

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS
Faculdade de Agronomia Eliseu Maciel
Programa de Pós-Graduação em Zootecnia



Dissertação

**Adaptações biomecânicas com ferraduras de alumínio, plástico e aço em
superfície controlada**

Carolina Bicca Noguez Martins Bitencourt

Pelotas, 2024

Carolina Bicca Noguez Martins Bitencourt

Adaptações biomecânicas com ferraduras de alumínio, plástico e aço em
superfície controlada

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Zootecnia da Faculdade de
Agronomia Eliseu Maciel da
Universidade Federal de Pelotas,
como requisito parcial à obtenção do
título de Mestre em Ciências, na área
de concentração: Produção Animal.

Orientador: Prof. Dr. Charles
Ferreira Martins

Pelotas, 2024

Universidade Federal de Pelotas / Sistema de Bibliotecas
Catalogação da Publicação

B624 Bitencourt, Carolina Bicca Noguez Martins

Adaptações biomecânicas com ferraduras de alumínio, plástico e aço em superfície controlada [recurso eletrônico] / Carolina Bicca Noguez Martins Bitencourt ; Charles Ferreira Martins, orientador. — Pelotas, 2024.

71 f.

Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Zootecnia, Faculdade de Agronomia Eliseu Maciel, Universidade Federal de Pelotas, 2024.

1. Casco. 2. Cavalo. 3. Ferrageamento. 4. Análise cinemática. I. Martins, Charles Ferreira, orient. II. Título.

CDD 636.10833

Carolina Bicca Noguez Martins Bitencourt

Adaptações biomecânicas com ferraduras de alumínio, plástico e aço em
superfície controlada

Dissertação aprovada, como requisito parcial, para obtenção do grau de Mestre em Ciências, Programa de Pós-Graduação em Zootecnia, Faculdade de Agronomia Eliseu Maciel, Universidade Federal de Pelotas

Data da Defesa: 16 de agosto 2024.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Charles Ferreira Martins (Orientador)

Doutor em Ciências pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

Prof. Dr. Anelise Maria Hammes Pimentel

Doutor em Ciências pela Universidade Federal de Pelotas

Prof. Dr. Eduardo Schmitt

Doutor em Ciências Veterinárias pela Universidade Federal de Pelotas

Dr. Gino Luigi Bonilla Lemos Pizzi

Doutor em Ciências pela Universidade Federal de Pelotas

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter me guiado nessa trajetória com persistência e oportunidades.

Ao meus pais que são exemplos de profissionais e seres humanos, me dando o alicerce necessário.

As minhas irmãs que comemoraram comigo cada conquista.

Ao meu marido, por estar ao meu lado sempre e se tornar minha base de apoio.

Meu agradecimento especial, ao meu orientador Prof. Dr. Charles Martins, que acreditou em mim e me ajudou a idealizar esse projeto. Aos demais professores que me auxiliaram e me deram suporte durante esta trajetória acadêmica.

Aos meus colegas e todos aqueles que estiveram junto comigo nessa caminhada, imensamente grata.

“É justo que muito custe o que muito vale”

Santa Teresa D’Ávila

Resumo

Bitencourt, Carolina Bicca Noguez Martins. **Adaptações biomecânicas com ferraduras de alumínio, plástico e aço em superfície controlada**. 2024. 72F. Dissertação (Mestrado em Ciências). – Programa de Pós-Graduação em Zootecnia, Faculdade de Agronomia Eliseu Maciel, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2024.

As adaptações biomecânicas imediatas ao ferrageamento com diferentes materiais ainda são pouco compreendidas, especialmente considerando que a maioria dos estudos foca em períodos de adaptação mais longos. O objetivo deste estudo foi analisar as adaptações biomecânicas imediatas após o ferrageamento com diferentes materiais durante as andaduras de passo e trote. Seis éguas com idade entre 5 e 9 anos, mantidas em sistema extensivo por 90 dias, foram submetidas a ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço, em ordem sequencial. Os dados cinemáticos foram capturados em uma superfície controlada usando videografia 2D, com 24 marcadores reflexivos posicionados em pontos anatômicos do lado esquerdo dos animais. As variáveis temporais, lineares e angulares foram analisadas para os membros torácicos e pélvicos, utilizando o software BM® SPSS® v29. Observou-se que, embora não houvesse variações significativas nas variáveis cinemáticas ao comparar equinos sem ferraduras com aqueles ferrageados, houve diferenças em variáveis como comprimento de passada (CP), duração de passada (DP), velocidade (V), duração de suspensão (DS), tempo de breakover (TB), altura máxima do casco (AM) e retração (R) do membro ao longo do tempo. A análise revelou que as ferraduras de alumínio exigiram menos tempo de adaptação em comparação com as de aço e plástico, com estas últimas apresentando maior impacto na DS e AM. Conclui-se que os equinos necessitam de um período de adaptação para minimizar as variações cinemáticas após o ferrageamento, sendo o material da ferradura um fator influente nesse processo.

Palavras-chave: casco; cavalo; ferrageamento; análise cinemática.

Abstract

Bitencourt, Carolina Bicca Noguez Martins. **Biomechanical adaptations with aluminum, plastic and steel horseshoes on a controlled surface**. 2024. 72P. Dissertation (Master's in Sciences). – Graduate Program in Animal Science, Eliseu Maciel Faculty of Agronomy, Federal University of Pelotas, Pelotas, 2024.

Immediate biomechanical adaptations to shoeing with different materials are still poorly understood, especially considering that most studies focus on longer adaptation periods. This study aimed to analyze the immediate biomechanical adaptations after shoeing with different materials during the walk and trot gaits. Six mares, aged between 5 and 9 years, kept in an extensive system for 90 days, were shod sequentially with aluminum, plastic, and steel horseshoes. Kinematic data were captured on a controlled surface using 2D videography, with 24 reflective markers positioned on anatomical points on the left side of the animals. Temporal, linear, and angular variables were analyzed for the thoracic and pelvic limbs using BM® SPSS® v29 software. Although there were no significant variations in kinematic variables when comparing unshod horses to those shod, differences were observed in variables such as stride length (SL), stride duration (SD), velocity (V), suspension duration (SuD), breakover time (BT), maximum hoof height (MH), and retraction (R) of the limb over time. The analysis revealed that aluminum horseshoes required less adaptation time compared to steel and plastic ones, with the latter having a greater impact on SuD and MH. It is concluded that horses need an adaptation period to minimize kinematic variations after shoeing, with the horseshoe material being an influential factor in this process.

Keywords: hoof; horse; shoeing; kinematic analysis.

Lista de figuras

- Figura 1.** Local experimental com distribuição dos pontos de análise (A, B, C e D) *in situ* para verificação do comportamento mecânico (dureza, umidade, resistência ao cisalhamento e profundidade).....33
- Figura 2.** Fotografias da parte inferior de um casco equino depois da aplicação dos três tipos de ferraduras (A, B e C); **A:** Ferradura de alumínio; **B:** Ferradura de plástico; **C:** Ferradura de aço.36
- Figura 3.** Equino devidamente preparado para análise biomecânica, com marcadores reflexíveis posicionados em pontos anatômicos estratégicos, conforme mencionados no texto cima.37
- Figura 4.** Visão esquemática do local de filmagem, sendo que a superfície experimental possuía 10 metros de comprimento e 4 metros de largura, dividida ao meio com uma linha demarcada com calcário, para posicionar adequadamente a câmera, que estava a 8 metros de distância do meio da pista.38
- Figura 5.** Desenho experimental com distribuição da superfície equestre que foi analisada e utilizada para mensuração quantitativa dinâmica do movimento...39

Lista de tabelas

Tabela 1. Propriedades superficiais analisadas na superfície equestre.....	34
Tabela 2. Dimensões das ferraduras de alumínio, plástico (Master Horse®) e aço (JK Plus®) de tamanho número dois.....	36
Tabela 3. Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro torácico logo após e duas horas após depois do ferrageamento com ferraduras de três materiais distintos em cavalos (n=6) durante o passo.	41
Tabela 4: Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro torácico logo após e duas horas depois do ferrageamento com ferraduras de três materiais distintos em cavalos (n=6) durante o trote.	43
Tabela 5: Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro pélvico logo após e duas horas depois do ferrageamento ferraduras de alumínio, plástico e aço em equinos (n=6) durante o passo.	44
Tabela 6. Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro pélvico logo após e duas horas depois do ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço em equinos (n=6) durante o trote.	45

Lista de abreviaturas e siglas

American Association of Equine Practitioners (AAEP)

Altura máxima do casco com o solo (AM)

Comprimento de passada (CV)

Duração de Passada (DP)

Duração de Apoio (DA)

Duração de Suspensão (DS)

Ground reaction forces (GRF)

International Society of Biomechanics (ISB)

Protação (P)

Retração (R)

Sem Ferradura (SF)

Tempo de *breakover* (TB)

Velocidade (V)

Sumário

1.	INTRODUÇÃO	12
2.	OBJETIVOS	14
2.1	Objetivos Gerais	14
2.2	Objetivos específicos	14
3.	HIPÓTESE.....	15
4.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
4.1	Anatomia do casco	16
4.2	Biomecânica equina	18
4.3	Princípios e técnicas de casqueamento e ferrageamento	22
4.4	Mudanças na biomecânica dos equinos após casqueamento	25
4.5	Tempo de adaptação após o ferrageamento.....	26
4.6	Efeitos do uso de ferraduras de alumínio na cinemática dos cavalos	29
4.7	Efeitos do uso de ferraduras de plástico na cinemática dos cavalos	30
4.8	Efeitos do uso de ferraduras de aço na cinemática dos cavalos	30
5.	MATERIAL E MÉTODOS	32
5.1	Local.....	32
5.2	Animais do delineamento experimental.....	32
5.3	Análise das propriedades mecânicas da superfície experimental	32
5.4	Casqueamento e ferrageamento	35
5.5	Coleta de dados cinemáticos	37
5.6	Variáveis Cinemáticas	39
5.7	Análise estatística.....	39
6.	RESULTADOS	41
7.	DISCUSSÃO	46
7.1	Limitações do estudo	53
7.2	Pesquisas futuras.....	53
8.	CONCLUSÕES	54
9.	REFERÊNCIAS.....	55

1. INTRODUÇÃO

A utilização de ferraduras em cavalos tem uma longa história de evolução, inicialmente servindo para proteção dos cascos e posteriormente associada a tratamentos terapêuticos, especialmente para correção de casos de claudicação (Davies *et al.*, 2007). O ferrageamento adequado desempenha um papel crucial na funcionalidade e eficiência biomecânica, variando de acordo com fatores genéticos, de raça, conformidade anatômica, influências ambientais e atividades atléticas às quais os equinos são submetidos (O'Grady, 2008).

A correção do estojo córneo e o ferrageamento têm efeitos cinemáticos na dinâmica dos cavalos, sendo fundamental para o equilíbrio, a prevenção de lesões e eficiência na locomoção, diminuindo os efeitos cinéticos assimétricos no sistema musculoesquelético (Kelleher *et al.*, 2021). O casqueamento e o ferrageamento influenciam tanto nas estruturas externas quanto internas dos cascos, sendo métodos comumente empregados para nivelar e equilibrar a superfície da sola do casco (Clayton *et al.*, 2015; Crevier-denoix *et al.*, 2009; De Cocq *et al.*, 2009; Naem *et al.*, 2020).

Entretanto, as ferraduras podem ser compostas por diferentes materiais, cada uma com propriedades de atrito distintas, como alumínio, plástico e aço, apresentando peso e comportamento mecânico variados ao impacto com a superfície (Kelleher *et al.*, 2021), gerando efeitos cinéticos e cinemáticos distintos para diferentes materiais de ferrageamento em função da superfície sobre a qual o equino é exposto (Wilson *et al.*, 2010). Portanto, as variações impostas ao casco do cavalo podem estar diretamente relacionadas com a composição das ferraduras. Segundo Marins (2012) as ferraduras de alumínio, quando comparadas ao aço, possuem peso inferior e maior capacidade de deformação e coeficiente de atrito. Porém, as ferraduras de plástico tendem a ser mais leves, que as de aço e capazes de se moldar ao movimento em diferentes tipos de superfície, o que melhora a habilidade de adaptação durante a passada. Já as ferraduras de aço proporcionam maior tração e estabilidade em diversas superfícies, o que resulta em movimentos com maior equilíbrio e estabilidade (O'Grady & Poupard, 2001).

Deste modo, o casco sofre adaptações temporais aos diferentes materiais utilizados no ferrageamento, podendo promover instabilidade e mudanças nas variáveis lineares, angulares e temporais do andar dos cavalos, alterando sua biomecânica, desempenho e colocando em risco a integridade física do sistema musculoesquelético (Clayton *et al.*, 2015). Nesse contexto, surgem dúvidas quanto ao tempo de adaptabilidade dos diferentes materiais utilizados em ferraduras e como podem interferir nas variáveis de locomoção mencionadas anteriormente. Sendo assim, essa investigação, ao preencher lacunas de conhecimento, promoverá inovações na prática do ferrageamento, melhorando a saúde, o desempenho e o bem-estar dos cavalos, e garantindo intervenções rápidas que evitam desconforto prolongado e sofrimento dos animais (Chateau *et al.*, 2004).

Portanto, o objetivo do presente estudo foi determinar a variabilidade dos caracteres lineares, angulares e temporais cinemáticos das andaduras ao passo e trote de equinos, imediatamente após o ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço em condição de superfície controlada.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivos Gerais

Determinar as adaptações biomecânicas através da análise dos caracteres cinemáticos imediatamente após o ferrageamento com distintos materiais durante o passo e trote.

2.2 Objetivos específicos

- Apontar as alterações nas variáveis lineares, angulares e temporais na cinemática do passo e trote dos equinos imediatamente após o ferrageamento com ferradura de alumínio, plástico e aço;
- Determinar qual dos materiais de ferrageamento promoveu maior variação nas características lineares, angulares e temporais nos andaduras (passo e trote).

3. HIPÓTESE

O ferrageamento com diferentes materiais (alumínio, plástico e aço) provoca variações distintas nas adaptações biomecânicas, observadas através das alterações nos caracteres cinemáticos (variáveis lineares, angulares e temporais) do passo e trote dos equinos imediatamente após a aplicação das ferraduras. Especificamente, espera-se identificar qual material promove as maiores variações nas características lineares, angulares e temporais das andaduras (passo e trote).

4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1 Anatomia do casco

Durante o processo evolutivo de sessenta milhões de anos, o *Equus caballus*, o cavalo moderno, desenvolveu-se a partir do seu ancestral mais próximo, o *Equus obippus*, que possuía quatro dígitos nos membros torácicos e três nos membros pélvicos. Essa evolução permitiu ao cavalo adquirir membros altamente adaptados, capazes de percorrer longas distâncias em velocidades moderadas ou curtas distâncias em velocidades elevadas (Alves *et al.*, 2008). Essa adaptação permitiu ao cavalo galopar em terrenos áridos e rochosos, graças à presença de uma couraça córnea resistente que protege as estruturas internas mais delicadas e sensíveis (Pollitt, 2010). Entre as adaptações anatômicas ocorridas ao longo da evolução estão a modificação da falange distal, das cartilagens ungueais, da articulação interfalangeana distal, do osso sesamóide distal (navicular), dos tendões, ligamentos, vasos sanguíneos e nervos (Budras *et al.*, 2012).

O casco do cavalo é composto pela parede, sola, ranilha e bulbo. A parede, também chamada de muralha, é a parte do casco que fica visível quando o animal está em posição quadrúpede. Essa região é dividida em pinça, quartos e talões, e é formada por três camadas dispostas de fora para dentro (Budras *et al.*, 2012). A camada mais externa, conhecida como estrato externo, é caracterizada por ser a superfície mais fina, queratinizada e brilhante, conferindo ao casco uma aparência lisa (O'Grady, 2002). A camada subsequente, chamada de estrato médio, é reconhecida pela sua espessura e pela sua estrutura tubular. Essa anatomia proporciona resistência durante o movimento, sendo fundamental como suporte de carga e responsável por transferir a força do solo para o esqueleto do cavalo (Pollitt, 2010). A queratina presente na estrutura córnea é a principal proteína da epiderme e pode ser classificada em duas formas: dura, contendo fontes de dissulfeto que conferem resistência, e mole, composta por grupos sulfidríla que a tornam menos resistente. O perioplo, a ranilha, o bulbo e a linha branca são compostos principalmente pela queratina de menor resistência, em contraste com a parede e a sola do casco (Pollitt, 2010).

