grandes mentores: Prof. Glória Azevedo, Prof. Elvira Freitas, Prof. João Barcelos e Prof. Rute Santos.

And last but not least um obrigado especial a todos os restantes membros da família: em especial ao Chico, por nos ter adotado e por nos receber da forma que só ele sabe; ao Scalabitano, por termos crescido juntos e pela dupla imparável que formámos; e ainda à Uwa, Kayla, Lira, Duque, Joca, Marley, Pipoca, Happy e amigas.

Resumo

ANÁLISE CINEMÁTICA DE CAVALOS EM DUAS DIFERENTES SUPERFÍCIES COM E SEM INFLUÊNCIA DE CAVALEIRO

A Biomecânica é uma ciência multidisciplinar que aplica os princípios da Mecânica para entender vários fenômenos desde o movimento, a adaptação e o desenvolvimento dos seres vivos. O corpo do cavalo é composto por diversos segmentos rígidos que se articulam entre si; isto faz com que estes se comportem como objetos, aos quais podem ser aplicadas as Leis da Mecânica. A análise da locomoção pode, então, ser dividida em dois campos: cinética e cinemática. A análise cinemática do cavalo permite avaliar, de forma quantitativa, as características do andamento em termos temporais, lineares e angulares. Este trabalho teve como objetivos: 1) desenvolver e aplicar uma nova metodologia de captação cinemática; 2) determinar as variações dos ângulos de cada articulação do membro anterior e posterior ao longo do ciclo de andamento em cavalos exercitados em diferentes condições (piso duro e piso mole) e a influência da presença ou não de cavaleiro (montado e desmontado). Para isso foram recolhidos dados cinemáticos de três cavalos, tanto a passo (*duty factor* 0,6 – 0,65) como a trote (*duty factor* 0,4 – 0,45).

Os resultados deste trabalho indicam que a metodologia utilizada permite um estudo da cinemática com relativamente poucos meios. Em relação à influência de cavaleiro, a sua presença afeta significativamente as várias articulações estudadas; no entanto, influencia as articulações de forma diferente e apenas em algumas partes do ciclo de cada passada.

Palavras-chave: análise cinemática; cavalo; passo; trote; cavaleiro.

Abstract

KINEMATIC GAIT ANALYSIS OF HORSES IN TWO DIFFERENT SURFACES WITH AND WITHOUT THE INFLUENCE OF THE RIDER

Biomechanics is a multidisciplinary science that applies the basics of Mechanics to study the phenomena of movement, adaptation and development of biological systems. The horse's body is composed of several rigid elements that articulate between each other allowing therefore these segments behave as rigid bodies to which the Laws of Mechanics can be applied. The locomotion analysis can thus be divided into two fields: kinetics and kinematics. Equine kinematic analysis allows a quantitative evaluation of the gait characteristics in temporal, linear and angular terms.

This research aimed: 1) to develop and apply a novel simple methodology of motion capture for kinematic analysis; 2) to determine the changes in joint angles of both fore and hind limbs throughout the stride cycle in horses exercised under different conditions (hard surface and soft surface) as well as the influence of the rider (ridden and unriden). In order to achieve this, kinematic data from three horses was collected both at walk (*duty factor* 0,6 – 0,65) and at trot (*duty factor* 0,4 – 0,45).

The results show that the motion capture method used to collect data was simple to use and produced high quality data with relatively few resources. The presence of ridden conditions induced multiple changes in all the analyzed joints, although these vary along the stride cycle.

Keywords: kinematic analysis; horse; walk; trot; horse rider.

Índice

Agradecimentos.....	i
Resumo	iii
Abstract	iv
Índice.....	v
Índice de Tabelas	vii
Índice de Figuras	viii
Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos.....	ix
I. Atividades desenvolvidas no período de estágios.....	1
1. O estágio curricular	1
1.1. O Hospital e a Equipa	1
1.2. Atividades desenvolvidas	1
2. O estágio extracurricular	2
2.1. Estágio em Ambulatório com Dr. Nuno Bernardes	2
2.2. Estágio no Hospital Veterinário de Liphook.....	2
2.3. Estágio no Hospital Veterinário Muralha de Évora	2
2.4. Estágio no Hospital Alamo Pintado, Estados Unidos.....	2
II. Monografia.....	3
1. Biomecânica da Locomoção	3
1.1. Termos e Definições	3
1.1.1. Biomecânica	3
1.1.2. Cinética.....	3
1.1.3. Cinemática.....	4
1.2. História.....	4
1.2.1. O Início da Biomecânica	5
1.2.1.1. Étienne-Jules Marey (1830-1904)	5
1.2.1.2. Eadward Muybridge (1830-1904).....	5
2. Análise Cinemática	6
2.1. Estudos a Duas Dimensões <i>versus</i> Estudos a Três Dimensões	7
2.2. Métodos de análise cinemática	8
2.2.1. Sistema fotográfico	8
2.2.2. Sistema optoelectrónico.....	8
2.2.3. Sistema ultrassonográfico	9
2.2.4. Sistema Eletrogoniométrico	9
2.3. Fases da Análise Cinemática	10
2.3.1. Colocação de Marcadores	10
2.3.2. Artefacto Devido à Mobilidade da Pele.....	11

2.3.3.	Centros Instantâneos de Rotação	12
2.3.4.	Calibração	13
2.3.5.	Digitalização	13
2.3.6.	“Smoothing”	13
2.3.7.	Transformação	13
2.3.8.	Normalização	14
3.	Classificação e Descrição dos Andamentos	14
3.1.	Terminologia	14
3.1.1.	Andamento (<i>Gait</i>)	14
3.1.2.	Passada (<i>Stride</i>)	14
3.1.2.1.	Fase de Apoio e Fase Aérea (<i>Stance & Swing</i>)	15
3.1.2.2.	Duração e Frequência da Passada	15
3.1.2.3.	Comprimento de Passada	15
3.1.2.4.	Sincronização de Membro Anterior e Membro Posterior (Pares)	15
3.1.3.	“Duty Factor”	15
3.2.	Classificação dos Andamentos	15
3.3.	Descrição dos Andamentos	16
3.3.1.	Passo	16
3.3.2.	Trote	17
3.3.3.	Galope	17
3.3.4.	Outros Andamentos/Andaduras	17
3.4.	Estrutura e Função dos Membros	18
3.4.1.	Membro Anterior	18
3.4.2.	Membro Posterior	19
III.	Estudo	21
1.	Objetivos do Estudo	21
2.	Materiais e Métodos	21
2.1.	Cavalos	21
2.2.	Colocação dos Marcadores	22
2.3.	Aquisição dos Dados de Imagem	23
2.4.	Análise de Imagem	25
2.5.	Análise Cinemática dos Dados	25
2.6.	Análise Estatística	26
3.	Resultados	26
3.1.	Velocidade	26
3.2.	Ângulos das Articulações	27
3.2.1.	Trote	27

3.2.1.1. Piso Duro	28
3.2.1.2. Piso Mole	31
3.2.2. Passo.....	34
3.2.2.1. Piso Duro	34
3.2.2.2. Piso Mole	37
4. Discussão	40
4.1. Captação de Imagem e Análise de Dados	40
4.2. Considerações Iniciais	41
4.2.1. Velocidade	41
4.2.2. Tipo de Andamento.....	41
4.2.3. Influência do Cavaleiro.....	42
4.2.4. Influência do Tipo de Piso	43
4.3. Membro Anterior	43
4.3.1. Articulação Metacarpo-Falângica (Boleto).....	43
4.3.2. Região Articular do Carpo (Carpo)	45
4.3.3. Articulação Úmero-rádio-ulnar (Cotovelo)	45
4.4. Membro Posterior.....	46
4.4.1. Articulação Metatarso-Falângica (Boleto).....	46
4.4.2. Região Articular do Tarso (Tarso)	46
4.4.3. Articulação Femoro-tibio-patelar (Soldra).....	47
4.4.4. Articulação Coxo-femoral (Anca).....	47
4.5. Limitações do Estudo	48
5. Conclusão	48
Bibliografia.....	51

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Características dos Principais Andamentos.....	18
Tabela 2 – Características dos cavalos utilizados no estudo.....	21
Tabela 3 – Velocidade das passadas incluídas no estudo.	26
Tabela 4 – Amplitudes de movimento médias das diversas articulações, para as diversas condições a Trote.....	27
Tabela 5 – Amplitudes de movimento médias das diversas articulações, para as diversas condições a Passo.	34

Índice de Figuras

Figura 1 – Montagem das câmaras para captação de movimento de um sistema a 3D (esquerda) e configuração espacial dos pontos cinemáticos num sistema 3D (direita).....	7
Figura 2 – Localização dos centros instantâneos de rotação das articulações interfalângicas.	13
Figura 3 – Membro torácico.....	19
Figura 4 – Esquema com os locais de colocação dos marcadores cinemáticos.	22
Figura 5 – Método de captação de imagem utilizado no estudo.	23
Figura 6 – Esquema do método realizado para a aquisição de imagem.	24
Figura 7 – Captura de imagem de uma das filmagens realizadas durante o estudo.	24
Figura 8 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Trote e em Piso Duro.	29
Figura 9 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Trote e em Piso Duro.....	30
Figura 10 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Trote e em Piso Mole.	32
Figura 11 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Trote e em Piso Mole.....	33
Figura 12 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Passo e em Piso Duro.....	35
Figura 13 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Passo e em Piso Duro.	37
Figura 14 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Passo e em Piso Mole.....	38
Figura 15 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Passo e em Piso Mole.	39

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
aC	Antes de Cristo
AD	Anterior Direito
AE	Anterior Esquerdo
cm	Centímetro
DLT	<i>Direct Linear Transformation</i>
FMV-UL	Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa
fps	Frames por segundo
GRF	<i>Ground Reaction Force</i>
Hz	Hertz
ISB	<i>International Society of Biomechanics</i>
LED	Light-Emitting Diode
MA	Membro Anterior
MP	Membro Posterior
PD	Posterior Direito
PE	Posterior Esquerdo
SCUE	Serviço de Cirurgia e Urgência de Equinos

I. Atividades desenvolvidas no período de estágios

1. O estágio curricular

O estágio curricular foi realizado no Serviço de Cirurgia e Urgência de Equinos (SCUE) da Faculdade Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa (FMV-UL) sob a orientação do Professor Doutor Luís Ressano Garcia Pardon Lamas entre as datas 4 de dezembro de 2017 e 2 de fevereiro de 2018, 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 um crescente número de casos referenciados para cirurgias eletivas.

A sua equipa conta com a presença de 4 Médicos Veterinários e 1 interno. Participam ainda dezenas de alunos voluntários e 5 alunos auxiliares.

1.2. Atividades desenvolvidas

Nos dois meses de estágio curricular, perfazendo um total de 732 horas, foi possível assistir à rotina agitada de um hospital de referência, assistindo a consultas de ortopedia e de medicina interna, participando como assistente de cirurgião e circulante em inúmeras cirurgias (cirurgias de urgência como cólicas, fraturas, artrites sépticas, mas também algumas cirurgias eletivas, como artroscopias e orquiectomias) e auxiliando na indução, manutenção e recuperação anestésicas.

Foram desenvolvidas competências clínicas como monitorização de pacientes em cuidados intensivos, administração de medicação por diversas vias, bem como a realização de diversos procedimentos, entre os quais: entubações nasogástricas, colocação de catéteres e realização de exames complementares de diagnóstico como exames radiográficos e ecográficos, mas sobretudo o constante desenvolvimento do espírito crítico, de diagnóstico e de raciocínio clínico.

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

2. O estágio extracurricular

2.1. Estágio em Ambulatório com Dr. Nuno Bernardes

Estágio realizado durante os meses de Setembro e Outubro de 2017, acompanhando o Dr. Nuno Bernardes em regime de ambulatório, que permitiu um maior contacto com patologias do casco e a sua correção através da utilização de ferrações ortopédicas.

2.2. Estágio no Hospital Veterinário de Liphook

Durante o mês de Novembro de 2017, foi realizado um estágio no Hospital Veterinário de Liphook, no Reino Unido, que conta com uma equipa de 18 médicos veterinários, 4 internos e 63 membros da equipa, e que permitiu assistir e participar em inúmeras cirurgias, consultas de especialidade, bem como assistir a métodos de diagnósticos não disponíveis em Portugal.

2.3. Estágio no Hospital Veterinário Muralha de Évora

Estágio realizado durante os meses de Fevereiro e Março de 2018, em Évora, na Equimuralha, sector do Hospital Veterinário Muralha de Évora especializado em equinos. Esta é composta por uma equipa de 3 Médicos Veterinários e 1 membro da equipa. Neste estágio 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. É importante salientar que, em muitos casos, foi necessário atuar em locais cujas condições criavam um desafio à imaginação e destreza clínica.

2.4. Estágio no Hospital Alamo Pintado, Estados Unidos

Durante o mês de Maio de 2018 foi realizado um estágio no Hospital Veterinário Alamo Pintado, nos Estados Unidos da América. Este é um Hospital de referência para consultas de diversas especialidades médicas e cirúrgicas, tendo também serviço de ambulatório como 1ª opinião. O Hospital conta com uma equipa de 10 Médicos Veterinários, 5 internos, e 24 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.

A diversidade de estágios em diferentes países ao longo deste ano permitiu a abertura a novos horizontes e a preparação para lidar com novos desafios. Também permitiu a observação de diferentes abordagens utilizadas pelos clínicos perante patologias semelhantes, contribuindo assim para o enriquecimento e desenvolvimento constantes da identidade clínica do autor.

II. Monografia

1. Biomecânica da Locomoção

1.1. Termos e Definições

1.1.1. Biomecânica

Durante muito tempo, o termo “biomecânica” não apresentava definição única, variando a mesma conforme os autores. Porém, em 1973, com a criação da Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics – ISB*) é proposta uma definição de biomecânica como sendo: “o estudo da estrutura e função de sistemas biológicos recorrendo a métodos de mecânica” (Hatze, 1974, p.189, tradução livre). Esta estuda as cargas, os movimentos, a tensão e a deformação dos sistemas biológicos (constituídos por seres humanos, animais, plantas ou combinações) (Hatze, 1974) e os efeitos mecânicos no movimento, tamanho, forma e estrutura (Lu & Chang, 2012), combinando os ramos de Mecânica, Biologia e Fisiologia (Özkaya, Leger, Goldsheyder, & Nordin, 2017a). A influência mecânica nos sistemas biológicos pode abranger múltiplos níveis, desde o molecular até ao do órgão ou sistema (Lu & Chang, 2012).

No fundo, trata-se de uma ciência multidisciplinar que aplica os princípios de Física Mecânica (estática e dinâmica) para entender vários fenómenos desde o movimento, adaptação e desenvolvimento dos seres vivos (Ennos, 2012). A relação entre as forças e o movimento resultante das mesmas são descritas pelas leis do movimento de Sir Isaac Newton (Clayton, 2016).

Atualmente, existem inúmeras áreas de aplicação da biomecânica tais como a industrial, a desportiva, a cardiovascular, a ortopédica e a análise da locomoção animal, entre outras (Hatze, 1974). O cavalo, como expoente máximo do animal-atleta, tem sido o alvo da maioria dos estudos de biomecânica animal.

Tendo em conta esta base científica, a biomecânica baseia-se nos princípios básicos da mecânica: cinética e cinemática.

1.1.2. Cinética

A cinética é o estudo das forças internas e externas a um corpo que induzem o movimento ou são a causa do mesmo (Barrey, 1999; Clayton & Schamhardt, 2013; Özkaya, Leger, Goldsheyder, & Nordin, 2017b). Esta relaciona fatores como força, energia e trabalho com outras variáveis cinemáticas como a aceleração e velocidade (Barrey, 1999). A transmissão de forças ao sistema biológico pode ser calculada através de transdutores de tensão, sondas, acelerómetros, giroscópios ou magnetómetros (Clayton & Schamhardt, 2013). Por exemplo a força de reação do solo (*Ground Reaction Force – GRF*) pode ser medida em cavalos utilizando placas de força (Bächli et al., 2018). Podem ainda ser utilizadas ferraduras com

sensores (*Force Shoes*) (Chateau et al., 2009), no entanto a sua utilidade não é comparável à das placas de força. Os acelerómetros, giroscópios e magnetómetros podem ser utilizados em combinação, fornecendo uma avaliação mais completa do padrão do movimento (Pfau, Witte, & Wilson, 2006), podendo ser colocados nas extremidades dos membros sem afetar a locomoção, uma vez que o desenvolvimento da tecnologia está a permitir o fabrico destes componentes cada vez mais pequenos (Clayton & Schamhardt, 2013).

1.1.3. Cinemática

A cinemática estuda a geometria do movimento, ou seja, estuda a variação do corpo, ou de segmentos do mesmo, durante determinado intervalo de tempo. Na análise cinemática não são consideradas as forças que causam esse movimento (Barrey, 1999; Clayton & Schamhardt, 2013; Özkaya et al., 2017b). Por isso, a combinação com estudos cinéticos permite compreender como essas forças são produzidas permitindo assim a reconstrução de movimentos através de processos como *inverse dynamics* (Winter, 2009).

1.2. História

Desde sempre que o Homem se fascinou pelas criaturas que o rodeavam. Fascínio esse que pode ser observado pelas pinturas rupestres, que se iniciaram há cerca de 30.000 anos atrás. Nessas duas classes de animais estavam fortemente representados os cavalos e os ruminantes (Pike et al., 2012). No período Neolítico (cerca de 12.000 anos atrás), juntamente com o desenvolvimento das primeiras formas de agricultura, surgiu a domesticação das espécies. Já há cerca de 5000 anos que o cavalo foi desempenhando um papel preponderante nas conquistas, primeiro puxando carruagens e só utilizado como cavalaria numa fase posterior (Van Weeren, 2013). Xenofonte (430-354 aC) é o primeiro a descrever a conformação dos equinos (Van Weeren, 2013), seguido por Aristóteles (384-322 aC) que desenvolve o primeiro estudo documentado sobre locomoção animal (Leach & Dagg, 1983). A título de curiosidade o termo “veterinário”, surge no Império Romano devido ao importante papel que estes desempenharam com os cavalos deste exército (Van Weeren, 2013).

Desde então, foram escritos alguns livros sobre Medicina Veterinária, abordando já os tópicos de aparência, andamentos e conformação (Dunlop & Williams, 1995).

O primeiro grande contributo para o estudo da locomoção equina surge em 1681, por Giovanni Alphonso Borelli (1608-1679), professor de matemática na Universidade de Pisa, que decide aplicar os seus conhecimentos ao estudo da locomoção animal, publicando o livro “*De motu Animalium*”, onde descreve o centro de gravidade e a posição dos membros em vários andamentos (Van Weeren, 2013; Steindler, 1953).

Em 1779 foi publicado um livro dedicado à análise de locomoção dos equinos, definindo andamentos como o trote e o galope, através da colocação de sinos nos cascos dos cavalos (Goiffon & Vincent, 1779). Este trabalho é de extrema importância na história da análise da locomoção, apesar de ter sido escrito com o intuito de auxiliar os artistas a retratar os cavalos de uma forma mais natural (Van Weeren, 2013).

1.2.1. O Início da Biomecânica

Os cavalos foram retratados de várias formas, muitas dessas, sabe-se atualmente, não fazerem parte dos andamentos e posições normais do cavalo. Estes erros ocorreram devido à incapacidade do olho humano em distinguir a sequência dos movimentos de cavalos que se deslocam a elevadas velocidades (Clayton, 2016). 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 (Barrey, 1999; Leach & Dagg, 1983; Van Weeren, 2013). Até então ainda não havia consenso relativamente à existência da fase de suspensão em andamentos mais rápidos. 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).

1.2.1.1. Étienne-Jules Marey (1830-1904)

Marey estudou a locomoção aérea e terrestre, sendo o cavalo o modelo escolhido para o estudo da última (Van Weeren, 2013). Este fisiologista mediu o comprimento da passada, duração da passada, das fases de apoio (*stance*) e aérea (*swing*) e a inclinação do corpo (Steindler, 1953). Para distinguir entre a fase de apoio e a fase aérea, utilizou um aparelho denominado “*chaussure exploratrice*” (ferradura exploratória – tradução livre) que consistia numa bola de borracha preenchida com crina de cavalo e que era presa à ferradura. Quando o cavalo pousava o casco no chão, a bola era comprimida e, conseqüentemente, a pressão no seu interior aumentava. O ar expulso através da pressão exercida na bola passava por um pequeno tubo, conectado a um registador (constituído por um disco giratório de carvão) transportado pelo cavaleiro, onde eram registadas essas diferenças. Como este primeiro era rapidamente gasto, criou um segundo aparelho com o mesmo princípio de funcionamento que consistia numa banda de borracha envolvendo a parte distal do membro (Hobbs et al., 2010). Criou ainda um terceiro aparelho que permitia medir os movimentos verticais, constituídos por baterias compressíveis colocadas na garupa e no garrote (Hobbs et al., 2010).

Tal como Muybridge, Marey conseguiu demonstrar uma fase de suspensão no trote e no galope (Hobbs et al., 2010), tendo ainda conseguido deduzir que os membros posteriores são sobretudo responsáveis pela propulsão, enquanto os anteriores são responsáveis pelo suporte (Leach & Dagg, 1983).

