

**UVV- UNIVERSIDADE VILA VELHA
PROGRAMA DE POS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA ANIMAL**

**CARACTERIZAÇÃO ULTRASSONOGRÁFICA DA REGIÃO
PROXIMAL DO LIGAMENTO SUSPENSÓRIO DO BOLETO E SUA
CORRELAÇÃO COM A CONFORMAÇÃO DO CASCO EM EQUINOS
DA RAÇA MANGALARGA MARCHADOR EM ATIVIDADE ATLÉTICA**

BIANCA DRUMOND

**VILA VELHA- ES
NOVEMBRO/2014**

**UVV- UNIVERSIDADE VILA VELHA
PROGRAMA DE POS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA ANIMAL**

**CARACTERIZAÇÃO ULTRASSONOGRÁFICA DA REGIÃO
PROXIMAL DO LIGAMENTO SUSPENSÓRIO DO BOLETO E SUA
CORRELAÇÃO COM A CONFORMAÇÃO DO CASCO EM EQUINOS
DA RAÇA MANGALARGA MARCHADOR EM ATIVIDADE ATLÉTICA**

BIANCA DRUMOND

Dissertação de Mestrado apresentada à
Universidade Vila Velha, como pré-
requisito ao programa de Pós-graduação
em Ciência Animal do grau de Mestre
em Ciência Animal.

**VILA VELHA- ES
NOVEMBRO/2014**

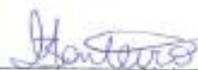
Catálogo na publicação elaborada pela Biblioteca Central / UVV-ES

D795c	<p>Drumond, Bianca.</p> <p>Caracterização ultrassonográfica da região proximal do ligamento suspensório do boleto e sua correlação com a conformação do casco em equinos da raça Mangalarga Marchador em atividade atlética / Bianca Drumond. – 2014. 96 f.: il.</p> <p>Orientador: Clarisse Simões Coelho.</p> <p>Dissertação (mestrado em Ciência Animal) - Universidade Vila Velha, 2014.</p> <p>Inclui bibliografias.</p> <p>1. Manga-larga (Cavalo). 2. Sistema Musculoesquelético - Avaliação. 3. Claudicação em equinos. I. Coelho, Clarisse Simões. II. Universidade Vila Velha. III. Título.</p> <p>CDD 636.108971</p>
-------	---

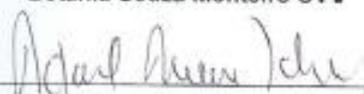
**CARACTERIZAÇÃO ULTRASSONOGRÁFICA DA REGIÃO
PROXIMAL DO LIGAMENTO SUSPENSÓRIO DO BOLETO E SUA
CORRELAÇÃO COM A CONFORMAÇÃO DO CASCO EM EQUINOS
DA RAÇA MANGALARGA MARCHADOR EM ATIVIDADE ATLÉTICA**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Universidade Vila Velha, como pré-
requisito ao programa de Pós-graduação
em Ciência Animal do grau de Mestre
em Ciência Animal.

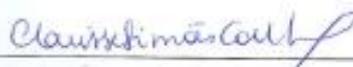
Aprovado em 26 de novembro de 2014



Betânia Souza Monteiro UVV



Rafael Rezende Faleiros UFMG



Clarisse Simões Coelho UVV (orientadora)

DEDICATÓRIA

DEDICO ESTE TRABALHO À MINHA FAMÍLIA, AOS MEUS PAIS RONALDO E OLGA E AO MEU IRMÃO MARCELLO, AS MELHORES COISAS DA MINHA VIDA.

À VOCÊS EU DEDICO.

AGRADECIMENTOS

AGRADEÇO A TODOS QUE DE ALGUMA FORMA CONTRIBUÍRAM COM A REALIZAÇÃO DESTE TRABALHO.

À MINHA ORIENTADORA CLARISSE SIMÕES COELHO, PELA PACIÊNCIA, COMPREENSÃO E AJUDA NOS MOMENTOS DIFÍCEIS, MINHA GRATIDÃO;

À PROFESSORA BÁRBARA LOUREIRO, PELA DISPOSIÇÃO, PELO ESCLARECIMENTO E AJUDA NA ESTATÍSTICA DO TRABALHO;

AO HARAS BARÃO VERMELHO, HARAS DOS LOBOS PAMPAS, ALOÍSIO DE SOUSA FILHO, JOÃO PAULO, RANCHO ZAMBORLINI E SÍTIO VISTA DO MESTRE, PELA CONFIANÇA DEPOSITADA AO EMPRESTAR SEUS ANIMAIS AO MEU EXPERIMENTO;

AO MÉDICO VETERINÁRIO ANTÔNIO MARCOS GUIMARÃES GINELLI, PELA PACIÊNCIA E DISPOSIÇÃO DE REALIZAR OS EXAMES RADIOGRÁFICOS NECESSÁRIOS;

À ALUNA DE GRADUAÇÃO CAROLINA SCHUWARTZ, QUE ME ACOMPANHOU E AJUDOU NA PARTE EXPERIMENTAL;

AOS MÉDICOS VETERINÁRIOS DA CLÍNICA DO RANCHO;

À TODOS OS FUNCIONÁRIOS QUE TIVERAM A PACIÊNCIA NO MANEJO DOS ANIMAIS DURANTE OS EXAMES ULTRASSONOGRÁFICOS E RADIOGRÁFICOS;

À TODOS OS PROFISSIONAIS QUE PRESCINDIRAM DE ALGUM DE SEU PRECIOSO TEMPO PARA RESPONDER ÀS MINHAS DÚVIDAS, MUITO OBRIGADA.

AO PROFESSOR DR. RAFAEL FALEIROS, PELA PARCERIA E CONFIANÇA;

À MINHA FAMÍLIA E AO FLÁVIO, PELO APOIO E COMPREENSÃO NOS MOMENTOS DIFÍCEIS;

MUITO OBRIGADA A TODOS.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	09
2. REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 <i>Anatomia do membro distal</i>	12
2.1.1 <i>Direção anatômica</i>	12
2.1.2 <i>Forma do membro distal</i>	13
2.2 <i>Função e biomecânica do membro distal</i>	17
2.3 <i>Conformação e equilíbrio</i>	20
2.4 <i>Influência do casqueamento e ferrageamento na biomecânica</i>	22
2.5 <i>Interação do membro distal com a superfície</i>	25
2.6 <i>Exame radiográfico do membro distal</i>	26
2.6.1 <i>Mensurações do casco comumente utilizadas nas radiografias lateromediais</i>	26
2.6.1.1 <i>Alinhamento do eixo casco-quartela, ângulo do casco e ângulo dos talões</i>	26
2.6.1.2 <i>Centro de rotação</i>	29
2.6.1.3 <i>Breakover</i>	30
2.6.1.4 <i>Espessura da sola</i>	30
2.6.1.5 <i>Distância de afundamento</i>	31
2.6.1.6 <i>Ângulo palmar</i>	31
2.6.1.7 <i>Distâncias proximal e distal entre a falange distal e parede do estojo córneo</i>	32
2.6.1.8 <i>Distância casco-boleto</i>	33
2.6.1.9 <i>Comprimento da falange média</i>	33
2.6.1.10 <i>Altura do talão</i>	33
2.6.1.11 <i>Ângulo da AID e AIP</i>	34
2.7 <i>Ligamento suspensório do boleto (LSB)</i>	34
2.7.1 <i>Anatomia</i>	34
2.7.2 <i>Ultrassonografia do LSB</i>	36
2.7.2.1 <i>Abordagem padrão do LSB nos membros torácicos</i>	37
2.7.2.2 <i>Artefatos de margem e vasculatura no LSB</i>	37
2.7.2.3 <i>Complemento à técnica padrão</i>	38
2.7.2.4 <i>Identificação de mudanças patológicas no LSB</i>	38