A camada final, denominada estrato interno, é constituída por lâminas epidérmicas que se entrelaçam com as lâminas dérmicas, formando o cório laminar. Na região mais profunda, está presente um tecido conjuntivo denso e abundante em colágeno, altamente irrigado por vasos sanguíneos e innervado, conhecido como cório coronário (derme) (Stashak, 2006). Este tecido envolve a falange distal e mantém uma ligação íntima com as lâminas epidérmicas (Céleste & Szöke, 2005). O membro do cavalo é innervado por uma combinação de nervos mielinizados e não mielinizados, numa proporção de 4 para 1. As fibras nervosas reativas aos neuropeptídeos estão amplamente distribuídas em várias estruturas, incluindo a derme do casco, tecidos conjuntivos do membro, osso navicular e falange distal, assim como na área ao redor da vascularização digital (Parks, 2003).

Entretanto, a distribuição dos nervos sensoriais não é uniforme, sendo que uma maior densidade é encontrada no interior do osso navicular, nos aspectos dorsal e palmar dos ligamentos colaterais sesamoideanos, e no ligamento sesamoideano ímpar distal, em comparação com a superfície do tendão flexor digital profundo ou o revestimento da bursa do navicular (Parks, 2003). Além disso, os nervos peptidérgicos aferentes também possuem a capacidade de liberar mediadores das terminações nervosas sensoriais, o que resulta na promoção da vasodilatação, aumento da permeabilidade capilar e outros aspectos do processo inflamatório (Parks, 2003).

No que diz respeito à anatomia das falanges, estas estão situadas na parte externa do dedo do cavalo, divididas em proximal, média, distal e sesamoide distal (navicular) (Céleste & Szöke, 2005). Enquanto as falanges proximais e médias se assemelham aos ossos longos dos membros, a falange distal é uma adaptação singular, com apenas uma extremidade articulada e a maior parte de sua área conectada a tecidos moles. A falange distal não possui córtex nem cavidade medular, exibindo três superfícies distintas: articular (articulando-se com a falange distal e o osso navicular), parietal (altamente porosa para conexão com o tecido subcutâneo e passagem de numerosos vasos) e solear (não porosa) (Parks, 2003).

As cartilagens ungueais, que formam cerca de metade da borda distal da falange distal, possuem uma forma de losango e são compostas principalmente

de cartilagem hialina (Parks, 2006). Em muitos cavalos com idades entre quatro e cinco anos, a borda medial dessas cartilagens desenvolve fibrocartilagem, que consiste em feixes de tecido fibroso e fibrocartilaginoso facilmente identificáveis em torno do tecido elástico amarelado, do tecido adiposo e das fibras colágenas presentes no coxim digital (Bowker, 2003).

O coxim digital ocupa a região entre as cartilagens medial e lateral, estendendo-se dorsalmente como uma estrutura em forma de cunha conectada ao tendão flexor digital profundo e à superfície solear da falange distal. Duas artérias passam pelo coxim digital para chegar à sua porção distal, onde se ramificam abundantemente para fornecer irrigação à ranilha (Bowker, 2003). As articulações interfalangianas, presentes nas extremidades dos membros dos cavalos, são classificadas como articulações em sela devido às suas superfícies ósseas que se encaixam reciprocamente, uma sendo côncava e a outra convexa. A articulação interfalangeana proximal é relativamente simples, envolvendo a falange proximal e a falange média, enquanto a articulação distal é mais complexa, abrangendo três ossos: a falange medial, a falange distal e o sesamóide distal. Há pouca mobilidade entre a falange distal e o osso navicular (Parks, 2003). A estabilidade dessa articulação é assegurada por dois ligamentos colaterais curtos, o ligamento sesamóide colateral, o ligamento sesamóide distal ímpar e a cápsula articular (Céleste & Szöke, 2005).

As bolsas sinoviais da cápsula articular se encontram na região palmar e/ou plantar das articulações, dorsalmente e abaxialmente ao tendão flexor digital profundo, e axialmente às cartilagens colaterais da falange distal (Céleste & Szöke, 2005).

4.2 Biomecânica equina

O estudo da locomoção dos cavalos possui grande relevância econômica, uma vez que os principais problemas de baixo desempenho em equinos, especialmente os de esporte, estão associados ao sistema locomotor (Stubbs *et al.*, 2013). Apesar dos avanços tecnológicos em equipamentos de vídeo e computadores nos últimos anos, facilitando a análise do movimento em cavalos, ainda existe uma lacuna em relação à evolução das pesquisas realizadas na análise do movimento dos animais (Barrey, 2013).

O uso de tecnologias computadorizadas tem expandido significativamente o campo da biomecânica, tornando mais acessível a obtenção de imagens que permitem uma análise detalhada e objetiva dos movimentos em diferentes fases das passadas dos cavalos (Van Weeren, 2012). A maioria das pesquisas relacionados com o estudo em biomecânica tem se concentrado no desenvolvimento de vídeos em 2D que integram sistemas de captura óptica de movimento e plataformas de força. Recentemente, observou-se uma progressão no desenvolvimento de sensores, com um foco atual na sua aplicação direta nas estruturas corporais dos animais (Egan *et al.*, 2019).

Segundo Hatze (1974), a Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics – ISB*) foi estabelecida em 1973. O conceito de biomecânica foi então definido como "a investigação das estruturas e funções dos sistemas biológicos através de métodos mecânicos", envolvendo a análise das cargas, dos movimentos, das tensões e das deformações que afetam diretamente os sistemas biológicos. Esta disciplina é considerada interdisciplinar, incorporando os princípios da mecânica, biologia e fisiologia (Lu & Chang, 2012).

Atualmente, a biomecânica equina é uma das áreas mais ativas de pesquisa, dada a diversidade de raças e categorias de cavalos (Von Peinen *et al.*, 2009; Patay-Horváth, 2020). Esses estudos se dividem entre aqueles que visam reduzir e prevenir lesões e os que investigam a interação entre o cavaleiro e o cavalo, concentrando-se nos efeitos induzidos pelo ser humano nas atividades equestres. Além disso, há uma demanda crescente por excelência e qualidade desses animais, visando aprimorar o desempenho morfofuncional (Von Peinen *et al.*, 2009; Patay-Horváth, 2020).

O movimento de passada consiste em transferir o ponto central de equilíbrio do corpo de um ponto a outro, independente da velocidade, associado com a interação das **forças de reação ao solo** (*ground reaction forces - GRF*) (Gustås *et al.*, 2004; Hobbs & Clayton, 2019). Para os cavalos, que possuem um sistema musculoesquelético adaptado ao exercício, a interação entre o corpo e o solo é contínua, especialmente durante o trote, quando ocorre uma alteração na energia proveniente do centro de massa do corpo (Cavagna *et al.*, 1977).

Durante a caminhada, o movimento do membro pode ser subdividido em duas etapas principais: a fase de suspensão e a fase de apoio. Na fase de suspensão, o membro está elevado e afastado do solo, enquanto na fase de apoio, ele está firmemente assentado no solo, sujeito à força de impacto conhecida como força de reação do solo. Essa força é afetada por vários fatores, incluindo o peso do animal, sua velocidade de deslocamento e as características da superfície sobre a qual caminha. Esses aspectos são essenciais para compreender o surgimento de lesões musculoesqueléticas (Eliashar, 2012).

Os membros apresentam duas configurações de alavancas que influenciam diferentes grupos musculares, por exemplo a alavanca de segunda classe é formada pelos músculos de extensão nas articulações caudais do esqueleto apendicular, impulsionando o tronco para frente durante a fase de apoio (Denoix, 2019). Por outro lado, a alavanca de terceira classe inclui os músculos que movimentam esses membros em direção ao ponto mais frontal, facilitando a máxima flexão das articulações durante a fase de suspensão. Essa alternância de alavancas permite que o membro retorne ao solo e repita o movimento de forma contínua (Denoix, 2019).

Os cascos dos membros absorvem o impacto do contato com o solo, sendo essa carga transferida para as estruturas internas. O coxim digital, localizado dentro do casco, desempenha um papel crucial na dissipação dessas energias cinéticas geradas pelo movimento (Denoix, 2019). Como resultado, as extremidades dos membros dianteiros e traseiros são constantemente submetidas a um estresse mecânico, levando à contração dos músculos tendinosos dos flexores e extensores dos dígitos. O momento de maior impacto ocorre quando o membro entra em contato com o solo (Denoix, 2019).

A tensão muscular resulta do estresse contínuo nas extremidades inferiores dos membros dianteiros e traseiros. Nessas regiões, as estruturas musculares são principalmente compostas pelas porções tendinosas dos músculos extensores e flexores dos dígitos (Bukowiecki *et al.*, 1987). O momento de maior impacto ocorre quando o membro entra em contato com o solo, levando à extensão cranial do segmento. O ligamento suspensório do boleto desempenha um papel crucial ao evitar a hiperextensão do dígito, agindo como um freio nas articulações metacarpo/metatarso-falangeanas e interfalangeanas

proximal e distal. Além disso, contribui para dissipar a energia cinética acumulada (Bukowiecki *et al.*, 1987).

Dentro do casco, o coxim digital desempenha um papel crucial na absorção e distribuição das forças biomecânicas geradas durante o movimento, graças à sua composição rica em fibras colágenas e elásticas (Egerbacher *et al.*, 2005). Essas estruturas trabalham em conjunto para evitar a compressão do aparelho podotroclear na região da ranilha do casco, composta principalmente pelo osso navicular, que desempenha um papel vital na ampliação da área de inserção do tendão do músculo flexor digital profundo na falange distal (Wilson *et al.*, 2010). Além de sua função na dissipação de energia cinética, a região distal dos membros também requer um eficiente retorno venoso, facilitado pela ação dos movimentos das articulações internas do casco (Bowker *et al.*, 1998).

Assim, a análise do movimento, estrutura e funcionalidade dos sistemas biológicos é conduzida sob os princípios da mecânica (Clayton, 2004). A avaliação do corpo em movimento é dividida em dois métodos: a dinâmica ou cinética, que está ligada às mudanças na posição dos segmentos corporais no espaço durante um período específico, descrevendo o movimento sem considerar as forças que o geram (Barrey, 2013). A análise cinemática da marcha é uma medida objetiva dos movimentos do corpo, capaz de detectar e quantificar alterações na locomoção sem os erros inerentes de uma avaliação subjetiva (Kramer & Keegan, 2013).

O uso do método cinemático apresenta várias vantagens, especialmente em termos de facilidade na obtenção de resultados. Além de permitir a obtenção de múltiplas medições de vários parâmetros simultaneamente, ele fornece dados como deslocamento, velocidade, aceleração linear, ângulo de rotação, velocidade e aceleração angular, ângulo de articulação, posição vertical máxima da cabeça do animal e comprimento da passada (Barrey, 2013).

A metodologia básica para analisar a marcha exige que o equino seja filmado durante o movimento (Kramer & Keegan, 2013). Os parâmetros cinemáticos são obtidos a partir da colocação de marcadores reflexíveis em pontos anatômicos específicos. Câmeras capturaram imagens bidimensionais e tridimensionais das posições marcadas do corpo (Kramer & Keegan, 2013). Os sistemas cinemáticos contam com suporte computacional, dado o

processamento necessário e o grande volume de cálculos associados à quantidade de dados coletados. Como os sistemas convencionais exigem que o equino se mova dentro dos limites de visão da câmera, muitas análises cinemáticas são conduzidas em pistas experimentais controladas (Barrey, 2013).

A frequência e o comprimento de passada são componentes principais da velocidade de andadura. Para aumentar a velocidade de uma andadura específica, a amplitude da passada aumenta e a duração do ciclo do membro reduz, para que se tenha repetições mais frequentes dos movimentos nos membros. A velocidade pode ser estimada pelo produto da frequência da passada (ou o inverso do período) pelo comprimento dela (Barrey, 2013). A simetria do andamento será constante em velocidades crescentes, mas a regularidade e as variáveis temporais diminuem com a aceleração ou desaceleração (Leleu *et al.*, 2005).

Devido ao mecanismo de pêndulo, a frequência das passadas depende da altura do animal (comprimento do membro), da distribuição do peso e da elasticidade e porcentagem de fibras musculares de contração rápida nos músculos dos membros (Leleu *et al.*, 2005). Portanto, o trote é considerado ideal para a avaliação cinemática, sendo simétrico e em dois tempos (ou duas batidas), com apoio simultâneo do membro pélvico e do membro torácico diagonal em cada meio ciclo da passada e um período de suspensão aérea (Pilliner *et al.*, 2009).

Na espécie ocorre uma busca contínua pelo desenvolvimento de sistemas de análise de movimento com câmeras e vídeos de alta resolução, combinados com métodos ópticos e computacionais. Esses sistemas fornecem diagramas e gráficos cujos resultados podem ser aplicados para avaliar a melhoria do treinamento físico, além de contribuir para alcançar melhores resultados em competições esportivas, auxiliar no diagnóstico de distúrbios locomotores e fornecer dados preliminares para avaliar a recuperação dos equinos (Back *et al.*, 2013).

4.3 Princípios e técnicas de casqueamento e ferrageamento

A preparação adequada do casco e o ajuste da ferradura são fundamentais para a saúde e o desempenho do equino (Butler, 1985; Balch, 1995). Historicamente, o casqueamento e a colocação inadequada de ferraduras

no casco foram consideradas a principal causa de alterações patológicas nos cascos (Dollar, 1898; Russell, 1903). Atualmente as patologias podais estão relacionadas diretamente com a claudicação, assim a utilização de ferraduras em cavalos atletas foi voltado para a proteção contra o desgaste excessivo que o casco sofria em decorrência da alta atividade física (Eliashar, 2012).

O equilíbrio adequado do casco requer uma relação entre a conformação do casco e a atividade atlética em que o equino executa (Balch *et al.*, 1997). Segundo Balch *et al.* (1997), o equilíbrio adequado do casco pode ser definido como a preparação para melhorar o desempenho e capacidade atlética a longo prazo. Ainda assim, o casqueamento e o ferrageamento podem ser utilizados de diferentes formas, sendo relacionado principalmente com a prevenção de problemas podais e para a correção da postura, andadura e “*Breakover*” ou como uma terapia de suporte para uma lesão (Stashak *et al.*, 2006).

O’Grady & Poupard em 2003, propõe uma técnica voltada em manter o equilíbrio dorso-palmar/plantar e médio-lateral do casco dos equinos. Nessa técnica, o foco está em garantir que o casco seja preparado de forma a manter uma distribuição equilibrada das cargas tanto na direção dorso-palmar/plantar (de cima para baixo) quanto na direção médio-lateral (de um lado para o outro).

O ferrageamento pode ser definido como promotor da saúde funcional dos pés, da eficiência biomecânica e com isso auxiliar na prevenção de algumas patologias, como por exemplo, a laminite. Sendo assim, uma das suas funções está relacionada em evitar o contato direto da parede do casco com o solo para assim evitar o desgaste excessivo (Pollit, 2010).

Nos equinos, o equilíbrio podal está relacionado com os cascos, as suas estruturas, o solo e o aparelho locomotor equino (Roberto *et al.*, 2014). O desequilíbrio dorso-palmar/plantar e médio-lateral pode gerar a uma imposição desproporcional das forças atuantes no dígito equino, o que corrobora para a evolução de patologias (Roberto *et al.*, 2014). Sendo assim, os fatores de maior importância em relação às origens das claudicações são os defeitos na conformação do animal e o desequilíbrio do casco, o qual pode ser ocasionado por práticas inadequadas de casqueamento e ferrageamento (Schade *et al.*, 2013). O desequilíbrio do casco provocará microlesões que podem evoluir para

condições em que o animal apresenta claudicação e evoluir para doenças musculoesqueléticas (Leach, 1983).

A escolha da ferradura deve estar diretamente ligada com a conformação e o solo, por isso se torna importante avaliar a biomecânica dos equinos (Hagen *et al.*, 2017). Assim, antes de realizar o ferrageamento, se deve realizar uma avaliação do movimento, para qualificar desde a primeira elevação do membro até a último contato do casco no solo (Stashak *et al.*, 2006).