1.2.1.2. Eadward Muybridge (1830-1904)

Ao contrário de Marey, Muybridge utilizou uma série de 12 ou 24 câmaras fotográficas dispostas em fila, em que os obturadores eram acionados por pequenos fios colocados no trajeto do cavalo. Desta forma, foi capaz de mostrar, pela primeira vez, um tempo de suspensão em cavalos utilizados em corrida de trote (Leach & Dagg, 1983; Van Weeren, 2013).

Muybridge foi ainda responsável pela invenção do Zoopraxiscópio que permitia projetar num ecrã as suas sequências de fotografias de um cavalo em movimento, sendo considerado um

percursor das câmaras de filmar. Além disso, também sugere a utilização de fotografias em corridas de cavalos para determinar os vencedores em situações de chegada muito próxima entre cavalos (Leach & Dagg, 1983) que é o primeiro relato do hoje em dia tão conhecido *photo-finish*.

Tanto os estudos de Marey como as fotografias de Muybridge serviram de ponto de partida para muitos estudos realizados por outros investigadores (Leach & Dagg, 1983), mantendo-se durante cerca de 70 anos como o único contributo significativo para a análise da locomoção de quadrúpedes (Hildebrand, 1965).

Após uma fase de estudos na área da biomecânica da locomoção levada a cabo sobretudo por investigadores alemães, atingiu-se uma fase de “estagnação” que coincidiu com o final da 2ª Guerra Mundial, na qual o cavalo perdeu o seu papel na guerra para os veículos mecanizados. No entanto, a partir da década de 1970, com o despertar do novo interesse pelo cavalo devido ao desporto, reiniciaram-se também os estudos na área da locomoção e biomecânica. Desta vez, e sobretudo devido à competição, o aspeto locomotor deixou de representar apenas uma parte funcional e passa a ter uma importância de competição. Esta necessidade, juntamente com o desenvolvimento tecnológico, são os principais fatores que determinaram a intensificação da investigação na análise da locomoção e biomecânica (Van Weeren, 2013).

2. Análise Cinemática

Segundo Clayton & Schamhardt (2013) a análise cinemática quantifica as características dos andamentos que são avaliadas de forma qualitativa e visual em medições temporais, lineares e angulares. Tanto o *software* como o *hardware* sofreram uma grande evolução nos últimos anos, existindo atualmente uma grande variedade de métodos de captura e análise de movimentos tanto em duas dimensões (2D) como em três dimensões (3D) (Hobbs et al., 2010).

A sequência de eventos para a realização da análise cinemática envolve: (1) colocação de marcadores; (2) preparação e calibração do espaço que se vai utilizar para a aquisição de imagens; (3) filmagem propriamente dita; (4) rastreio dos marcadores de forma a obter um sistema de coordenadas digital correspondente aos pontos em análise; (5) e análise dos dados que pode incluir “*smoothing*”, normalização, transformação e interpretação dos resultados. Nem todos os sistemas requerem a realização de todos estes passos (Clayton & Schamhardt, 2013).

As técnicas para análise cinemática podem ser divididas em cinematográficas, optoelectrónicas (Degueurce, Dietrich, Pourcelot, Denoix, & Geiger, 1996), eletrogoniométricas (Kobluk et al., 1989) e ultrassonográficas (Clayton & Schamhardt, 2013).

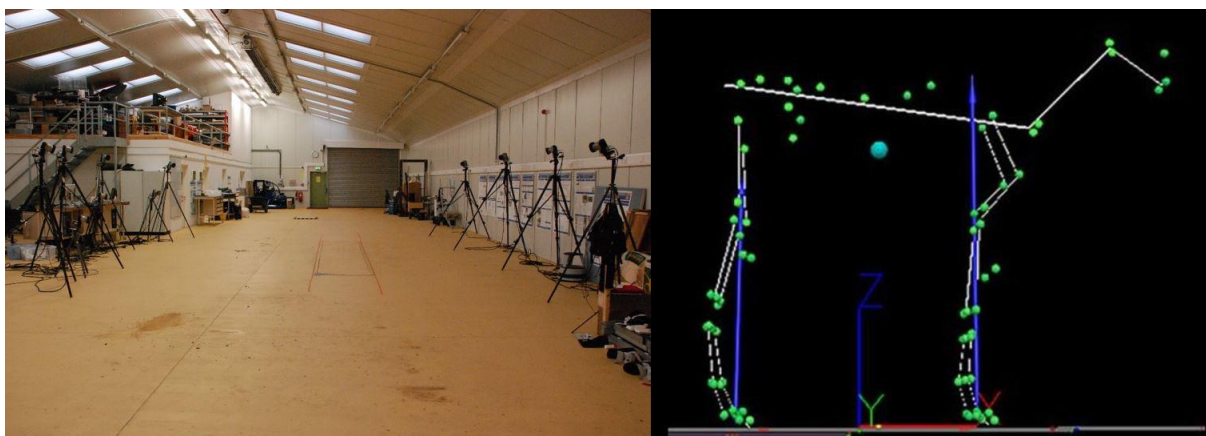
2.1. Estudos a Duas Dimensões *versus* Estudos a Três Dimensões

Em estudos a 2D, as variáveis angulares são geralmente tratadas como flexão e extensão no plano sagital (Chateau, Degueurce, & Denoix, 2006; Clayton & Schamhardt, 2013; Miró, Santos, Garrido-Castro, Galisteo, & Medina-Carnicer, 2009). Uma vez que as articulações dos membros dos cavalos evoluíram no sentido de se moverem primariamente sob o plano sagital (Hildebrand, 1962), a maioria dos estudos e variáveis cinemáticas pode ser capturada lateralmente ao cavalo, sob um plano 2D, sendo que, na maioria das situações, não se justifica a análise a 3D (Clayton & Schamhardt, 2013; Schamhardt, Van den Bogert, & Hartman, 1993). No entanto, para estudos realizados na área do desporto equestre ou em claudicações, é importante o estudo da adução/abdução ou de rotações internas/externas, que só é possível com análises a 3D (Khumsap, Lanovaz, & Clayton, 2004; Lanovaz, Khumsap, Clayton, Stick, & Brown, 2002).

A análise a 2D, requer apenas a utilização de uma única câmara posicionada perpendicularmente ao plano sagital do “objeto” de interesse (Hobbs et al., 2010; Schamhardt et al., 1993). Contudo podem ser introduzidos erros nas variáveis lineares, se o objeto em estudo se desviar do plano (Clayton & Schamhardt, 2013). Para evitar este problema, Drevemo & Johnston (1994) desenvolveram uma técnica de filmagem utilizando uma câmara rotacional que permitia filmar o cavalo numa linha reta; as variáveis lineares eram depois ajustadas com base no plano de referência.

A análise a 3D utiliza múltiplas câmaras (Figura 1) que devem estar perfeitamente sincronizadas, sendo que cada marcador deve estar sempre visível por pelo menos por duas câmaras (Clayton & Schamhardt, 2013), de forma a ser possível reconstruir espacialmente as suas posições (Morris & Lawson, 2010). As variáveis obtidas são independentes da posição da câmara bem como da posição do “objeto” em relação às câmaras (Schamhardt et al., 1993).

Figura 1 – Montagem das câmaras para captação de movimento de um sistema a 3D (esquerda) e configuração espacial dos pontos cinemáticos num sistema 3D (direita).



A principal vantagem do método 2D em relação ao 3D é que o primeiro é mais barato e mais simples de utilizar, uma vez que envolve a utilização de apenas uma câmara, possui apenas um plano que é necessário calibrar e não carece de processos de transformação (Miró et al., 2009).

Segundo Hobbs et al. (2010), as análises de locomoção a 2D são cada vez mais utilizadas como ferramenta de diagnóstico, enquanto os sistemas de análise a 3D são sobretudo utilizados em investigação sobre determinadas condições clínicas e tratamentos.

2.2. Métodos de análise cinemática

2.2.1. Sistema fotográfico

A maioria dos sistemas de análise cinemática depende da captação de vídeo para a sua posterior análise (Morris & Lawson, 2010). Antigamente, a análise cinemática utilizava câmaras de alta velocidade (Fredricson, Drevemo, Dalin, Hjertén, & Bjerne, 1980), mas eram métodos muito dispendiosos e necessitavam de muita logística para a sua montagem e utilização. Atualmente, a videografia tem sido o método mais utilizado na aquisição de imagens para posterior análise, apresentando perda mínima de informação quando as filmagens são processadas de frequências superiores para frequências inferiores (Clayton & Schamhardt, 2013; Linford, 1994).

Apesar de frequências mais baixas, como 60 Hertz (Hz), serem consideradas velocidades de captação de imagem aceitáveis para a maioria dos aspetos da análise cinemática da locomoção em equinos (Morris & Lawson, 2010), estas implicam a necessidade de análise de um maior número de passadas para produzir um valor médio representativo. Em andamentos de velocidade superior ao passo, é aconselhável a utilização de velocidades de captação de imagem superiores (Clayton & Schamhardt, 2013). As câmaras de filmagem a alta velocidade permitem a captação de imagem a frequências muito elevadas, desde 120 a mais de 10000 fps (*frames* por segundo); no entanto, quanto maior a frequência, maior a quantidade de luz necessária para obter imagens de boa qualidade para serem posteriormente analisadas, o que pode comprometer a aquisição de imagens em ambientes de pouca luminosidade (Clayton & Schamhardt, 2013).

Fredricson et al. (1980) afirma que estes sistemas de captação de imagem a alta velocidade são úteis para a análise da locomoção devido à grande quantidade de informação que cada *frame* possui, podendo ser analisada qualitativa e quantitativamente. O movimento dos cavalos não se encontra restringido pelo equipamento e a informação extraída pode ser uma boa oportunidade de comunicação entre Médicos Veterinários, Treinadores e Tutores.

2.2.2. Sistema optoelectrónico

Atualmente, o método mais utilizado para a análise da locomoção em equinos são os baseados em sistemas optoelectrónicos (Barrey, 1999; Geiger, Reich, Bottcher, Grund, & Hagen, 2018; Hobbs et al., 2010), dependendo da colocação de marcadores na pele do cavalo

sobre regiões anatómicas conhecidas (Langlois et al., 1978; Weller et al., 2006). Os marcadores utilizados podem ser ativos, geralmente *light-emitting diodes* (LED's), que emitem sinal com um determinado padrão) (Buchner, Savelberg, Schamhardt, Merckens, & Barneveld, 1994; Van Weeren, Van den Bogert, Barneveld, Hartman, & Kersjes, 1990) ou passivos, revestidos por um material que reflete a luz incidente (Clayton, Sha, Stick, & Elvin, 2007; Degueurce et al., 1996). A maioria dos sistemas mais modernos utiliza marcadores passivos (Clayton & Schamhardt, 2013).

As câmaras utilizadas nestes sistemas possuem um anel que rodeia a lente da câmara capaz de emitir luz visível ou sinais infravermelhos. A frequência da emissão desta luz vai corresponder à frequência da filmagem. As vantagens desta tecnologia digital comparativamente aos sistemas analógicos antigos são: (1) o sinal não se degrada com a distância; (2) menos ruído na imagem; (3) não é necessário proceder à reamostragem noutra aparelho, uma vez que o processamento do sinal está incorporado na câmara e o sinal segue diretamente para o computador (Clayton & Schamhardt, 2013).

2.2.3. Sistema ultrassonográfico

O sistema ultrassonográfico é utilizado para a análise 3D da locomoção, sendo constituído por marcadores, cada um contendo três pequenos microfones de ultrassons que operam sequencialmente e que estão montados a uma distância pré-determinada entre cada um (Clayton & Schamhardt, 2013). A posição dos marcadores é determinada em relação a um sistema fixo de três emissores de ultrassom e as coordenadas são determinadas por triangulação, baseando-se no atraso temporal do envio de sinais de ultrassom (Chateau, Girard, Degueurce, & Denoix, 2003). Este sistema tem uma precisão estimada de medição angular de 0,5 graus (Chateau, Degueurce, & Denoix, 2004).

2.2.4. Sistema Eletrogoniométrico

A eletrogoniometria é um método através do qual o movimento das articulações pode ser medido durante o andamento. Este sistema baseia-se na utilização de um eletrogoniómetro, um amplificador e um gravador (Leach, 1987; Ratzlaff, 1989).

O eletrogoniómetro consiste num potenciómetro fixado a dois braços rígidos e rotacionais que por sua vez são presos ao membro do cavalo, de forma a que o centro do aparelho coincida com o centro de rotação da articulação. Uma alteração no ângulo da articulação provoca uma alteração na resistência elétrica do potenciómetro, gerando um sinal que é amplificado e registado (Clayton & Schamhardt, 2013; Leach, 1987).

Os registos obtidos, denominados goniogramas, podem ser analisados diretamente ou podem ser digitalizados e analisados utilizando *software* informático (Ratzlaff, 1989). Estes aparelhos são relativamente simples e baratos e já foram utilizados para estudar cavalos saudáveis e cavalos com história de claudicação (Adrian, Grant, Ratzlaff, Ray, & Boulton, 1977; Taylor, Tipton, Adrian, & Karpovich, 1966).

Este sistema apresenta como vantagens a medição direta e contínua do movimento das articulações (Ratzlaff, 1989), no entanto, pode restringir o movimento do membro devido ao peso do aparelho e ao modo de fixação, tornando a sua utilização muito difícil, sobretudo em andamentos mais rápidos (Leach, 1987). Devido à disponibilidade dos sistemas baseados em captação de imagem, este sistema tem caído em desuso, não sendo utilizado atualmente (Clayton & Schamhardt, 2013).

2.3. Fases da Análise Cinemática

2.3.1. Colocação de Marcadores

Os métodos mais utilizados para a análise cinemática dependem da captação de vídeo/imagem, podendo recorrer à utilização de marcadores ativos, passivos ou sistemas que não necessitam da colocação de marcadores (Clayton & Schamhardt, 2013; Hobbs et al., 2010).

Os marcadores passivos refletem de volta a luz incidente recebida, enquanto os marcadores ativos são geralmente constituídos por LED's que emitem um sinal com um determinado padrão temporal (Clayton & Schamhardt, 2013). Já os sistemas sem marcadores utilizam um *software* que se baseia no reconhecimento de padrões (Hernlund, Egenvall, & Roepstorff, 2010).

Para análises a 2D podem ser utilizados marcadores circulares, de um a três centímetros (cm) de diâmetro. A resolução do sistema de filmagem que é utilizado pode influenciar o tamanho dos marcadores utilizados, uma vez que resoluções maiores permitem a utilização de marcadores mais pequenos (Clayton & Schamhardt, 2013). A forma circular garante que o centróide do marcador possa ser determinado de forma precisa (Schamhardt et al., 1993).

Para análises realizadas a 3D, as imagens obtidas por várias câmaras são integradas transformando os movimentos para um sistema tridimensional. Para que tal seja possível, é necessária a utilização de marcadores esféricos ou hemisféricos, de maneira a que a sua forma circular seja mantida quando observada de diferentes ângulos (Clayton & Schamhardt, 2013).

Estes marcadores são colocados sobre regiões anatómicas pré-determinadas (Hobbs et al., 2010; Langlois et al., 1978) e podem ser fixados na pele (Faber, Schamhardt, Van Weeren, & Barneveld, 2001; Van Weeren, Van den Bogert, Barneveld, et al., 1990) ou fixados diretamente no osso (Clayton, Sha, Stick, & Mullineaux, 2004; Lanovaz et al., 2002).

No que diz respeito às variáveis cinemáticas, o número mínimo de marcadores necessários para calcular um ângulo num sistema de análise 2D são 3: um colocado sobre o centro instantâneo de rotação da articulação e os outros dois em cada um dos segmentos do membro (Hobbs et al., 2010; Schamhardt et al., 1993). Estes devem ser colocados o mais afastado possível do centro de rotação da articulação (Clayton & Schamhardt, 2013).

2.3.2. Artefacto Devido à Mobilidade da Pele

Os marcadores são colocados sobre a pele, em localizações que estão pré-definidas para cada espécie (Langlois et al., 1978; Schamhardt et al., 1993). Quando os marcadores são colocados sobre a pele para representar o movimento do esqueleto, é impossível evitar o movimento da pele e tecido subcutâneo sobre o esqueleto durante a locomoção do animal (Clayton & Schamhardt, 2013; Schamhardt et al., 1993), podendo ser introduzidos erros (Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1990b; Weller et al., 2006).

Desde que a posição de cada marcador seja conhecida em relação a uma determinada posição do animal, o local exato da colocação dos marcadores não tem influência sob a precisão dos dados cinemáticos, no entanto a comparação entre estudos ou mesmo entre animais do mesmo estudo pode ser limitada (Schamhardt et al., 1993).

O movimento da pele sobre as estruturas nas extremidades distais do cavalo foi estudado por Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld (1988), utilizando LED's colocados subcutaneamente fixados ao osso. Estes estudos mostraram que o movimento da pele sobre a articulação do boleto é inferior ao limiar de deteção; porém nas regiões do carpo e do tarso pode apresentar variações até dois centímetros. Este artefacto também foi quantificado para as regiões mais proximais do membro, a passo e trote, sendo que nos cavalos a passo, os desvios podem variar de 1 a 4 cm na escápula distal até 13 a 17 cm na parte caudal do trocânter maior do fémur (Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1990a, 1990b). Já a trote os desvios podem ser de 0,8 cm no metacarpo até 14,2 cm na parte caudal do trocânter maior do fémur. Quando comparados os valores médios do deslocamento da pele a passo e a trote, estes foram da mesma magnitude (Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1990a). Os principais fatores que influenciam o artefacto gerado pelo movimento da pele são: (1) o movimento da pele em relação à estrutura óssea subjacente; (2) a presença de grandes grupos musculares junto aos locais de medição; (3) e diferenças na espessura da pele (Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1990a).

A correção deste artefacto raramente será necessária para a maioria dos estudos de aplicação clínica, especialmente se se tratarem de estudos com medições repetidas. No entanto, em estudos que careçam de medições específicas, como é o caso das medições lineares, e das alterações no comprimento dos músculos ou tendões, estas correções tornam-se inevitáveis (Van den Bogert, Van Weeren, & Schamhardt, 1990; Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1992). É importante referir que estas correções apenas são válidas para animais de conformação e locomoção semelhante (Schamhardt et al., 1993).

Como estudado por Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld (1990a, 1990b) o movimento de pele apresenta alterações mínimas nas partes distais dos membros, mas alterações muito significativas nas regiões mais proximais.

Para tentar reduzir este artefacto, Van Weeren et al. (1992) determinaram os padrões deste movimento e observaram que nos locais adjacentes às regiões do carpo, tarso e boleto, o

mesmo pode ser definido por um simples modelo de regressão linear, que o relaciona com a variação do ângulo articular, num determinado tempo da passada. Nas partes proximais do membro, este movimento da pele pode ser deduzido a partir do tempo da passada (expresso em percentagem do tempo de passada). Van den Bogert et al. (1990) determinaram, a partir de estudos anteriores, um algoritmo para calcular a posição do osso subjacente a partir dos marcadores de pele, permitindo a correção do artefacto gerado pelo movimento de pele.

Importa salientar que estes fatores de correção obtidos no estudo de Van Weeren et al. (1992) foram definidos para cavalos saudáveis com um passo e trote regular; em casos de claudicações severas, o padrão de locomoção está alterado, não podendo ser utilizadas estas correções de forma eficaz. O tamanho corporal do animal também exerce influência no movimento de pele, evitando a comparação de animais de raças muito pequenas, ou outros animais com conformações muito diferentes de cavalos da raça *Dutch Warmblood*.

No entanto os padrões de movimento da pele aparentam ser mais ou menos constantes em animais com conformação semelhante, podendo ser negligenciado em estudos com cavalos de conformações semelhantes (Van Weeren et al. 1992).

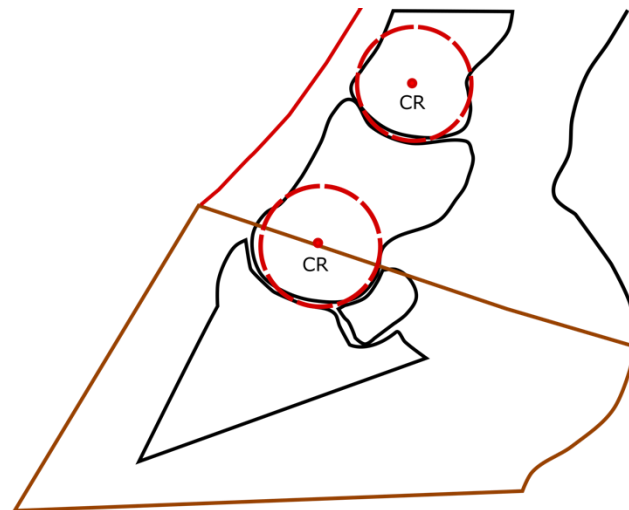
No entanto foi desenvolvida uma técnica denominada X-Ray Reconstruction of Moving Morphology (XROMM), que se trata de um sistema de análise de movimento 3D, combinando os dados recolhidos através de vídeos de raio-X (fluoroscopia), com a morfologia do esqueleto obtida a partir de cintigrafia óssea. Esta forma de análise evita o problema do movimento de pele (Brainerd et al., 2010).

2.3.3. Centros Instantâneos de Rotação

O centro instantâneo de rotação entre dois corpos é o ponto que tem velocidade angular zero a qualquer momento durante o movimento (Bryant, Wevers, & Lowe, 1984; Gamage & Lasenby, 2002; Leach & Dyson, 1988). Este mantém-se no mesmo local se a rotação ocorrer a um raio constante de curvatura de uma dada superfície articular; porém, se o raio for variável, o centro de rotação move-se segundo um padrão característico daquela articulação (Leach & Dyson, 1988).