2.7.3 <i>Desmite proximal do LSB nos membros torácicos</i>	39
3. OBJETIVOS	43
4. TRABALHO CIENTÍFICO 1	44
5. TRABALHO CIENTÍFICO 2	63
REFERÊNCIAS	84

RESUMO

DRUMOND, Bianca, M.Sc. Universidade Vila Velha- ES, novembro de 2014. **Caracterização ultrassonográfica da região proximal do ligamento suspensório do boleto e sua correlação com a conformação do casco em equinos da raça Mangalarga Marchador em atividade atlética.** Orientadora: Clarisse Simões Coelho.

As expectativas e as demandas do atleta equino requerem um monitoramento constante do sistema locomotor visando evitar problemas ortopédicos. Na prática, o membro distal é uma das regiões anatômicas mais importantes quando se trata de biomecânica e claudicação, e o casco deve ser sempre avaliado. Essa alta incidência de lesões pode estar relacionada a pouca compreensão ainda existente frente à biomecânica do cavalo, a ineficácia de muitos dos tratamentos usados e a ausência dos conceitos que determinam o que é considerado um casco ideal. Dentre as estruturas importantes destaca-se o ligamento suspensório do boleto, cuja lesão é frequente nos membros torácicos e pélvicos em várias raças e várias modalidades atléticas. Desmite nessa região é uma lesão comum de compensação, e outras causas de claudicação devem também ser consideradas no mesmo ou em outro membro. Existem estudos recentes que determinam a morfometria e a característica do ligamento suspensório do boleto e a geometria do casco e sua relação com as estruturas internas em diversas raças. Entretanto, poucas são as informações registradas para equinos da raça Mangalarga Marchador. Os objetivos desse experimento foram: determinar valores morfométricos através da ultrassonografia para a região proximal do ligamento suspensório do boleto dos membros torácicos em equinos da raça Mangalarga Marchador em atividade física, comparar o método padrão e o de incidência oblíqua e determinar se existe correlação das mensurações com a conformação do casco.

Palavras-chave: locomotor, biomecânica, desmite, mangalarga marchador, conformação.

ABSTRACT

DRUMOND, Bianca, M.Sc. Universidade Vila Velha- ES, novembro de 2014.
Ultrasonographic characteristics of the normal equine proximal suspensory ligament and its correlation with hoof conformation in Mangalarga Marchador horses in physical activity. Orientadora: Clarisse Simões Coelho.

The expectations and demands of equine athletes require constant monitoring of the orthopedic system to prevent injuries. In practice, the distal limb is one of the most important anatomical areas when it comes to biomechanics and lameness and the hoof should always be evaluated. This high incidence of injuries can be related to the poor understanding still existing of biomechanics of the horse, the inefficacy of a lot of lameness treatments and an absence of definition of what is considered an ideal foot. Among important structures the suspensory ligament stands out, in which injury is common on front and hind limbs in a variety of breeds and sport modalities. Desmitis of this area is a frequent compensatory injury and other causes of lameness should be considered. There are recent studies that determine the suspensory ligament morphometric and characteristics, and geometry of the equine hoof in relation to its internal structures in several breeds. However, lack of information exists in Mangalarga Marchador horse breed. The goals of this study were: to determine ultrasonographic morphometric values of the proximal suspensory ligament for forelimbs of Mangalarga Marchador horses in physical activity, compare the standard method with angle contrast ultrasonography and determine if there is correlation of these measurements with hoof conformation.

Key-words: orthopedics, biomechanics, desmitis, mangalarga marchador, conformation.

1. INTRODUÇÃO

A raça Mangalarga Marchador (ou “Mangalarga Mineiro”) é a mais numerosa do país e tipicamente brasileira (COSTA et al., 2004). Geralmente, os animais são submetidos a exercícios intensos (concurso de marcha e enduro), transportes de longa distância (cavalgadas), exposições, lida com o gado, provas funcionais e todo tipo de estresse relacionado a competições (PRATES et al., 2009). Seu andamento característico é a marcha, um teste exaustivo sem similar em todo o mundo (REZENDE, 2006). De acordo com Prates et al. (2009), a marcha é uma prova equestre definida como exercício de longa duração, com grande gasto energético, que é executado num percurso em círculo, sem repouso e em velocidade constante e excessiva.

O conhecimento do tipo de andamento do cavalo é de extrema importância para reconhecer o que é considerado normal e quais são as lesões locomotoras mais comuns secundárias ao tipo, intensidade e duração do movimento (MURRAY et al., 2006). As expectativas e as demandas do atleta equino requerem um monitoramento do sistema locomotor para evitar problemas ortopédicos. Na prática, o membro distal é uma das regiões anatômicas mais importantes quando se trata de biomecânica e claudicação (JONHSTON e BACK, 2006).

De acordo com Dyson (2007), a desmíte na região proximal do ligamento suspensório do boleto (LSB) ocorre em equinos de todas as idades e de qualquer modalidade esportiva. Animais usados em eventos e corridas estão na categoria de alto risco de lesão da referida estrutura (MURRAY et al., 2006; SINGER et al., 2008). A lesão na região proximal do LSB vem sendo cada vez mais reconhecida como uma importante causa de claudicação, inclusive em animais que não atingem altas velocidades ou os de salto (GIBSON e STEEL, 2002). A sobrecarga de exercícios em animais jovens e o desequilíbrio do casco e da falange distal são particularmente fatores de risco (DYSON, 2007). De acordo com essa autora, dor nessa região pode ser encontrada concomitantemente com desmíte da região proximal do LSB. Ainda, o LSB é a estrutura mais lesionada em equinos da modalidade adestramento (*dressage*) (MURRAY et al., 2006).

Várias modalidades de imagem têm sido utilizadas para o diagnóstico de afecções dessa estrutura, tais como tomografia, cintilografia e ressonância magnética (RHEIMER, 2010), sendo o exame ultrassonográfico a modalidade mais

realizada tanto para diagnóstico quanto para o monitoramento de lesões (DENOIX et al., 2008; RHEIMER, 2010).

Em imagens ultrassonográficas, lesões de tendões e ligamentos são avaliadas através da determinação do eco score (ES), score do alinhamento de fibras (FAS) e através da mensuração da área transversal (CSA). O ES e a CSA são avaliados nos cortes transversais e o FAS em imagens longitudinais. Uma grande variedade de ecogenicidade pode ser encontrada no LSB devido à presença de músculo, gordura e tecido tendíneo. Assim, o FAS e o ES são métodos subjetivos de avaliação, enquanto as mensurações são consideradas mais objetivas em detectar um aumento patológico da estrutura (ZAUSCHER et al., 2013).