Stashak *et al.* (2006) afirmam que o uso da ferradura irá proporcionar um conforto, equilíbrio, sustentação e proteção para o equino. Com isso a escolha da ferradura é baseada no equilíbrio estático e dinâmico do casco, do alinhamento de pinça e talões, do equilíbrio dorso palmar/plantar e médio-lateral, comprimento do casco, nivelamento na parede, concavidade da sola, forma e simetria entre os pares anteriores e posteriores (Sampaio *et al.*, 2014). Além do que, para um bom desempenho se busca o material mais apropriado para cada caso, podendo ser ferro, alumínio, titânio, plástico, aço e aço revestido por plástico ou borracha (Canto *et al.*, 2004).

O tamanho da ferradura deve estar relacionado com o diâmetro do casco e resistente para suportar o impacto com o solo, porém com peso ideal para não afetar na passada e agilidade do equino (Stashak *et al.*, 2006). As ferraduras podem ser colocadas de duas formas. A primeira maneira é a quente, com o aquecimento prévio do material para moldagem exclusiva para o casco e a segunda forma é a frio, com a colocação da ferradura sem aquecimento (Stashak *et al.*, 2006).

Para a aplicação de técnicas adequadas de forma única é necessário conhecimento da direção e magnitude das forças que incidem sobre os membros (Leach, 1983). Sendo assim, o comprimento do casco é medido na face dorsal da pinça, desde seu contato com o solo até o fim da parede do casco na borda coronária, e determina o comprimento do braço de alavanca sobre o qual o membro rotacional. O ângulo do casco é medido na junção da superfície dorsal da parede do casco com o solo (O'Grady & Poupard, 2003).

O controle do nível de pressão solear é um aspecto crucial no casqueamento e ferrageamento dos equinos, pois uma pressão excessiva na sola do casco pode resultar em diversos problemas, como interferência do fluxo

sanguíneo, formação de abscessos subsoleares, desenvolvimento de calos e outras complicações (Stashak *et al.*, 2006).

Outro fator importante é a colocação adequada dos cravos no casco dos equinos, sendo um aspecto crucial durante o processo de ferrageamento, pois influencia diretamente na fixação de ferradura e na saúde do casco. Os cravos devem ser posicionados na região da linha branca, que é a área sensível onde a parede do casco se encontra com a sola, proporcionando uma base sólida para a fixação da ferradura (Hill & Klimesh, 1994).

Além dos cuidados específicos relacionados ao casqueamento e ferrageamento dos equinos, existem outros cuidados gerais que podem ser tomados em relação aos cascos, os quais podem variar de acordo com as necessidades individuais de cada animal e as preferências dos envolvidos com o equino, como proprietários, tratadores e profissionais da área (Stashak *et al.*, 2006).

4.4 Mudanças na biomecânica dos equinos após casqueamento

O casqueamento é uma prática essencial na manutenção da saúde e desempenho dos equinos, com isso quando executado de forma adequada melhora significativamente a saúde dos cascos e a qualidade de locomoção (Roepstorff *et al.*, 1999). A realização da correção do estojo córneo não melhora apenas a distribuição de forças, mas auxilia no tratamento de deformidades e na prevenção de doenças relacionadas aos cascos (Roepstorff *et al.*, 1999).

Rollot *et al.* (2004) realizaram um estudo para avaliar a uniformidade das forças durante a locomoção entre equinos casqueados e não casqueados e observaram que aqueles que passaram pelo casqueamento apresentaram distribuição das forças mais uniforme durante a locomoção, reduzindo os picos de pressão e a presença de lesões no casco. Porém os cavalos que não sofreram o casqueamento exibiram áreas de alta pressão concentrada, predispondo a enfermidades nos cascos (Rollot *et al.*, 2004).

A correção do estojo córneo pode afetar a cinemática do movimento, especialmente em termos de distribuição de força e impacto dos cascos no solo (Clayton *et al.*, 2010). Segundo Clayton *et al.* (2010) demonstraram que os cavalos recentemente casqueados exibiam redução temporária na amplitude do

movimento, necessitando de um tempo de adaptação para retornar aos padrões normais de locomoção.

As adaptações biomecânicas ao casqueamento, registradas por Hobbs *et al.* (2016), observaram que os equinos necessitam de um período de ajuste para acomodar as mudanças impostas pelo casqueamento. Esse período de ajuste foi caracterizado por uma alteração temporária na cinemática dos membros, incluindo diminuição na duração de suspensão e variação na altura do passo. Após esse período, os cavalos casqueados demonstraram retorno aos padrões de locomoção pré-casqueamento, mas com uma melhoria na eficiência de movimento (Hobbs *et al.*, 2016).

As variações cinemáticas ocorrem principalmente em andaduras que possuem uma maior intensidade, por exemplo o trote, que necessita de maior intensidade biomecânica (Chateau *et al.*, 2016). Porém em andaduras de menor veemência como o passo, as diferenças entre cavalos casqueados e não casqueados são menos evidentes, sugerindo que o efeito do casqueamento é amplificado com o aumento da velocidade e intensidade do movimento (Chateau *et al.*, 2016). As mudanças biomecânicas que ocorrem após a correção do estojo córneo auxiliam na melhora da locomoção e conforto para o cavalo, além de diminuir a predisposição de lesões e doenças, assegurando uma vida mais longa e saudável para o equino (Chateau *et al.*, 2016).

4.5 Tempo de adaptação após o ferrageamento

A introdução repentina de novas ferraduras sem um período de adaptação adequada pode afetar na biomecânica (Caure *et al.*, 2018), porém os equinos são capazes de manter seu padrão neuromuscular de movimento após o ferrageamento, por um certo tempo (Van Heel *et al.*, 2006). A adaptação ocorre através de ligeiras alterações nos ângulos entre os segmentos distais do membro, e um mecanismo compensatório nos membros posteriores. A capacidade de compensação é inferior nos membros torácicos, resultando em um aumento relativo na carga durante o intervalo entre os ferrageamentos (Van Heel *et al.*, 2006).

Turner *et al.* (2017) examinaram o tempo de adaptação pós-ferrageamento em uma amostra ampla de cavalos. Os resultados indicaram que a maioria dos cavalos levou, aproximadamente, uma a duas semanas após a

colocação das ferraduras, independentemente do material utilizado. Durante esse tempo, é comum observar ligeira alteração na marcha e leve desconforto, que tendem a desaparecer à medida que o cavalo se acostuma com as novas ferraduras.

Roberts *et al.* (2019), aprofundaram a análise do período de adaptação, destacando que fatores como a técnica de ferrageamento e a experiência do ferrador são determinantes para a duração do período de adaptação. Ainda nesse estudo, foi verificado que os cavalos que passaram por profissionais experientes durante o ferrageamento e utilizando técnicas avançadas de ajuste, tendem a adaptar-se mais rapidamente. Esse estudo também ressaltou a importância do monitoramento pós-ferrageamento, recomendando check-ups regulares durante as primeiras duas semanas para assegurar que o cavalo não apresente sinais de desconforto prolongado ou claudicação.

Williams *et al.* (2021), analisaram uma série de fatores que influenciam o tempo de adaptação, incluindo a saúde geral do cavalo e seu histórico de ferrageamento. Este estudo concluiu que equinos saudáveis, com cascos bem cuidados e histórico regular de ferrageamento, geralmente se adaptam às novas ferraduras em cerca de menos de uma semana. Por outro lado, cavalos com problemas de saúde preexistentes ou cascos danificados podem necessitar de um período de adaptação mais longo, variando de duas a três semanas.

Chateau *et al.* (2004), não aconselham realizar a análise do movimento logo após o ferrageamento, pois os cavalos precisam de cinco dias para se adaptarem à nova ferradura. No entanto, Albernaz *et al.* (2012) sustenta que os equinos podem retomar imediatamente o exercício regular posteriormente ao ferrageamento, por demonstrarem capacidade de adaptação à nova condição de ferradura após o procedimento.

Caure *et al.* (2018) utilizou o tempo de espera de duas horas em equinos submetidos ao ferrageamento para iniciar a atividade atlética, e considerou tempo suficiente para minimizar o desconforto e prevenir possíveis lesões. O período de duas horas após o ferrageamento dos equinos não influenciou negativamente as respostas cinéticas e cinemáticas dos cavalos (Caure *et al.* (2018). Portanto, os resultados obtidos durante o intervalo de duas horas após a aplicação da ferradura podem ser considerados válido para a análise de

mudanças nas variáveis biomecânicas dos cascos dos equinos (Caure *et al.* (2018).

O tempo de adaptação da ferradura pode variar dependendo de vários fatores, incluindo a condição dos cascos do cavalo, a experiência do ferrador, a qualidade do ajuste da ferradura e a sensibilidade individual do animal (Huguet *et al.*, 2012). O material com que a ferradura é feita e como ela é forjada são fatores que podem também influenciar no tempo de adaptação (Brandstetter *et al.*, 1999). Balch *et al.* (1997) indicaram que as ferraduras de alumínio proporcionam uma adaptação inicial mais rápida devido ao seu baixo peso, reduzindo o estresse nas articulações e músculos dos cavalos. Esse material é especialmente vantajoso para equinos de corrida, sendo que a redução no peso melhorou a performance atlética. Contudo, a durabilidade dessas ferraduras é limitada, exigindo substituições mais frequentes (Balch *et al.*, 1997).

Parks *et al.* (2013) compararam a eficácia das ferraduras de plástico com as de alumínio e aço. Os resultados mostraram que as ferraduras de plástico ofereciam uma adaptação intermediária, associada com leveza e um certo grau de flexibilidade. Essas características resultaram em um conforto inicial considerável, embora a durabilidade seja uma preocupação. No entanto, equinos que passaram pelo ferrageamento com ferraduras de plástico exibiram melhoria na qualidade do movimento e menor incidência de claudicação em comparação com aqueles que usaram ferraduras de alumínio (Parks *et al.*, 2013).

As ferraduras de aço podem ser consideradas as mais pesadas, quando comparadas com os materiais de alumínio e plástico, e por isso acabam apresentando maior durabilidade e estabilidade (O'Grady & Poupard, 2001). Embora o período de adaptação inicial seja mais longo, os cavalos submetidos ao ferrageamento com aço demonstraram maior resistência e menor taxa de desgaste ao longo do tempo. Assim sendo, a escolha do material da ferradura deve ser feita considerando as necessidades específicas do equino e o seu uso (O'Grady & Poupard, 2001).

4.6 Efeitos do uso de ferraduras de alumínio na cinemática dos cavalos

O uso de ferraduras de alumínio tem ganhado popularidade devido às suas vantagens específicas, principalmente em esportes e atividades de alta performance (Roepstorff *et al.*, 1999). Essas ferraduras são conhecidas principalmente por serem mais leves do que outros materiais, o que consequentemente influencia na cinemática e no desempenho dos equinos (Roepstorff *et al.*, 1999).

O impacto do uso dessas ferraduras na saúde musculoesquelética também foi investigado por Balch *et al.* (1997), relataram que os cavalos submetidos ao ferrageamento com ferradura de alumínio apresentaram menos sinais de fadiga muscular pós exercícios prolongados em comparação com aqueles que utilizaram outros tipos de ferradura.

Embora as ferraduras de alumínio sejam vantajosas por sua leveza, elas tendem a ser menos duráveis do que as de outros materiais e podem desgastar mais rapidamente, o que influencia na consistência da cinemática do cavalo ao longo do tempo (Clayton *et al.*, 2015). Segundo Mahaffey *et al.* (2016) sugerem que além do material com que a ferradura é feita, a pista em que o equino é submetido diariamente também irá ocasionar um impacto na durabilidade. Assim a realização de modificações nas superfícies equestres pode diminuir o desgaste da ferradura, o que corrobora para um aumento da sua vida útil (Pardoe *et al.*, 2001).

A compreensão do tempo de adaptação está diretamente relacionada com a frequência e intensidade de trabalho que o equino é submetido durante o período de adaptação, por isso, um programa de treinamento gradual e controlado é essencial para permitir que os cavalos se ajustem plenamente às novas ferraduras sem comprometer sua saúde ou desempenho (Clayton *et al.*, 2015).

Os efeitos na cinemática dos equinos vêm sendo investigada ao longo dos anos, por ser composta por um material mais leve, quando comparada a outros materiais, auxilia na redução do peso total do membro e potencialmente altera a biomecânica do movimento (Horan *et al.*, 2022). Com isso, os cavalos que utilizam o alumínio como material para a ferradura apresentaram um aumento

na extensão da passada e uma maior flexão do carpo durante o trote, sugerindo que a redução de peso pode permitir uma liberdade maior no movimento (Horan *et al.*, 2022).

Efeitos do uso de ferraduras de plástico na cinemática dos cavalos

Parks *et al.* (2013) avaliaram as diferenças cinemáticas em equinos utilizando ferraduras de aço e plástico. Os resultados indicaram que as ferraduras de plástico proporcionaram maior flexibilidade e absorção ao choque e menor impacto nas articulações dos cavalos durante a locomoção. O plástico é um material mais macio e flexível, sendo adequado em situações onde são desejáveis maior absorção e redução da força de contato durante atividades que envolvam o risco de lesões por impacto (Sprick *et al.*, 2017).

As ferraduras de plástico são mais leves do que as de aço, o que pode reduzir o peso total que o equino precisa carregar durante o movimento, proporcionando potencialmente mais conforto e redução da fadiga, o que diminui o impacto nas articulações durante a atividade física (Faramarzi *et al.*, 2018).

O uso do material de plástico para ferraduras demonstra alteração no padrão de apoio do casco, reduzindo risco de lesões e melhor conforto durante o movimento (Balch *et al.*, 1997). Segundo Mischler (2003) o desgaste em ferraduras de plástico é proporcional à distância percorrida em terrenos duros, enquanto outras atividades realizadas em solos mais macios não contribuem para a degradação.

A adaptação dos equinos, após o ferrageamento com ferraduras de plástico, normalmente, ocorre 24 a 48 horas após, porém uma adaptação completa pode levar até três semanas, dependendo de outros fatores, como a condição física e a atividade atlética desempenhada pelo animal (Panagiotopoulou *et al.*, 2016).

4.7 Efeitos do uso de ferraduras de aço na cinemática dos cavalos

As ferraduras de aço proporcionam maior tração e estabilidade em diversas superfícies, o que resulta em movimentos mais confiantes e equilibrados. A tração adicional pode melhorar a aderência do cavalo em terrenos escorregadios, facilitando locomoção mais segura e eficiente (O'Grady & Poupard, 2001).

Segundo O'Grady & Poupard, (2001) o uso da ferradura de aço é comum devido à sua durabilidade, disponibilidade e custo, sendo que a adaptação completa ao uso pode levar até duas semanas. Durante esse período, observou-se que os cavalos ajustam gradualmente sua marcha e redistribuem o peso de forma mais eficiente, minimizando o risco de lesões (O'Grady & Poupard, 2001). O impacto a longo prazo mostrou um ajuste adequado das ferraduras em terrenos duros e abrasivos, corroborando para um benefício do uso do material a longo prazo (Huguet & Duberstein, 2012).

O peso adicional das ferraduras de aço pode alterar a dinâmica do movimento dos cavalos, especialmente em atividades que requerem alta velocidade e agilidade. Assim, o peso superior das ferraduras de aço pode levar a um gasto energético maior e, potencialmente, a um desempenho reduzido (Back & Pille, 2013).

Em solos macios, onde o casco afunda, o esforço adicional altera os padrões de marcha e aumenta o risco de lesões devido ao esforço excessivo em músculos e articulações (Barrey, 2013). Com isso, as ferraduras de aço proporcionam impacto significativo na cinemática dos cavalos, afetando a extensão das articulações e o padrão de movimento dos membros durante o passo e o trote, em comparação com outras condições de ferrageamento (Caure *et al.*, 2018).

5. MATERIAL E MÉTODOS

Todos os procedimentos realizados foram aprovados pela Comissão de Ética em Experimentação Animal (CEEAA) da Universidade Federal de Pelotas (UFPel), sob número de aprovação 23110.017005/2023-24

5.1 Local

O estudo foi realizado em uma propriedade de equinos, sendo localizada no primeiro distrito do município de Piratini que fica situado na região geográfica da Serra do Sudeste, sul do estado do Rio Grande do Sul.

5.2 Animais do delineamento experimental

Foram avaliadas seis fêmeas da espécie equina, com massa corporal média de $243 \pm 15,9\text{kg}$ e idade entre 5 e 9 anos. Esses animais foram mantidos em sistema extensivo em campo nativo durante 90 dias sem casqueamento e ferrageamento.