A localização dos centros instantâneos de rotação (Figura 2) é de extrema importância para a medição dos movimentos angulares das articulações obtidos a partir dos métodos de análise cinemática, em que os marcadores de pele são colocados sob o local estimado do mesmo (Leach & Dyson, 1988).

Figura 2 – Localização dos centros instantâneos de rotação das articulações interfalângicas.



Legenda: CR – centro de rotação.

2.3.4. Calibração

A calibração deve ser realizada para permitir quantificar as medições lineares nos dados obtidos. Em estudos a duas dimensões, deverá ser colocado no plano de filmagem uma régua linear ou uma moldura retangular que permita identificar se o cavalo se move sempre num plano paralelo ao plano de filmagem, uma vez que se o cavalo se desviar do plano paralelo, são introduzidos erros nas variáveis lineares (Clayton & Schamhardt, 2013).

2.3.5. Digitalização

O processo de digitalização converte a localização dos marcadores colocados no corpo dos animais para um Sistema Global de Coordenadas, para cada *frame* das filmagens obtidas (Clayton & Schamhardt, 2013). Este processo é bastante demorado, podendo os pontos ser seguidos de forma automática, semi-automática ou manual, mas requerendo sempre supervisão, sobretudo em pontos colocados nas extremidades distais dos membros e em casos de ocultação dos marcadores (Barrey, 1999).

2.3.6. “Smoothing”

Durante a digitalização podem ser introduzidos pequenos erros que constituem “ruído” no sinal. De forma a reduzir o ruído de alta frequência, pode ser utilizado o processo de *smoothing*. Para a maioria dos estudos cinemáticos pode ser utilizado um filtro “*low-pass*” (filtro que não permite a passagem de frequências superiores ao valor de *cut-off*) de 10-15 Hz, no entanto este não consegue remover os artefactos introduzidos pelo movimento da pele (Clayton & Schamhardt, 2013).

2.3.7. Transformação

Este processo é utilizado apenas a 3D, integrando a calibração com as coordenadas. Através da transformação linear direta podem ser combinados campos 2D num único 3D. Esta transformação é baseada no conhecimento das coordenadas dos pontos de controlo da *frame*

de calibração, que são determinadas para a visualização de cada câmara (Clayton & Schamhardt, 2013).

2.3.8. Normalização

A normalização dos dados facilita a comparação dos mesmos convertendo o tempo de acontecimentos cinéticos semelhantes numa mesma escala, tornando-os comparáveis. A normalização do tempo, utilizando um processo de *spline interpolation* para a duração da passada permite utilizar valores das variáveis como percentagem da duração da passada, tornando assim possível a comparação entre passadas de diferente duração (Clayton & Schamhardt, 2013).

A medição dos ângulos no plano sagital pode ser realizada em termos absolutos ou de forma relativa à posição dos segmentos, em que flexão é considerada positiva e extensão negativa. No entanto se os ângulos forem expressos sob a forma de valores absolutos, as diferenças de conformação entre cavalos aumentam a variabilidade entre os mesmos, o que diminui o poder estatístico e pode dificultar a deteção de diferenças reais (Clayton & Schamhardt, 2013).

3. Classificação e Descrição dos Andamentos

Já há muito tempo que o Homem observa e tenta definir a coordenação e movimentos dos membros dos animais. Antes de existir tecnologia que possibilitasse uma análise correta e precisa, já em 1657, foram estudados e descritos os andamentos dos cavalos, embora com alguns erros, visto que os esses estudos eram baseados no som que os membros faziam em contacto com o chão, não tendo em conta o levantamento dos membros do chão (Leach & Dagg, 1983). Goiffon & Vincent (1779) usaram sinos de diferentes tonalidades presos a cada membro para tentar determinar os andamentos, sendo os primeiros a conseguir reconhecer as relações entre a velocidade e o tipo de andamento utilizado.

Com estes trabalhos iniciais foi possível concluir que a locomoção é um fenómeno cíclico composto por um conjunto de passadas (Leach & Dagg, 1983).

3.1. Terminologia

3.1.1. Andamento (*Gait*)

O termo andamento foi definido por Uspenskii (1953) como sendo um movimento complexo, rítmico, automático e extremamente coordenado dos membros e de todo o corpo do animal, resultando na produção de movimento. Este termo é ainda utilizado atualmente (Barrey, 2013a). Apresenta-se como um padrão de coordenação entre os membros de forma repetida, em que cada repetição é uma passada (Clayton, 2016).

3.1.2. Passada (*Stride*)

O termo passada significa um ciclo completo de movimento. Cada passada é iniciada com a colocação de um membro posterior no chão (Hildebrand, 1962). No entanto, como o padrão

é repetido, para o início de cada passada pode ser considerado qualquer ponto deste padrão cíclico, terminando no mesmo local, onde depois se iniciará um novo ciclo (Barrey, 2013a).

3.1.2.1. Fase de Apoio e Fase Aérea (*Stance & Swing*)

Cada passada é constituída por duas fases: uma fase de apoio (*stance phase*), que corresponde ao período em que o casco desse membro está em contacto com o chão, e por uma fase aérea (*swing phase*), quando o membro não está em contacto com o chão. Alguns andamentos possuem ainda uma fase de suspensão, na qual nenhum dos membros está em contacto com o chão (Clayton, 1989; Leach, Ormrod, & Clayton, 1984).

3.1.2.2. Duração e Frequência da Passada

A duração da passada corresponde ao tempo necessário para se finalizar um ciclo completo, e a frequência de passada corresponde ao número de passadas realizadas por unidade de tempo (Leach et al., 1984). A frequência da passada é o inverso da duração da passada, geralmente expressa em passadas por segundo ou em Hertz (Hz) (Alexander, 1984; Barrey, 2013a).

3.1.2.3. Comprimento de Passada

O comprimento da passada é o deslocamento do centro de massa durante uma passada (Clayton, 2016). Este pode ser estimado pela distância percorrida durante uma passada, ou seja, pela distância que une os pontos de contacto sucessivos de um membro com o solo (Barrey, 2013a; Leach et al., 1984).

3.1.2.4. Sincronização de Membro Anterior e Membro Posterior (Pares)

Em alguns andamentos, os membros anteriores e posteriores podem estar sincronizados de duas formas diferentes: pares diagonais e pares ipsilaterais. A diagonal é constituída por um membro posterior e um anterior do lado oposto, tendo sido definida pelo membro posterior em contacto com o chão (Leach et al., 1984). Porém, atualmente a diagonal é definida pelo membro anterior em contacto com o chão. Ou seja, a diagonal esquerda composta pelo anterior esquerdo e o posterior direito e a diagonal direita pelo anterior direito e posterior esquerdo (Barrey, 2013a). Os pares ipsilaterais são constituídos pelo posterior e anterior do mesmo lado (Leach et al., 1984).

3.1.3. “Duty Factor”

Define-se como a duração da fase de apoio (*stance phase*) em relação à duração de passada, fornecendo informação importante acerca da mecânica dos andamentos (Clayton & Hobbs, 2017), segundo a seguinte fórmula:

$$Duty\ Factor = (tempo\ duração\ fase\ de\ apoio / tempo\ total\ da\ passada).$$

3.2. Classificação dos Andamentos

Os andamentos podem ser classificados quanto à sua simetria, quanto à existência de fase de suspensão e quanto ao ritmo (Barrey, 2013b).

Em relação à fase de suspensão, os andamentos podem ser classificados como: (1) marchados (*walks*), quando apresentam sempre pelo menos um membro no chão durante a passada; (2) ou saltados (*runs*), quando o andamento apresenta uma fase de suspensão. Os andamentos saltados apresentam um *duty factor* inferior a 0,5, enquanto os marchados apresentam um *duty factor* superior a 0,5 (Alexander, 1984; Barrey, 2013b).

Quanto à simetria, os andamentos podem ser classificados em simétricos ou assimétricos. Os andamentos simétricos são aqueles em que o padrão de coordenação do andamento é repetido por ambos os lados, apresentando igual tempo e comprimento de passada para os membros do lado esquerdo e direito; ao contrário do que acontece nos andamentos assimétricos em que esse padrão não é repetido (Clayton, 2016; Hildebrand, 1965; Leach et al., 1984).

Já a classificação de acordo com o seu ritmo, dependendo do número de batidas no solo que se ouvem por passada (dois, três ou quatro tempos) (Silva, 2009).

Por último, os andamentos podem ser basculantes (se utiliza o pescoço com movimentos amplos durante o andamento como acontece com o passo e galope) ou não basculantes (que não utilizam o pescoço) (Silva, 2009).

3.3. Descrição dos Andamentos

O movimento dos membros e do corpo do cavalo são o resultado da acção de forças internas e externas (entre o cavalo e o meio). Estas são produzidas quando os cascos fazem força no chão gerando força e proporcionando impulsão (Clayton, 2016).

As principais características dos andamentos estão resumidas na Tabela 1.

3.3.1. Passo

O passo é um andamento marchado, simétrico, a quatro tempos, no qual existe sempre sobreposição das fases de apoio dos membros, ou seja, o cavalo apresenta sempre dois ou três membros apoiados no solo, e não possui nenhuma fase de suspensão (Barrey, 2013b; Silva, 2009). Este é o andamento mais lento e mais confortável para o cavalo (Silva, 2009), mas um dos mais complexos devido à variabilidade no tempo de sobreposição (tempo em que as fases de apoio de dois membros coincidem) (Barrey, 2013b). A sequência de elevação e apoio dos membros é posterior direito (PD), anterior direito (AD), posterior esquerdo (PE) e anterior esquerdo (AE) (Silva, 2009).

Segundo o Regulamento de Ensino da Fédération Equestre Internationale [FEI], 2014, são definidos quatro tipos de passo: o passo concentrado, o médio, o largo e o livre. A velocidade do passo pode variar desde 1,37 m/s no passo concentrado até 1,82 m/s no passo largo (Clayton, 1995b; Silva, 2009). Este aumento na velocidade de deslocamento é na sua maioria conseguido devido ao aumento do tamanho da passada e apenas uma pequena parte devido ao aumento da frequência das passadas (Clayton, 1995b; Hildebrand, 1962).

3.3.2. Trote

O trote é um andamento simétrico, saltado a dois tempos, em que o cavalo se move por diagonais, separadas por um tempo de suspensão (Barrey, 2013b; Silva, 2009), tratando-se de um andamento muito estável, em que os cavalos não necessitam de utilizar o balanço do pescoço para se equilibrarem. Este andamento é também o de eleição para a deteção de claudicações (Clayton, 2016; Silva, 2009). A velocidade do trote pode variar desde os 3,2 m/s no trote concentrado até aos 4,93 m/s no trote largo (Clayton, 1995a). Na modalidade de trote atrelado, os trotadores franceses podem atingir velocidades máximas de 14,2 m/s (Barrey, Auvinet, & Couroucé, 1995).

São reconhecidas pela FEI quatro variações normais do trote: concentrado, de trabalho, médio e largo (FEI, 2014). Para uma boa qualidade do trote, os cavalos devem apresentar uma frequência de passada baixa, bem como uma fase de balanço longa. Uma outra qualidade desejada num cavalo de ensino é a amplitude do deslocamento vertical no trote concentrado, conseguida devido ao armazenamento de energia elástica no boleto, curvilhão, soldra e pelve óssea, devendo para isso colocar os posteriores o mais possível debaixo da massa. Estas características são também desejáveis, uma vez que o trote concentrado é a base para o *piaffe* e a *passage*, que são exercícios de elevada dificuldade de uma prova de ensino (Barrey, 2013b).

3.3.3. Galope

Galope (*canter*) é um andamento a três tempos, saltado e assimétrico, apresentando duas sequências possíveis dependendo da mão para a qual está a galopar (galope para a mão direita ou esquerda). Se estiver a galopar para a mão esquerda a sequência é PD, diagonal direita (AD-PE) e AE (Silva, 2009). A velocidades superiores, como no galope de corrida (*gallop*), o andamento passa a apresentar quatro tempos, que decorre da dissociação da diagonal (Barrey, 2013b).

Estão definidos quatro tipos de galope (*canter*) pela FEI: o concentrado, o de trabalho, o médio e o largo (FEI, 2014), sendo que a velocidade vai aumentando do concentrado para o largo, variando entre 3,27 m/s a 5,97 m/s (Clayton, 1994). A galope de corrida (*gallop*), os cavalos podem atingir velocidades máximas de 20 m/s (Barrey, 2013b).

3.3.4. Outros Andamentos/Andaduras

Existem outros andamentos, exibindo um padrão a quatro tempos, simétrico, em que as batidas são coordenadas por laterais. Estes podem ter diferentes denominações consoante os locais (*toelt*, *paso*, *stepping pace*, *slow gait*, *running walk*). Existe ainda o *pace* que é um andamento saltado semelhante ao trote, a dois tempos, em que o cavalo se move por laterais em vez de diagonais (Barrey, 2013b).

Tabela 1 – Características dos Principais Andamentos

Andamento	Tipo de Andamento	Sequência de Batidas	Ritmo	Velocidade (m/s) *	Comprimento da passada (m) *
Passo	Simétrico Marchado Basculante	PD, AD, PE, AE	4 tempos	1,37 – 1,82	1,57 – 1,93
Trote	Simétrico Saltado Não basculante	PD-AE, PE-AD	2 tempos	3,20 – 4,93	2,50 – 3,55
Galope (Canter)	Assimétrico Saltado Basculante	Mão Esquerda: PD, PE-AD, AE	3 tempos	3,27 – 5,97	1,98 – 3,46

Legenda: AD – Anterior Direito; AE – Anterior Esquerdo; PD – Posterior Direito; PE – Posterior Esquerdo. Adaptado de Barrey (2013a, 2013b); Clayton (1994, 1995a, 1995b).

3.4. Estrutura e Função dos Membros

3.4.1. Membro Anterior

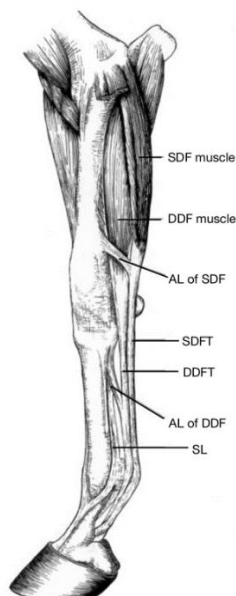
Devido à sua proximidade com o centro de gravidade os membros anteriores têm sobretudo um papel de sustentação, suportando cerca de 58% do peso (Hobbs, & Clayton, 2013; Hood, Wagner, Taylor, Brumbaugh, & Chaffin, 2001; Merkens, Schamhardt, van Osch, & Hartman, 1993).

Os cavalos não possuem clavícula, estando o membro anterior conectado ao tronco apenas através de músculos (sinsarcose), o que permite uma maior mobilidade da escápula e, conseqüentemente, um aumento no comprimento da passada. Estes músculos são denominados extrínsecos, apresentando inserções no membro e no tronco (Payne, Veenman, & Wilson, 2004). Já os músculos intrínsecos são os músculos do membro propriamente dito. Os intrínsecos são mais pequenos em volume, quando comparados com a musculatura extrínseca, com fibras musculares curtas e penadas bem como longos tendões (Clayton, Chateau, & Back, 2013).

O membro torácico dos equinos apresenta os grupos musculares concentrados proximalmente, que se prolongam por longos tendões à medida que avançam no sentido distal, permitindo a criação de um sistema passivo de “molas” e reduzindo assim o custo metabólico da locomoção (Figura 3) (Clayton et al., 2013; Hermanson & Cobb, 1992; Payne et al., 2004).

Os tendões dos animais vertebrados apresentam uma constituição uniforme e uma baixa dissipação de energia. Quando é exercida tensão sobre estes tendões, estes devolvem cerca de 93% de energia elástica, sendo apenas 7% dissipada sob a forma de calor (Alexander, 2002; Clayton et al., 2013; Wilson et al., 2001).

Figura 3 – Membro torácico



Legenda: SDF muscle – músculo flexor digital superficial; DDF muscle – músculo flexor digital profundo; AL of SDF – ligamento acessório do tendão flexor digital superficial; SDFT – tendão flexor digital superficial; DDFT – tendão flexor digital profundo; AL of DDF – ligamento acessório do tendão flexor digital profundo; SL – ligamento suspensor do bolete. Reproduzido de Wilson, McGuigan, Su, & Van den Bogert (2001)

Durante a primeira fase da passada, na parte distal dos membros, os tendões armazenam energia elástica à medida que o corpo vai perdendo energia cinética, devolvendo-a na fase final da passada. É aqui que os tendões desempenham um papel importante, armazenando temporariamente esta energia e devolvendo-a sob a forma de “recuo elástico”, funcionando como verdadeiras molas (Alexander, 2002). Este fenómeno permite uma maior eficiência energética e metabólica, uma vez que a necessidade do trabalho muscular é eliminada parcialmente (Alexander & Vernon, 1975).

3.4.2. Membro Posterior

Os membros posteriores do cavalo são responsáveis por sustentar 42% da massa corporal (Hood et al., 2001). A conformação deste membro permite que este desempenhe um papel crucial na propulsão longitudinal. Os seus músculos são responsáveis por proporcionar o trabalho necessário para a aceleração e para elevar o centro de massa quando se deslocam em subidas (Clayton & Back, 2013; Payne, Hutchinson, Robilliard, Smith, & Wilson, 2005). Muitos dos músculos dos membros posteriores são multiarticulares e apresentam diversas ligações fasciais, o que torna difícil fazer a distinção entre músculos intrínsecos e extrínsecos (Clayton & Back, 2013).

Proximalmente, o membro pélvico é caracterizado por grandes volumes musculares e fascículos longos, enquanto mais distalmente, a componente muscular apresenta volumes e fascículos pequenos e penados. De forma geral, a musculatura proximal é mais especializada em gerar trabalho, enquanto a distal em gerar força de forma económica (Payne et al., 2005).

III. Estudo

1. Objetivos do Estudo

Com o cavalo a desempenhar e a assumir um papel cada vez mais importante como atleta, surge a necessidade de avaliar quantitativamente parâmetros que possam influenciar o seu desempenho. Tendo como base esta ideia, decidiu-se desenhar o presente estudo, cujos objetivos principais foram:

- Desenvolvimento e aplicação de uma nova metodologia de captação de movimento para análise cinemática num plano bidimensional;
- Determinar a existência de diferenças significativas no ângulo das articulações dos membros dos cavalos durante o seu movimento em diferentes condições. Como tal, decidiu avaliar-se os seguintes fatores:
 - Tipo de piso (piso duro e piso mole);
 - Influência de cavaleiro (montado e desmontado).

2. Materiais e Métodos

2.1. Cavalos

Foram utilizados três cavalos alojados no Centro Hípico da FMV-UL. Foram utilizados dois machos e uma fêmea com intervalo de idades entre os 5 e 15 anos. A altura ao garrote variou entre 144 cm e 166 cm e o peso entre 408 kg e 530 kg, como pode ser consultado na Tabela 2. Os animais utilizados encontravam-se em trabalho montado regular sem claudicações óbvias (<1/5) observadas. A utilização de todos os cavalos teve o consentimento prévio dos proprietários ou responsáveis pelos mesmos.

Tabela 2 – Características dos cavalos utilizados no estudo.

Cavalo	Idade	Peso (kg)	Altura ao Garrote (cm)
1	10 anos	498	153
2	15 anos	408	144
3	5 anos	530	166

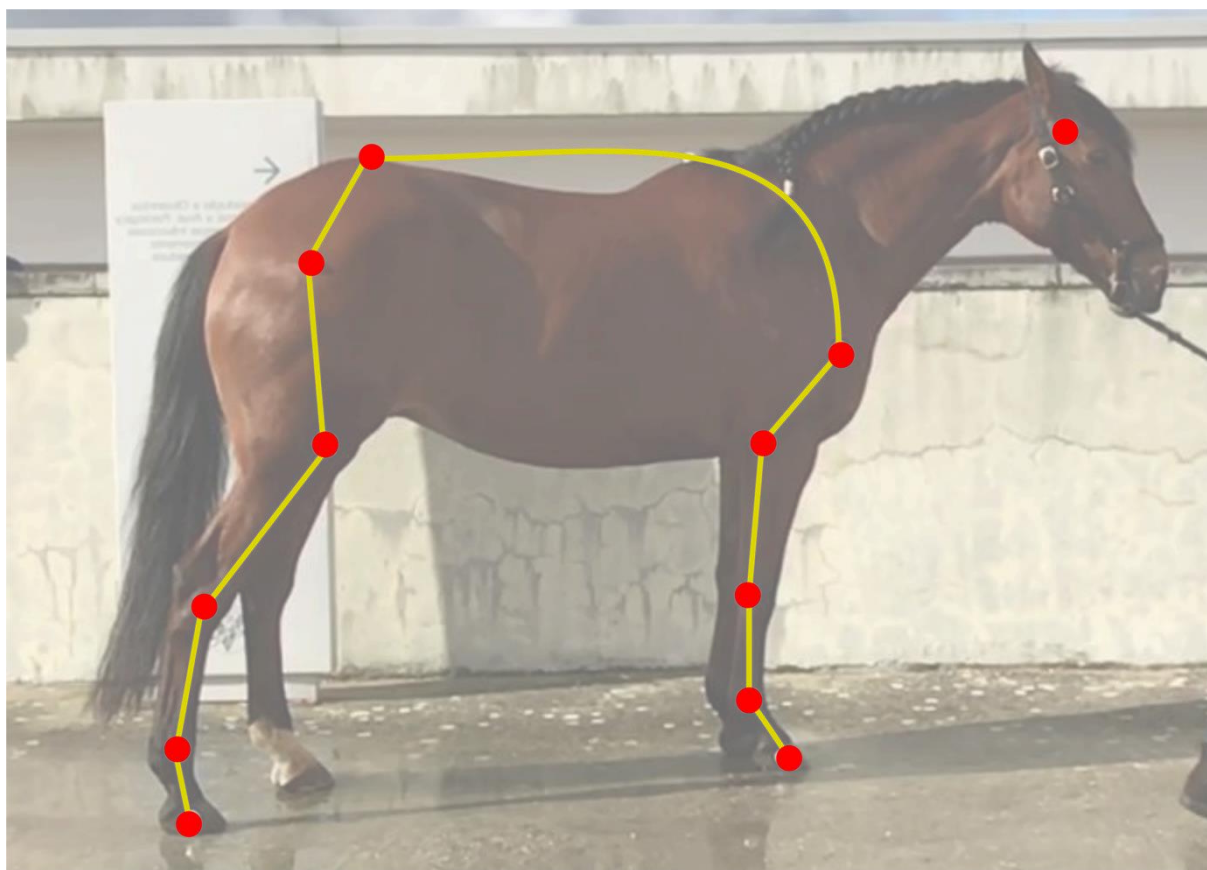
Medições efetuadas na data da realização da filmagem.