O método padrão de ultrassonografia tem sido descrito por vários autores (BISCHOFBERGER et al., 2006; DENOIX et al., 2008; AGUT et al., 2009) na qual a probe é posicionada na superfície palmar do membro, com o feixe perpendicular ao eixo longitudinal do LSB. De acordo com Werpy et al. (2013), essa técnica tem várias limitações, visto que na maioria das vezes a superfície palmar do membro é mais estreita que a superfície do ligamento. O método de ângulo contrastado descrito por Werpy et al. (2013) e Denoix et al. (2008) fornece maiores detalhes anatômicos à respeito do LSB, visto que a ecogenicidade do músculo é menos dependente do ângulo da probe que as fibras do ligamento, e da gordura não é dependente.

O exame radiográfico do casco e terceira falange têm sido amplamente utilizados para o diagnóstico de claudicações, pois é sabido que o casqueamento e ferrageamento adequados têm uma enorme influência no sistema locomotor (O'GRADY e POUPARD, 2001). Além disso, a maioria dos problemas de claudicação podem ser prevenidos ou tratados através de ferrageamento (O'GRADY e POUPARD, 2003). Vários trabalhos utilizaram o exame radiográfico para determinar as mensurações e conformação do casco em relação à terceira falange. Kummer et al. (2006) realizaram 22 mensurações em equinos de sela para determinar valores de referência; Paz et al. (2013) estudaram a relação entre obesidade, insulina plasmática e posicionamento da falange distal em equinos da raça crioula; Holroyd et al. (2013) avaliaram a conformação do dígito distal em equinos com claudicação. Em equinos da raça Mangalarga Marchador, Magalhães et al. (2014) avaliaram medidas radiográficas indicadoras de laminite de éguas com e sem sinais de obesidade.

Os estudos envolvendo a caracterização ultrassonográfica do LSB e geometria do casco em equinos da raça Mangalarga Marchador são escassos quando comparados com estudos realizados com outras raças, nacionais e internacionais (GENOVESE et al., 1986; ÇELIMLI et al., 2004; BISCHOFBERGER et al., 2006; MURRAY et al., 2006; DYSON, 2007; AGUT 2009; BOEHART et al., 2010; WERPY et al., 2013; ZAUSCHER et al., 2013).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Anatomia do membro distal

O equino é um animal quadrúpede pertencente a um grupo de mamíferos que apresenta cascos, chamados de ungulados (KAINER, 2002). É uma estrutura biomecânica adaptada que promove a sustentação do peso, tração, proteção, circulação, termorregulação e propriocepção (PARKS, 2003). A anatomia básica do equino é bem conhecida e está descrita em vários livros (FLOYD e MANSMANN, 2007; STASHAK, 2002). O presente trabalho abordará a anatomia necessária ao entendimento da biomecânica do membro distal.

2.1.1. Direção anatômica

Na anatomia veterinária, termos anatômicos padronizados são utilizados, exceto para o uso dos termos anterior e posterior (KAINER, 2002). Os termos cranial e caudal significam em direção à cabeça e à cauda, respectivamente, e são aplicáveis às estruturas acima do carpo ou tarso. Os termos palmar e plantar referem-se ao membro torácico e pélvico, e são equivalentes à palma da mão humana (KAINER, 2002). A superfície oposta é chamada de dorsal. Proximal refere-se às regiões mais próximas ao corpo e distal às regiões mais afastadas (Figura 1) (KAINER, 2002). O membro distal do equino consiste na parte abaixo do carpo ou tarso (KAINER, 2002). O dígito é a parte do membro distal à articulação metacarpofalangeana. O termo pé refere-se normalmente à região distal do membro coberta pelo casco dos membros pélvicos (PARKS, 2003). Assim como Parks (2003), o presente trabalho refere-se ao pé como sendo a região distal dos membros torácicos ou pélvicos envoltos pelo casco.

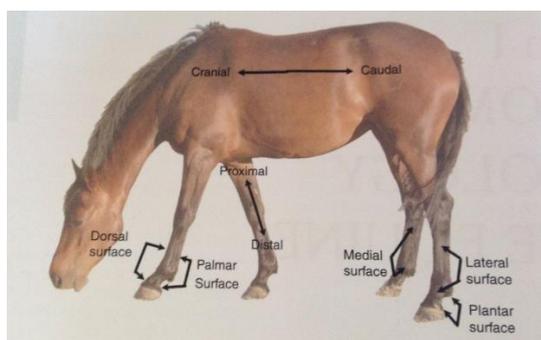


Figura 1. Direção anatômica. Fonte: DAVIES e PHILIP, 2007.

2.1.2. *Forma do membro distal*

A forma e a função do membro distal são as bases para o seu entendimento e manipulação, sendo que a forma externa é indiretamente relacionada com a forma e a função das estruturas internas (THOMASON et al., 2001). Assim, é apropriado discutir a forma antes de considerar a função.

O membro distal é composto de quatro ossos principais: o terceiro osso do metacarpo (McIII) nos membros torácicos, ou metatarso nos membros pélvicos, e três falanges. Dois sesamoideos proximais estão localizados no aspecto caudal do metacarpo e metatarso e um sesamoideo distal, também chamado de osso navicular, está localizado no aspecto caudal da articulação interfalangeana distal (AID). As falanges proximal e média são cilindros modificados com uma superfície articular em cada terminação. A superfície articular proximal da falange proximal é dividida pela crista sagital, que se articula com o McIII e a superfície articular distal é uma troclea em formato de sela que se articula com a superfície proximal da falange média. A falange proximal é aproximadamente duas vezes o comprimento da falange média, sendo que ambos os ossos possuem proeminências e depressões onde se inserem os tendões e se originam e se inserem os ligamentos (DAVIES e PHILIP, 2007).

O pé abrange a terminação distal da segunda falange, a falange distal e o osso navicular. A falange distal é uma adaptação que se articula com outro osso em apenas uma terminação. Não possui córtex ou medula, sendo formada por osso compacto e esponjoso (PARKS, 2003). Possui três superfícies (articular, parietal e solar), três bordas e dois ângulos. A superfície solar é dividida pela linha semilunar, onde se insere o tendão flexor digital profundo (TFDP). Acopladas à terceira falange, estão as cartilagens ungulares. Aproximadamente 50% da borda distal é inserida no processo palmar da terceira falange, e os outros 50% se projeta palmarmente. A função primária das cartilagens ungulares é de promover um suporte mais flexível para a cápsula articular (PARKS, 2003). O osso navicular ou sesamoideo distal apresenta um formato de um barco e tem duas bordas, duas superfícies e duas extremidades.

A articulação interfalangeana distal (AID) é formada pela falange média, falange distal, o osso navicular e uma inserção ampla onde o TFDP se insere e suporta essa articulação. Esta forma o centro de articulação no qual o membro rotaciona. O osso navicular aumenta a superfície articular dessa articulação e

mantém o ângulo de inserção do TFDP na falange distal (PARKS, 2003). Ainda, atua como uma extensão móvel caudopalmar da AID, contribuindo para a estabilidade e aumentando a possível mobilidade durante o impacto e a recepção, diminuindo o risco de fratura (DAVIES e PHILIP, 2007).

As articulações interfalangeanas permitem rotação e movimentos laterais além da flexão e extensão, lembrando que o grau de movimentação da articulação interfalangeana proximal (AIP) é limitado quando comparado com a AID (BOWKER et al., 1997). Ainda, o alinhamento das facetas articulares da falange proximal com a falange média e da falange média com a falange distal com o eixo longitudinal dos ossos determina se o membro distal à articulação move-se em flexão ou extensão (O'GRADY, 2008).