Previamente a coleta de dados, todos os animais foram submetidos a um exame clínico específico do sistema locomotor para determinar o estado de saúde da amostra populacional. A avaliação foi realizada por clínico experiente, que constatou grau 0 na escala AAEP (*American Association of Equine Practitioners*) referente à presença de claudicação nos animais inseridos no estudo. Todos os indivíduos foram considerados hígidos, sem presença de claudicação e outras enfermidades musculoesqueléticas e, portanto, aptos a serem incluídos na investigação.

5.3 Análise das propriedades mecânicas da superfície experimental

O local experimental (80m^2) foi delimitado conforme percurso de tráfego utilizado em análises quantitativas dinâmicas de equinos, com propósito de avaliar área de contato do casco com a superfície (Hobbs *et al.*, 2014). Foram distribuídos quatro pontos (A, B, C e D) para medição *in situ* (1m^2) distanciados por 2 metros (Figura 1), com análises realizadas em triplicatas em cada ponto, com metodologia adaptada de Northrop *et al.* (2016). Após realização de cada análise cinemática na superfície, foi efetuado manutenção com utilização de dispositivos mecânicos de tração manual para nivelamento do constituinte da

superfície, visando garantir que cada equino esteja disposto a mesma dinâmica mecânica da superfície (Peterson *et al.*, 2008).

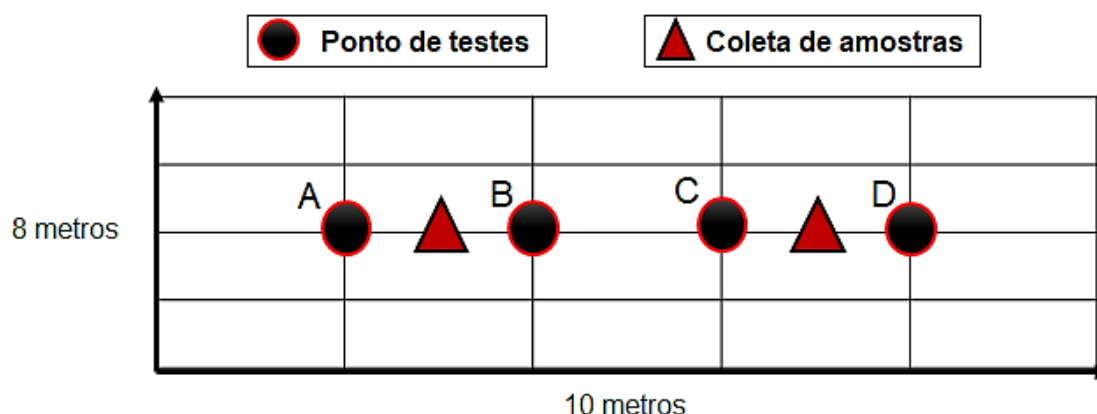


Figura 1. Local experimental com distribuição dos pontos de análise (A, B, C e D) *in situ* para verificação do comportamento mecânico (dureza, umidade, resistência ao cisalhamento e profundidade).

As propriedades funcionais foram analisadas (Tabela 1) anteriormente a realização da cinemática. A análise granulométrica foi realizada pelo método do hidrômetro de Bouyoucos (1962) para identificar a composição das superfícies em areia (2 mm – 0,05), silte (0,05 – 0,002 mm) e argila (< 0,002 mm) (Teixeira *et al.*, 2017). Para isso, as amostras foram submetidas à fragmentação manual, secagem e peneiradas, contando-se o material retido (2 mm) e sendo retirados 40 gramas do material coletado para determinação das frações granulométricas. As amostras foram secas em estufa a 105 °C para determinação da matéria seca e em seguida foi adicionado hidróxido de sódio 1M e deixadas em repouso por 24 horas. Foi realizada a trituração e medidas de densidade e temperatura duas horas após o início da sedimentação em béqueres (1000 ml) para leitura da quantidade de argila e por fim o material foi lavado em peneira (0,05) e novamente adicionado matéria seca. Os resultados são obtidos através da diferença de massa inicial e final para areia (%), leitura de densidade e temperatura para argila (%) e silte (%) pela diferença entre areia e argila (100 – areia – argila).

Tabela 1. Propriedades superficiais analisadas na superfície equestre.

DESCRIÇÃO	PISTA	ERRO PADRÃO	P-VALOR
Dureza (kgf/cm ²)	27,44	1,96	0.01
Umidade (%)	22,09	0,34	< 0.01
Aderência (Nm)	29,70	2,03	< 0.01
Profundidade (cm)	1,65	0,69	< 0.01
PMP (cm)	12,11	0,98	0.07
Areia (%)	55,16	6,43	0.04
Silte (%)	25,80	4,87	0.04
Argila (%)	19,03	1,60	< 0.01

PMP: Profundidade máxima de perfuração; dados normais; com variâncias iguais. Comparação através de teste T para amostras independentes; foram utilizados as medias dos pontos A, B, C e D, das três coletas realizadas;

A dureza (kgf/cm²) foi mensurada através de um medidor de compactação digital (*FALKER* – Modelo PenetroLOG - PLG1020), medindo força vertical necessária para uma haste metálica (10 mm) romper a estrutura da superfície sob velocidade constante (20 - 40 mm/s) até profundidade máxima de 10 cm. Foi registrado as leituras a cada 0,01 metros de profundidade e os dados processados com Software PenetroLOG. Assim, a dureza foi dividida entre muito macia (0,01 a 5,09 kgf/cm²), macia (5,10 a 15,28 kgf/cm²), mediana (15,29 a 30,57 kgf/cm²) e dura (> 30,58 kgf/cm²), na análise foi obtido uma dureza de 27,44 kgf/cm², o que classifica ela como mediana.

A umidade (UM) da superfície será medido com auxílio de um sensor TDR (*Field Scout* – Modelo TDF-100; Spectrum Technologies), que realizou medições na profundidade de 0 – 7,6 cm e os resultados foram expressos em porcentagem (TOPP *et al.*, 1980). Com isso os valores da umidade foram classificados em inferior a 5% (baixo volume de água), entre 6 e 15 % (volume ideal de água) e acima de 16% (alto volume de água). Na análise foi encontrada uma umidade de 22,09%, o que mostrou que a pista possuiu alto volume de água. É importante salientar que a capacidade de retenção de água varia de acordo com a composição da superfície, assim, conforme aumenta a quantidade de argila, maior será a umidade ideal.

A aderência foi obtida através de um dispositivo de tração funcional adaptado (Pehan & Schramel, 2024), mensurando o pico do torque (Nm) em

rotação de 90° de um corpo de prova em teste (800 N) sobre a superfície). Quando a aderência for menor que 10 Nm indica uma superfície lisa, entre 11 e 20 Nm é adequada e alta se for maior que 20 Nm. Sendo assim, foi obtido uma aderência de 29,70 Nm, indicando um valor alto.

A profundidade (cm) foi mensurada com auxílio de uma haste métrica de aço inoxidável (1 mm de diâmetro), com capacidade de romper a camada superficial que compõem a sua estrutura até limite de fundação (Northrop *et al.*, 2016). Foi classificada em baixa (< 5 cm), adequada (5,1 a 10 cm) e alta (> 10 cm), sendo assim a profundidade encontrada na superfície equestre foi baixa (1,65cm). A temperatura °C das superfícies foi medida com auxílio de um termômetro de solo (Eletronic 4-1 soil meter), com profundidade de medição de 3 cm, sendo realizadas em triplicatas (Northrop *et al.*, 2016).

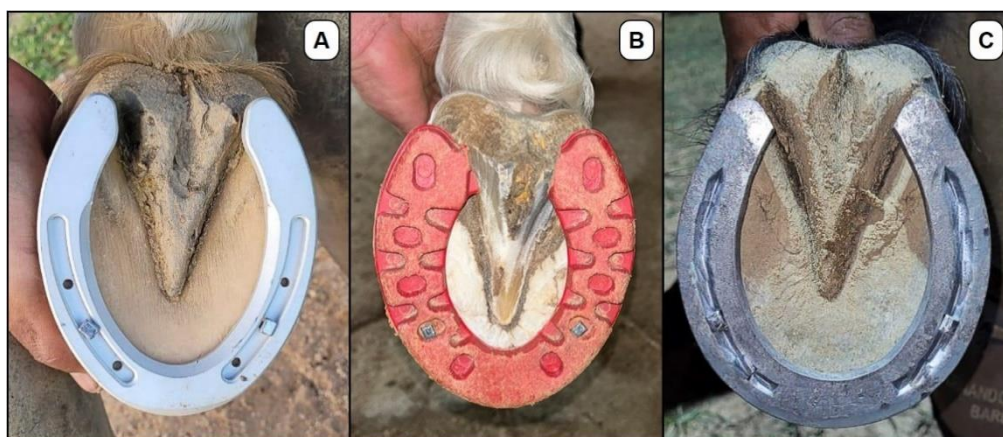
A composição da superfície foi realizada conforme norma DNER-PRO 003/94 (1994) para amostras deformadas. O material (10 kg) foi coletado na área de 0,5 m² em dois pontos, com utilização de trado mecânico e armazenadas em sacos plásticos. No que diz respeito à composição superficial utiliza-se $\pm$ 90% de areia, 5 a 10 % de argila e menos de 2% de silte. Uniformidade total inferior a 60% implica em correções necessárias nas propriedades indicadas como limitantes. A declividade máxima de arenas equestres é 2% em todos os sentidos (longitudinal e transversal) para sistema outdoor (Aberta) e inferior a 1% em indoor (Coberta). Foram analisados quantidade de argila (55,16%), silte (25,80%), areia (19,03%), tamanho de partículas e carbônico orgânico. Assim, a área não apresenta distinção entre base e superfície, considerando a superfície experimental como um pista de terra devido aos índices de argila.

5.4 Casqueamento e ferrageamento

Todos os animais foram casqueados e ferrados, sempre na mesma ordem de acordo com a técnica descrita por O'Grady & Poupard (2003). Primariamente, os animais foram casqueados pelo mesmo ferrador experiente, com propósito de minimizar os impactos negativos na mecânica dos movimentos dos equinos (Van Heel *et al.*, 2006) e submetidos imediatamente a nova avaliação dinâmica de sua biomecânica através da cinemática.

Posteriormente, foram submetidos ao ferrageamento na seguinte ordem: ferradura de alumínio, plástico e aço (Figura 2) e imediatamente, conduzidos a

passo e trote na superfície controlada para nova captura de dados cinemáticos, com propósito de determinar os efeitos imediatos ao ferrageamento das distintas ferraduras no casco. O espaço entre os intervalos de mudança das ferraduras foi de duas horas, com propósito de verificar os efeitos biomecânicos de adaptação do material ao casco/superfície. A fixação das ferraduras foi feita pelos mesmos orifícios dos cravos da ferradura anterior, com propósito de evitar



traumas excessivos ao estojo córneo.

Figura 2. Fotografias da parte inferior de um casco equino depois da aplicação dos três tipos de ferraduras (A, B e C); **A:** Ferradura de alumínio; **B:** Ferradura de plástico; **C:** Ferradura de aço.

As ferraduras de alumínio e as de plástico são da marca Master Horse®, já as de ferro são da marca JK Plus® (Matheis Borg Adm. Part. Com. Ind. Ltda) e de tamanho número dois (Tabela 2).

Tabela 2. Dimensões das ferraduras de alumínio, plástico (Master Horse®) e aço (JK Plus®) de tamanho número dois.

Dimensões	Ferradura de Alumínio		Ferradura de Plástico		Ferradura de Aço	
	MT	MP	MT	MP	MT	MP
Peso médio (g)	99,12	99,37	115,89	125,59	339,77	340,30
Espessura (cm)	0,85	0,85	1,50	1,50	0,85	0,85
Largura (cm)	11,7	11,6	12,60	12,40	12,30	12,20
Largura interna (cm)	7,6	7,4	6,90	6,1	8,10	8,10
Comprimento (cm)	12,3	12,7	12,20	13,50	12,60	13,10
Comprimento interno (cm)	10,2	10,7	7,7	7,81	10,2	11,20

MT: Membro Torácico; MP: Membro Pélvico;

5.5 Coleta de dados cinemáticos

A análise cinemática foi realizada utilizando a técnica de videografia 2D (Robin, 2009), para avaliação dos pontos anatômicos, se posicionou e fixou com fita dupla-face 24 marcadores reflexivos (Figura 3) com 30 mm de diâmetro no lado esquerdo, pelo mesmo operador, dos equinos. As regiões anatômicas foram escolhidas referentes às protuberâncias ósseas de cada membro: Membros torácicos - Tuberosidade da espinha (escápula), porção cranial do tubérculo maior (úmero), tuberosidade lateral na inserção do ligamento colateral lateral da articulação do cotovelo (rádio), processo estilóide (ulna), ligamento colateral lateral do boleto (III metacarpo), margem da coroa do casco no eixo podofalangeano (falange média); Membros pélvicos - Tuberosidade coxal (ílio), trocânter maior (fêmur), côndilo lateral (tíbia), maléolo lateral (fíbula), ligamento colateral lateral do boleto (III metatarso), margem da coroa no eixo podofalangeano (falange média).



Figura 3. Equino devidamente preparado para análise biomecânica, com marcadores reflexíveis posicionados em pontos anatômicos estratégicos, conforme mencionados no texto cima.

O campo de estudo teve 10 metros de comprimento e 4 metros de largura (demarcado por cones), sendo uma pista de areia macia posicionada dentro de um redondel. A captura das imagens foi realizada por uma câmera de alta velocidade, com 240 fps e resolução de 1280x550, nivelada horizontalmente por um tripé fixo de 1 metro de altura e posicionada a 10 metros do centro da plataforma (Figura 4). Uma luz LED de 72W também foi posicionada acima da câmera para ativar a refletividade dos marcadores colocados nos indivíduos. Exatamente no centro do campo, foi colocada uma régua de 1 metro nas posições horizontal e vertical para calibração do sistema.

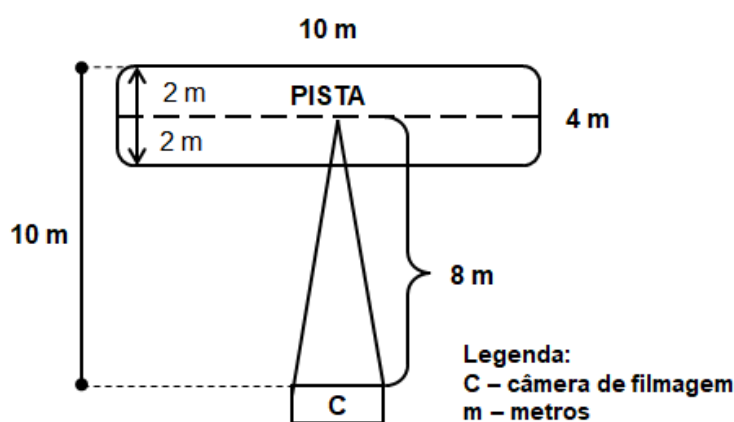


Figura 4. Visão esquemática do local de filmagem, sendo que a superfície experimental possuía 10 metros de comprimento e 4 metros de largura, dividida ao meio com uma linha demarcada com calcário, para posicionar adequadamente a câmera, que estava a 8 metros de distância do meio da pista.

Cada animal foi conduzido por um condutor padrão (Figura 5), em linha reta exatamente até o centro do campo de estudo. Foram obtidos três vídeos em câmera lenta com 10 segundos nos andaduras ao passo e trote do lado esquerdo. Todos os animais foram analisados imediatamente ao casqueamento e após serem submetidos ao ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço, sendo que após esperarem um tempo de duas horas, passaram na superfície experimental novamente. Após a coleta, os vídeos foram processados e analisados utilizando o sistema de análise de movimento 2D Quintic Biomechanics® v33, onde as variáveis obtidas foram testadas e quantificadas.