2.2. Colocação dos Marcadores

Os marcadores cinemáticos utilizados foram criados a partir de hemi-esferas de esferovite branco com 3 cm de diâmetro presos à pele dos cavalos com cola de silicone transparente e, no centro da parte côncava das mesmas, pintado um círculo com aproximadamente 3 cm de diâmetro, com um marcador permanente de tinta preta para facilitar o *tracking* automático dos pontos.

Os marcadores foram colocados nos membros anteriores e posteriores do lado direito dos cavalos sobre as suas principais articulações, segundo pontos de referência anatômicos topográficos (Figura 4), de forma a representar os centros instantâneos de rotação. Para o membro anterior colocaram-se marcadores sobre as articulações interfalângica proximal, metacarpo-falângica (boleto), sobre a região articular do carpo, úmero-rádio-ulnar (cotovelo) e escapulo-umeral (ombro). No membro posterior, sobre as articulações interfalângica proximal, metatarso-falângica (boleto), sobre a região articular do tarso, articulações femoro-tibio-patelar (soldra), coxo-femoral (anca) e outro sobre as tuberosidades sagradas (sacro). Foram ainda colocados dois outros marcadores: um sobre a articulação temporo-mandibular e outro sobre o toque do cavaleiro (nos vídeos em que era requerida a participação do mesmo) que não foram utilizados neste estudo. Tanto o marcador do sacro como o do toque do cavaleiro foram colocadas esferas sobre-elevados 5 cm.

Figura 4 – Esquema com os locais de colocação dos marcadores cinemáticos.



2.3. Aquisição dos Dados de Imagem

Os dados videográficos foram obtidos em dois locais distintos. As filmagens em piso mole foram realizadas num picadeiro coberto de areia de sílica misturada com fibras elásticas, enquanto as filmagens em piso duro foram realizadas num corredor plano, com pavimento cimentado.

Cada cavalo foi conduzido à mão (desmontado) e pelo cavaleiro (montado), em ambos os tipos de piso. Após aquecimento ligeiro, foram realizadas algumas passagens pelos locais de filmagem para que os cavalos se habituassem às condições. Para cada condição foram realizados 3 ensaios (*trials*) tanto a passo como a trote. Para cada ensaio o cavalo deveria manter a mesma velocidade, postura e atitude, de forma consistente e em linha reta, durante pelo menos 6 passadas consecutivas. Os ensaios que não cumprissem estes requisitos, em que o cavalo alterasse a sua velocidade, comportamento, ou que houvesse problemas na obtenção de imagens foram imediatamente descartados.

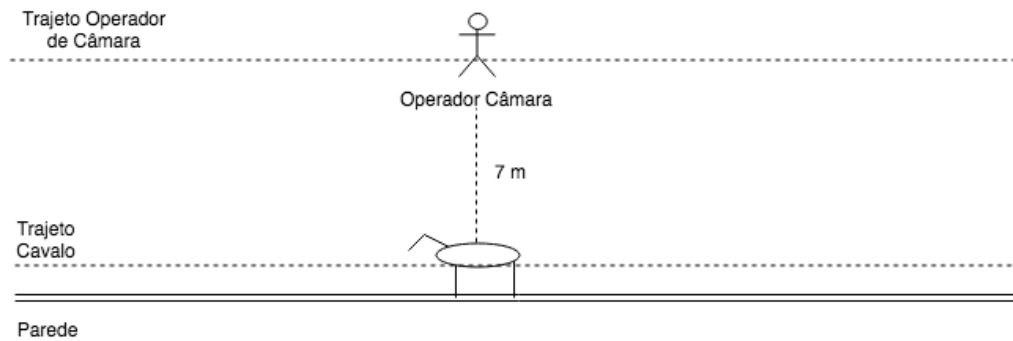
No picadeiro coberto, as filmagens realizaram-se ao longo de uma das paredes maiores, com 29 m de comprimento, enquanto as filmagens no piso duro foram realizadas ao longo de um corredor com aproximadamente 30 m de comprimento.

Os cavalos foram conduzidos pelo operador ou pelo cavaleiro conforme os ensaios; estes mantiveram a velocidade constante ao longo da filmagem, conduzindo o cavalo de forma o mais retilínea possível e com o mínimo de interferência. Tanto no piso duro como no piso mole, um dos lados estava delimitado por uma parede, auxiliando assim a manutenção da distância ao operador de câmara (Figura 5). A distância mantida em ambas as situações foi de sensivelmente 7 m. O operador de câmara teve o cuidado de se manter sempre perpendicular ao plano de locomoção do cavalo, evitando adiantar-se ou atrasar-se em relação a este (Figura 6).

Figura 5 – Método de captação de imagem utilizado no estudo.



Figura 6 – Esquema do método realizado para a aquisição de imagem.



Para ambas as condições foi colocada na parede uma fita métrica de 30 m de comprimento total, marcada com intervalos de 1 m com fita adesiva preta, de forma a contrastar com o branco da fita e ser facilmente detetada nos vídeos obtidos, tendo permitido calcular a velocidade de andamento do cavalo em cada ensaio.

As filmagens foram realizadas sob o plano sagital do cavalo (Figura 7). Para tal foi utilizado uma câmara de alta velocidade (iPhone 7 – Apple®; Califórnia, USA). Os vídeos foram obtidos a 240fps e com uma resolução de vídeo de 720p HD. Para diminuir as vibrações provenientes da filmagem, que seriam irremediavelmente introduzidas se esta tivesse sido realizada com o operador a transportar diretamente a câmara, a última foi acoplada a um estabilizador de imagem (*gimbal*) (Osmo Mobile – DJI™; Shenzhen, China).

Figura 7 – Captura de imagem de uma das filmagens realizadas durante o estudo.



2.4. Análise de Imagem

As posições dos marcadores cinemáticos foram digitalizadas, utilizando ferramentas digitais (DLTdv Digitizing Tool; University of North Carolina, USA) desenvolvidas por Hedrick (2008) para o *software* MATLAB® R2017b (MathWorks®; Natick, USA).

Cada vídeo, correspondente a um ensaio, foi analisado e recortado de forma a englobar 6 passadas completas e regulares de cada cavalo. Numa segunda fase foi realizado o processo de digitalização, de forma a ser possível a conversão dos marcadores colocados sob as articulações para um sistema de coordenadas de dois eixos (2D), a partir dos quais se determinaram os dados angulares das articulações, caracterizando os seus movimentos de flexão e extensão, sob o plano sagital. Cada vídeo foi digitalizado de forma automática, sob supervisão constante, para garantir que os pontos eram rastreados de forma correta e precisa. Durante este processo foi atribuído a cada ponto uma coordenada (X,Y) para cada *frame*. Para cada vídeo foi obtido um ficheiro em formato *Comma Separated Values* (.csv), com as coordenadas dos pontos cinemáticos, em que o número de linhas correspondeu ao número de *frames* do vídeo e cada coluna os valores das coordenadas (coluna 1 representou X1, coluna 2 o Y1, coluna 3 o X2 e assim sucessivamente).

2.5. Análise Cinemática dos Dados

Para todas as passadas de todos os vídeos foram detetados, de forma manual, os *frames* que correspondiam ao momento em que os cavalos apoiavam o membro no chão (*Toe-On*), marcando o início da fase de apoio, e a altura em que elevavam o membro do chão (*Toe-Off*), representando o início da fase aérea. A partir desta informação foi possível determinar o início e o fim de cada passada.

A velocidade de deslocamento também foi determinada de forma manual, recorrendo à fita métrica marcada com intervalos de 1 metro que permitiu calcular a distância percorrida, o número de *frames* necessários para percorrer essa distância e do *frame rate* (em *frames* por segundo), através da seguinte fórmula:

$$Velocidade (m/s) = \frac{Distância\ Percorrida\ (m)}{\frac{Número\ de\ frames}{Frame\ Rate\ (fps)}}$$

Através de programação escrita especificamente para este estudo no programa MATLAB® R2017b (MathWorks®; Natick, USA) foram determinados os ângulos do boleto (articulação metacarpo-falângica), carpo, e cotovelo (úmero-rádio-ulnar) para o membro anterior (MA) e do boleto (metatarso-falângica), tarso, soldra (femoro-tibio-patelar) e coxa (coxo-femoral) para o membro posterior (MP), depois de identificar as coordenadas dos três pontos que limitam e definem o ângulo de cada articulação, segundo a fórmula:

$$\theta = \arccos\left(\frac{a \cdot b}{|a||b|}\right)$$

$$\text{Onde } a = (x_2 - x_1, y_2 - y_1) \text{ e } b = (x_3 - x_2, y_3 - y_2)$$

Os ângulos das articulações estudadas foram representados graficamente sob a forma de valores absolutos e normalizados para 100% da duração da passada, segundo um método de *Spline Interpolation*, de modo a permitir a comparação dos ângulos medidos para as diferentes condições. Em cada gráfico foram representadas todas as passadas obtidas para a mesma condição, com e sem presença de cavaleiro nos diferentes tipos de piso. Os *duty factors* para os ensaios a passo apresentam valores compreendidos entre 0,6 e 0,65, enquanto para os ensaios a trote encontram-se entre 0,4 e 0,45.

2.6. Análise Estatística

Com o intuito de comparar diferenças entre os ângulos de cada articulação para a condição de montado e desmontado, foi utilizado um teste-T de Student para amostras independentes. Para todos os testes foi considerado o valor de $p < 0,05$ como estatisticamente significativo. Foi realizado um teste estatístico para cada ponto percentual do ciclo da passada de forma a perceber em que fase da mesma estão presentes entre os grupos.

3. Resultados

Para cada condição foram analisadas 6 passadas completas de cada cavalo, perfazendo um total de 432 passadas. Destas, apenas 246 passadas para o MA cumpriram os critérios de inclusão no estudo, enquanto para o MP foram incluídas 206 passadas.

3.1. Velocidade

Na Tabela 3 estão representadas as velocidades médias calculadas para as diferentes condições. O conjunto das diferentes condições obtidas no andamento passo apresentaram uma velocidade média de $1,41 \pm 0,12$ m/s, e para o andamento trote uma velocidade média de $2,82 \pm 0,28$ m/s.

Tabela 3 – Velocidade das passadas incluídas no estudo.

Condições			Velocidade (m/s)
Andamento	Presença cavaleiro	Tipo de piso	
Passo	Montado	Mole	$1,50 \pm 0,076$
	Montado	Duro	$1,40 \pm 0,12$
	Desmontado	Mole	$1,29 \pm 0,06$
	Desmontado	Duro	$1,44 \pm 0,08$
	Média Passo		
Trote	Montado	Mole	$2,72 \pm 0,25$
	Montado	Duro	$2,77 \pm 0,37$
	Desmontado	Mole	$2,80 \pm 0,21$
	Desmontado	Duro	$2,98 \pm 0,18$
	Média Trote		

Resultados apresentados em m/s (média \pm desvio-padrão).

3.2. Ângulos das Articulações

No presente estudo, as variações dos ângulos das diferentes articulações foram medidas e representadas graficamente para as diferentes condições.

O tempo (ordenadas) normalizado para a duração total da passada permitiu a comparação de passos com durações diferentes. Assim as Figura 8 a Figura 15 representam a variação do ângulo médio de cada articulação de todas as passadas analisadas.

Nos gráficos obtidos, o ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off*), marcando assim o início da fase aérea. As linhas tracejadas verticais azuis representam o *duty factor* para o passo apresentam um valor de 0,6 a 0,65 e para o trote um valor de 0,4 a 0,45. A fase aérea da passada está compreendida entre 0% e 35-40% e a fase de apoio entre 35-40% e 100% da passada; já no andamento trote, a fase aérea está compreendida entre 0 e 55-60% e a fase de apoio entre 55-60% e 100% da passada. Por baixo de cada gráfico encontra-se uma linha colorida que representa o valor de p obtido para cada ponto percentual da passada.

3.2.1. Trote

Quando se comparam as articulações dos membros anteriores a trote em ambos os pisos, observa-se que, para as duas condições (montado e desmontado), as curvas que representam a variação dos ângulos ao longo da passada exibem um formato semelhante. Isto observa-se em todas as articulações estudadas; no entanto, algumas das articulações parecem ser influenciadas pela presença do cavaleiro (Figura 8 a 11). As amplitudes de movimento das várias articulações estudadas, para as diversas condições do andamento trote, podem ser consultadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Amplitudes de movimento médias das diversas articulações, para as diversas condições a Trote.

Amplitude de Movimento			
Condições	Articulação	Montado (°)	Desmontado (°)
TM (Trote, Piso Mole)	MA Boleto	42,5	57,5
	MA Carpo	65,8	64,7
	MA Cotovelo	49,4	58,2
	MP Boleto	85,7	99,1
	MP Tarso	39,9	48,7
	MP Soldra	38,8	43,2
	MP Anca	35,6	41,6
TD (Trote, Piso Duro)	MA Boleto	48,5	49,5
	MA Carpo	72,0	76,4
	MA Cotovelo	55,0	61,3
	MP Boleto	107,4	103,8
	MP Tarso	52,7	57,7
	MP Soldra	47,2	49,5
	MP Anca	45	49,4

Legenda: MA – Membro Anterior; MP – Membro Posterior.

3.2.1.1. Piso Duro

3.2.1.1.1. Membro Anterior

As articulações deste membro movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, excetuando a articulação do boleteo, na qual se verifica o oposto.

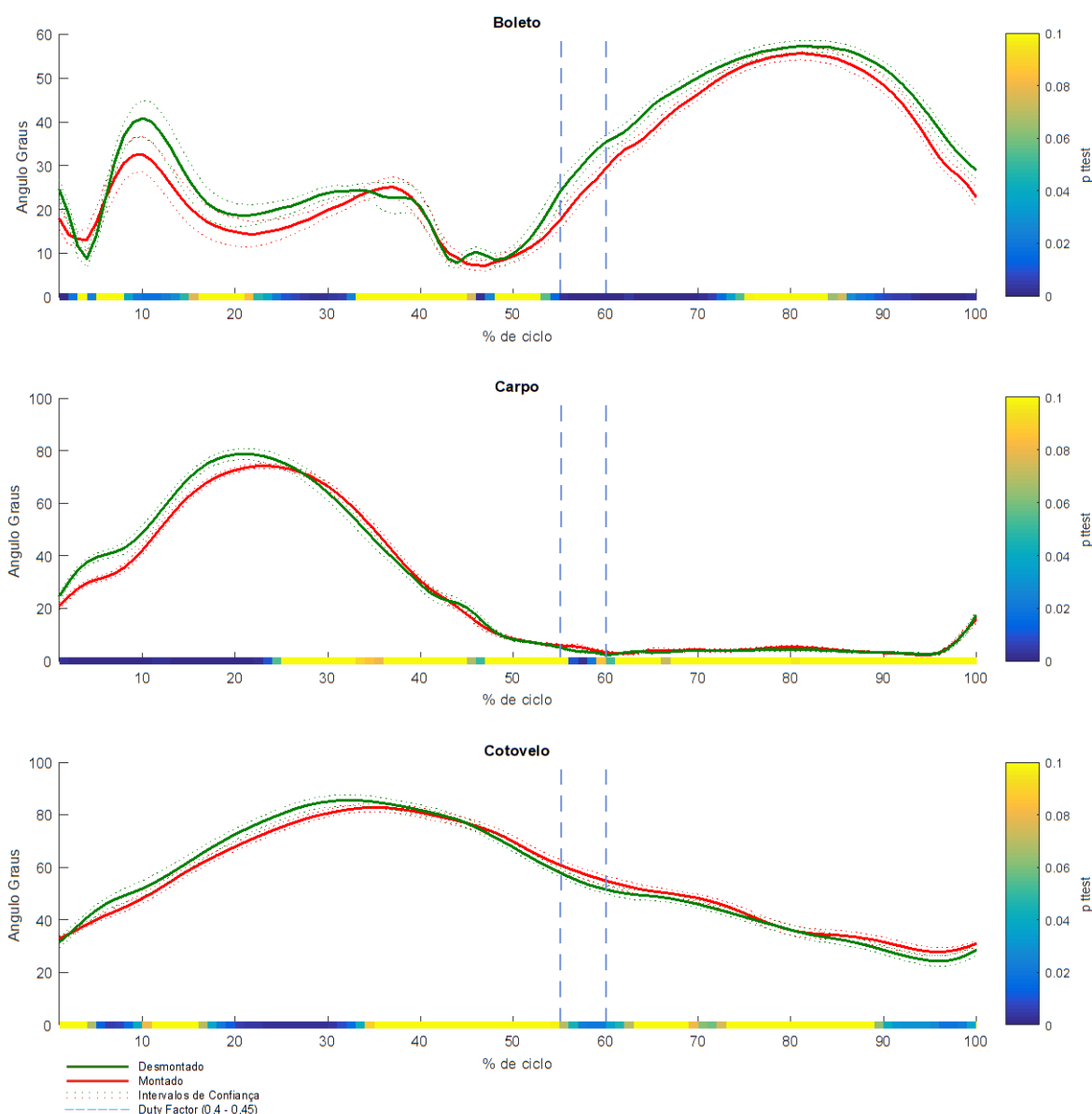
Para a articulação do boleteo (Figura 8) existem alterações significativas entre as duas condições (montado e desmontado) logo no início da fase aérea, no pico de extensão que ocorre entre os 10 e 15%, e entre os 25 e 30% da passada. No final da fase aérea pode observar-se uma pequena inflexão da curva para a condição de montado, que não é observada para a condição de desmontado. Quase toda a fase de apoio apresenta diferenças estatisticamente significativas, com exceção do intervalo correspondente a cerca de 75-85% da passada. Durante esta fase, toda a curva para a condição de desmontado apresenta um perfil semelhante, embora de magnitude inferior, aproximando-se da curva da condição montado por volta dos 75-85% da passada, coincidindo com um pico de extensão da articulação.

Ao contrário do que acontece com a articulação do boleteo, a articulação do carpo e do cotovelo do MA movem-se no sentido de flexão à medida que o valor dos ângulos aumenta e vice-versa.

Quanto à articulação do carpo (Figura 8), esta parece ser pouco influenciada pela presença de cavaleiro, com exceção do início da fase de apoio (correspondente ao *Toe-On*) e durante a primeira metade da fase aérea (0 a 25% da passada). A curva angular na fase aérea, para a condição de montado, parece ainda apresentar uma tendência a prolongar-se no tempo de forma ligeira face à condição de desmontado; além disso, na curva da condição desmontado parece ocorrer uma ligeira inflexão (45%), que não é observada na condição de montado. No entanto, estas duas últimas observações não apresentam diferenças estatisticamente significativas.

Para a articulação do cotovelo (Figura 8) parecem existir dois momentos com diferenças estatisticamente significativas na fase de apoio: no início (55-60%) e no final (90-100%) da mesma, sendo que a articulação não avança tanto no sentido da extensão na condição de montado. Por sua vez, na fase aérea parece haver um ligeiro atraso da curva em relação à condição desmontado no sentido da flexão, sendo estatisticamente significativo em dois momentos: entre 5-10% e 15-35% da passada. Quando montados, este pico de flexão não é tão pronunciado e está ligeiramente atrasado no tempo comparativamente.

Figura 8 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Trote e em Piso Duro.