Existem inúmeros ligamentos no membro distal que mantêm as articulações e guiam os seus movimentos, tendo em vista que não existem músculos nessa região para sustentação e estabilidade. Esses serão divididos em cinco grupos conforme descrito por Parks (2003). Existem os pares de ligamentos colaterais das articulações metacarpofalangeana e interfalangeanas, os quais limitam a rotação dessas articulações e participam na estabilização das mesmas; quatro pares de ligamentos sesamoideos (ligamento reto, oblíquo, curto e cruzado) e um par de ramos extensores do LSB, que serve para manter a integridade da AIP; dois pares de ligamentos palmares, que junto com o ligamento reto dos sesamoideos restringem a dorsoflexão da AIP; os ligamentos colaterais do sesamoideo distal e o seu ligamento ímpar mantêm a posição do sesamoideo distal em relação a AID e seis ligamentos que se inserem em cada cartilagem ungular (PARKS, 2003).

Além disso, existem os tendões de inserção do músculo extensor digital lateral no aspecto proximolateral da primeira falange nos membros torácicos; do músculo extensor digital comum no processo extensor da falange distal e na superfície dorsal da falange média após bifurcação na porção distal da falange proximal; do músculo flexor digital superficial que se insere no aspecto proximopalmar da falange média e distopalmar da falange proximal; e do músculo flexor digital profundo na superfície flexora da falange distal (PARKS, 2003).

Os tendões flexores possuem uma bainha tendínea que se estende desde o metacarpo distal até a bursa do navicular. Cada tendão flexor possui ainda um ligamento acessório que restringe a movimentação e estoca energia. Além disso, o movimento dos tendões flexores é limitado por dois ligamentos anulares digitais e o ligamento anular palmar. Além da bainha tendínea, existe a bursa do navicular entre

a superfície flexora do sesamoideo distal e o TFDP. Essa cavidade sinovial se estende proximalmente 1 a 2 cm e distalmente entre o ligamento ímpar do sesamoide distal e o TFDP (DAVIES e PHILIP, 2007).

O tendão extensor digital comum (TEDC) tem a função de levantar a pinça levemente durante a extensão do membro; o tendão flexor digital superficial (TFDS) é uma estrutura elástica que estoca energia e estabiliza a articulação interfalangeana proximal, resistindo à sua flexão quando necessário e a sua contração tem a capacidade de flexionar essa articulação. O TFDP também funciona como um estoque de energia elástica, atuando na contração da AID e mantém a pinça do casco na superfície do chão, ajudando na tração em superfícies escorregadias e estabiliza o osso navicular (DAVIES e PHILIP, 2007).

O casco é formado por queratinização epitelial sobre uma derme modificada, contínua com a derme da pele da coroa. É descrito através da sua aparência morfológica assim como pela sua diferente composição tegumentar. Baseado na morfologia é dividido em: banda coronária, parede, sola e rasilha (STUMP, 1967); quanto ao tipo de epitélio subjacente: epitélio perioplico (límbico), coronário, lamelar (laminar), solear e cuneal (PARKS, 2003). O epitélio límbico é uma zona de transição entre a pele e o resto do casco.

O tegumento do pé, assim como da pele, é formado por três camadas: epiderme, derme (cório) e tecido subcutâneo (hipoderme) (DAVIES e PHILIP, 2007). Histologicamente, a epiderme pode ser dividida nas seguintes camadas: estrato externo, estrato médio e estrato interno. O estrato externo, mais superficial, é uma cama fina que se estende distalmente a partir do perioplo. O estrato médio consiste de túbulos queratinizados e tecido intertubular gerados pelas células basais da epiderme coronária. O estrato interno compreende cerca de 600 laminae que se interdigitam com as laminae sensoriais da derme lamelar subjacente. A partir do perioplo, há a continuação da derme interiormente a epiderme do casco, constituindo o cório. Esse se divide nas seguintes regiões dependendo de onde está localizado, conforme descrito no tipo de epitélio subjacente (Figura 2) (KAINER, 2002). No processo de crescimento do casco, a epiderme perioplica e coronária crescem distalmente sobre a superfície da epiderme lamelar, que dificilmente se prolifera, a não ser para facilitar o movimento da parede do casco distalmente. Esse crescimento ocorre numa taxa aproximada de 1 cm por mês (PARKS, 2003).

Os materiais que constituem o casco tem um grau de elasticidade dependente da forma e hidratação. A nutrição e o estado de saúde do animal em crescimento

também são importantes. A parede do casco divide-se em regiões distintas, porém contíguas: pinça dorsal, quartos medial e lateral, e os talões que continuam na direção palmar dos quartos. Os talões são as continuações traseiras das barras do casco, permitem que o casco resista ao impacto do peso do equino (ANDRADE, 1986). A região mais rígida do casco é a pinça e a mais elástica é a ranilha, o que sugere que a cápsula do casco é designada para que a ranilha se expanda enquanto a pinça permanece relativamente estática. Assim, a cápsula do casco se comporta de forma diferente de acordo com o ambiente externo. A complexidade da sua forma sugere que a deformidade da cápsula durante o movimento depende de como o peso é distribuído no membro distal, que por sua vez depende de como o animal se movimenta e como ele apoia o membro (DAVIES e PHILIP, 2007). A sola tem um formato côncavo e se liga à ranilha na região mais palmar, de forma que, quando a ranilha se contrai, a concavidade da sola aumenta (DAVIES e PHILIP, 2007). De acordo com Parks (2003), esse aumento na concavidade pode explicar porque animais recentemente transferidos para uma superfície mais seca podem apresentar dor nos pés, visto que esse evento pode ocorrer em função da ranilha apresentar uma maior constituição de água que outras regiões e capacidade de contração e expansão. Em compensação, a ranilha é designada como um freio se a superfície é escorregadia. Além disso, o formato em V funciona para se adaptar às superfícies macias, ajustando o ângulo do casco através da contração do TFDP. O seu formato e função também contribuem para a estabilização do casco no início do apoio do membro (DAVIES e PHILIP, 2007).

Existe uma variação natural no tamanho e no formato dos cascos nos diferentes indivíduos. Alguns aspectos da conformação são relacionados ao tamanho da raça e outros ao tipo de ambiente e manejo. Raças grandes e pesadas apresentam o pé amplo e se adaptam melhor em superfícies deformáveis, enquanto raças menores apresentam cascos menores e se adaptam melhor em terrenos firmes (DAVIES e PHILIP, 2007).