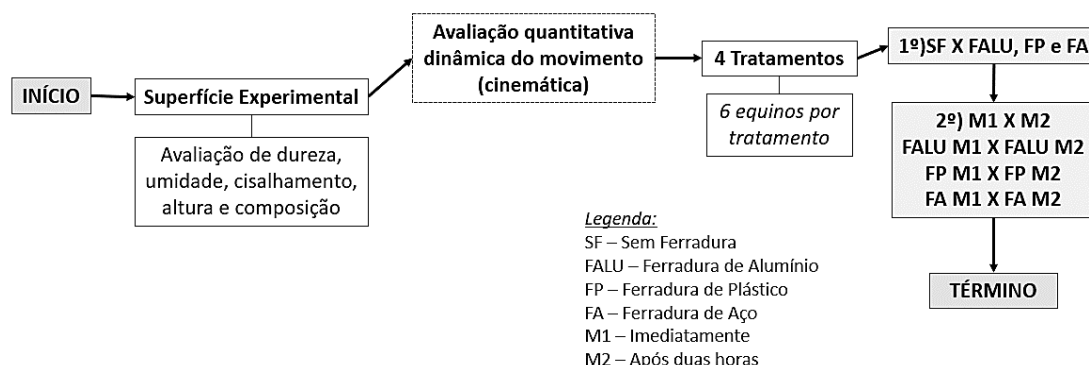


Figura 5. Desenho experimental com distribuição da superfície equestre que foi analisada e utilizada para mensuração quantitativa dinâmica do movimento.

5.6 Variáveis Cinemáticas

As variáveis analisadas foram divididas em temporais, lineares e angulares, e mensuradas individualmente para os membros torácicos e pélvicos do lado esquerdo. Inicialmente, os vídeos foram medidos em termos de comprimento e duração da passada, com base no primeiro quadro em que o membro torácico toca o solo até que o contato ocorra novamente, completando o ciclo de uma passada completa. Logo após, foi realizada a relação comprimento/duração para determinar a velocidade de cada marcha e a altura máxima do casco com o solo. Posteriormente, dentro do grupo de variáveis temporais, foram examinados o (s) tempo (s) de apoio, tempo (s) de suspensão e o tempo de breakover, que foi mensurado no momento de retirada do contato do casco com o solo.

Por fim, as variáveis angulares investigadas consistiram no ângulo de protração (°) e ângulo de retração. Todas as análises compreenderam *frames* escolhidos onde o animal estava mais próximo do centro do campo de estudo, para evitar erros de perspectiva e paralaxe.

5.7 Análise estatística

Todas as análises de dados foram realizadas utilizando o software estatístico IBM® SPSS® v29. O teste de *Kolmogorov-Smirnov* foi utilizado para avaliar a normalidade da distribuição dos dados. A comparação dos parâmetros cinemáticos (variáveis dependentes) entre os cavalos sem ferraduras e aqueles submetidos imediatamente ao ferrageamento com os diferentes tipos de

ferradura (variável independente) foi utilizado o teste não paramétrico de *Friedman*, sendo a comparação das variáveis cinemáticas, entre os diferentes momentos imediatamente (M1) e duas horas após ferrageamento (M2), para cada tipo de ferradura nas distintas andaduras, conduzida através do teste não paramétrico de *Wilcoxon*. Para todos os dados, foi considerado um nível mínimo de confiança de 95% ($P < 0,05$).

6. RESULTADOS

A análise das variáveis cinemáticas dos membros torácico e pélvico, considerando as distintas andaduras revelou diferenças significativas ($P < 0,05$) nos padrões de movimento dos cavalos, dependendo do material das ferraduras utilizadas. As ferraduras de alumínio, plástico e aço demonstraram influências distintas na biomecânica locomotora, afetando aspectos como comprimento (CP) e duração da passada (DP), velocidade (V), duração de suspensão (DS), tempo de breakover (TB), altura máxima casco/solo (AM), retração (R) e protração (P) do membro.

Na avaliação do membro torácico dos equinos, durante a andadura a passo, não foram observadas alterações significativas nas variações cinemáticas quando comparado os cavalos sem ferradura (controle) com os que receberam ferrageamento com diferentes materiais (alumínio, plástico e aço).

No entanto, ao avaliar os momentos imediatamente após o ferrageamento (M1) e duas horas após (M2) para cada tipo de material, verificou-se uma redução na velocidade (V) imediatamente após a aplicação das ferraduras de aço (M1: $1,205 \pm 0,170$; M2: $1,337 \pm 0,189$; $P < 0,05$). A duração da suspensão (DS) também apresentou valores superiores com a ferradura de aço, imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,765 \pm 0,205$; M2: $0,402 \pm 0,016$; $P < 0,05$) (Tabela 3).

Tabela 3. Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro torácico logo após e duas horas após depois do ferrageamento com ferraduras de três materiais distintos em cavalos (n=6) durante o passo.

Variáveis Cinemáticas	SF	Alumínio		Plástico		Aço	
	M ₁	M ₁	M ₂	M ₁	M ₂	M ₁	M ₂
CP	$1,520^{a\pm} 0,065$	$1,535^{a\pm} 0,063$	$1,498^{a\pm} 0,090$	$1,485^{a\pm} 0,107$	$1,530^{a\pm} 0,0437$	$1,431^{a\pm} 0,088$	$1,566^{a\pm} 0,110$
DP	$1,136^{a\pm} 0,131$	$1,161^{a\pm} 0,088$	$1,175^{a\pm} 0,122$	$1,224^{a\pm} 0,090$	$1,204^{a\pm} 0,067$	$1,213^{a\pm} 0,152$	$1,183^{a\pm} 0,088$
V	$1,365^{a\pm} 0,221$	$1,331^{a\pm} 0,109$	$1,292^{a\pm} 0,191$	$1,222^{a\pm} 0,124$	$1,274^{a\pm} 0,065$	$1,205^{aA\pm} 0,170$	$1,337^{aB\pm} 0,189$

DA	0,732 ^{a±} 0,110	0,762 ^{a±} 0,064	0,782 ^{a±} 0,102	0,827 ^{a±} 0,104	0,785 ^{a±} 0,044	0,807 ^{a±} 0,110	0,789 ^{a±} 0,057
DS	0,393 ^{a±} 0,029	0,388 ^{a±} 0,024	0,388 ^{a±} 0,027	0,410 ^{a±} 0,022	0,402 ^{a±} 0,032	0,765 ^{aA±} 0,205	0,402 ^{aB±} 0,016
TB	0,132 ^{a±} 0,109	0,101 ^{a±} 0,014	0,096 ^{a±} 0,0129	0,091 ^{a±} 0,012	0,094 ^{a±} 0,014	0,100 ^{a±} 0,192	0,139 ^{a±} 0,055
AM	0,141 ^{a±} 0,033	0,144 ^{a±} 0,030	0,145 ^{a±} 0,036	0,154 ^{a±} 0,036	0,146 ^{a±} 0,015	0,159 ^{a±} 0,025	0,159 ^{a±} 0,025
P	13,074 ^{a±} 1,760	13,522 ^{a±} 2,654	11,678 ^{a±} 4,147	13,143 ^{a±} 1,878	13,866 ^{a±} 1,444	13,997 ^{a±} 3,279	13,471 ^{a±} 2,467
R	25,058 ^{a±} 2,140	24,941 ^{a±} 2,544	25,112 ^{a±} 5,955	25,946 ^{a±} 1,463	26,405 ^{a±} 1,083	24,423 ^{a±} 1,124	24,774 ^{a±} 1,038

SF: Animais sem ferradura (grupo controle); M₁: Coletas realizadas imediatamente após o ferrageamento dos cavalos; M₂: Coletas realizadas após 2 horas após o ferrageamento; DA: Duração de Apoio; DD: Duração de Deslizamento; DS: Duração de suspensão; TB: Tempo de *Breakover*; AM: Altura máxima do casco/solo; P: Protração do membro; R: Retração do membro. Letras minúsculas diferentes em mesma linha apresentam diferenças estatísticas pelo teste de *Friedmann* ($P < 0,05$) entre os sem ferraduras e aqueles que passaram pelo ferrageamento. Letras maiúscula, em mesma linha, mostram diferenças estatísticas entre os distintos momentos (M1 e M2), dentro de cada ferrageamento com mesmo material pelo teste de *Wilcoxon*.

Durante a andadura ao trote, a análise cinemática dos membros torácicos dos equinos não revelou alterações ao comparar as medições realizadas nos cavalos sem ferradura com aqueles ferrados com diferentes materiais (alumínio, plástico e aço) ($P > 0,05$).

No entanto, ao se considerar os momentos específicos dentro de cada tipo de ferradura (M1 e M2), foram observadas variações ($P < 0,05$) (Tabela 4). Para a ferradura de alumínio, o comprimento de passada (CP) foi menor imediatamente após o ferrageamento (M1: $1,788 \pm 0,098$; M2: $1,851 \pm 0,049$; $P < 0,05$). A duração de passada (DP) aumentou imediatamente após o ferrageamento com alumínio (M1: $0,678 \pm 0,033$; M2: $0,704 \pm 0,019$; $P < 0,05$). Similarmente, o tempo de breakover (TB) apresentou variações, com valores inferiores imediatamente após o ferrageamento com alumínio (M1: $0,058 \pm 0,011$; M2: $0,200 \pm 0,324$; $P < 0,05$). A altura máxima do casco em relação ao solo (AM) aumentou duas horas após o ferrageamento com ferradura de alumínio (M1: $0,127 \pm 0,021$; M2: $0,149 \pm 0,038$; $P < 0,05$).

As demais ferraduras também apresentaram modificações nas variáveis cinemáticas. Para a ferradura de plástico, a altura máxima do casco em relação ao solo (AM) foi menor imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,140 \pm 0,019$; M2: $0,158 \pm 0,026$; $P < 0,05$). Além disso, a retração (R) do membro foi superior imediatamente após o ferrageamento com ferradura de plástico (M1: $22,174 \pm 1,444$; M2: $20,495 \pm 1,098$; $P < 0,05$). No caso da ferradura de aço, a duração de passada (DP) foi inferior imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,699 \pm 0,036$; M2: $0,724 \pm 0,022$; $P < 0,05$).

Tabela 4: Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro torácico logo após e duas horas depois do ferrageamento com ferraduras de três materiais distintos em cavalos (n=6) durante o trote.

Variáveis Cinemáticas	SF	Alumínio		Plástico		Aço	
	M ₁	M ₁	M ₂	M ₁	M ₂	M ₁	M ₂
CP	1,842 ^{a±}	1,788 ^{aA}	1,851 ^{aB}	1,804 ^{a±}	1,912 ^{a±}	1,846 ^{a±}	1,867 ^{a±}
	0,185	± 0,098	± 0,049	0,113	0,200	0,125	0,213
DP	0,686 ^{a±}	0,678 ^{aA}	0,704 ^{aB}	0,669 ^{a±}	0,693 ^{a±}	0,699 ^{aA±}	0,724 ^{aB±}
	0,037	± 0,033	± 0,019	0,014	0,022	0,036	0,022
V	2,705 ^{a±}	2,659 ^{a±}	2,637 ^{a±}	2,709 ^{a±}	2,771 ^{a±}	2,668 ^{a±}	2,585 ^{a±}
	0,378	0,242	0,127	0,134	0,358	0,304	0,334
DA	0,333 ^{a±}	0,328 ^{a±}	0,351 ^{a±}	0,317 ^{a±}	0,339 ^{a±}	0,341 ^{a±}	0,361 ^{a±}
	0,047	0,043	0,026	0,017	0,022	0,028	0,018
DS	0,345 ^{a±}	0,342 ^{a±}	0,344 ^{a±}	0,343 ^{a±}	0,345 ^{a±}	0,348 ^{a±}	0,353 ^{a±}
	0,023	0,010	0,012	0,010	0,108	0,126	0,014
TB	0,061 ^{a±}	0,058 ^{aA}	0,200 ^{aB}	0,077 ^{a±}	0,060 ^{a±}	0,157 ^{a±}	0,067 ^{a±}
	0,012	± 0,011	± 0,324	0,039	0,009	0,230	0,010
AM	0,137 ^{a±}	0,127 ^{aA}	0,149 ^{aB}	0,140 ^{aA±}	0,158 ^{aB±}	0,173 ^{a±}	0,167 ^{a±}
	0,018	± 0,021	± 0,038	0,019	0,026	0,024	0,015
P	13,482 ^a	15,950 ^a	14,096 ^a	13,379 ^a	15,584 ^{a±}	14,600 ^a	13,782 ^a
	± 2,449	± 2,282	± 1,608	± 2,583	2,277	± 1,771	± 0,893
R	20,397 ^a	19,411 ^a	20,456 ^a	22,174 ^{aA}	20,495 ^{aB}	19,668 ^a	20,210 ^a
	± 0,769	± 0,665	± 1,889	± 1,444	± 1,098	± 1,441	± 1,250

SF: Animais sem ferradura (grupo controle); M₁: Coletas realizadas imediatamente após o casqueamento e ferrageamento dos cavalos; M₂: Coletas realizadas após 2 horas dos animais com as ferraduras; DA: Duração de Apoio; DD: Duração de Deslizamento; DS: Duração de suspensão; TB: Tempo de *Breakover*; AM: Altura máxima do casco/solo; P: Protração do membro; R: Retração do membro. Letras minúsculas diferentes em mesma linha apresentam diferenças estatísticas pelo teste de *Friedmann* ($P < 0,05$) entre os sem ferraduras e aqueles que passaram pelo ferrageamento. Letras maiúscula, em mesma linha, mostram diferenças estatísticas entre os distintos momentos (M1 e M2), dentro de cada ferrageamento com mesmo material pelo teste de *Wilcoxon*.

As análises cinemáticas dos membros pélvicos durante a andadura a passo, foram observadas variações nos cavalos sem ferradura e naqueles

submetidos ao ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço ($P < 0,05$) (Tabela 5).

A variável da duração de suspensão (DS), foi menor nos equinos sem ferradura ($M_1: 0,358 \pm 0,028$) em comparação com aqueles que receberam ferrageamento com ferradura de plástico ($M_1: 0,400 \pm 0,030$; $P = 0,002$) e com ferradura de aço ($M_1: 0,410 \pm 0,069$; $P = 0,003$). Além disso, a altura máxima do casco em relação ao solo (AM) diminuiu no grupo controle ($M_1: 0,123 \pm 0,037$) quando comparada com aqueles que receberam o ferrageamento com ferradura de aço ($M_2: 0,088 \pm 0,011$; $P = 0,014$).

Ao comparar os momentos na cinemática dos membros pélvicos, dentro de cada ferrageamento (M_1 e M_2), foram observadas diferenças ($P < 0,05$) (Tabela 5). O tempo de breakover (TB) foi inferior nos equinos imediatamente submetidos ao ferrageamento com ferradura de alumínio ($M_1: 0,087 \pm 0,016$; $M_2: 0,117 \pm 0,023$; $P < 0,05$). A variável altura máxima do casco em relação ao solo (AM) apresentou redução na ferradura de plástico, imediatamente após o ferrageamento ($M_1: 0,142 \pm 0,041$; $M_2: 0,088 \pm 0,011$; $P < 0,05$). Em contraste, a ferradura de aço mostrou aumento imediato na AM ($M_1: 0,096 \pm 0,007$; $M_2: 0,140 \pm 0,047$; $P < 0,05$).

Tabela 5: Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro pélvico logo após e duas horas depois do ferrageamento ferraduras de alumínio, plástico e aço em equinos ($n=6$) durante o passo.

Variáveis Cinemáticas	SF	Alumínio		Plástico		Aço	
	M_1	M_1	M_2	M_1	M_2	M_1	M_2
DA	$0,745^{a\pm}$	$0,777^{a\pm}$	$0,795^{a\pm}$	$0,811^{a\pm}$	$0,818^{a\pm}$	$0,797^{a\pm}$	$0,780^{a\pm}$
	0,114	0,767	0,088	0,076	0,053	0,74	0,095
DS	$0,358^{a\pm}$	$0,377^{a\pm}$	$0,367^{a\pm}$	$0,400^{b\pm}$	$0,384^{a\pm}$	$0,410^{b\pm}$	$0,391^{a\pm}$
	0,028	0,033	0,050	0,030	0,055	0,069	0,016
TB	$0,141^{a\pm}$	$0,087^{aA\pm}$	$0,117^{aB\pm}$	$0,105^{a\pm}$	$0,100^{a\pm}$	$0,107^{a\pm}$	$0,131^{a\pm}$
	0,100	0,016	0,023	0,028	0,134	0,026	0,041
AM	$0,123^{a\pm}$	$0,138^{a\pm}$	$0,10^{a\pm}$	$0,140^{aA}$	$0,096^{aB\pm}$	$0,142^{aA\pm}$	$0,088^{bB\pm}$
	0,037	0,040	0,17	$\pm 0,047$	0,007	0,041	0,011
P	$5,435^{a\pm}$	$5,906^{a\pm}$	$6,550^{a\pm}$	$5,046^{a\pm}$	$5,100^{a\pm}$	$6,258^{a\pm}$	$5,002^{a\pm}$
	3,230	1,579	3,996	2,190	2,107	3,122	2,189
R	$33,111^{a\pm}$	$32,209^{a\pm}$	$30,433^{a\pm}$	$33,291^{a\pm}$	$32,226^{a\pm}$	$31,651^{a\pm}$	$33,164^{a\pm}$
	0,729	1,211	3,259	1,362	1,363	3,277	2,063

SF: Animais sem ferradura (grupo controle); M_1 : Coletas realizadas imediatamente após o casqueamento e ferrageamento dos cavalos; M_2 : Coletas realizadas após 2 horas dos animais com as ferraduras; DA: Duração de Apoio; DD: Duração de Deslizamento; DS: Duração de suspensão; TB: Tempo de *Breakover*; AM: Altura máxima do casco/solo; P: Protração do membro;

R: Retração do membro. Letras minúsculas diferentes em mesma linha apresentam diferenças estatísticas pelo teste de *Friedmann* ($P < 0,05$) entre os sem ferraduras e aqueles que passaram pelo ferrageamento. Letras maiúscula, em mesma linha, mostram diferenças estatísticas entre os distintos momentos (M1 e M2), dentro de cada ferrageamento com mesmo material pelo teste de *Wilcoxon*.