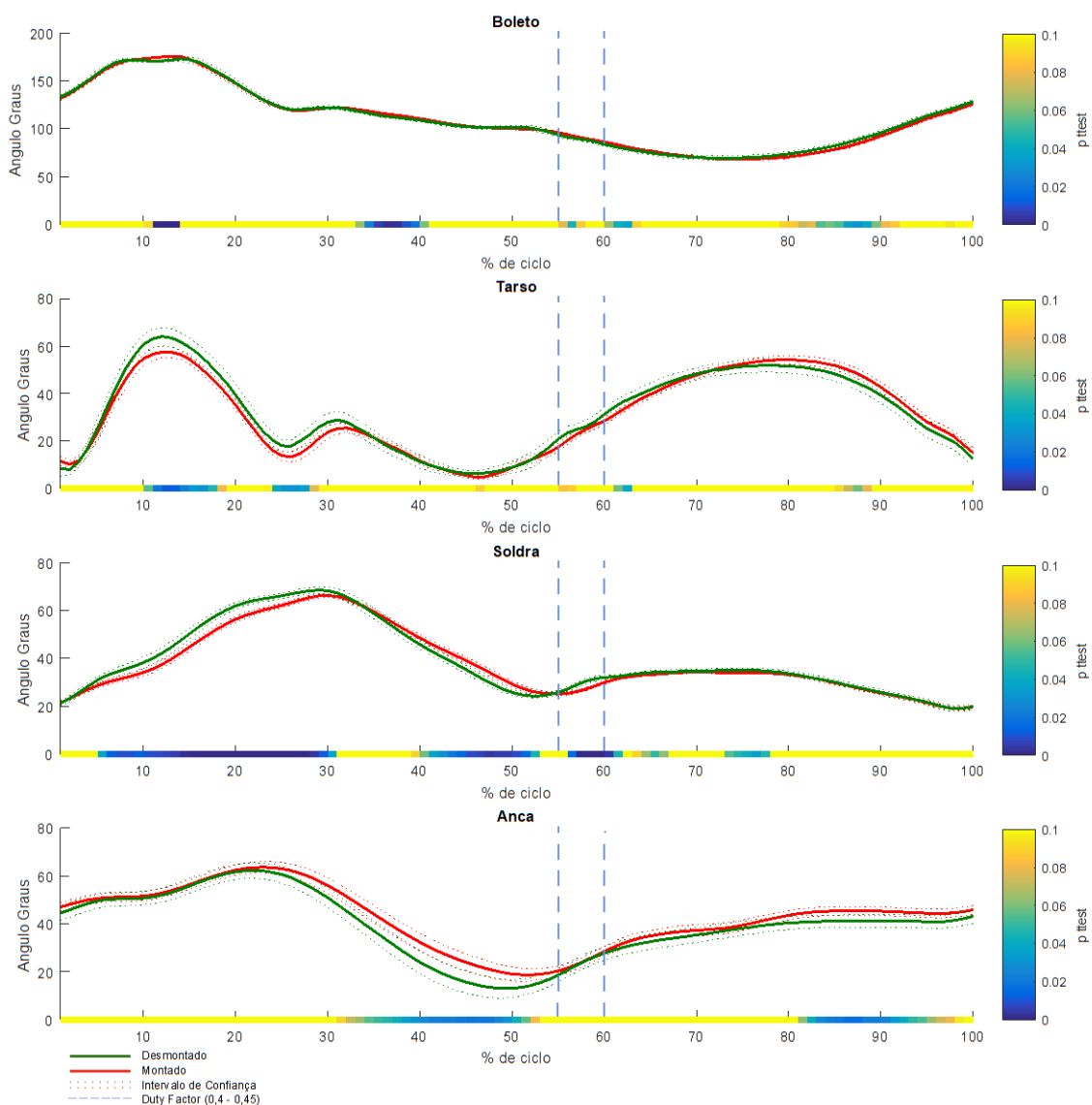
Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo.

3.2.1.2.1. Membro Posterior

As articulações deste membro movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, com exceção da articulação da anca, na qual se verifica o oposto.

A articulação do bolete (Figura 9) parece ser pouco influenciada pela presença do cavaleiro, com exceção de dois momentos curtos durante a fase aérea (entre 11-13% e 34-40%). Observa-se também um momento na fase de apoio entre os 80 e 90% da passada, em que parece haver tendência para uma diferença, embora tal não seja estatisticamente significativo.

Figura 9 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Trote e em Piso Duro.



Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

Assim como o bolete, a articulação do tarso (Figura 9) apresenta apenas dois momentos na fase aérea com diferenças significativas (11-17% e 25-28%) e um pequeno momento no início da fase de apoio. Durante a fase aérea, a curva apresenta uma forma semelhante para ambas as condições; no entanto, a curva representativa da condição de montado não atinge as mesmas amplitudes do que a de desmontado.

No que diz respeito à articulação da soldra (Figura 9), esta apresenta algumas diferenças estatisticamente significativas entre condições, essencialmente na fase aérea. A curva para a condição de montado apresenta uma forma semelhante, mas ligeiramente atrasada em relação à de desmontado, resultando em alterações nos intervalos 5-30% e 42-52% da

passada. Na fase de apoio destaca-se apenas uma pequena diferença no início da mesma (55-61%).

Por fim, na articulação da anca (Figura 9) parecem existir diferenças estatisticamente significativas no final de ambas as fases, entre 35-51% e 82-94%, para as fases aérea e apoio, respetivamente.

3.2.1.2. Piso Mole

3.2.1.1.2. Membro Anterior

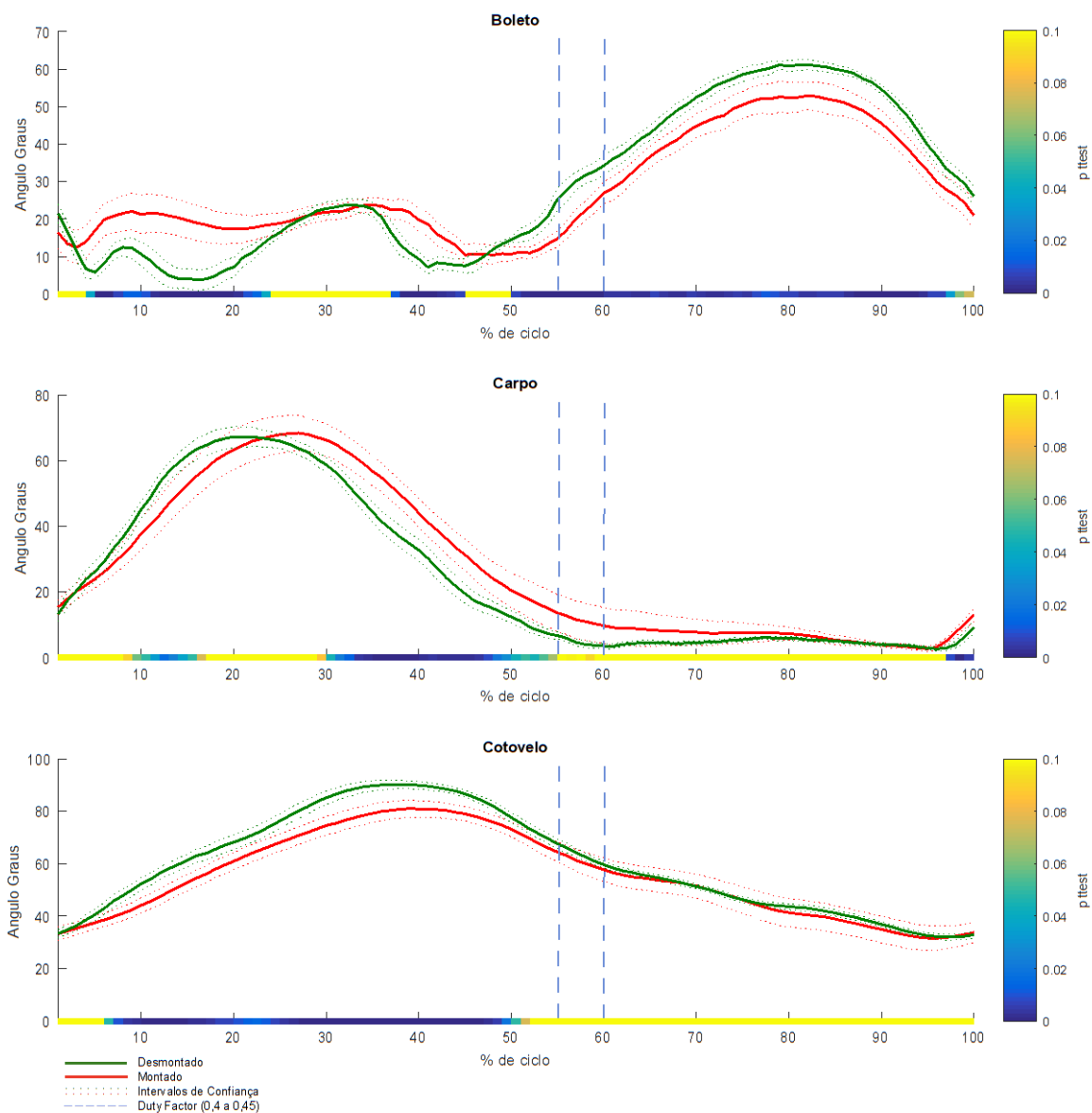
As articulações deste membro movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, excetuando a articulação do boleto, na qual se verifica o oposto.

Neste piso, a articulação do boleto (Figura 10) é a que parece ser mais afetada. Na fase aérea existem alterações significativas entre 5 a 25% da passada, e entre 37 a 45%, sendo que nestes intervalos a flexão da articulação do boleto é mais acentuada para a condição de desmontado. Nesta fase parece ainda existir menor variação na amplitude desta articulação para a condição de montado do que desmontado. Pode ainda observar-se a existência de diferenças estatisticamente significativas no final da fase aérea (a partir de cerca de 50% da passada), que se prolonga até ao final da fase de apoio, na qual os cavalos desmontados iniciam a extensão de uma forma mais precoce e de amplitude mais acentuada do que quando estes são conduzidos montados.

A articulação do carpo (Figura 10) apresenta para a fase aérea diferenças estatisticamente significativas entre 12-15% e entre 30-50% da passada. Apesar de amplitudes semelhantes para ambas as condições, na condição de montado a curva está atrasada em relação à desmontado. Durante a fase de apoio não existem alterações significativas com exceção da última fase, quando os cavalos se preparam para levantar o membro. Aqui, os cavalos montados parecem iniciar mais cedo este movimento.

No cotovelo (Figura 10) existem diferenças estatisticamente significativas apenas durante a fase aérea, durante quase toda a extensão, com exceção da fase inicial (0-5%) e final (a partir de 50%). Nesta fase, para a condição de montado, o movimento no sentido de flexão apresenta menor amplitude do que para a condição desmontado.

Figura 10 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Trote e em Piso Mole.



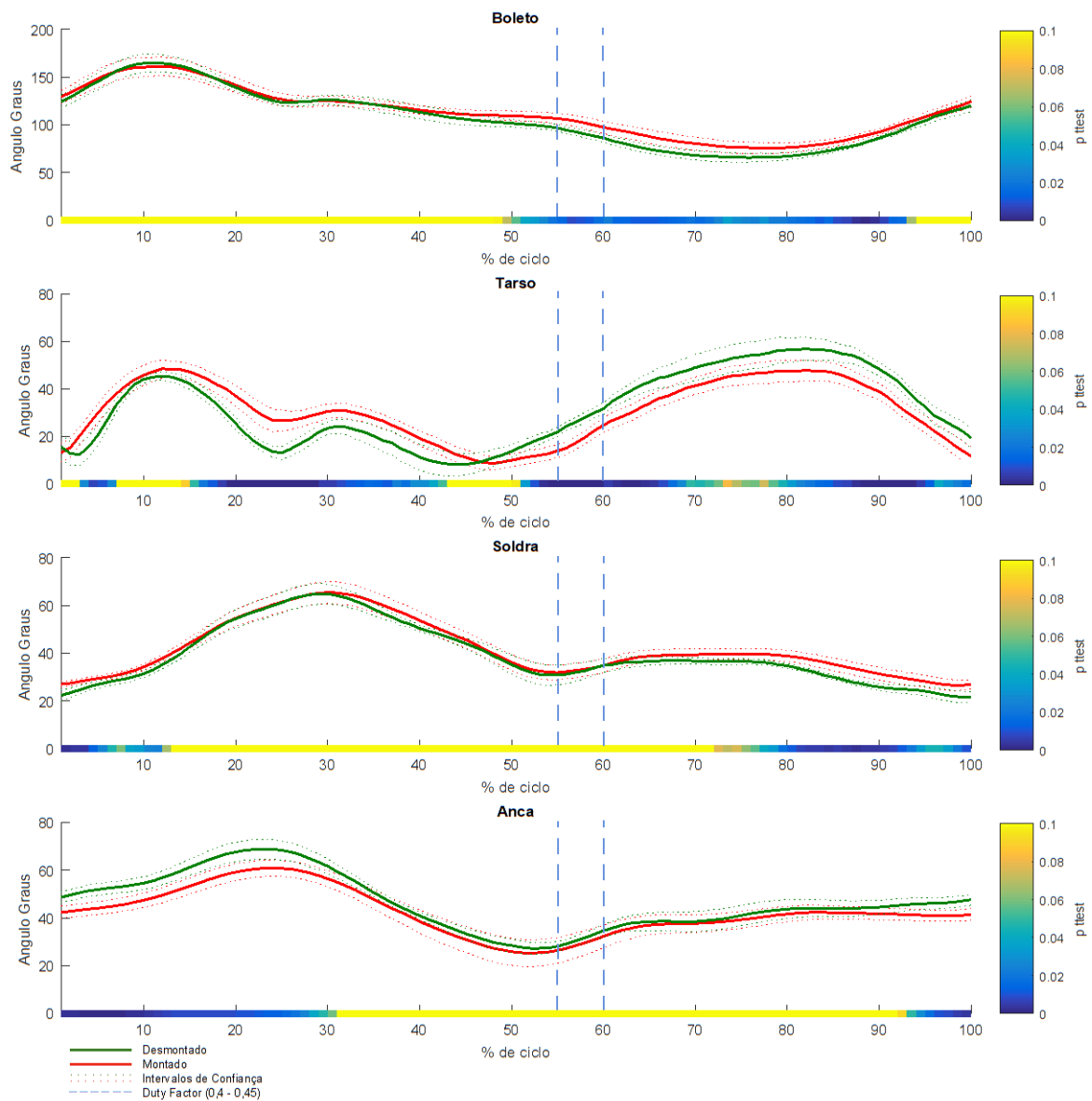
Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

3.2.1.2.2. Membro Posterior

As articulações deste membro movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, com exceção da articulação da anca, na qual se verifica o oposto.

Analisando a articulação do bolete (Figura 11) observa-se uma quase sobreposição dos ângulos das duas condições durante quase toda a fase aérea, começando a divergir no final da mesma (50%), prolongando-se até próximo do final da fase de apoio (93%).

Figura 11 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Trote e em Piso Mole.



Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

A articulação do tarso (Figura 11) é a que parece apresentar maiores diferenças entre condições. A curva que representa os ângulos para a condição de montado parece manter-se deslocada no sentido da flexão na fase aérea, invertendo esta tendência na fase de apoio. Observam-se diferenças estatisticamente significativas para toda a fase de apoio, que provêm já do final da fase anterior, com exceção do intervalo entre 70-80% da passada. Para a fase aérea registam-se alterações estatisticamente significativas entre 3-5% e entre 15-42% da passada.

Tanto a articulação da soldra como a da anca (Figura 11) apresentam um padrão de movimento semelhante. Ambas apresentam diferenças no início da fase aérea (0-12% para a

soldra e 0-30% para a anca) e no final da fase de apoio (75-100% para a soldra e 94-100% para a anca).

3.2.2. Passo

Apesar das variações nos tempos e durações das fases de apoio e aérea entre os dois andamentos, as articulações apresentam um padrão de movimento articular muito semelhante. Como o passo apresenta uma fase de apoio mais prolongada em relação ao trote, o padrão do movimento articular na fase aérea tem menor duração neste andamento (Figura 12 a 15). O valor da amplitude de movimento para cada articulação nas várias condições a passo pode ser consultado na Tabela 5.

Tabela 5 – Amplitudes de movimento médias das diversas articulações, para as diversas condições a Passo.

Amplitude de Movimento			
Condições	Articulação	Montado (°)	Desmontado (°)
PM (Passo, Piso Mole)	MA Boleto	38,2	45,2
	MA Carpo	63,9	67,6
	MA Cotovelo	55,1	57,0
	MP Boleto	83,9	93,9
	MP Tarso	39,3	44,3
	MP Soldra	30,7	33,9
	MP Anca	34,5	35,2
PD (Passo, Piso Duro)	MA Boleto	39,6	44,4
	MA Carpo	66,8	73,5
	MA Cotovelo	55,0	58,5
	MP Boleto	91,1	91,9
	MP Tarso	45,0	44,5
	MP Soldra	30,7	35,1
	MP Anca	38,2	37,6

Legenda: MA – Membro Anterior; MP – Membro Posterior.

3.2.2.1. Piso Duro

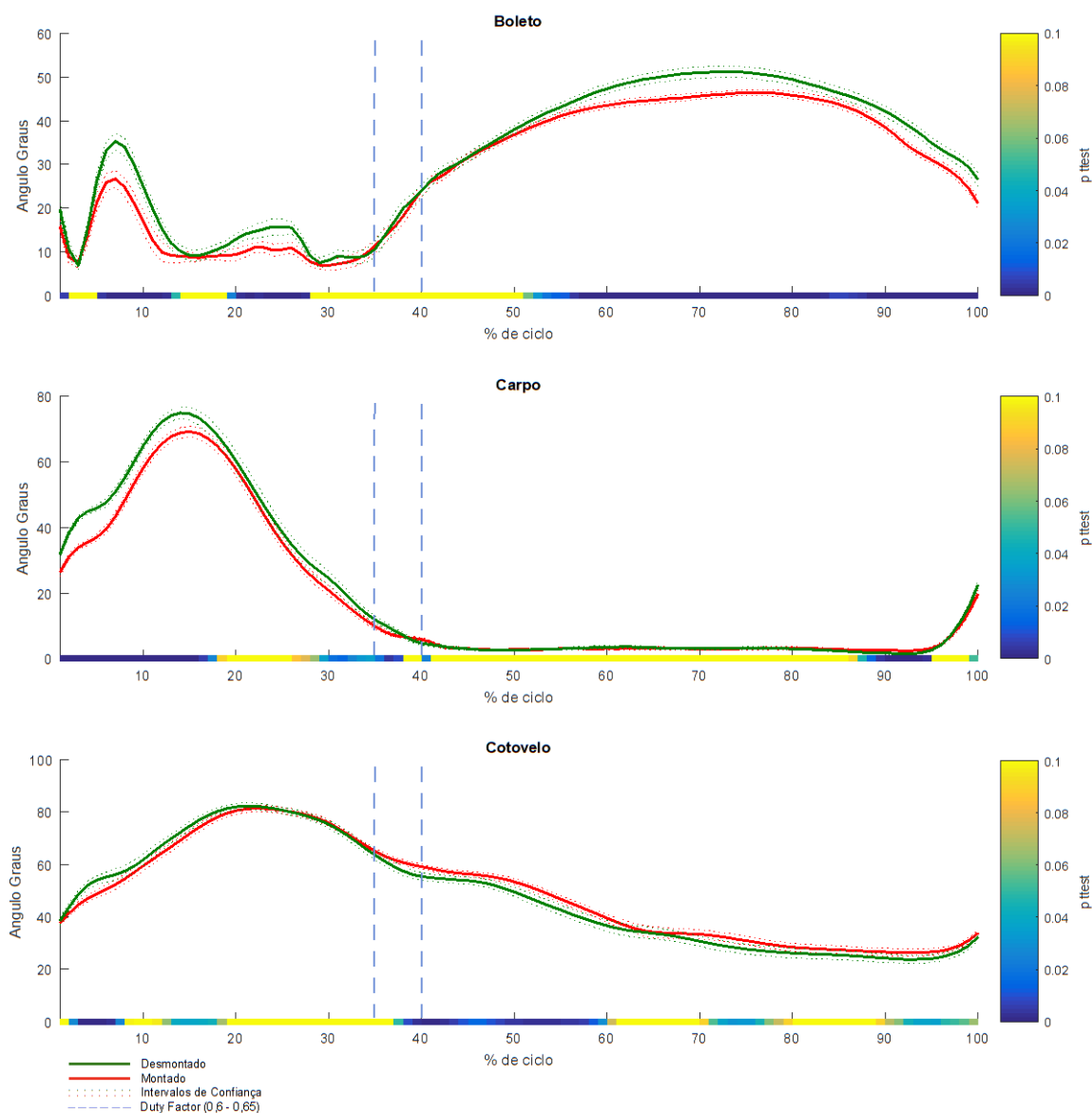
3.2.2.1.1. Membro Anterior

Tal como a trote, as articulações do MA a passo movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, excetuando a articulação do bolete, na qual se verifica o oposto.

A articulação do bolete (Figura 12) apresenta dois momentos na fase aérea com diferenças estatisticamente significativas (entre 5-14% e entre 20-28%) entre condições, correspondendo

a dois momentos em que as curvas angulares se movem no sentido da extensão, na qual a curva da condição montado não atinge a mesma amplitude que a desmontado. Quanto à fase de apoio, esta parece iniciar-se com um padrão idêntico para ambas as situações; no entanto a partir dos 55% e até aos 100% da passada as curvas apresentam diferenças estatisticamente significativas, sendo que para a condição de montado, o boleto não sofre tanta extensão como para a condição de desmontado.

Figura 12 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do boleto, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Passo e em Piso Duro.



Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

Na articulação do carpo (Figura 12) existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas condições desde o início da fase aérea até aos 18% da passada e entre os 30 e 38%. Já na fase de apoio, as diferenças estatisticamente significativas encontram-se numa

pequena região aos 40% da passada (logo ao início desta fase) e numa zona entre 88 e os 96%. A amplitude da curva na fase aérea é inferior para os cavalos montados relativamente aos desmontados.