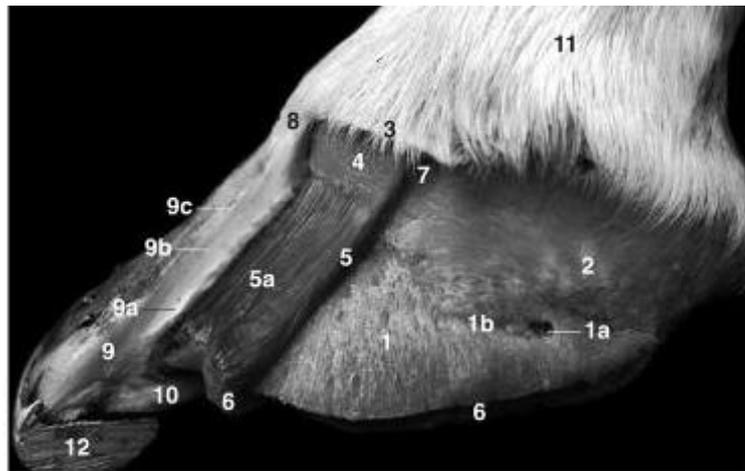


Figura 2. Corio e o casco. 1- falange distal. 1a- forame do processo extensor. 1b- sulco parietal. 2- cartilagem ungular. 3- corio limbico. 4- corio coronario. 5- corio lamellar. 5a- Corio parietal. 6- corio solear. 7- borda coronária. 8- perioplo. 9- parede do casco. 9a. estrato externo. 9b- estrato médio. 9c- estrato interno. 10- sola. 11- pele. 12- ferradura. Fonte: Denoix (2000).

2.2 Função e biomecânica do membro distal

A biomecânica do cavalo ainda não é completamente entendida. A evidência disso é a alta incidência de problemas de claudicação, a ineficácia de muitos tratamentos de claudicação e a evolução na definição do que é considerado um casco ideal (O'GRADY e POUPARD, 2001).

O membro distal equino está sob constante estresse durante a locomoção. O dígito é designado para suportar o peso do corpo, realizar movimentação e proteger os tecidos da superfície do chão. A simples mudança no hábito do equino pode ser uma fonte de dor no dígito, levando à contração muscular de outras regiões, exacerbando ainda mais a dor (DAVIES e PHILIP, 2007). Portanto, a carga e o movimento excessivo, rápido e inapropriado podem levar à lesão no membro distal (DYSON et al., 2011).

Durante o passo, o membro está sujeito a uma força externa de impacto do chão. Essa força externa de impacto é chamada de força reativa do chão (GRF) e a sua magnitude é dependente do peso e da velocidade do animal. O principal efeito da GRF é de extensão da AID. Para um melhor entendimento, essa força é considerada como um ponto único no pé, chamado de ponto de momento zero. A GRF não está localizada exatamente abaixo do centro de rotação da AID, está posicionada horizontalmente em direção oposta, criando um momento entre a GRF e

o centro de rotação. O momento de extensão da AID é equilibrado pelo momento de flexão gerado pelo TFDP (ELIASHAR, 2002). A GRF muda durante o andamento sendo essa força menor ao passo e maior ao galope (PARKS, 2003). É importante ressaltar que não existe ainda avaliação da marcha quanto à GRF. Em descanso, o ponto de ação da GRF é localizado aproximadamente no centro do pé, ligeiramente medial ao terço dorsal da rãnilha e corresponde a 28-33% do peso corporal em cada membro torácico. Como o animal encontra-se estático, essas forças são verticais e localizam-se dorsal ao local que recebe maior carga no metacarpo. Em exercício, a GRF é dividida em componentes verticais, craniocaudais e mediolaterais, mudando a direção, magnitude e o ponto de ação durante as diferentes fases do passo (PARKS, 2003).

Assim, para entender a biomecânica do membro distal, é necessário conhecer as fases do passo. São divididas em cinco: contato inicial, impacto, posição, propulsão ou *breakover* e elevação. O primeiro contato da pinça com o chão é raro, sendo o talão normalmente a primeira estrutura a atingir o chão durante a locomoção e, portanto, a GRF é localizada nos talões nessa fase e sua magnitude é baixa (PARKS, 2003). Durante a fase de posição o casco está em contato com o chão, em contrapartida, durante a fase de elevação, o membro não está em contato com o chão. As fases de impacto e propulsão ocorrem em um período de tempo mais curto que as outras fases e, por isso são mais difíceis de investigar experimentalmente (DAVIES et al., 2007).

De acordo com Clayton (1998), a fase de impacto se inicia quando o casco entra em contato com o chão e é caracterizada por oscilações de alta frequência na GRF, dura aproximadamente 50 milisegundos e tem o ponto de ação sobre os talões. A velocidade vertical e a aceleração são maiores nos membros torácicos que nos membros pélvicos, o que justifica o maior número de lesões nos membros torácicos. Além disso, essas oscilações estão reduzidas ao nível da primeira falange, indicando que os tecidos moles do casco, as articulações distais e o plexo venoso digital estão absorvendo a energia do impacto (BACK et al., 1995).

A fase de posição se estende desde o fim do impacto até o início da fase de propulsão. Durante essa fase, o membro progressivamente suporta o peso do cavalo e a GRF é concentrada nos pés, ligeiramente medial ao terço dorsal da rãnilha. Devido à grande presença da GRF, essa fase é a que recebe a maior quantidade de carga. No início da fase de apoio o membro distal é angulado cranialmente até ficar em uma posição vertical (CLAYTON, 1998). Durante a primeira metade do passo, o

componente craniocaudal da GRF no pé é direcionada caudalmente, desacelerando o membro e durante a outra metade é direcionada cranialmente, propulsionando o membro para frente. O contato com a rasilha durante essa fase é variável e a função da rasilha ainda é estudada cientificamente (PARKS, 2003). Durante o início da carga ao membro ocorre a expansão dos talões de 2 a 4 mm, mecanismo o qual ainda não foi comprovado cientificamente e ainda é objeto de estudo. Existem algumas teorias para esse fato. A primeira chamada de teoria da pressão cita que a pressão na rasilha comprime o coxim digital e outras estruturas solares, que leva à expansão dos quartos e bulbos (COLLES, 1989; ROEPSTORFF et al., 2001). A segunda, chamada de teoria da depressão, afirma que a segunda falange desce durante essa fase do passo comprimindo o coxim digital, o que levaria a expansão dos talões. Ainda, existe outra teoria em que a rotação da falange distal puxa a parede dorsal do casco para trás e força a expansão dos talões (OLIVIER et al., 2001). O ferrageamento limita essa deformação e, portanto, animais desferrados se adaptam mais livremente à carga aplicada ao casco. A expansão dos talões cessa na fase média da posição, devido à movimentação cranial do centro de pressão (OLIVIER et al., 2001). A articulação metacarpofalangeana é dorsoflexionada ou estendida e as articulações interfalangeanas são flexionadas. A articulação metacarpofalangeana e as articulações interfalangeanas são rotacionadas em direções opostas durante a posição e, portanto, a tensão no TFDP, que se insere na terceira falange, é menor que a tensão no TFDS e LSB, que se inserem nas falanges proximal e média. Durante a segunda metade da fase de apoio, a AID se estende, aumentando a tensão nos ligamentos colaterais e distais do navicular e no navicular. A tensão do ligamento acessório do TFDP também aumenta com a extensão da AID, enquanto a articulação metacarpofalangeana continua estendida. Com o aumento da velocidade, a GRF aumenta e a tensão nos tecidos moles também. Ainda, ao final dessa fase, o centro de pressão se desloca em direção à pinça (CLAYTON, 1998).