Na andadura a trote, a análise cinemática dos membros pélvicos dos equinos apresentou variação na retração do membro (R), sendo superior nos equinos sem ferradura (M1: $27,740 \pm 0,817$) em comparação com submetidos ao ferrageamento com ferradura de aço (M1: $25,969 \pm 1,365$; $P = 0,025$).

Porém ao comparar os momentos (M1 e M2) entre as ferraduras de alumínio, plástico e aço, também foram observadas diferenças nas variáveis cinemáticas ($P < 0,05$) (Tabela 6). A retração (R) foi inferior nos equinos imediatamente submetidos ao ferrageamento com ferradura de alumínio (M1: $26,540 \pm 1,903$; M2: $28,262 \pm 1,492$; $P < 0,05$). Por outro lado, a ferradura de plástico mostrou aumento imediato na R do membro (M1: $28,174 \pm 1,547$; M2: $26,685 \pm 1,159$; $P < 0,05$).

Tabela 6. Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas realizadas no membro pélvico logo após e duas horas depois do ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço em equinos (n=6) durante o trote.

Variáveis cinemáticas	SF	Alumínio		Plástico		Aço	
	M ₁	M ₁	M ₂	M ₁	M ₂	M ₁	M ₂
DA	0,321 ^a ±	0,319 ^a ±	0,316 ^a ±	0,320 ^a ±	0,353 ^a ±	0,334 ^a ±	0,338 ^a ±
	0,041	0,356	0,019	0,024	0,051	0,015	0,019
DS	0,346 ^a ±	0,361 ^a ±	0,357 ^a ±	0,372 ^a ±	0,364 ^a ±	0,383 ^a ±	0,386 ^a ±
	0,025	0,008	0,019	0,012	0,017	0,031	0,019
TB	0,065 ^a ±	0,065 ^a ±	0,068 ^a ±	0,058 ^a ±	0,065 ^a ±	0,068 ^a ±	0,067 ^a ±
	0,012	0,004	0,006	0,003	0,011	0,010	0,009
AM	0,131 ^a ±	0,130 ^a ±	0,124 ^a ±	0,132 ^a ±	0,126 ^a ±	0,111 ^a ±	0,111 ^a ±
	0,025	0,010	0,009	0,006	0,018	0,017	0,010
P	3,253 ^a ±	2,754 ^a ±	1,960 ^a ±	2,541 ^a ±	2,741 ^a ±	3,052 ^a ±	2,599 ^a ±
	1,813	1,611	1,279	1,298	1,884	1,757	1,212
R	27,740 ^a ±	26,540 ^{aA} ±	28,262 ^{aB} ±	28,174 ^{aA} ±	26,685 ^{aB} ±	25,969 ^b ±	23,395 ^a ±
	0,8177	1,903	1,492	1,547	1,159	1,365	11,300

SF: Animais sem ferradura (grupo controle); M₁: Coletas realizadas imediatamente após o casqueamento e ferrageamento dos cavalos; M₂: Coletas realizadas após 2 horas dos animais com as ferraduras; DA: Duração de Apoio; DD: Duração de Deslizamento; DS: Duração de suspensão; TB: Tempo de *Breakover*; AM: Altura máxima do casco/solo; P: Protração do membro; R: Retração do membro. Letras minúsculas diferentes em mesma linha apresentam diferenças estatísticas pelo teste de *Friedmann* ($P < 0,05$) entre os sem ferraduras e aqueles que passaram pelo ferrageamento. Letras maiúscula, em mesma linha, mostram diferenças estatísticas entre os distintos momentos (M1 e M2), dentro de cada ferrageamento com mesmo material pelo teste de *Wilcoxon*.

7. DISCUSSÃO

Este estudo utilizou captura de movimento para quantificar e comparar a cinemática de membros torácicos e pélvicos em andaduras a passo e trote em superfície padronizada.

A análise cinemática do membro torácico dos equinos não apresentou variações entre os animais do grupo controle (sem ferradura) e aqueles submetidos ao ferrageamento com diferentes tipos de ferraduras nas andaduras ao passo e ao trote ($P > 0,05$), como esperado. No entanto, foram detectadas diferenças no membro pélvico entre os equinos sem ferradura com os que receberam ferrageamento ($P < 0,05$) durante ambas as andaduras. Este achado está em anuência com pesquisas anteriores que sugerem que o efeito do ferrageamento é mais pronunciado nos membros pélvicos do que nos torácicos devido às diferenças biomecânicas e funcionais entre estes membros (Chateau *et al.*, 2004; Hobbs *et al.*, 2022). Os membros torácicos, responsáveis principalmente pela sustentação e absorção de impacto, podem não ser tão afetados pela alteração da distribuição de peso que as ferraduras proporcionam, comparados aos membros pélvicos. Os cavalos podem compensar mudanças na conformação dos cascos durante um intervalo de ferraduras, mas os membros anteriores são menos capazes de compensar do que os posteriores (McCarty *et al.*, 2015). Estudos têm demonstrado que o papel estabilizador dos membros torácicos permite uma adaptação mais eficaz às alterações externas sem comprometer a cinemática geral (Clark *et al.*, 2020; Pugliese *et al.*, 2020). Por outro lado, a detecção de diferenças nos membros pélvicos entre os equinos sem ferradura e aqueles que sofreram o ferrageamento ($P < 0,05$), durante ambas as andaduras é um ponto de interesse crucial. Os membros pélvicos, sendo fundamentais para a propulsão e controle do movimento, são mais suscetíveis a mudanças na biomecânica decorrentes do ferrageamento. O maior peso das ferraduras pode alterar a inércia e o centro de massa dos membros, resultando em modificações na fase de suspensão e na força de propulsão (Clayton *et al.*, 2017).

Os resultados das análises cinemáticas dos membros pélvicos durante a andadura a passo revelaram variações entre os cavalos sem ferradura e aqueles submetidos ao ferrageamento com ferraduras de alumínio, plástico e aço ($P < 0,05$) (Tabela 5). Essas variações destacam o impacto imediato do ferrageamento na biomecânica locomotora dos equinos, corroborando com a literatura existente que aponta mudanças biomecânicas associadas a diferentes tipos de ferraduras (Clayton *et al.*, 2017).

A variável da duração de suspensão (DS) foi menor nos equinos sem ferradura ($M1: 0,358 \pm 0,028$) em comparação com aqueles submetidos ao ferrageamento com ferraduras de plástico ($M1: 0,400 \pm 0,030$; $P = 0,002$) e aço ($M1: 0,410 \pm 0,069$; $P = 0,003$). Este aumento na duração de suspensão nos cavalos que passaram pelo ferrageamento pode ser atribuído ao efeito do peso adicional distal fornecida pelas ferraduras, resultando em modificação no padrão de movimento para acomodar a nova carga (Clayton *et al.*, 2017). Essa adaptação é crucial para manter a eficiência e a segurança da locomoção, especialmente durante a fase de voo, onde o controle do movimento do membro é fundamental para a coordenação global (Hobbs & Clayton, 2019).

Além disso, a altura máxima do casco em relação ao solo (AM) diminuiu no grupo sem ferrageamento ($M1: 0,123 \pm 0,037$) em comparação com aqueles que receberam ferraduras de aço ($M2: 0,088 \pm 0,011$; $P = 0,014$). Esta diminuição na altura máxima pode refletir maior estabilidade e contato com o solo nos cavalos com ferradura, um ponto benéfico em termos de tração e distribuição de forças durante a fase de apoio (Clayton & Hobbs, 2019). A maior peso das ferraduras de aço pode contribuir para uma compressão adicional do casco, resultando em redução da altura máxima do casco em relação ao solo (Clark *et al.*, 2020).

Especificamente, a retração do membro foi superior nos equinos sem ferradura ($M1: 27,740 \pm 0,817$) em comparação com aqueles submetidos ao ferrageamento com ferraduras de aço ($M1: 25,969 \pm 1,365$; $P = 0,025$). Estes achados destacam a influência que o tipo de ferradura tem na biomecânica locomotora dos equinos, corroborando estudos anteriores que mostram como diferentes materiais podem alterar os padrões de movimento (Clayton & Hobbs, 2019; Clark *et al.*, 2020).

A retração do membro (R) maior nos equinos sem ferradura está relacionada à ausência de restrições impostas pelas ferraduras. A ferradura de aço, por ser mais rígida e pesada, pode limitar a amplitude de movimento, resultando em menor retração do membro durante a fase de voo. Esta observação é consistente com a literatura existente, onde se sugere que a rigidez e o peso das ferraduras de aço podem impactar negativamente a flexibilidade e a extensão do movimento dos membros (Back & Clayton, 2013). Além do mais, pode ser considerada uma vantagem em termos de eficiência energética, sobreposto o menor impacto nas articulações durante a locomoção. Estudos mostram que a maior amplitude de movimento, como a observada na maior retração, pode estar associada a um menor risco de lesões articulares e musculares devido à distribuição mais uniforme das forças de impacto (Gomez, 2007; Back & Clayton, 2013).

Adicionalmente, a análise das variáveis cinemáticas dos membros torácico e pélvico, considerando os momentos imediatamente (M1) e duas horas após o ferrageamento (M2), revelou mudanças significativas ($P < 0,05$) nos padrões de movimento dos cavalos. Essas variações dependiam do tipo de ferradura utilizada, corroborando a hipótese de que os equinos necessitam de um período de adaptação mais longo para minimizar variações cinemáticas lineares, angulares e temporais após o ferrageamento com diferentes materiais. Observou-se que as ferraduras de alumínio, plástico e aço exercem influências distintas na biomecânica, afetando os aspectos relacionados com a velocidade, o comprimento e duração da passada, tempo de breakover, altura máxima casco/solo, retração do membro e duração da suspensão ($P < 0,05$).

A análise dos momentos imediatamente após o ferrageamento (M1) e duas horas depois (M2) revelou uma diminuição na velocidade (V) dos equinos imediatamente após a aplicação das ferraduras de aço (M1: $1,205 \pm 0,170$; M2: $1,337 \pm 0,189$; $P < 0,05$). Este achado é consistente com a literatura existente, que sugere que a aplicação inicial de ferraduras pode resultar em alterações temporárias na biomecânica locomotora dos cavalos devido ao ajuste e à adaptação ao novo peso e distribuição (Hobbs *et al.*, 2019; Clayton *et al.*, 2017).

A redução na velocidade imediatamente após o ferrageamento pode ser atribuída ao aumento do peso distal causado pelas ferraduras de aço, que são

significativamente mais pesadas em comparação com outras opções como alumínio e plástico. Essa mudança no peso distal pode afetar a inércia dos membros, resultando em redução temporária da velocidade enquanto os cavalos se ajustam ao distinto material da ferradura (Thomason *et al.*, 1992). Este efeito foi observado em estudos que comparam materiais mais pesados, como o aço, com materiais mais leves, como o alumínio (Thomason *et al.*, 1992; Johnston & Back, 2006).

Além disso, a duração da suspensão (DS) também apresentou valores superiores com a ferradura de aço imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,765 \pm 0,205$; M2: $0,402 \pm 0,016$; $P < 0,05$). Este aumento na duração da fase de suspensão pode ser uma resposta compensatória ao maior peso, onde os cavalos possivelmente ajustam seu padrão de movimento para acomodar a nova carga (Biewener, 2003). Estudos anteriores demonstram que a fase de suspensão pode ser prolongada quando o esforço adicional é necessário para mover membros mais pesados (Biewener, 2003; Clayton & Hobbs, 2017).

A recuperação parcial da velocidade e a normalização da duração da suspensão após duas horas (M2) sugerem que os equinos iniciam um processo de adaptação relativamente rápido. Este rápido ajuste é indicativo da capacidade dos equinos de compensar biomecanicamente para minimizar o impacto do ferrageamento, retornando a um estado de movimento mais eficiente (Murray *et al.*, 2006). No entanto, este período inicial de adaptação é crucial e pode influenciar o desempenho em atividades que exigem mudanças rápidas de ritmo ou direção, como observado em contextos esportivos.

A análise cinemática do membro torácico dos equinos durante o trote revelou várias alterações significativas nas variáveis de movimento imediatamente após o ferrageamento com diferentes materiais de ferraduras, destacando as nuances biomecânicas que cada material impõe.

Para os equinos que receberam ferraduras de alumínio, o comprimento de passada (CP) foi menor imediatamente após o ferrageamento (M1: $1,788 \pm 0,098$; M2: $1,851 \pm 0,049$; $P < 0,05$). Essa diminuição no CP pode ser atribuída ao ajuste inicial dos equinos à nova distribuição de peso, o que está em consonância com os achados de Clayton *et al.* (2017), que indicam que as

ferraduras de alumínio, apesar de serem leves, ainda alteram a dinâmica da passada.

A duração da passada (DP) aumentou logo após o ferrageamento com alumínio (M1: $0,678 \pm 0,033$; M2: $0,704 \pm 0,019$; $P < 0,05$). Este aumento pode ser explicado pela adaptação necessária dos equinos a nova ferradura, o que pode temporariamente desacelerar o ciclo de movimento. Similarmente, o tempo de breakover (TB) apresentou valores inferiores imediatamente após a aplicação das ferraduras de alumínio (M1: $0,058 \pm 0,011$; M2: $0,200 \pm 0,324$; $P < 0,05$), sugerindo um período de ajuste mais rápido, conforme observado por Thomason & Biewener (2015).

As ferraduras de plástico mostraram que a altura máxima do casco em relação ao solo (AM) foi menor imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,140 \pm 0,019$; M2: $0,158 \pm 0,026$; $P < 0,05$). Esta alteração pode ser relacionada à maior flexibilidade e menor densidade do plástico em comparação com outros materiais, o que afeta a absorção de impacto e a distribuição de forças (Back & Pille, 2013).

Além disso, a retração (R) do membro foi superior imediatamente após o ferrageamento com ferraduras de plástico (M1: $22,174 \pm 1,444$; M2: $20,495 \pm 1,098$; $P < 0,05$), sendo uma resposta compensatória ao menor peso do material, permitindo superior flexibilidade e adaptação na fase de voo (Johnston & Back, 2006).

Para os equinos com ferrageamento com ferraduras de aço, a duração da passada (DP) foi inferior imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,699 \pm 0,036$; M2: $0,724 \pm 0,022$; $P < 0,05$). O maior peso das ferraduras de aço pode ter levado a um ciclo de passada mais rápido inicialmente, conforme os cavalos tentam compensar o peso adicional, resultando em uma modificação temporária na biomecânica locomotora (Murray *et al.*, 2006).

Os resultados da análise cinemática dos membros pélvicos durante a andadura a passo também revelaram variações entre os diferentes tipos de ferrageamento ($P < 0,05$) (Tabela 5). Esses achados são fundamentais para compreender como materiais distintos de ferraduras podem influenciar a biomecânica dos equinos, o que é crucial para otimizar o desempenho e a saúde dos animais.