A articulação do cotovelo (Figura 12) apresenta diferenças estatisticamente significativas em dois momentos: um logo no início da fase aérea (1-7%) e outro no início da fase de apoio, prolongando-se pelo primeiro terço desta última (38-60%). Parecem ainda existir três outros momentos tendencialmente diferentes compreendidos entre os 10-20%, os 70-80% e 90-100% da passada.

3.2.2.2.1. Membro Posterior

Tal como a trote, as articulações deste membro a passo movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, com exceção da articulação da anca, na qual se verifica o oposto.

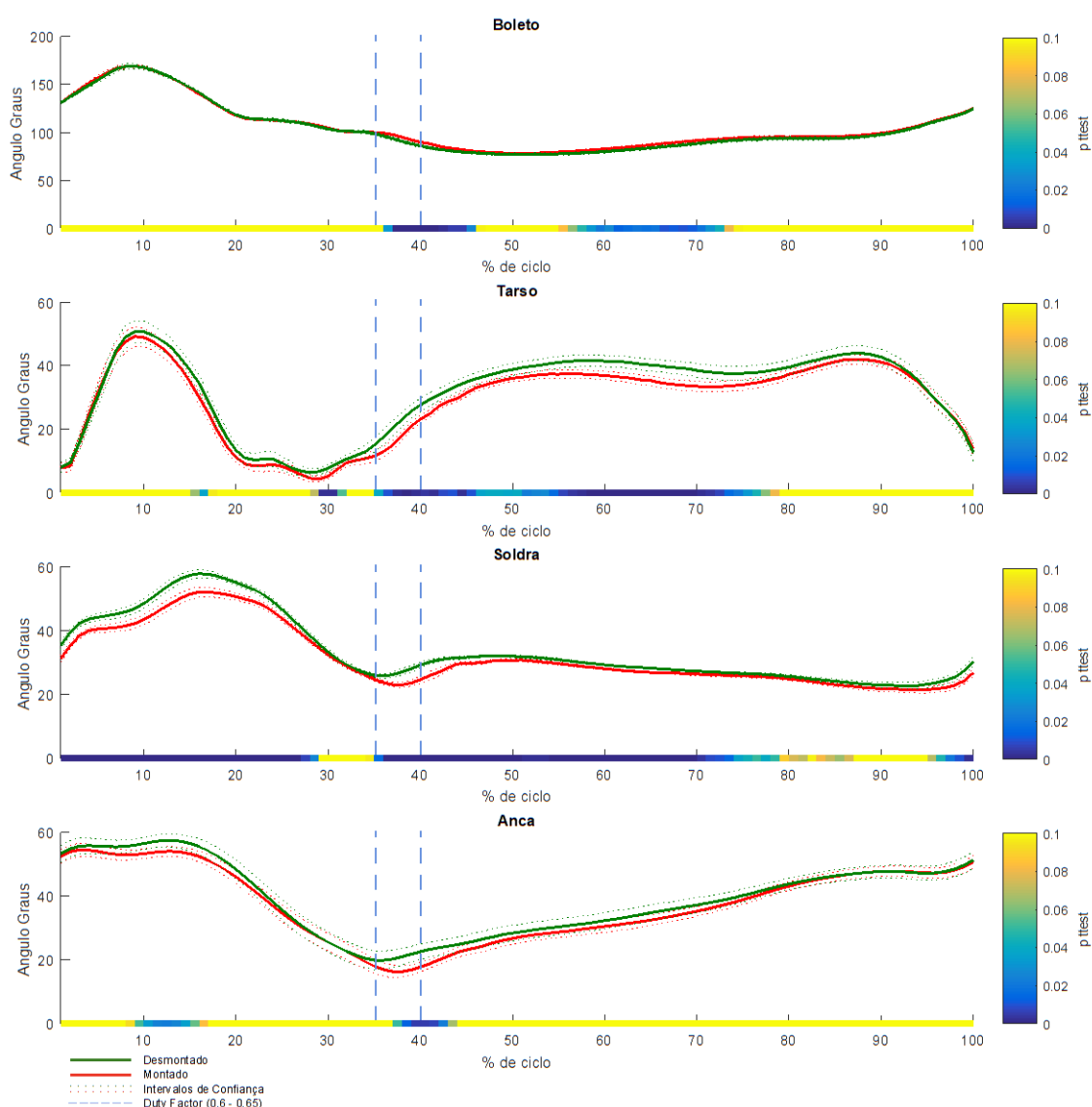
A articulação do boleto (Figura 13) parece ser pouco influenciada pela presença do cavaleiro, apresentando apenas dois momentos em que existem diferenças estatisticamente significativas. Um deles ocorre logo no início da fase de apoio (36-46% da passada), enquanto outro ocorre já a meio desta fase (58-72% da passada).

No que diz respeito à articulação do tarso (Figura 13) observam-se diferenças estatisticamente significativas que se iniciam na fase de apoio aos 36% e se prolongam até 75% da passada. A curva angular para a condição montado, apesar de semelhante, não tem a mesma amplitude no sentido da flexão do que para a condição desmontado.

Ao contrário das outras articulações, a soldra (Figura 13) apresenta diferenças estatisticamente significativas entre condições para quase a totalidade da passada, excetuando um momento no final da fase aérea (29-35%) e outro no final da fase de apoio (75-95%).

Por último, a articulação da anca (Figura 13) não parece apresentar diferenças estatisticamente significativas entre condições na maior parte da passada, com exceção de dois momentos compreendidos entre os 10-15% e 38-43% da passada.

Figura 13 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Passo e em Piso Duro.



Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

3.2.2.2. Piso Mole

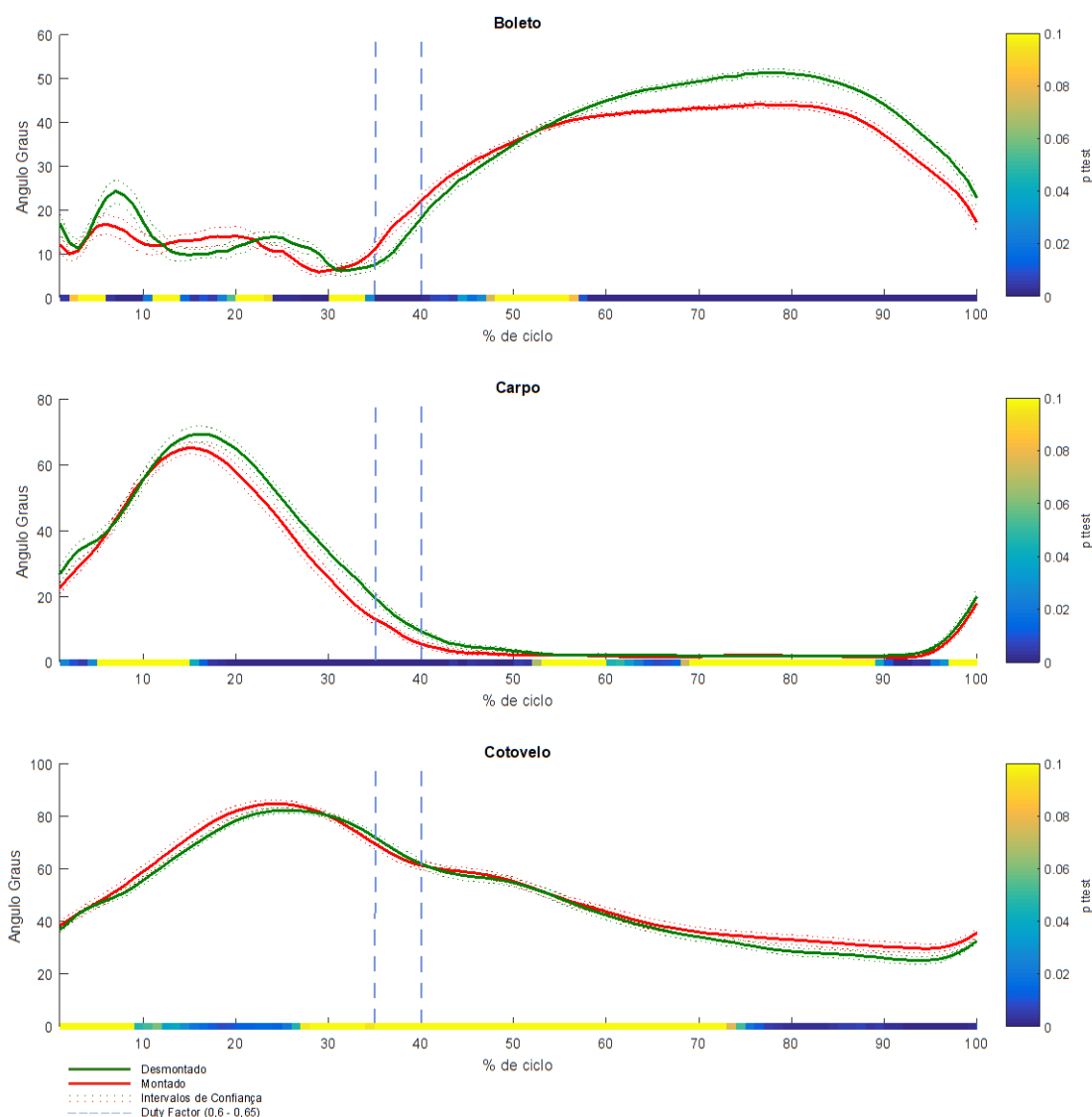
3.2.2.1.2. Membro Anterior

Tal como a trote, as articulações do MA a passo movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, excetuando a articulação do bolete, na qual se verifica o oposto.

Em piso mole, a articulação do bolete (Figura 14) parece ser a que regista maiores diferenças para a condição da presença de cavaleiro. A fase aérea apresenta diferenças estatisticamente significativas em 3 alturas distintas (5-10%, 14-20% e 24-30% da passada), enquanto a fase de apoio apresenta diferenças em toda a sua extensão, com exceção do intervalo entre 47-56%. A curva da articulação para a condição de montado apresenta uma conformação

mais plana durante a fase aérea e começa a realizar extensão ligeiramente antes face à condição desmontado; no entanto, esta diferença inverte-se por volta de 50% da passada.

Figura 14 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, carpo e cotovelo do membro anterior no andamento Passo e em Piso Mole.



Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

No que diz respeito à articulação do carpo (Figura 14), podem ser observadas diferenças estatisticamente significativas logo no início da fase aérea (0-5%) e numa outra fase com início aos 15% (pico da flexão), terminando aos 52%, já na fase de apoio. Durante a fase de apoio existem dois momentos, a meio (62-66% da passada) e no final (89 e 97% da passada) com diferenças estatisticamente significativas entre condições.

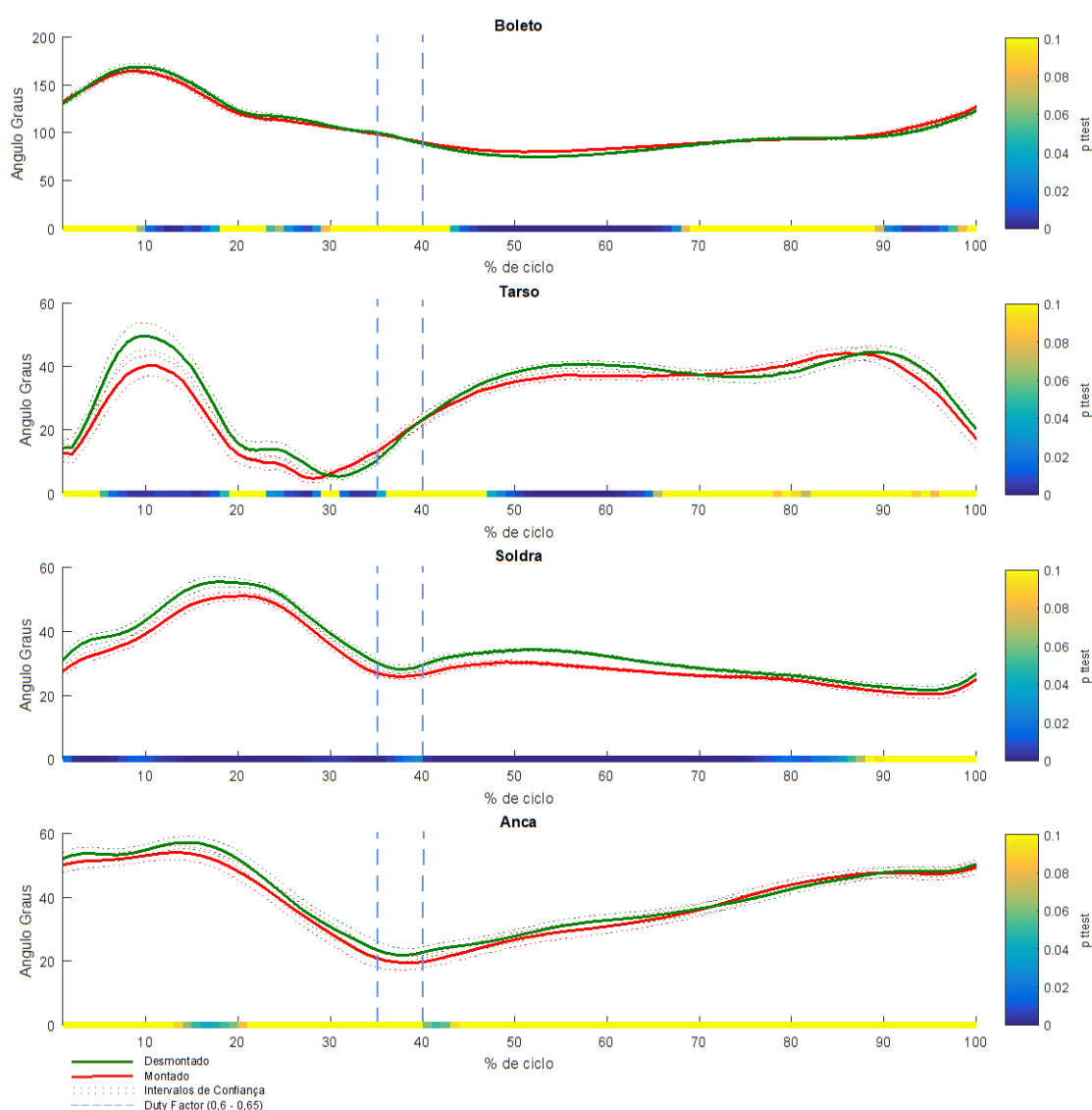
Para a articulação do cotovelo (Figura 14) parecem existir apenas dois momentos em que as curvas apresentam diferenças estatisticamente significativas: uma na fase aérea (10-27% da passada) e outra na fase de apoio (75-100% da passada).

3.2.2.2.2. Membro Posterior

Tal como a trote, as articulações deste membro a passo movem-se no sentido da flexão quando o valor dos ângulos aumenta e no sentido da extensão quando o valor dos ângulos diminui, com exceção da articulação da anca, na qual se verifica o oposto.

A articulação do bolete (Figura 15) apresenta dois momentos para cada uma das fases nos quais existem diferenças estatisticamente significativas: na fase aérea estes ocorrem entre os 10-17% e 26-29% da passada; já na fase de apoio, estes ocorrem entre os 44-68% e os 90-97% da passada.

Figura 15 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do bolete, tarso, soldra e anca do membro posterior no andamento Passo e em Piso Mole.



Legenda: O ponto 0 representa o levantar do membro do chão (*Toe-Off* – início da fase aérea). As linhas tracejadas representam o duty factor; à direita destas está representada a fase de apoio. A linha colorida por baixo do gráfico de cada articulação representa o valor de p para cada ponto percentual do ciclo

Quanto à articulação do tarso (Figura 15), esta parece ser influenciada pela presença do cavaleiro ao longo de quase toda a fase aérea, sendo apenas intercalado por pequenos

pontos (0-5%, 19-23% e 30% da passada) em que não existem diferenças estatisticamente significativas. Na fase de apoio existe um momento entre 48 e 65% da passada, no qual existem diferenças estatisticamente significativas.

A articulação da soldra (Figura 15) parece ser bastante influenciada pela presença do cavaleiro, sendo que só não são observadas diferenças estatisticamente significativas na fase final de apoio (86-100% da passada).

Ao contrário desta última, a articulação da anca (Figura 15) não parece ser influenciada pela presença do cavaleiro, com exceção de dois breves momentos, nos quais parecem existir tendencialmente pequenas diferenças em 15-20% e 40-43% da passada; no entanto, estas diferenças não são estatisticamente significativas.

4. Discussão

O presente estudo teve como objetivos: (1) desenvolvimento e aplicação de uma nova metodologia de captação de movimento; (2) determinar de que forma, a presença de cavaleiro (exercício montado) e o tipo de piso influenciam os movimentos do cavalo, em particular os ângulos das articulações dos membros durante a passada.

4.1. Captação de Imagem e Análise de Dados

Os avanços tecnológicos nos equipamentos de filmagens permitiram que aqueles que outrora eram demasiado dispendiosos, complexos e, conseqüentemente, disponíveis a um público muito restrito, façam agora parte do nosso dia-a-dia. Um destes casos são as câmaras de filmagem de alta velocidade que se encontram incorporadas na maioria dos telefones móveis modernos. A maioria destas câmaras apresenta uma velocidade máxima de filmagem de 240 imagens por segundo (fps).

Muitos dos estudos de filmagens com cavalos recorrem ao uso de passadeiras rolantes, normalmente utilizados no treino ou na recuperação dos mesmos. Estas permitem a captação de múltiplos ciclos de andamentos com o equipamento sempre perpendicular ao plano de movimento do cavalo. No entanto, está bem estabelecido que os movimentos do cavalo em passadeira rolante diferem dos que ocorrem naturalmente, uma vez que existe uma componente ativa de movimento do solo, induzindo diferenças no trabalho muscular realizado, o que se manifesta por alterações da passada (Buchner et al., 1994).

Nem sempre é fácil captar o movimento de um animal perpendicularmente ao sentido de locomoção deste. As dificuldades existentes têm sido ultrapassadas recorrendo a sofisticados e complexos sistemas de carris ou a sistemas semi-robóticos, que utilizam um sistema de suspensão por cabos (popularizados nas filmagens de eventos desportivos). Neste estudo, com o objetivo de manter a perpendicularidade ao trajeto do cavalo e de forma a simplificar e reduzir os custos destas metodologias, o operador de câmara deslocou-se ao mesmo ritmo do cavalo (andando ou correndo), mantendo-se constantemente ao lado deste e ficando o plano de filmagem perpendicular ao trajeto do mesmo. Apesar de não ter sido possível garantir

a perpendicularidade em todas as situações, a consistência do rastreamento (*tracking*) dos marcadores, para o plano de coordenadas *xy*, nos diversos ensaios realizados, indica que houve muito pouca variação na orientação câmara-cavalo.

De forma a evitar as vibrações excessivas durante as filmagens foi utilizado um estabilizador de câmara de três eixos, que permite a manutenção do eixo de orientação da mesma. Este sistema permitiu a captação de dados de imagem de qualidade considerada bastante satisfatória.

4.2. Considerações Iniciais

4.2.1. Velocidade

Apesar do esforço para a manutenção da velocidade de andamento constante, algumas diferenças acabaram inevitavelmente por surgir, no entanto, pode observar-se que as velocidades calculadas para este estudo (Tabela 3) são semelhantes às velocidades utilizadas noutros estudos cinemáticos (Clayton et al., 2007; Van Weeren et al., 1992; Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1990b). Estas variações podem ter ocorrido por não se ter transformado a velocidade em unidades adimensionais. Tal seria possível utilizando o número de *Froude*, que permitiria normalizar a velocidade tendo em conta o tamanho de cada cavalo. Contudo, para a comparação entre passadas, procedeu-se à normalização através do *duty factor* (variável adimensional); analisando as velocidades obtidas para cada cavalo pode concluir-se que estas não exerceram influência nos resultados.

Analisando a Tabela 3, não é possível determinar nenhum padrão a passo. Porém, relativamente ao tipo de piso a trote parece existir uma tendência para velocidades superiores em piso duro, tanto para a condição de montado (2,77 m/s no piso duro e 2,72 m/s no piso mole) como desmontado (2,98 m/s no piso duro e 2,80 m/s no piso mole); além disso, as velocidades obtidas também parecem ser tendencialmente mais baixas em condições de montado (2,72 m/s e 2,77 m/s) do que desmontado (2,80 m/s e 2,98 m/s) para piso mole e duro, respetivamente.

A presença do cavaleiro parece ajudar a manter a velocidade do cavalo de forma constante com alguma facilidade, no entanto quando, a manutenção da velocidade para a condição de desmontado pode ser mais difícil. Nesta condição é mais fácil manter a velocidade a passo do que a trote, uma vez que a trote é necessário que a pessoa que conduz o cavalo corra a velocidades consideráveis (Schamhardt, Merckens, & van Osch, 1991), sobretudo quando se conduz o cavalo sob um piso irregular (piso mole). Pode observar-se este efeito pela variação ocorrida para as condições de passo desmontado e trote desmontado.

4.2.2. Tipo de Andamento

As variáveis cinemáticas do passo e trote são semelhantes para o padrão de movimento (para o mesmo membro em ambos os andamentos), distância percorrida na fase de apoio e duração da fase aérea (Back, Schamhardt, & Barneveld, 1996), apesar do passo demonstrar uma

menor previsibilidade do que os restantes andamentos (Wolfram, Bosga, & Meulenbroek, 2013). No entanto, as diferenças cinemáticas surgem essencialmente devido ao facto do trote ser um andamento mais rápido do que o passo. O aumento de velocidade no trote, resulta na produção de um padrão semelhante, mas num intervalo de tempo mais curto, durante a fase de apoio (Back et al., 1996). Os achados deste estudo estão de acordo com o descrito, apresentando um padrão similar para ambos os andamentos.