A fase de propulsão ou *breakover* se inicia ao final da fase de apoio, quando os talões começam a deixar o chão e segue até que as pinças deixem o chão. Cientificamente, ainda há poucas informações a respeito dessa fase e a investigação é limitada devido ao seu curto período de tempo. Mesmo com a diminuição do contato entre o casco e a superfície, várias estruturas, assim como o TFDP e seu ligamento acessório, ainda estão em constante ou até maior estresse (BACK, 2001), devido à dorsoflexão ou extensão das articulações interfalangeanas (CLAYTON, 1998). Quando os talões começam a deixar a superfície, o centro da

pressão desloca-se em direção à pinça do casco (BALCH et al., 1991; VAN HEEL et al., 2004). Vale ressaltar ainda, que de acordo com Van Heel et al. (2004), a capacidade em compensar é menor nos membros torácicos que pélvicos, e assim, a carga progressiva aplicada a esses membros durante um intervalo de ferrageamento é maior. Este achado aliado ao fato dos membros torácicos suportarem 60% do peso do equino pode explicar o maior número de lesões na região distal dos membros torácicos.

A fase de elevação se inicia quando a pinça deixa a superfície e termina com o contato novamente dos talões com a mesma após a prostração do membro. Inicialmente, a movimentação do membro distal é passiva, secundária à liberação de energia estocada pelos tendões, com a flexão da articulação metacarpofalangeana e interfalangeanas. Entretanto, a extensão final da AID é parcialmente ativa e parcialmente resultado da inércia. As fases de elevação e de posição estão totalmente relacionadas e essa relação é utilizada no ferrageamento para corrigir problemas e melhorar a aparência do passo (PARKS, 2003). Em um estudo realizado por Balch et al. (1991), foi demonstrado que a diminuição do ângulo do casco aumenta a frequência do primeiro contato da pinça com a superfície na fase de impacto e aumento a duração do *breakover*, mas não influenciou no comprimento do passo. Em outro estudo realizado pelo mesmo autor, a pinça mais comprida aumentou a duração do *breakover* ao passo e trote, aumentou o momento máximo de suspensão da pinça e houve uma máxima flexão da articulação metacarpofalangeana ao trote (BALCH et al., 1996).

2.3 Conformação e equilíbrio

Os termos conformação e equilíbrio são frequentemente utilizados. A conformação é a relação estática e pode se referir ao membro ou ao animal como um todo, enquanto o equilíbrio é a consideração estática e dinâmica para um ótimo funcionamento do pé (HILL et al., 2004; KUMMER et al., 2006). Sendo assim, o equilíbrio pode ser manipulado, enquanto a conformação não. Mais além, existe um equilíbrio ideal para cada tipo de conformação. Esse autor enfatiza a importância de considerar os termos conformação e equilíbrio como idéias tridimensionais. Idéias porque diferentemente de regras estritas, são flexíveis para acomodar novo conhecimento e entendimento da função do membro distal e tridimensional porque a mudança em um plano influencia o outro (PARKS, 2003).

Recentemente, o termo equilíbrio natural, geométrico e dinâmico têm sido utilizados. O equilíbrio natural sugere que o pé deve ser modulado de forma semelhante ao dos equinos selvagens, no estado natural. Porém, isso não leva em conta a atividade atlética do animal. O equilíbrio geométrico considera o animal em repouso, o qual o pé deve ser simétrico. Para isso, é realizado o casqueamento, para que a superfície solar do casco seja perpendicular ao eixo longo do membro. Esse conceito é importante, mas não considera o padrão com o qual o casco entra em contato com o chão e nem a conformação do animal. Por último, o equilíbrio dinâmico observa o animal em movimento e implica que o pé equilibrado deve atingir o chão simetricamente e com o casco plano para distribuir a força de forma uniforme na superfície solar. No entanto, nem sempre é possível atingir esse padrão devido à conformação. Além disso, se o animal apresenta uma conformação anormal, esse padrão pode ser prejudicial (O'GRADY e POUPARD, 2001).

Existem estudos recentes que tentam determinar a geometria do casco e sua relação com as estruturas internas (TACHIO et al., 2002; EVARISTO et al., 2006a; EVARISTO et al., 2006b; KUMER et al., 2006) e a forma do casco tem sido relacionada com a conformação do membro distal (ANDERSON e MCIWRAITH, 2004b). No entanto, vários fatores são avaliados para determinar se existe equilíbrio baseados na experiência clínica e estudos científicos. Acredita-se que fatores como hereditariedade, nutrição e ambiente externo podem influenciar a conformação em equinos em crescimento, mas a significância e a interação desses fatores ainda não são totalmente entendidas (KROEKENSTOEL et al., 2006; O'GRADY, 2006). A palavra "normal" quando se referindo ao pé não é a mais correta a ser utilizada, pois pode ser enganosa por não considerar a genética, raça, conformação, influência do ambiente externo e a atividade atlética do animal. A palavra "funcional" é a mais adequada porque descreve um pé que apresenta um eixo casco-quartela paralelo, a parede do casco com espessura adequada, profundidade da sola adequada, talões sólidos e anéis de crescimento abaixo da coroa do casco equivalentes (O'GRADY, 2008).

O alinhamento do dígito, consistindo na primeira, segunda e terceira falange, deve formar uma linha reta, o que é chamado de alinhamento do eixo casco-quartela. O ângulo formado pelo aspecto dorsal do casco e da quartela com o chão deve ser o mesmo, sendo que o ângulo entre os dois é de 180 graus. De acordo com Page e Hagen (2002), a falta de alinhamento das três falanges distais pode ser observada em 72,8% dos equinos com claudicação nos membros torácicos. Quando

o dígito é visto de lado, o ângulo que a parede dorsal do casco forma com a superfície do chão é variável. O angulo dos talões deve ter alguns graus a menos que do casco. O comprimento da parede dorsal do casco também é variável e foi correlacionado com o peso dos animais. Já, o comprimento da pinça em cavalos selvagens variou de 6,7 a 8,9 cm e não foi correlacionado com o peso (JACKSON, 1992). Quando visto dorsalmente, o casco deve ser simétrico. A parede medial é comumente mais íngreme e, portanto um pouco mais curta que a lateral. Quando visto pela superfície distal, o pé deve ter aproximadamente a mesma largura que o comprimento. A ranilha deve ser simétrica. A parte lateral da sola normalmente apresenta uma superfície maior que a medial, que corresponde à diferença no ângulo da parede quando visto dorsalmente. A largura da ranilha deve ter aproximadamente 50% a 66% do seu comprimento. Existe uma lista de possibilidades de diagnósticos quando o membro distal é avaliado. O entendimento e a observação da função, conformação e equilíbrio do membro distal é a base para identificar onde ocorre maior estresse e chegar a um diagnostico mais preciso (PARKS, 2003).