O tempo de breakover (TB) foi inferior nos equinos imediatamente submetidos ao ferrageamento com ferradura de alumínio (M1: $0,087 \pm 0,016$; M2: $0,117 \pm 0,023$; $P < 0,05$). A redução no TB após a aplicação das ferraduras de alumínio pode estar relacionada à leveza deste material, que permite uma transição mais rápida do apoio para o voo. Este resultado é consistente com estudos prévios que sugerem que materiais mais leves podem facilitar a fase de breakover, reduzindo o esforço necessário para iniciar o movimento do membro (Murray *et al.*, 2010; Johnston & Back, 2006).

A altura máxima do casco em relação ao solo (AM) apresentou redução significativa na ferradura de plástico imediatamente após o ferrageamento (M1: $0,142 \pm 0,041$; M2: $0,088 \pm 0,011$; $P < 0,05$). Esse resultado pode indicar que o plástico, sendo um material mais flexível, permite maior compressão do casco durante o movimento, o que pode contribuir para superior estabilidade e conforto do animal (Dyson *et al.*, 2022). Em contraste, a ferradura de aço mostrou um aumento imediato na AM (M1: $0,096 \pm 0,007$; M2: $0,140 \pm 0,047$; $P < 0,05$), sugerindo que o aço, por ser mais rígido, fornece maior suporte estrutural, elevando o casco durante a fase de apoio.

Ao comparar os momentos dentro de cada tipo de ferrageamento (M1 e M2), observamos diferenças ($P < 0,05$) na cinemática dos membros pélvicos. A variação no TB e na AM entre M1 e M2 reflete a adaptação dos equinos ao novo ferrageamento. Imediatamente após o ferrageamento (M1), as mudanças nas variáveis cinemáticas são mais pronunciadas, indicando um ajuste inicial do sistema locomotor do cavalo ao peso e à estrutura da nova ferradura. Duas horas após o ferrageamento (M2), as variáveis mostram uma tendência de estabilização, sugerindo que os cavalos começam a se adaptar às novas condições (Johnston & Back, 2006).

Diferenças na retração dos membros pélvicos durante o trote dos equinos entre os distintos tipos de ferraduras foram observados neste estudo ($P < 0,05$) (Tabela 6). Em particular, a ferradura de alumínio na retração (R) foi inicialmente inferior (M1: $26,540 \pm 1,903$) em comparação com o período de adaptação duas horas após o ferrageamento (M2: $28,262 \pm 1,492$; $P < 0,05$). Este resultado sugere que esse material pode inicialmente restringir a movimentação do membro, provavelmente devido à sua leveza, influenciando assim em uma

necessidade de uma adaptação inicial necessária para otimizar o movimento locomotor (Clayton & Hobbs, 2019).

Em contraste, a ferradura de plástico mostrou aumento imediato na retração do membro (M1: $28,174 \pm 1,547$) quando comparado com o período de adaptação (M2: $26,685 \pm 1,159$; $P < 0,05$). A flexibilidade e o peso reduzido dessas ferraduras podem permitir uma maior amplitude de movimento imediatamente após o ferrageamento, corroborando para uma melhor adaptação inicial dos equinos ao novo equipamento (Gomez, 2007).

As diferentes ferraduras de alumínio, plástico e aço demonstraram ter impacto significativo nos padrões de movimento dos cavalos. Isso sugere que a escolha do material da ferradura pode afetar a biomecânica locomotora dos equinos, influenciando variáveis como comprimento da passada (CP), velocidade (V), altura máxima do casco em relação ao solo (AM), duração de suspensão (DS), tempo de breakover (TB), retração (R) e protração (P) do membro.

Observou-se que a presença ou ausência de ferraduras, bem como o tipo de material utilizado, impactou diretamente nas variáveis cinemáticas dos membros torácicos e pélvicos dos cavalos durante diferentes andaduras.

Sendo assim, os resultados destacam a importância de considerar o material da ferradura ao realizar o ferrageamento dos cavalos, pois isso pode influenciar seu desempenho e conforto durante a locomoção. A escolha adequada da ferradura contribui para otimizar a biomecânica dos equinos, prevenindo possíveis desconfortos ou lesões decorrentes de inadequações no ferrageamento.

A compreensão dessas respostas imediatas dos cavalos ao ferrageamento fornece percepções valiosas sobre a resposta inicial, permitindo ajustes rápidos para evitar problemas a longo prazo, ajudando a desenvolver protocolos de ferrageamento mais eficazes e seguros, especialmente para cavalos de alto desempenho e com necessidades específicas, bem como fornecer base científica sólida para a escolha dos materiais mais adequados, potencialmente levando a avanços na saúde e no desempenho dos cavalos.

7.1 Limitações do estudo

Uma das limitações deste estudo é o curto período de observação pós-ferrageamento. Estudos futuros devem considerar períodos de observação mais longos para avaliar os efeitos a médio e longo prazo do ferrageamento com diferentes materiais. Além disso, o estudo menciona que foram utilizados seis cavalos em cada grupo de análise. Um tamanho de amostra pequeno pode limitar a generalização dos resultados, pois a variação individual entre os animais pode não ser totalmente representada.

Os cavalos foram avaliados imediatamente após o ferrageamento (M1) e duas horas depois (M2), o que leva a limitações de resultados, por isso um período de observação mais longo poderia fornecer ideias adicionais sobre as mudanças cinemáticas ao longo do tempo e a adaptação dos animais às diferentes ferraduras. Com isso, cada cavalo pode ter características individuais que alteram sua biomecânica e resposta ao ferrageamento. A heterogeneidade entre os animais pode influenciar a interpretação dos resultados e a atribuição de efeitos específicos aos diferentes materiais de ferradura.

7.2 Pesquisas futuras

Em relação a pesquisas futuras se sugere a realização de estudos com um número maior de cavalos, para aumentar a representatividade dos resultados e permitir uma análise mais abrangente das variações cinemáticas em resposta ao ferrageamento com diferentes materiais de ferraduras. Além disso, investigar as variações individuais entre os cavalos em resposta ao ferrageamento com diferentes materiais de ferradura. Compreender como características específicas de cada cavalo pode influenciar a biomecânica locomotora e a escolha adequada do tipo de ferradura.

Futuros estudos devem explorar o impacto de diferentes materiais de ferraduras em andaduras mais rápidas, como o galope. Investigações adicionais são necessárias para entender melhor os mecanismos de adaptação neuromuscular após o ferrageamento e desenvolver estratégias de manejo que minimizem o desconforto inicial. A análise de longo prazo dos efeitos do ferrageamento com diferentes materiais também é recomendada para fornecer uma visão mais completa dos impactos na biomecânica equina.

8. CONCLUSÕES

Os equinos necessitaram de um tempo de adaptação para minimizar as variações cinemáticas lineares, angulares e temporais após o ferrageamento com diferentes materiais.

A duração da suspensão (DS), altura máxima do casco em relação ao solo (AM), comprimento da passada (CP) e tempo de breakover (TB) foram as variáveis que necessitaram de um período maior de adaptação após o ferrageamento com diferentes materiais.

As ferraduras de alumínio exigiram menos tempo de adaptação em comparação com as ferraduras de aço e plástico.

As ferraduras de plástico ocasionaram um aumento na duração da suspensão (DS) e diminuição na altura máxima do casco em relação ao solo (AM), o que exige um tempo de adaptação para essas ferraduras quando comparada com outros materiais.

As ferraduras de aço promoveram maior variação nas características lineares, angulares e temporais durante as andaduras de passo e trote.

9. REFERÊNCIAS

ALBERNAZ, R. M. *et al.* Corrective shoeing in horses: analysis of the adaptation period to the new condition imposed. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 32, p. 1001-1004, 2012.

ALVES, F. R. *et al.* Anatomia dos tendões e ligamentos da região distal dos membros torácicos de asininos (*Equus asinus*) utilizados como veículo de tração animal e suas relações com a anatomia do equino doméstico. **Revista Brasileira de Pesquisa Veterinária e Zootecnia**, v. 45, n. 2, pág. 101-108, 2008.

BACK, W. *et al.* Kinematic gait analysis in equine carpal lameness. **Cells Tissues Organs**, v. 146, n. 2-3, p. 86-89, 1993.

BACK, W.; PILLE, F. The role of the hoof and shoeing. **Equine locomotion**, p. 147-174, 2013.

BALCH, O. *et al.* Hoof balance and lameness: improper toe length, hoof angle, and mediolateral balance. 1995.

BALCH, O. K.; BUTLER, D.; COLLIER, M. A. Balancing the normal foot: hoof preparation, shoe fit and shoe modification in the performance horse. **Equine Veterinary Education**, v. 9, n. 3, p. 143-154, 1997.

BARREY, E. Biomechanics of locomotion in the athletic horse. **Equine Sports Medicine and Surgery-Basic and Clinical Sciences of the Equine Athlete**, p. 189-211, 2013.

BARREY, E. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. **The veterinary journal**, v. 157, n. 1, p. 7-22, 1999.

BOUYOUCOS, G. J. Hydrometer method improved for making particle size analyses of soils 1. **Agronomy journal**, v. 54, n. 5, p. 464-465, 1962.

BOWKER, R. Functional anatomy of the palmar aspect of the foot. **Diagnosis and Management of Lameness in the Horse**, p. 282-286, 2003.

BOWKER, R. M. et al. Functional anatomy of the cartilage of the distal phalanx and digital cushion in the equine foot and a hemodynamic flow hypothesis of energy dissipation. **American journal of veterinary research**, v. 59, n. 8, p. 961-968, 1998.

BRANDSTETTER, J.; STANEK, C.; HINTERHOFER, C. Use of tempered, particle-reinforced aluminum horse shoes in sport horses under field conditions. **DTW. Deutsche Tierärztliche Wochenschrift**, v. 106, n. 2, p. 55-60, 1999.

BUCHNER, H. H. F. *et al.* Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore-or hindlimb lameness. **Equine veterinary journal**, v. 28, n. 1, p. 63-70, 1996.

BUDRAS, K. D. *et al.* **Anatomy of the Horse**. Schlütersche, 2012.

BUKOWIECKI, C. F.; BRAMLAGE, L. R.; GABEL, A. A. **In Vitro Strength of the Suspensory Apparatus in Training and Resting Horses**. *Veterinary Surgery*, 16(2), 126–130, 1987.

BURNS, G. T.; DENEWETH ZENDLER, J.; ZERNICKE, R. F. Validation of a wireless shoe insole for ground reaction force measurement. **Journal of sports sciences**, v. 37, n. 10, p. 1129-1138, 2019.

BUTLER, D. The principles of horseshoeing II. **Maryville, Mo: Doug Butler Publisher**, p. 19-542, 1985.

CANTO, L. S. *et al.* Frequência de problemas de equilíbrio nos cascos de cavalos crioulos em treinamento. 2004.

CAURE, S. *et al.* The Influence of Different Hind Shoes and Bare Feet on Horse Kinematics at a Walk and Trot on a Soft Surface. **Journal of equine veterinary science**, v. 70, p. 76-83, 2018.

CAVAGNA, G.A.; HEGLUND, N.C.; TAYLOR, C. R. **Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure**. American Journal of Physiology 233:243–261, 1977.

CÉLESTE, C. J.; SZÖKE, M. O. Management of equine hoof injuries. **Veterinary Clinics: Equine Practice**, v. 21, n. 1, p. 167-190, 2005.

CHATEAU, H. *et al.* Biomechanical analysis of hoof landing and stride parameters in harness trotter horses running on different tracks of a sand beach (from wet to dry) and on an asphalt road. **Equine Veterinary Journal**, v. 42, p. 488-495, 2010.

CHATEAU, H.; DEGUEURCE, C.; DENOIX, J.M. Evaluation of three-dimensional kinematics of the distal portion of the forelimb in horses walking in a straight line. **American Journal of Veterinary Research**, v. 65, n. 4, p. 447-455, 2004.

CHATEAU, H.; DEGUEURCE, C.; DENOIX, J.M. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. **Equine veterinary journal**, v. 38, n. 2, p. 164-169, 2006.

CLARK, J. M. *et al.* Proposed injury thresholds for concussion in equestrian sports. **Journal of science and medicine in sport**, v. 23, n. 3, p. 222-236, 2020.

CLAYTON, H. M. Biomechanics of the distal interphalangeal joint. **Journal of equine veterinary science**, v. 30, n. 8, p. 401-405, 2010.

CLAYTON, H. M.; HARRIS, S. E. The dynamic horse: A biomechanical guide to equine movement and performance. 2004.

CLAYTON, H. M.; HOBBS, S. J. An exploration of strategies used by dressage horses to control moments around the center of mass when performing passage. **PeerJ**, v. 5, p. e3866, 2017.

CLAYTON, H. M.; STUBBS, N. C.; LAVAGNINO, M. Stance phase kinematics and kinetics of horses trotting over poles. **Equine veterinary journal**, v. 47, n. 1, p. 113-118, 2015.

CREVIER-DENOIX, N. *et al.* Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot. **Equine Veterinary Journal**, v. 41, n.3, p. 257–261, 2009.

DAHL, V. E. *et al.* Hoof expansion, deformation, and surface strains vary with horseshoe nail positions. **Animals**, v. 13, n. 11, p. 1872, 2023.

DAVIES, H. M.S.; MERRITT, J. S.; THOMASON, J. J. Biomechanics of the equine foot. In: **Equine podiatry**. WB Saunders, 2007. p. 42-56.

DE COCQ, P. *et al.* Usability of normal force distribution measurements to evaluate asymmetrical loading of the back of the horse and different rider positions on a standing horse. **The Veterinary Journal**, v. 181, n.3, p. 266–273, 2009.

DENOIX, J. M. Functional anatomy of the equine interphalangeal joints. In: **Proc. Am. Ass. equine Practnrs**. p. 174-177, 1999.

DENOIX, J.M. **Essentials of clinical anatomy of the equine locomotor system**. CRC press, 2019.

DNER-PRO 003/94 - Coleta de amostras deformadas de solos, disponível em <https://www.gov.br/dnit/pt-br/assuntos/planejamento-e-pesquisa/ipr/coletaneadenormas/coletaneae-normas/procedimento-pro/dner-pro-003-94-1.pdf>.

DOLLAR, J. A. W. Shoeing after laminitis. **A handbook of horseshoeing**. New York: **William R Jenkins**, p. 352, 1898.

DONG, X. N. *et al.* Random field assessment of inhomogeneous bone mineral density from DXA scans can enhance the differentiation between postmenopausal women with and without hip fractures. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 6, p. 1043-1051, 2015.

DYSON, S. *et al.* The influence of rider skill on ridden horse behaviour, assessed using the Ridden Horse Pain Ethogram, and gait quality. **Equine Veterinary Education**, v. 34, n. 7, p. e308-e317, 2022.

EGAN, S., BRAMA, P., & MCGRATH, D. Research trends in equine movement analysis, future opportunities and potential barriers in the digital age: A scoping review from to 2018. *Equine Veterinary Journal*, v.51, n.6, p. 813-824. 2019.

EGERBACHER, M. *et al.* Digital cushions in horses comprise coarse connective tissue, myxoid tissue, and cartilage but only little unilocular fat tissue. **Anatomia, histologia, embryologia**, v. 34, n. 2, p. 112-116, 2005.

ELIASHAR, E. The biomechanics of the equine foot as it pertains to farriery. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, v. 28, n. 2, p. 283-291, 2012.

FARAMARZI, B.; NGUYEN, A.; DONG, F. Changes in hoof kinetics and kinematics at walk in response to hoof trimming: pressure plate assessment. **Journal of veterinary science**, v. 19, n. 4, p. 557, 2018.

FERLAZZO, A. *et al.* Effects of fence height on total and free iodothyronine changes in horses after experimental show jumping sessions. **Equine Veterinary Journal**, v. 42, p. 110-115, 2010.

FONSECA, M. G. Mangalarga Marchador: estudo morfométrico, cinemático e genético da marcha batida e da marcha picada. 2018.

FREDRICSON, I. *et al.* The application of high-speed cinematography for the quantitative analysis of equine locomotion. **Equine veterinary journal**, v. 12, n. 2, p. 54-59, 1980.

GOMEZ, C. B. A. **The biomechanical interaction between vertebral column and limbs in the horse: A kinematical study**. Utrecht University, 2007.

GUSTÅS, P. *et al.* Relationships between fore-and hindlimb ground reaction force and hoof deceleration patterns in trotting horses. **Equine veterinary journal**, v. 36, n. 8, p. 737-742, 2004.