4.2.3. Influência do Cavaleiro

O aumento de massa sobre o cavalo com a presença do cavaleiro foi analisado por Schamhardt et al. (1991), comparando a força de reação do solo para cavalos desmontados, montado e transportando um peso morto (saco de areia). Concluíram que o peso extra que o cavalo transporta induz um deslocamento do centro de massa no sentido cranial, aumentando a força de reação do solo essencialmente nos membros anteriores; contudo, cavaleiros experientes podem transferir parte do peso para os membros posteriores (Schamhardt et al., 1991). Lagarde, Peham, Licka, & Kelso (2005) concluíram que a experiência do cavaleiro pode ter influência na adaptação ao movimento do cavalo. A experiência do cavaleiro acaba por ter valor subjetivo, no entanto, este fator não foi tido em conta no desenho do estudo. Apesar disso, ambos os cavaleiros que participaram no estudo apresentavam alguns anos de prática de equitação com participação em algumas provas da modalidade.

A diferença no peso dos cavaleiros não parece influenciar de forma significativa a frequência da passada, comprimento da passada, aceleração vertical ou coordenação do movimento dos membros (Dusek & Ehrlein, 1970; Oldruitenborgh-oosterbaan, Barneveld, & Schamhardt, 1995). Neste estudo ambos os cavaleiros utilizados apresentam estatura e peso semelhantes, pelo que este fator parece não influenciar os resultados obtidos.

Oldruitenborgh-oosterbaan et al. (1995) confirmaram a ideia geral de que cavalos montados apresentam uma fase aérea menos pronunciada. Concluíram ainda que os cavalos quando transportam o cavaleiro ou um peso morto equivalente ao peso do cavaleiro, os cavalos aumentam o grau de extensão da articulação do boleto. No entanto, verificaram que esta tendência se verificava de forma mais pronunciada nos membros anteriores quando transportavam o peso morto, e nos membros posteriores com o cavaleiro. Estes achados estão de acordo com o descrito por Schamhardt et al., (1991). Algumas das articulações parecem ter sido influenciadas por este efeito, mas serão estudadas em pormenor posteriormente.

Para se acomodar ao movimento do cavalo a trote, o cavaleiro pode adotar a posição de sentado, ou trote levantado. No trote sentado o cavaleiro mantém-se sentado na sela, enquanto no trote levantado senta-se e levanta-se alternadamente na sela durante duas fases de apoio diagonais sucessivas. Ou seja, o cavaleiro mantém-se sentado durante apenas meia fase da passada (Cocq, Muller, Clayton, & Leeuwen, 2013). Existe ainda uma terceira forma

em que o cavaleiro não contacta com a sela, mantendo-se em suspensão (técnica mais utilizada na disciplina de endurance) (Clayton & Hobbs, 2017).

No trote levantado, quando o cavaleiro se levanta apoiando-se nos estribos, as forças exercidas na coluna do cavalo bem como nos membros é inferior à força exercida quando o cavaleiro se senta (Peham et al., 2010). No desenho do estudo não foi estipulado o tipo de trote realizado pelos cavaleiros pelo que por vezes os cavaleiros trotavam na diagonal direita e outras vezes na diagonal esquerda.

O movimento do cavaleiro tem sido estudado e descrito (Byström, Roepstorff, Peinen, & Weishaupt, 2015; Münz, Eckardt, & Witte, 2014) bem como os efeitos na coluna vertebral do cavalo provocado pelo cavaleiro e pela sela (Cocq, Weeren, & Back, 2004; Martin et al., 2017), no entanto, ao longo da pesquisa bibliográfica, não foi encontrado nenhum estudo que avalie o efeito que o cavaleiro poderá exercer nas diversas articulações do cavalo.

4.2.4. Influência do Tipo de Piso

A influência do tipo de piso tem sido amplamente estudada, sobretudo para a disciplina de corrida de galope (Crevier-Denoix et al., 2013; Setterbo et al., 2009) ou corridas de trote (Chateau, Robin, Falala, et al., 2009). A cinética do casco para diferentes tipos de piso têm sido estudadas, uma vez que está provada a relação entre exposições repetidas e o desenvolvimento de patologias crónicas (Barrey, 2013a).

No entanto não foram encontrados dados que comparem os dados cinemáticos nos dois tipos de piso utilizados neste estudo. Apesar de não ter sido realizada nenhuma análise estatística comparando os dois tipos de piso e como não houve recolocação dos marcadores entre cada uma das situações, pode comentar-se a tendência que cada uma das curvas segue.

4.3. Membro Anterior

4.3.1. Articulação Metacarpo-Falângica (Boleto)

Na bibliografia consultada está descrito que esta articulação apresenta dois picos de flexão separados por uma ligeira extensão na fase aérea. No início da fase de apoio, ocorre uma rápida extensão da articulação, atingindo um pico a meio desta fase, altura em que inicia nova flexão, preparando a passada seguinte (Back et al., 1995a). Tal como já foi referido, de uma forma geral, os resultados obtidos neste estudo coincidem com estes dados.

Uma análise rápida aos gráficos que demonstram a variação de ângulo das articulações do membro anterior permite constatar que a articulação do boleto é a que apresenta mais diferenças para as várias condições.

Nos cavalos desmontados em piso duro verifica-se uma pequena inflexão da curva, imediatamente antes do início da fase de apoio (45% - Figura 8 e 32% - Figura 12); tal não é verificado nos cavalos montados em piso duro, nem em nenhuma das condições em piso mole. Não foi encontrada uma explicação para este facto na bibliografia consultada, porém

poder-se-á supor que o excesso de peso transportado pelo cavalo, ou o maior amortecimento do piso mole em relação ao piso duro, justifiquem esta diferença.

A presença do cavaleiro influencia de forma significativa toda a fase de apoio tanto a passo como a trote para os dois tipos de piso, onde os cavalos desmontados apresentam maior extensão desta articulação. A passo em piso mole (Figura 14) os cavalos montados parecem iniciar a extensão mais cedo; no entanto, esta verifica-se apenas até 50% do ciclo. A outra particularidade nesta fase verifica-se a trote em piso duro (Figura 8), na qual o pico de extensão para os cavalos montados parece aproximar-se da dos desmontados a meio da fase de apoio.

Estes achados diferem dos obtidos por Clayton, Lanovaz, Schamhardtts, & Wessum (1999), que compararam o efeito da massa do cavaleiro nas forças de reação do solo e na cinemática da articulação do boleto em cavalos a trote. Nesse estudo, a extensão do boleto do MA foi maior para os cavalos montados, apesar do ângulo máximo e o tempo de ocorrência ter sido semelhante. Estas diferenças podem ser devidas ao facto de nesse estudo os cavaleiros terem utilizado o trote sentado. No nosso estudo, como não foi estipulado qual a técnica a adotar no trote, na maioria dos ensaios os cavaleiros adotaram a técnica de trote levantado levantando-se na diagonal AD-PE, resultando numa diminuição da carga no membro AD.

Apesar da técnica de trote adotada pelos cavaleiros justificar o verificado para ambos os tipos de piso a trote, não justifica os resultados obtidos a passo. No que diz respeito a este último, a diferença pode ser justificada pelo facto de os cavaleiros terem conseguido transferir o peso para os MPs (Schamhardt et al., 1991).

Quanto à fase aérea, tanto a passo como a trote a amplitude desta articulação parece ter sido maior para as diferentes condições em piso duro, quando comparadas com o piso mole. Este achado, pelo que podemos averiguar, é a primeira vez que é reportado, e que talvez possa ser justificado pela dissipação de energia necessária para criar impulsão ser superior no piso mole, em relação ao piso duro, sendo que seriam necessários estudos mais aprofundados de forma a confirmar esta hipótese.

De uma forma geral, a presença de cavaleiro parece influenciar a variação do ângulo na fase aérea, sendo menos pronunciada para a condição de montado do que para a de desmontado. No que diz respeito à amplitude de movimento da articulação (Tabela 4 e Tabela 5), verifica-se que esta é superior no trote do que no passo, estando de acordo com o descrito por Back et al. (1996). Pode ainda verificar-se que as amplitudes de movimento são semelhantes para ambos os tipos de piso a passo, sendo as mesmas superiores para a condição de desmontado do que montado.

A trote, tanto em piso duro como em piso mole, a amplitude de movimento articular é superior para a condição de desmontado; no entanto, a piso duro as amplitudes de movimento diferem em apenas 1 grau entre condições, enquanto a piso mole diferem 15 graus.

Estes achados são difíceis de enquadrar em simples Mecânica, mas é plausível que os cavalos quando montados tenham maior atuação muscular e que a fase de apoio seja menos passiva. Se assim for, haverá maior resistência à extensão do boleto nesta fase por um encurtamento prematuro das unidades flexoras. Esta hipótese teria de ser comprovada com estudos simultâneos de eletromiografia, de forma a entender as contrações dos músculos flexores dos membros. O tipo de cavalo utilizado neste estudo, quando montado, pode também diminuir ligeiramente a sua fase aérea e, conseqüentemente, diminuir também a amplitude de movimentos do membro. Além disso, em piso duro, é possível que a exuberância dos movimentos seja reduzida.

4.3.2. Região Articular do Carpo (Joelho)

Segundo Back et al. (1995), o carpo inicia a sua flexão imediatamente antes do final da fase de apoio, prolongando-se e atingindo o pico a meio da fase aérea. A partir deste ponto começa a extensão até que o membro entra em contacto com o chão, iniciando a fase de apoio. Logo no início desta fase ocorre uma ligeira hiperextensão, mantendo-se estável até praticamente ao final, onde inicia nova flexão. Os resultados obtidos neste estudo são concordantes com esta descrição.

Durante a fase de apoio desta articulação, apenas a parte final aparenta ser influenciada pela presença do cavaleiro. Para ambas as situações a passo, a presença do cavaleiro atrasa ligeiramente o início da flexão da articulação; já a trote e em piso mole, a presença do cavaleiro antecipa o início da flexão.

Durante a fase aérea, a presença do cavaleiro impede o movimento da articulação no sentido da flexão: o pico de flexão é superior para as condições de desmontado do que para as de montado. A única exceção é verificada para o trote em piso mole, onde a presença do cavaleiro não parece influenciar a amplitude do pico de flexão, mas prolonga-a no tempo.

A amplitude de movimento da articulação do carpo é superior para as condições a trote do que a passo, o que está de acordo com o descrito por Back et al. (1996).

Assim como acontece com o boleto, esta articulação não parece ser influenciada pelo artefacto criado pelo movimento de pele (Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld, 1990a), pelo que, mais uma vez, as interferências devido a este artefacto nos dados obtidos poderão ser negligenciadas.

4.3.3. Articulação Úmero-rádio-ulnar (Cotovelo)

Esta articulação apresenta um ciclo de flexão durante a fase aérea e um ciclo de extensão durante a fase de apoio, atingindo um pico próximo do final desta fase (Back et al., 1995a; Clayton et al., 2013), assim como o verificado com os dados obtidos.

A presença do cavaleiro parece influenciar o ciclo de flexão que ocorre durante a fase aérea: o pico de flexão parece estar ligeiramente atrasado no tempo e apresenta uma amplitude inferior, comparativamente com a condição de desmontado. A exceção ocorre a passo em piso mole, em que ocorre o oposto.

No que diz respeito à fase de apoio, esta parece ser afetada de forma diferente para as várias condições. Tanto a passo como a trote no piso duro, a presença do cavaleiro parece impedir o movimento no sentido da extensão logo no início desta fase (38-60% e 55-62% a passo e trote, respetivamente); o mesmo se verifica na fase final (90-100%). Já a trote em piso mole, a presença de cavaleiro não parece influenciar de forma significativa a fase de apoio. A passo em piso mole, parece ter influência na fase final (75-100%), impedindo a movimento da articulação no sentido da extensão.

Segundo Back et al. (1996) e Van Weeren, Van den Bogert, & Barneveld (1990a), a amplitude do movimento não parece ser afetada pelo artefacto gerado pelo movimento de pele; no entanto se não for realizada correção, o pico de flexão na fase aérea pode ocorrer mais tarde. Apesar de não ter sido efetuada a correção referida, todos os dados foram obtidos sem recolocação dos marcadores, sendo que os possíveis erros induzidos por este artefacto serão iguais para todas as condições, não interferindo desta forma com as comparações realizadas.

4.4. Membro Posterior

4.4.1. Articulação Metatarso-Falângica (Boleto)

No início da fase aérea ocorre o primeiro pico de flexão. Segue-se uma ligeira extensão (a meio da fase), seguido de novo pico de flexão. No final desta fase a articulação começa a extensão para preparar o contacto com o chão. Após o contacto que marca o início da fase de apoio, a articulação continua a extensão atingindo um pico a meio desta fase. Logo no início da extensão ocorre uma ligeira inflexão da curva (Back et al., 1995b).

A presença do cavaleiro parece influenciar de forma diferente o movimento desta articulação, tornando difícil a comparação entre as diversas condições. O único ponto onde parecem coincidir é na fase de apoio, na qual os cavalos desmontados parecem apresentar um movimento mais pronunciado no sentido da extensão do que os cavalos montados.

4.4.2. Região Articular do Tarso (Curvilhão)

Logo após o início da fase aérea, esta articulação passa de um estado de extensão para atingir o ponto de flexão máxima a meio desta fase. A partir deste ponto inicia nova extensão, entrando na fase de apoio onde volta a sofrer rápida flexão. No final da fase de apoio, a articulação volta a movimentar-se no sentido da extensão (Back et al., 1995b).

Assim como a articulação descrita anteriormente, a articulação do tarso parece ser afetada de forma diferente face à presença do cavaleiro. A trote no piso duro, esta articulação parece ser pouco influenciada pela presença do cavaleiro, excetuando o pico de flexão que ocorre na fase aérea (10-20%), no qual o valor atingido é superior para os cavalos desmontados.

A trote em piso mole, apesar de existir maior dispersão dos valores obtidos, o cavaleiro parece influenciar de forma significativa alguns momentos da passada: em quase toda a fase de apoio (com exceção do intervalo de tempo entre 70 e 80%), impedindo o movimento da articulação no sentido da flexão; na fase aérea, na qual ocorre o oposto e a presença de cavaleiro parece

impedir o movimento no sentido da extensão, refletindo-se na amplitude de movimento desta articulação (39,9° e 48,7° em piso duro e piso mole, respetivamente).

A passo em piso duro, a presença de cavaleiro influencia de forma significativa esta articulação na fase de apoio entre 36 a 75%, parecendo impedir o seu movimento no sentido da flexão. Já em piso mole, para além de influenciar a fase de apoio (48-65%) da mesma forma que em piso duro, tem algum efeito na fase aérea, impedindo o movimento no sentido da flexão (5-19% e 23-30%); porém, no final desta fase, a presença do cavaleiro aparenta incitar o movimento no sentido da flexão mais cedo (31-35%).

A correção para o movimento de pele revela apenas pequenas alterações entre as curvas Back et al. (1995), mas como já foi referido, caso existam erros introduzidos, estes serão iguais para as diversas condições.

4.4.3. Articulação Femoro-tibio-patelar (Soldra)

O pico de flexão desta articulação é atingido a meio da fase aérea, após o qual se inicia o movimento no sentido da extensão até ao ponto que o casco entra em contacto com o solo. Aqui, a articulação é rapidamente fletida e mantém-se relativamente constante durante a restante fase de apoio (Back et al., 1995b; Clayton & Back, 2013). Os resultados obtidos neste estudo estão em concordância com o descrito para o movimento desta articulação.

A presença do cavaleiro parece ter grande influência no movimento da articulação, sobretudo para o andamento passo. Em piso mole apenas o momento final da fase de apoio (86-100%) não parece ser influenciado de forma significativa; até então, a presença do cavaleiro parece limitar o movimento da articulação no sentido da flexão. Em piso duro observa-se o mesmo padrão, com exceção de dois momentos (29-35% e 75-95%).

A trote em piso mole constata-se que a presença do cavaleiro tem o efeito contrário ao observado a passo, parecendo favorecer o movimento da articulação no sentido da flexão em vez de a impedir. Em piso duro, a presença do cavaleiro parece atrasar este ciclo de flexão na fase aérea, e ainda provocar um movimento no sentido da extensão assim que o membro entra em contacto com o chão, no início da fase de apoio.

4.4.4. Articulação Coxo-femoral (Anca)

A articulação da anca apresenta um padrão sinusoidal de extensão e flexão, no qual a extensão máxima ocorre no final da fase de apoio e a flexão máxima ocorre próximo do final da fase aérea (Back et al., 1995b), semelhante ao observado nos dados recolhidos.

A passo, a presença de cavaleiro influencia esta articulação apenas em dois momentos: a meio da fase aérea, no momento correspondente ao pico de extensão (impedindo a articulação de se mover nesse sentido), e no início da fase de apoio, favorecendo o movimento da articulação no sentido da flexão.

A trote em piso mole, nos momentos em que o cavaleiro exerce influência no movimento desta articulação, a curva do movimento desloca-se no sentido da flexão. O contrário parece ocorrer

em piso duro, onde a presença do cavaleiro parece induzir o movimento desta articulação no sentido da extensão.

4.5. Limitações do Estudo

Como foi demonstrado, o cavaleiro tem capacidade de influenciar o movimento do cavalo. Neste estudo não foi tida em consideração a experiência do cavaleiro, nem aspetos como o tamanho ou o peso. Em trabalhos futuros, será por isso importante utilizar o mesmo cavaleiro em todas as situações numa tentativa de reduzir as possíveis interferências nos resultados que possam advir deste facto. Deverá ainda ser estipulada a técnica adotada pelo cavaleiro para acomodar o andamento a trote (trote levantado ou trote sentado), uma vez que dependendo da técnica utilizada, alguns membros serão mais sobrecarregados do que outros, influenciando os resultados.

Também deverá ser tido em conta o facto dos cavalos se encontrarem ferrados ou não, visto que tal pode provocar interferência nos resultados obtidos entre diferentes cavalos.

Apesar dos dados recolhidos poderem ser normalizados, a velocidade deverá ser mantida tão constante quanto possível para as diferentes condições em estudo, uma vez que velocidades muito díspares podem contribuir para a maior variabilidade dos resultados.

Além disso, apesar de não ter sido necessária a recolocação dos marcadores no presente estudo, em estudos futuros deverá ser avaliada a repetibilidade na colocação dos marcadores, pois tal poderá influenciar a comparação entre cavalos.

Neste estudo não foi realizada comparação estatística para os diferentes tipos de piso; no entanto, os dados recolhidos sugerem que este fator seja capaz de influenciar os dados cinemáticos das articulações. O autor considera que, em estudos futuros, seria interessante proceder a uma análise qualitativa do piso, que permitisse a comparação com outros estudos já existentes.

Finalmente, pretende-se validar o método de obtenção de imagens utilizado neste estudo. Para tal será necessária a recolha de novos dados com o sistema utilizado neste estudo e um outro sistema já validado, como por exemplo um sistema de captação tridimensional com recurso a câmaras de infravermelhos.

5. Conclusão

Cada vez mais o cavalo é considerado um atleta, surgindo a necessidade de quantificar o seu desempenho e melhorar a sua *performance*. Com exceção da disciplina de atrelagem, o cavaleiro desempenha um papel fundamental no desempenho do conjunto cavalo-cavaleiro. Neste estudo foi desenvolvido, testado e aperfeiçoado um sistema simples e ubíquo de captação de movimento em condições naturais.

Pretendeu-se ainda avaliar em que momentos da passada o cavaleiro poderia ter influência no movimento das articulações dos membros assim como o tipo de piso.

Concluiu-se que a presença do cavaleiro tem de facto influência no movimento de todas as articulações estudadas; no entanto, esta depende do andamento do cavalo e do tipo de piso em que o cavalo se encontra, não sendo possível determinar nenhum padrão específico ou característico para cada uma das condições estudadas.

O tipo de piso por si só parece exercer uma forte influência no movimento articular; porém, serão necessários mais estudos que explorem o grau e o tipo de influência exercida.

Bibliografia

- Adrian, M., Grant, B., Ratzlaff, M., Ray, J., & Boulton, C. (1977). Electrogoniometric analysis of equine metacarpophalangeal joint lameness. *American Journal of Veterinary Research*, 38, 431–435.
- Alexander, R. (1984). The Gaits of Bipedal and Quadrupedal Animals. *The International Journal of Robotics Research*, 3(2), 49–59. <http://doi.org/10.1177/027836498400300205>
- Alexander, R. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology*, 133, 1001–1011.
- Alexander, R., & Vernon, A. (1975). The mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae). *Journal of Zoology*, 177(2), 265–303. <http://doi.org/10.1111/j.1469-7998.1975.tb05983.x>
- Bächi, B., Wiestner, T., Stoll, A., Waldern, N. M., Imboden, I., & Weishaupt, M. A. (2018). Changes of Ground Reaction Force and Timing Variables in the Course of Habituation of Horses to the Treadmill. *Journal of Equine Veterinary Science*, 63(1), 13–23. <http://doi.org/10.1016/j.jevs.2017.12.013>
- Back, W., Schamhardt, H. C., & Barneveld, A. (1996). Are kinematics of the walk related to the locomotion of a warmblood horse at the trot? *The Veterinary Quarterly*, 18(S2), 79–84. <http://doi.org/10.1080/01652176.1996.9694699>
- Back, W., Schamhardt, H. C., Savelberg, H. H. C. M., Van den Bogert, A. J., Bruin, G., Hartman, W., & Barneveld, A. (1995a). How the horse moves: 1. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine Veterinary Journal*, 27(1), 31–38. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1995.tb03030.x>
- Back, W., Schamhardt, H. C., Savelberg, H. H. C. M., Van den Bogert, A. J., Bruin, G., Hartman, W., & Barneveld, A. (1995b). How the horse moves: 2. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine Veterinary Journal*, 27(1), 39–45. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1995.tb03030.x>
- Barrey, E. (1999). Methods, Applications and Limitations of Gait Analysis in Horses. *The Veterinary Journal*, 157(1), 7–22.