2.4 *Influência do casqueamento e ferrageamento na biomecânica*

Animais domésticos devem ter seus cascos aparados para utilização de uma ferradura ou porque o crescimento deste excede o seu desgaste. A utilização de uma ferradura é essencial no animal atleta para proteger o casco e suas estruturas internas. O casqueamento e o ferrageamento têm uma influência direta na função normal não somente do dígito, mas de todo o membro locomotor (PARKS, 2003). O grande problema é a controvérsia que existe em relação ao que é correto. O ferrageamento não é uma ciência exata, pois o animal vive em um mundo dinâmico e deve ser casqueado de acordo (FOOR, 2007). Segundo O'Grady (2006), a conformação do casco está diretamente relacionada com a sustentação do membro e, portanto, a manutenção do equilíbrio é de fundamental importância na prevenção de lesões ao membro distal. Portanto, é essencial que o veterinário tenha um conhecimento mínimo dessa técnica (O'GRADY, 2008). O objetivo do casqueamento e ferrageamento é de facilitar o *breakover*, proteger a sola e promover suporte aos talões (O'GRADY e POUPARD, 2001). A ferradura representa uma estrutura a mais com diferente característica física entre o casco e a superfície. Muda minimamente o ponto da GRF durante o passo, já o peso adicionado ao pé pode ter um efeito mais significativo. O peso aumenta a inércia, o que diminui a habilidade do membro em

resistir mudanças de velocidade. Além disso, o peso da ferradura cria mudanças na animação do passo na fase de elevação em alta velocidade, aumentando a retração do membro. Ainda mais, ocorre um discreto aumento no apoio do membro e um aumento na força exercida no navicular pelo TFDP (WILLEMANN, 1994). Com o aumento do peso do membro distal pode ocorrer fadiga. A superfície de aço diminui a tração com a superfície no momento de impacto e diminui a capacidade de acomodação em superfícies desiguais. A forma com que a ferradura é aderida ao casco diminui a expansão da cápsula do casco, mas não impede a expansão dos talões (PARKS, 2003). De acordo com Dyhre-Poulsen et al. (1994), aumenta a frequência de vibrações na fase de impacto e a GRF, gerando a necessidade de um mecanismo absoritivo de impacto o mais hígido possível (PARKS, 2003). Existem ferraduras plásticas utilizadas com palmilhas viscoelásticas sintéticas que reduzem a frequência e a magnitude das vibrações associadas ao impacto (BENOIT et al., 1993). Contudo, a significância clínica dos efeitos descritos acima e os efeitos causados em certos tipos de ferraduras ainda não são completamente entendidos (ELIASHAR et al., 2002). Ainda, dependendo do tipo de modalidade esportiva e da raça, o tipo de ferradura desejável para uma melhor *performance* é diferente. Em *Standardbreds* quanto mais leve a ferradura, melhor, pois confere velocidade. Em contrapartida, em raças em que uma maior retração do membro é desejável como equinos de sela e *Hackneys*, o maior peso da ferradura leva ao aumento da flexão da articulação femorotibiopatelar e o aumento da pinça causa uma maior flexão da quartela (FOOR, 2007).

De acordo com Moleman et al. (2006), o crescimento do casco entre dois intervalos de casqueamento leva à diminuição do ângulo do casco e ao aumento do comprimento da pinça, enquanto a GRF move-se em direção aos talões. Em consequência disso, ocorre uma extensão da AID e aumento na tensão do TFDP e pressão na bursa do navicular, sem mudança na AIP.

A mudança no ângulo do casco usando diferentes tipos de ferraduras é uma parte da terapia para claudicação em equinos. Antigamente, acreditava-se que elevando os talões resultaria na redução de tensão de ambos os tendões flexores assim como do LSB (LOCHNER, 1980). Existem vários estudos recentes que demonstram a mudança do ângulo das articulações do membro distal quando ocorre a elevação dos talões ou da pinça (HINTERHOFER et al., 2000; CREVIER-DENOIX et al., 2001; DEGUERCE et al., 2001; CHATEAU et al., 2004). No estudo realizado por Crevier-Denoix et al. (2001) foi demonstrado que um aumento do ângulo da

pinça induziu um decréscimo no ângulo dorsal da articulação metacarpofalangeana (extensão) e no ângulo palmar da AIP e AID (flexão). Foram utilizados equinos com diferentes ângulos iniciais da pinça do casco e o resultado foi semelhante para todos, indicando que, independente da conformação do equino, o efeito da elevação da pinça e de talões será o mesmo. Ainda, foi demonstrado que a elevação dos talões induz flexão do cotovelo, associado com uma posição mais vertical do membro. Esse movimento leva a uma maior tensão principalmente do TFDS. Esse aumento de tensão no TFDS também foi demonstrado por Riemersma et al. (1996) e Stephens et al. (1989). Com a elevação dos talões ocorre a diminuição de tensão no TFDP, pois ocorre flexão da AID, diminuindo o momento nessa articulação. Em contrapartida, a elevação da pinça leva ao aumento de tensão no TFDP. A aplicação clínica desses efeitos de elevação de pinça e talão são utilizados para a síndrome podotroclear, com a elevação dos talões e consequente flexão da AID; contraindicado para afecções de boleto em que não é desejada a extensão da articulação metacarpofalangeana; contraindicado para lesões no TFDS e LS (CREVIER-DENOIX et al., 2001).

Corroborando com essas afirmações, Chateau et al. (2004) observaram que uma elevação do talão em 6° aumentou a extensão da articulação metacarpofalangeana ao passo, assim como a flexão das articulações interfalangeanas. Chateau et al. (2006b) avaliaram o efeito da elevação do talão e da pinça em 6° ao trote, porém não houve mudança significativa no ângulo dorsal da articulação metacarpofalangea. No estudo realizado por Lawson et al. (2007), também foi avaliada a tensão dos tendões e ligamentos com elevação em 6° da pinça e dos talões. Ao trote, a elevação dos talões diminuiu a tensão no ligamento acessório do TFDP e aumentou a tensão no LSB e a elevação da pinça aumentou a tensão no TFDP, diminuindo a tensão no LSB e TFDS. Os resultados encontrados ao passo foram semelhantes aos encontrados ao trote, com um aumento na tensão do TFDS. Em relação à articulação metacarpofalangeana, não foi observada nenhuma alteração na sua extensão ao trote, mas ao passo houve um aumento significativo. Apesar disso, mudanças significativas na tensão do LSB foram observadas.

Assim, o TFDP não segue o mesmo padrão de tensão do TFDS e do LSB, visto que é fortemente influenciado pela AID. Em contrapartida, o TFDS e o LS apresentam padrões de tensão semelhantes ao passo e ao trote. O TFDS passa palmarmente à articulação metacarpofalangeana e à AIP e, portanto, é afetado com a mudança nessas articulações. O LSB se insere nos sesamoideos proximais e

qualquer mudança na posição destes altera a tensão desse ligamento. Por sua vez, o movimento dos sesamoideos proximais é parcialmente dependente da sua ligação com a primeira falange, sendo fortemente influenciado pela posição da primeira falange (CREVIER-DENOIX et al., 2001; LAWSON et al., 2007).

Vários tipos de ferrageamento terapêutico têm sido utilizados no tratamento das claudicações. No entanto, é de fundamental importância que a tensão em outras estruturas seja considerada nesse tipo de intervenção para evitar aumentos não intencionais na tensão do TFDS e LS (LAWSON et al., 2007). A ferradura oval ou *egg-bar*, na qual atua como uma extensão palmar para aumentar a área de contato é uma das mais utilizadas, levando a uma melhor distribuição do peso e um maior suporte aos talões. É utilizada rotineiramente para tratar animais apresentando síndrome do navicular. É sugerido que essas ferraduras têm algum efeito no padrão de distribuição do peso do membro distal, levando a uma redução na tensão do TFDP, porém aparentemente aumenta a tensão no LSB. Vale ressaltar que essa ferradura não causa efeito nenhum no TFDP em animais saudáveis e nem no navicular. Em repouso, faz com que a GRF seja deslocada palmarmente, o que é benéfico para afecções do TFDP e do navicular, mas é potencialmente maléfico para a parede do casco e os talões, podendo deformar os talões e causar uma maior concavidade da sola (ROGERS e BACK, 2003).