HAGEN, J. *et al.* Modifying the height of horseshoes: Effects of wedge shoes, studs, and rocker shoes on the phalangeal alignment, pressure distribution, and hoof-ground contact during motion. **Journal of equine veterinary science**, v. 53, p. 8-18, 2017.

HATZE, H. The meaning of the term" biomechanics". **Journal of biomechanics**, 7(2), 189-190. 1974.

HENRY, T. *et al.* Evaluation and clinical use of an intraoral inferior alveolar nerve block in the horse. **Equine veterinary journal**, v. 46, n. 6, p. 706-710, 2014.

HILL, C.; KLIMESH, R. Maximum hoof power: how to improve your horse's performance through proper hoof management. 1994.

HINTERHOFER, C. *et al.* Motion analysis of hoof wall, sole and frog under cyclic load in vitro: Deformation of the equine hoof shod with regular horse shoe, straight bar shoe and bare hoof. **Pferdeheilkunde**, v. 22, n. 3, p. 314, 2006.

HOBBS, S. J. *et al.* Hoof Matters: Developing an Athletic Thoroughbred Hoof. **Animals**, v. 12, n. 22, p. 3119, 2022.

HOBBS, S. J.; BERTRAM, J. EA.; CLAYTON, H. M. An exploration of the influence of diagonal dissociation and moderate changes in speed on locomotor parameters in trotting horses. **PeerJ**, v. 4, p. e2190, 2016.

HOBBS, S. J.; RICHARDS, J.; CLAYTON, H. M. The effect of centre of mass location on sagittal plane moments around the centre of mass in trotting horses. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 6, p. 1278-1286, 2014.

HOBBS, S.J.; CLAYTON, H. M. Collisional mechanics of the diagonal gaits of horses over a range of speeds. **Peer Journal**, v.7:e7689, 2019.

HOOD, D. M.; JACOBSON, A. C. The principles of equine hoof wall conformation. **Proceedings of the hoof project. College Station, Tex: Texas A&M University**, p. 2-20, 1997.

HORAN, K. *et al.* Hoof Impact and Foot-Off Accelerations in Galloping Thoroughbred Racehorses Trialling Eight Shoe–Surface Combinations. **Animals**, v. 12, n. 17, p. 2161, 2022.

HUGUET, E. E.; DUBERSTEIN, K. J. Effects of steel and aluminum shoes on forelimb kinematics in stock-type horses as measured at the trot. **Journal of equine veterinary science**, v. 32, n. 5, p. 262-267, 2012.

HUSSNI, C. A., WISSDORF, H., & NICOLETT, J. L. D. M. Variações da marcha em equinos da raça Mangalarga Marchador. **Ciência Rural**, 26, 91-95. 1996.

HUXLEY, A. F. Muscular contraction. **The Journal of physiology**, v. 243, n. 1, p. 1, 1974.

JOHNSTON, C.; BACK, W. Hoof ground interaction: when biomechanical stimuli challenge the tissues of the distal limb. **Equine Veterinary Journal**, v. 38, n. 7, p. 634-641, 2006.

KELLEHER, M. E. *et al.* The immediate effect of routine hoof trimming and shoeing on horses' gait. **Journal of Equine Veterinary Science**, v. 102, p. 103633, 2021.

KRAMER, J.; KEEGAN, K. G. Kinematics of lameness. **Equine sports medicine and surgery**. 2nd ed: Saunders Elsevier, p. 223-238, 2013.

KUIACK, E. E. **Unsung Equine Heroes: An Analysis of Equine Care and Management During the Great War**. 2022. Dissertação de Mestrado. The University of Western Ontario (Canada).

LEACH, D. Biomechanical considerations in raising and lowering the heel. 1983.
LELEU, C.; COTREL, C.; BARREY, E. Relationships between biomechanical variables and race performance in French Standardbred trotters. **Livestock Production Science**, v. 92, n. 1, p. 39-46, 2005.

LEŚNIAK, K. *et al.* Does a 4–6 week shoeing interval promote optimal foot balance in the working equine?. **Animals**, v. 7, n. 4, p. 29, 2017.

LU, T. W., & CHANG, C. F. Biomechanics of human movement and its clinical applications. **The Kaohsiung journal of medical sciences**, v. 28, n. 2, p. S13-S25, 2012.

MAHAFFEY, C. A. *et al.* Dynamic testing of horseshoe designs at impact on synthetic and dirt T thoroughbred racetrack materials. **Equine Veterinary Journal**, v. 48, n. 1, p. 97-102, 2016.

MARINS, Aluisio. Etiologia e comportamento natural dos cavalos. **Universidade do cavalo**, p. 1-14, 2012.

MCCARTY, C. A. et al. Effect of hoof orientation and ballast on acceleration and vibration in the hoof and distal forelimb following simulated impacts ex vivo. **Equine Veterinary Journal**, v. 47, n. 2, p. 223-229, 2015.

MCGOWAN, C. M.; HYYTIÄINEN, Heli Katariina. Muscular and neuromotor control and learning in the athletic horse. **Comparative Exercise Physiology**, v. 13, n. 3, p. 185-194, 2017.

MCGREEVY, P. D.; HAWSON, Lesley. Recent research on operant conditioning in horses. **CABI Reviews**, n. 2015, p. 1-11, 2016.

MCHENRY, M. J.; HEDRICK, T. L. The science and technology of kinematic measurements in a century of Journal of Experimental Biology. **Journal of Experimental Biology**, v. 226, n. Suppl_1, p. jeb245147, 2023.

MISCHLER, S.; HOFMANN, M. Wear of polymer horseshoes: a field investigation. **Wear**, v. 255, n. 7-12, p. 1300-1305, 2003.

MURRAY, R. C. *et al.* Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. **Equine veterinary journal**, v. 38, n. S36, p. 411-416, 2006.

MURRAY, R. C. *et al.* Identification of risk factors for lameness in dressage horses. **The Veterinary Journal**, v. 184, n. 1, p. 27-36, 2010.

NAEM, A. M. et al. Hoof kinetic patterns differ between sound and laminitic horses. **Equine Veterinary Journal**, 2020. doi:10.1111/evj.13311.

NORTHROP, A. J. *et al.* Spatial variation of the physical and biomechanical properties within an equestrian arena surface. **Procedia engineering**, v. 147, p. 866-871, 2016.

O'GRADY, S. E.; POUPARD, D. A. Physiological horseshoeing: an overview. **Equine Veterinary Education**, v. 13, n. 6, p. 330-334, 2001.

O'GRADY, S. E. Basic farriery for the performance horse. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, v. 24, n. 1, p. 203-218, 2008.

O'GRADY, S. E. White line disease-an update. **Equine Veterinary Education**, v. 14, n. 1, p. 51-55, 2002.

O'GRADY, S. E.; POUPARD, D. A. Proper physiologic horseshoeing. **Veterinary Clinics: Equine Practice**, v. 19, n. 2, p. 333-351, 2003.

OOSTERLINCK, M.; DUMOULIN, M.; WEISHAUPT, M. A. Evidence-based shoeing for orthopaedic pathologies: biomechanical basics of therapeutic farriery. In: **26th Annual scientific meeting of the European College of Veterinary Surgeons (ECVS)**. 2017.

OVNICEK, G.; ERFLE, J. B.; PETERS, D. F. Wild horse hoof patterns offer a formula for preventing and treating lameness. **American Association of Equine Practitioners (USA)**, v. 41, 1995.

PANAGIOTOPOULOU, O. *et al.* A preliminary case study of the effect of shoe-wearing on the biomechanics of a horse's foot. **PeerJ**, v. 4, p. e2164, 2016.

PARDOE, C. H. *et al.* The effect of shoe material on the kinetics and kinematics of foot slip at impact on concrete. **Equine Veterinary Journal**, v. 33, n. S33, p. 70-73, 2001.

PARKS, A. Form and function of the equine digit. **Veterinary Clinics: Equine Practice**, v. 19, n. 2, p. 285-307, 2003.

PARKS, A. Structure and function of the equine digit in relation to palmar foot pain. 2006.

PATAY-HORVÁTH, A. Greek Geometric Animal Figurines and the Origins of the Ancient Olympic Games. In: **Arts**. MDPI, 2020. p. 20.

PAZ, C. F. R. *et al.* Stride kinematic changes in laminitic horses treated with three different types of hoof orthopedic devices. **Semina: Ciências Agrárias**, v. 40, n. 6Supl3, p. 3755-3762, 2019.

PEHAN, C.; SCHRAMEL, J. P. Method and device for determining the coefficient of friction between the surface of a test object, in particular of a base and the surface of a test body. EP 3 141 886 A1, Mar. 2017. <https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/054150207/publication/E P3141886A1?q=15002632.6>. Access at: 16 jul. 2024.

PETERSON, M. L.; MCILWRAITH, C. W. Effect of track maintenance on mechanical properties of a dirt racetrack: a preliminary study. **Equine veterinary journal**, v. 40, n. 6, p. 602-605, 2008.

PILLINER, S.; ELMHURST, S.; DAVIES, Z. **The horse in motion: the anatomy and physiology of equine locomotion**. John Wiley & Sons, 2009.

POLLITT, C. C. The anatomy and physiology of the suspensory apparatus of the distal phalanx. **The Veterinary Clinics of North America. Equine Practice**, v. 26, n. 1, p. 29-49, 2010.

PUGLIESE, B. R., CARBALLO, C. T., CONNOLLY, K. M., MAZAN, M. R., & KIRKER-HEAD, C. A. **Effect of fatigue on equine metacarpophalangeal joint kinematics—a single horse pilot study.** *Journal of equine veterinary science*, 86, 102849. 2020.

ROBERTO, J. V. B.; SOUZA, BB de. Utilização da termografia de infravermelho na medicina veterinária e na produção animal. **Journal of Animal Behaviour and Biometeorology**, v. 2, n. 3, p. 73-84, 2014.

ROBILLIARD, J. J.; PFAU, T.; WILSON, A. M. Gait characterisation and classification in horses. **Journal of Experimental Biology**, v. 210, n. 2, p. 187-197, 2007.

ROBIN, C. **Validation and standardisation of a two dimensional motion analysis technique to measure normal conformation and gait in Arabian horses.** 2009. Tese de Doutorado. University of Central Lancashire.

ROEPSTORFF, L.; JOHNSTON, C.; DREVEMO, S. The effect of shoeing on kinetics and kinematics during the stance phase. **Equine Veterinary Journal**, v. 31, n. S30, p. 279-285, 1999.

ROLLOT, Yves *et al.* Development of a 3D model of the equine distal forelimb and of a GRF shoe for noninvasive determination of in vivo tendon and ligament loads and strains. **Equine veterinary journal**, v. 36, n. 8, p. 677-682, 2004.

RUSSELL, William. Scientific horseshoeing. **Cincinnati, CJ**, 1897.

SAMPAIO, B. F. B. *et al.* Equilíbrio do casco equino. **REDVET. Revista Electrónica de Veterinaria**, v. 15, n. 1, p. 1-11, 2014.

SANTOS, L. U. D. Análise biomecânica do andamento em potros da raça mangalarga marchador nos primeiros 15 dias de vida. 2018.

SCHADE, J. *et al.* Biometria do equilíbrio podal em equinos de tração pertencentes ao Programa de Extensão "Amigo do Carroceiro" do Centro de Ciências Agroveterinárias da Universidade do Estado de Santa Catarina no município de Lages/SC, Brasil. **Ciência Rural**, v. 43, p. 456-461, 2013.

SIMONATO, S. P. *et al.* 3D kinematic of the thoracolumbar spine in Mangalarga Marchador horses performing the marcha batida gait and being led by hand—A preliminary report. **Plos one**, v. 16, n. 7, p. e0253697, 2021.

SOARES, C. D. M. Análise biomecânica do andamento de potros da raça mangalarga marchador aos 30 e 180 dias de idade. 2017.

SPRAYBERRY, K. A.; ROBINSON, N. E. **Robinson's current therapy in equine medicine**. Elsevier Health Sciences, 2014.

SPRICK, M. *et al.* The influence of aluminium, steel and polyurethane shoeing systems and of the unshod hoof on the injury risk of a horse kick. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 30, n. 05, p. 339-345, 2017.

STASHAK, T. S. *et al.* Cuidados com os cascos e colocação de ferraduras para equilíbrio e integridade. **Claudicação em Equinos Segundo Adams**. 5ª ed. **Roca, São Paulo**, p. 1015-1071, 2006.

STUBBS, N. *et al.* Rehabilitation of the locomotor apparatus. **Equine locomotion**. 2nd edition. **London: Elsevier**, p. 381-417, 2013.

STUTZ, J. C. *et al.* Effect of three types of horseshoes and unshod feet on selected non-podal forelimb kinematic variables measured by an extremity mounted inertial measurement unit sensor system in sound horses at the trot under conditions of treadmill and soft geotextile surface exercise. **Veterinary record open**, v. 5, n. 1, p. e000237, 2018.

TAYLOR, D.; HOOD, D. M.; WAGNER, I. P. Short-term effect of therapeutic shoeing on severity of lameness in horses with chronic laminitis. **American journal of veterinary research**, v. 63, n. 12, p. 1629-1633, 2002.

TEIXEIRA, P. C. *et al.* Manual de métodos de análise de solo. 2017.

THOMASON, J. J.; BIEWENER, A. A.; BERTRAM, J. E. A. Surface strain on the equine hoof wall in vivo: implications for the material design and functional morphology of the wall. **Journal of Experimental Biology**, v. 166, n. 1, p. 145-168, 1992.

TOPP, G.C.; DAVIS, J.L.; ANNAN A.P. Electromagnetic determination of soil water content: Measurements in coaxial transmission lines. *Water Resour. Res.* V. 16(3), p. 574– 582, 1980.

TURNER, T. A. Shoeing principles for the management of navicular disease in horses. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 189, n. 3, p. 298-301, 1986.

TURNER, T. A.; STORK, C. Hoof abnormalities and their relation to lameness. 1989.

VAN HEEL, M. C. V. *et al.* Changes in location of centre of pressure and hoof-unrollment pattern in relation to an 8-week shoeing interval in the horse. **Equine veterinary journal**, v. 37, n. 6, p. 536-540, 2005.

VAN HEEL, M. C.V.; VAN WEEREN, P. R.; BACK, W. Compensation for changes in hoof conformation between shoeing sessions through the adaptation of angular kinematics of the distal segments of the limbs of horses. **American journal of veterinary research**, v. 67, n. 7, p. 1199-1203, 2006.

VAN WEEREN, R. Equine biomechanics: From an adjunct of art to a science in its own right. **Equine Veterinary Journal**, 44(5), 506-508. 2012.

VON PEINEN, K. *et al.* Relationship between the forces acting on the horse's back and the movements of rider and horse while walking on a treadmill. **Equine Veterinary Journal**, v. 41, n. 3, p. 285-291, 2009.

WALDERN, N. M. *et al.* Effects of shoeing on limb movement and ground reaction forces in Icelandic horses at walk, tölt and trot. **The Veterinary Journal**, v. 198, p. e103-e108, 2013.

WANG, P. *et al.* Assessment of the effect of horseshoes with and without traction adaptations on the gait kinetics of nonlame horses during a trot on a concrete runway. **American Journal of Veterinary Research**, v. 82, n. 4, p. 292-301, 2021.

WHITE, L. *et al.* Effects of squared-toe or perimeter-fit horseshoes on quality of movement and gait kinematics of the western pleasure horse. **The Professional Animal Scientist**, v. 34, n. 5, p. 488-493, 2018.

WILLEMEN, M. A.; SAVELBERG, H. H. C. M.; BARNEVELD, Ali. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. **Equine Veterinary Journal**, v. 31, n. 1, p. 25-30, 1999.

WILSON, A. M.; MCGUIGAN, M. P.; FOURACRE, L.; MACMAHON, L. **The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease**. *Equine Veterinary Journal*, 33(2), 159–165, 2010.

YAMAZAKI, J. *et al.* Dynamic changes in DNA methylation patterns in canine lymphoma cell lines demonstrated by genome-wide quantitative DNA methylation analysis. **The Veterinary Journal**, v. 231, p. 48-54, 2018.

YOUSSEF, M. A. *et al.* Effects of tilmicosin phosphate administration on echocardiographic parameters in healthy donkeys (*Equus asinus*): an experimental study. **Journal of Equine Veterinary Science**, v. 38, p. 24-29, 2016.

ZÚCCARI, C. E. S. N.; SHIROMA, M. Y. M.; BERTOZZO, B. R. Avaliação do equilíbrio do casco equino. 2012.