- Barrey, E. (2013a). Biomechanics of locomotion in the athletic horse. Em K. W. Hinchcliff, A. J. Kaneps, & R. J. Geor (Eds.), *Equine Sports Medicine and Surgery: Second Edition* (2^a, pp. 189–211). Philadelphia: Saunders Elsevier. <http://doi.org/10.1016/B978-0-7020-4771-8.00010-7>
- Barrey, E. (2013b). Gaits and interlimb coordination. Em W. Back & H. M. Clayton (Eds.), *Equine Locomotion* (2^a, pp. 85–99). Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Barrey, E., Auvinet, B., & Couroucé, A. (1995). Gait evaluation of race trotters using an accelerometric device. *Equine Veterinary Journal*, 27(18 S), 156–160. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1995.tb04910.x>
- Brainerd, E., Baier, D., Gatesy, S., Hedrick, T., Metzger, K., Gilbert, S., & Crisco, J. (2010). X-Ray Reconstruction of Moving Morphology (XROMM): Precision, Accuracy and Applications in Comparative Biomechanics Research. *Journal of Experimental Zoology*, 313, 262–279. <http://doi.org/10.1002/jez.589>
- Bryant, J. T., Wevers, H. W., & Lowe, P. J. (1984). Methods of data smoothing for instantaneous centre of rotation measurements. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 22(1), 597–602.
- Buchner, H., Savelberg, H. H. C. M., Schamhardt, H. C., Merkens, H. W., & Barneveld, A. (1994). Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. *Veterinary Quarterly*, 16(2S), 87–90. <http://doi.org/10.1080/01652176.1994.9694509>
- Byström, A., Roepstorff, L., Peinen, K. G., & Weishaupt, M. A. (2015). Differences in rider movement pattern between different degrees of collection at the trot in high-level dressage horses ridden on a treadmill. *Human Movement Science*, 41, 1–8. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.016>
- Chateau, H., Degueurce, C., & Denoix, J. M. (2004). Evaluation of three-dimensional kinematics of the distal portion of the forelimb in horses walking in a straight line. *American Journal of Veterinary Research*, 65(4), 447–455. <http://doi.org/10.2460/ajvr.2004.65.447>
- Chateau, H., Degueurce, C., & Denoix, J. M. (2006). Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. *Equine Veterinary Journal*, 38(2), 164–169. <http://doi.org/10.2746/042516406776563260>

- Chateau, H., Girard, D., Degueurce, C., & Denoix, J. M. (2003). Methodological considerations for using a kinematic analysis system based on ultrasonic triangulation. *ITBM-RBM Innovation Technology*, 24, 69–78.
- Chateau, H., Robin, D., Falala, S., Pourcelot, P., Valette, J., Ravary, B., & Denoix, J. M. (2009). Effects of a synthetic all-weather waxed track versus a crushed sand track on 3D acceleration of the front hoof in three horses trotting at high speed. *Equine Veterinary Journal*, 41, 247–251. <http://doi.org/10.2746/042516409X394463>
- Chateau, H., Robin, D., Simonelli, T., Pacquet, L., Pourcelot, P., Falala, S., ... Crevier-Denoix, N. (2009). Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 336–340. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.017>
- Clayton, H. M. (1989). Terminology for the Description of Equine Jumping Kinematics. *Journal of Equine Veterinary Science*, 9(6), 341–348. [http://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0737-0806\(89\)80073-5](http://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0737-0806(89)80073-5)
- Clayton, H. M. (1994). Comparison of the collected, working, medium and extended canters. *Equine Veterinary Journal*, 26(17 S), 16–19. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1994.tb04866.x>
- Clayton, H. M. (1995a). Comparison of the stride kinematics of the collected, medium, and extended trot in horses. *Equine Veterinary Journal*, 26(3), 230–234. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1994.tb04375.x>
- Clayton, H. M. (1995b). Comparison of the stride kinematics of the collected, medium, and extended walks in horses. *American Journal of Veterinary Research*, 56, 849–852.
- Clayton, H. M. (2016). Horse species symposium: Biomechanics of the exercising horse. *Journal of Animal Science*, 94, 4076–4086. <http://doi.org/10.2527/jas2015-9990>
- Clayton, H. M., & Back, W. (2013). Hind limb function. Em W. Back & H. M. Clayton (Eds.), *Equine Locomotion* (2^a, pp. 127–145). Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Clayton, H. M., Chateau, H., & Back, W. (2013). Forelimb function. Em W. Back & H. M. Clayton (Eds.), *Equine Locomotion* (2^a, pp. 99–125). Philadelphia: Saunders Elsevier.

- Clayton, H. M., & Hobbs, S. (2017). The role of biomechanical analysis of horse and rider in equitation science. *Applied Animal Behaviour Science*, *190*, 123–132. <http://doi.org/10.1016/j.applanim.2017.02.011>
- Clayton, H. M., Lanovaz, J. L., Schamhardt, H. C., & Wessum, R. V. A. N. (1999). The effects of a rider ' s mass on ground reaction forces and fetlock kinematics at the trot. *Equine Exercise Physiology*, *30S*, 218–221.
- Clayton, H. M., & Schamhardt, H. C. (2013). Measurement techniques for gait analysis. Em W. Back & H. M. Clayton (Eds.), *Equine Locomotion* (2^a, pp. 31–60). Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Clayton, H. M., Sha, D., Stick, J. A., & Elvin, N. (2007). 3D kinematics of the equine metacarpophalangeal joint at walk and trot. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, *20*(2), 86–91. <http://doi.org/10.1160/VCOT-07-01-0011>
- Clayton, H. M., Sha, D., Stick, J. A., & Mullineaux, D. R. (2004). Three-dimensional carpal kinematics of trotting horses. *Equine Veterinary Journal*, *36*(8), 671–676. <http://doi.org/10.2746/0425164044848037>
- Cocq, P. De, Muller, M., Clayton, H. M., & Leeuwen, J. L. Van. (2013). Modelling biomechanical requirements of a rider for different horse-riding techniques at trot. *The Journal of Experimental Biology*, *216*, 1850–1861. <http://doi.org/10.1242/jeb.070938>
- Cocq, P. De, Weeren, P. R. Van, & Back, W. (2004). Effects of girth , saddle and weight on movements of the horse. *Equine Veterinary Journal*, *36*, 758–763.
- Crevier-Denoix, N., Falala, S., Holden-Douilly, L., Camus, M., Martino, J., Ravary-Plumioen, B., ... Pourcelot, P. (2013). Comparative kinematic analysis of the leading and trailing forelimbs of horses cantering on a turf and a synthetic surface. *Equine Veterinary Journal*, *45S*, 54–61. <http://doi.org/10.1111/evj.12160>
- Degueurce, C., Dietrich, G., Pourcelot, P., Denoix, J. M., & Geiger, D. (1996). Three-dimensional kinematic technique for evaluation of horse locomotion in outdoor conditions. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *34*(3), 249–252. <http://doi.org/10.1007/BF02520082>

- Drevemo, S., & Johnston, C. (1994). The use of a panning camera technique in equine kinematic analysis. *Equine Veterinary Journal*, 26(17 S), 39–43. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1994.tb04871.x>
- Dunlop, R., & Williams, D. (1995). *Veterinary Medicine: An Illustrated History*. (R. Dunlop & D. Williams, Eds.) (1.^a ed.). St. Louis: Mosby.
- Dusek, V. J., & Ehrlein, H. (1970). Beziehungen zwischen Trittlänge , Trittfrequenz und Geschwindigkeit bei Pferden. *Journal of Animal Breeding and Genetics*, 87, 177–188.
- Ennos, R. (2012). *Solid Biomechanics*. Princeton University Press.
- Faber, M., Schamhardt, H. C., Van Weeren, P. R., & Barneveld, A. (2001). Methodology and validity of assessing kinematics of the thoracolumbar vertebral column in horses on the basis of skin-fixated markers. *American Journal of Veterinary Research*, 62(3), 301–306. <http://doi.org/10.2460/ajvr.2001.62.301>
- Fédération Equestre Internationale. (2014). *Dressage Rules*. Lausanne: Fédération Equestre Internationale.
- Fredricson, I., Drevemo, S., Dalin, G., Hjertén, G., & Bjorne, K. (1980). The application of high-speed cinematography for the quantitative analysis of equine locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 12(2), 54–59.
- Gamage, S. S. H. U., & Lasenby, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87–93. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00160-9](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00160-9)
- Geiger, S. M., Reich, E., Bottcher, P., Grund, S., & Hagen, J. (2018). Validation of biplane high-speed fluoroscopy combined with two different non-invasive tracking methodologies for measuring in vivo distal limb kinematics of the horse. *Equine Veterinary Journal*, 50(2), 261–269. <http://doi.org/10.1111/evj.12717>
- Goiffon, G. C., & Vincent, F. (1779). *Memoire Artificielle Des Principes Relatifs a la Fidelle Representation Des Animaux, Tant En Peinture Qu'en Sculpture.....* Alfort: Partie concernant le cheval, Ecole Royale Vétérinaire, Alfort.

- Hatze, H. (1974). The Meaning of The Term «Biomechanics». *Journal of Biomechanics*, 7(1), 189–190. <http://doi.org/10.1111/ajd.12765>
- Hedrick, T. (2008). Software techniques for two- and three-dimensional kinematic measurements of biological and biomimetic systems. *Bioinspiration & Biomimetics*, 3, 034001. <http://doi.org/10.1088/1748-3182/3/3/034001>
- Hermanson, J. W., & Cobb, M. A. (1992). 4 Forearm Flexor Muscles Of The Horse, Equus-Caballus - Anatomy And Histochemistry. *Journal Of Morphology*, 212(3), 269–280.
- Hernlund, E., Egenvall, A., & Roepstorff, L. (2010). Kinematic characteristics of hoof landing in jumping horses at elite level. *Equine Veterinary Journal*, 42(38 S), 462–467. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2010.00187.x>
- Hildebrand, M. (1962). Walking, Running, and Jumping. *American Zoologist*, 2(2), 151–155.
- Hildebrand, M. (1965). Symmetrical Gaits of Horses. *Science*, 150(3697), 701–708. <http://doi.org/10.1126/science.150.3697.701>
- Hobbs, S., & Clayton, H. M. (2013). Sagittal plane ground reaction forces , centre of pressure and centre of mass in trotting horses. *The Veterinary Journal*, 198, e14–e19. <http://doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.027>
- Hobbs, S., Levine, D., Richards, J., Clayton, H. M., Tate, J., & Walker, R. (2010). Motion analysis and its use in equine practice and research. *Wiener Tierärztliche Monatsschrift - Veterinary Medicine Austria*, 97(1), 55–64.
- Hood, D. M., Wagner, I. P., Taylor, D. D., Brumbaugh, G. W., & Chaffin, M. K. (2001). Voluntary limb-load distribution in horses with acute and chronic laminitis. *American Journal of Veterinary Research*, 62(9), 1393–1398. <http://doi.org/10.2460/ajvr.2001.62.1393>
- Khumsap, S., Lanovaz, J. L., & Clayton, H. M. (2004). Three-dimensional kinematic analysis of horses with induced tarsal synovitis. *Equine Veterinary Journal*, 36(8), 659–663. <http://doi.org/10.2746/0425164044848073>

- Kobluk, C. N., Schnurr, D., Horney, F. D., Sumner-Smith, G., Willoughby, R. A., Dekleer, V., & Hearn, T. C. (1989). Use of high-speed cinematography and computer generated gait diagrams for the study of equine hindlimb kinematics. *Equine Veterinary Journal*, 21(1), 48–58. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1989.tb02089.x>
- Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination Dynamics of the horse-rider system. *Journal of Motor Behavior*, 37, 418–424. <http://doi.org/10.3200/JMBR.37.6.418-424>
- Langlois, B., Froidevaux, J., Lamarche, L., Legault, C., Legault, P., Tassencourt, L., & Théret, M. (1978). Analyse des liaisons entre la morphologie et l'aptitude au galop au trot et au saut d'obstacles chez le Cheval. *Annales de génétique et de sélection animale*, 10(3), 443–474. <http://doi.org/10.1186/1297-9686-10-3-443>
- Lanovaz, J. L., Khumsap, S., Clayton, H. M., Stick, J. A., & Brown, J. (2002). Three-dimensional kinematics of the tarsal joint at the trot. *Equine Veterinary Journal*, 34(34 S), 308–313. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2002.tb05438.x>
- Leach, D. H. (1987). Locomotion analysis technology for evaluation of lameness in horses. *Equine Veterinary Journal*, 19(2), 97–99. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1987.tb02599.x>
- Leach, D. H., & Dagg, A. I. (1983). Evolution of equine locomotion research. *Equine Veterinary Journal*, 15(2), 87–92. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1983.tb01724.x>
- Leach, D. H., & Dyson, S. (1988). Instant centres of rotation of equine limb joints and their relationship to standard skin marker locations. *Equine Veterinary Journal*, 20(6 S), 113–119. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1988.tb04657.x>
- Leach, D. H., Ormrod, K., & Clayton, H. M. (1984). Standardised terminology for the description and analysis of equine locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 16(6), 522–528. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1984.tb02007.x>
- Linford, R. L. (1994). Camera speeds for optoelectronic assessment of stride-timing characteristics in horses at trot. *American Journal of Veterinary Research*, 55(9), 1189–1195.

- 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>
- Martin, P., Cheze, L., Pourcelot, P., Desquilbet, L., Duray, L., & Chateau, H. (2017). Effects of the rider on the kinematics of the equine spine under the saddle during the trot using inertial measurement units: methodological study and preliminary results. *The Veterinary Journal*, 221, 6–10. <http://doi.org/10.1016/j.tvjl.2016.12.018>
- Merkens, H. W., Schamhardt, H. C., van Osch, G. J., & Hartman, W. (1993). Ground reaction force patterns of Dutch Warmbloods at the canter. *Equine Veterinary Journal*, 25(2), 134–137.
- Miró, F., Santos, R., Garrido-Castro, J. L., Galisteo, A. M., & Medina-Carnicer, R. (2009). 2D versus 3D in the kinematic analysis of the horse at the trot. *Veterinary Research Communications*, 33(6), 507–513. <http://doi.org/10.1007/s11259-008-9196-x>
- Morris, R. G., & Lawson, S. E. M. (2010). A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission. <http://doi.org/10.1142/S0219519416300039>
- Münz, A., Eckardt, F., & Witte, K. (2014). Horse – rider interaction in dressage riding. *Human Movement Science*, 33, 227–237. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2013.09.003>
- Oldruitenborgh-oosterbaan, M. M. S. V. A. N., Barneveld, A., & Schamhardt, H. C. (1995). Effects of weight: and riding on workload and locomotion during treadmill exercise. *Equine veterinary journal*, 18S, 413–417.
- Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder, D., & Nordin, M. (2017a). Introduction. Em N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, & M. Nordin (Eds.), *Fundamentals of Biomechanics, Equilibrium, Motion and Deformation* (4^a, pp. 15–30). Cham, Switzerland: Springer International Publishing.
- Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder, D., & Nordin, M. (2017b). Introduction to Dynamics. Em N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, & M. Nordin (Eds.), *Fundamentals of Biomechanics, Equilibrium, Motion and Deformation* (4^a, pp. 195–200). Cham, Switzerland: Springer International Publishing. http://doi.org/10.1007/978-3-319-44738-4_6

- Payne, R. C., Hutchinson, J. R., Robilliard, J. J., Smith, N. C., & Wilson, A. M. (2005). Functional specialisation of pelvic limb anatomy in horses (*Equus caballus*). *Journal of Anatomy*, *206*(6), 557–574. <http://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2005.00420.x>
- Payne, R. C., Veenman, P., & Wilson, A. M. (2004). The role of the extrinsic thoracic limb muscles in equine locomotion. *Journal of Anatomy*, *205*(6), 479–490. <http://doi.org/10.1111/j.0021-8782.2004.00353.x>
- Peham, C., Kotschwar, A. B., Borkenhagen, B., Kuhnke, S., Molsner, J., & Baltacis, A. (2010). A comparison of forces acting on the horse's back and the stability of the rider's seat in different positions at the trot. *The Veterinary Journal*, *184*(1), 56–59. <http://doi.org/10.1016/j.tvjl.2009.04.007>
- Pfau, T., Witte, T. H., & Wilson, A. M. (2006). Centre of mass movement and mechanical energy fluctuation during gallop locomotion in the Thoroughbred racehorse. *Journal of Experimental Biology*, *209*(1), 3742–2757. <http://doi.org/10.1242/jeb.02439>
- Pike, A. W. G., Hoffmann, D. L., García-Diez, M., Pettitt, P. B., Alcolea, J., De Balbín, R., ... Zilhão, J. (2012). U-series dating of paleolithic art in 11 caves in Spain. *Science*, *336*, 1409–1413. <http://doi.org/10.1126/science.1219957>
- Ratzlaff, M. (1989). Quantitative Methods for the Analysis of Equine Locomotion and Their Applications to Other Species. *American Zoologist*, *29*(1), 267–285. <http://doi.org/10.1093/icb/29.1.267>
- Schamhardt, H. C., Merkens, H. W., & van Osch, G. J. (1991). Ground Reaction Force analysis of horses ridden at the walk and trot.pdf. *Equine Exercise Physiology*, *3*, 120–127.
- Schamhardt, H. C., Van den Bogert, A. J., & Hartman, W. (1993). Measurement Techniques in Animal Locomotion Analysis. *Acta Anatomica*, *146*(2–3), 123–129. <http://doi.org/10.1159/000147433>
- Setterbo, J. J., Garcia, T. C., Campbell, I. P., Reese, J. L., Morgan, J. M., Kim, S. Y., ... Stover, S. M. (2009). Hoof accelerations and ground reaction forces of Thoroughbred racehorses measured on dirt, synthetic, and turf track surfaces. *American Journal of Veterinary Research*, *70*(10), 1220–1229.
- Silva, A. T. (2009). *Hipologia*. (A. T. Silva, Ed.) (1.^a ed.). Lisboa: Lidel.

- Steindler, A. (1953). A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35-A(3), 540–542; 728.
- Taylor, B., Tipton, C., Adrian, M., & Karpovich, P. (1966). Action of certain joints in the legs of the horse recorded electrogoniometrically. *American Journal of Veterinary Research*, 27, 85–89.
- Uspenskii, V. . D. (1953). Anatomico-fiziologicheskii analiz konechnostei v allyure i ego prakticheskoe znachenie (Anatomical-physiological analysis of limbs in gait and its practical significance). *Tr. Saratovsk. zoovet. inst.*, 4, 109–115.
- Van den Bogert, A. J., Van Weeren, P. R., & Schamhardt, H. C. (1990). Correction for Skin Displacement Errors in Movement Analysis of the Horse. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 97–101.
- Van Weeren, P. R. (2013). History. Em W. Back & H. M. Clayton (Eds.), *Equine Locomotion* (2^a, pp. 1–30). Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Van Weeren, P. R., Van den Bogert, A. J., & 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. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1988.tb01500.x>
- Van Weeren, P. R., Van den Bogert, A. J., & Barneveld, A. (1990a). A quantitative analysis of skin displacement in the trotting horse. *Equine Veterinary Journal*, 22(9 S), 101–109. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1990.tb04745.x>
- Van Weeren, P. R., Van den Bogert, A. J., & Barneveld, A. (1990b). Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. *Equine Veterinary Journal*, 22(9 S), 110–118. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1990.tb04746.x>
- Van Weeren, P. R., Van den Bogert, A. J., & Barneveld, A. (1992). Correction Models For Skin Displacement In Equine Kinematic Gait Analysis. *Journal of Equine Veterinary Science*, 12(3), 178–192.
- Van Weeren, P. R., Van den Bogert, A. J., Barneveld, A., Hartman, W., & Kersjes, A. W. (1990). The role of the reciprocal apparatus in the hind limb of the horse investigated by a modified CODA-3 opto-electronic kinematic analysis system. *Equine Veterinary Journal*, 22(9 S), 95–100. <http://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1990.tb04744.x>

- Weller, R., Pfau, T., Babbage, D., Brittin, E., May, S. A., & Wilson, A. M. (2006). Reliability of conformational measurements in the horse using a three-dimensional motion analysis system. *Equine Veterinary Journal*, 38(7), 610–615. <http://doi.org/10.2746/042516406X150367>
- Wilson, A. M., McGuigan, M. P., Su, A., & Van den Bogert, A. J. (2001). Horses damp the spring in their step. *Nature*, 414(6866), 895–899. <http://doi.org/10.1038/414895a>
- Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Wolframm, I. A., Bosga, J., & Meulenbroek, R. G. J. (2013). Human Movement Science Coordination dynamics in horse-rider dyads. *Human Movement Science*, 32(1), 157–170. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2012.11.002>