2.5 Interação do membro distal com a superfície

Sabe-se que o material da superfície do chão pode modificar a transferência do peso no casco e a sua propagação nos ossos, tendões e ligamentos (CREVIER-DENOIX et al., 2009). O peso do animal é distribuído na parede e barras do casco e imediatamente adjacente à sola e na ranilha, o que vale para animais ferrados e que se encontram em superfícies rígidas. No entanto, se a superfície for macia e deformável, o peso se concentra na sola e ranilha (DABAREINER e CARTER, 2003).

Um experimento conduzido por Crevier-Denoix et al. (2010) demonstrou que em uma superfície de areia com quantidade de água 30% menor que outra levou ao aumento da frequência do passo e diminuição do seu comprimento, indicando desconforto e diminuição de performance. Ainda, de acordo com Chateau et al. (2006a) e Crevier-Denoix et al. (2010), superfícies deformáveis permitem um afundamento inicial dos talões seguido de rotação da pinça durante a fase média de posição e propulsão, levando à maior GRF na fase de propulsão. Foi demonstrado

que em uma superfície mais deformável e profunda a extensão da articulação metacarpofalangeana é menor em até 60% da fase de apoio devido ao aumento da contração muscular dos tendões flexores. No entanto, em aproximadamente 80% da fase de recepção, a extensão da articulação metacarpofalangeana é maior quando comparada a uma superfície mais rígida, gerando mais tensão no TFDS e LSB (CREVIER-DENOIX et al., 2010).

Sabe-se que a superfície rígida é um fator predisponente nas lesões de LSB e TFDS, principalmente em alta velocidade (WILLIAMS et al., 2001). Entretanto, quando um animal se exercita em superfícies mais deformáveis e profundas, a propulsão é uma fase crítica, a articulação metacarpofalangeana ainda encontra-se estendida e os músculos flexores digitais tem que realizar uma força maior durante a propulsão. Levando em conta essas afirmativas, o TFDS encontra-se mais estressado e mais vulnerável a lesão que em superfícies rígidas. Adicionado a isso, devido à rotação do casco durante a fase de propulsão, aumentada em superfícies mais deformáveis, existe uma diminuição do ângulo palmar da AID (CHATEAU et al., 2006a), diminuindo a tensão no TFDP e levando a uma tensão ainda maior no TFDS e no LSB para dar suporte à articulação metacarpofalangeana (CREVIER-DENOIX, 2010).

2.6 Exame radiográfico do membro distal

Um método ideal para avaliar e preservar a função ótima do pé é através da monitoração da conformação com radiografias (LAWSON et al., 2007; O'GRADY, 2008). Radiografias lateromediais e dorsopalmares do membro distal são utilizadas para visualizar o alinhamento do eixo casco-quartela e o equilíbrio mediolateral (O'GRADY e POUPARD, 2001). Neste trabalho serão abordadas as mensurações lateromediais.

2.6.1 Mensurações do casco comumente utilizadas nas radiografias lateromediais

2.6.1.1 Alinhamento do eixo casco-quartela, ângulo do casco e ângulo dos talões

O alinhamento do eixo casco quartela é definido como a existência de paralelismo entre as três falanges (Figura 3) quando o membro é visto de lado. O alinhamento do eixo casco-quartela é a mensuração mais aceita para avaliar o equilíbrio do casco (O'GRADY e POUPARD, 2003). A afirmação de Bach et al. (1995) vai de encontro à dos autores anteriores, os quais especificam que o

alinhamento real das falanges não ocorre porque a AIP está sempre hiperestendida independente do ângulo do casco. De acordo com Parks (2003), o ângulo formado pelo aspecto dorsal do casco e da quartela com o chão deve ser o mesmo, sendo que o ângulo entre os dois deve ser 180 graus. Em um estudo realizado por Cust et al. (2013) com cavalos de corrida, nenhuma correlação foi encontrada entre o ângulo do casco e o desempenho dos animais. Intrigantemente, foi encontrada correlação entre o eixo casco quartela e o desempenho desses animais, indicando que para cada grau a menos, a chance de ganhar aumentou em 6%.

O ângulo do casco é o ângulo formado pela parede dorsal do casco e a superfície do chão (O'GRADY e POUPARD, 2001). Existem muitas definições do que é considerado normal para essa mensuração. A maioria dos autores concordam que um ângulo de 45-55° e 50-55° é considerado normal para membros torácicos e pélvicos, respectivamente (BACH et al., 1995). No entanto, alguns autores sugerem que esses valores são errôneos, pois não consideram a conformação individual de cada animal (O'GRADY e POUPARD, 2001). Estes autores afirmam que a angulação ideal ocorre quando uma linha traçada na superfície dorsal do casco é equivalente à traçada na superfície dorsal dos talões, apresentando o mesmo ângulo. Intrigantemente, outros pesquisadores afirmam que essa equivalência é difícil de atingir, pois a parede do casco na região da pinça é rígida e fixa, enquanto na região dos talões é fina, e flexível independente do animal estar ferrado ou não. Isso leva ao maior desgaste dos talões quando comparado com a pinça, levando a um ângulo dos talões geralmente menor que da pinça. (PARKS, 2003; O'GRADY, 2008). Corroborando com a informação supracitada, Dyson et al. (2011) observou em seu estudo radiográfico que os ângulos da parede dorsal do casco e dos talões geralmente não são paralelos. Balch et al. (1991) citaram que o ângulo do casco ideal varia de 50 a 54 graus. Em cavalos de corrida, Anderson e McIlwraith (2004a) encontraram uma média de 48 graus em cavalos de três anos. Já Kobluc et al. (1989) citaram uma média entre 50 e 54,6 graus em 95 cavalos de corrida. No último estudo citado, foi encontrado um ângulo maior em cavalos que venceram mais de 10 corridas. Hampson et al. (2013) encontraram valores de normalidade em cavalos selvagens de $52,8 \pm 2,6$ graus.

Redden (1988) classificou os desvios de angulação entre os cascos contralaterais em quatro graus. No grau 1 há uma diferença de 3° a 5° entre os ângulos dos cascos contralaterais; no grau 2 há uma diferença de aproximadamente 5° a 8° entre os cascos contralaterais; no grau 3 há uma diferença de mais de 8°

entre os cascos contralaterais e no grau 4 a diferença de angulação entre os cascos contralaterais que pode chegar até 80°.

Quando não há o alinhamento do eixo casco-quartela, o animal pode apresentar a pinça comprida e os talões baixos, um ângulo dorsal do casco menor que da quartela, chamado de eixo casco-quartela quebrado para trás. Em um estudo realizado por O'Grady e Poupard (2003), 77% dos cavalos com claudicação apresentaram esse tipo de conformação. Além disso, é tão comum que é considerado normal na prática equina. Já foi demonstrado que animais com esse tipo de configuração são predispostos a apresentar lesão no TFDP e no aparelho podotroclear, pois ocorre dorsoflexão ou extensão da AID. Além disso, esses animais começam a usar a pinça como a primeira estrutura a atingir o chão durante o passo (O'GRADY, 2008).

Ângulos dorsais do casco elevados apresentam o ângulo dorsal do casco maior que o ângulo dorsal da quartela, criando um eixo casco-quartela quebrado para frente. Quando há um aumento extremo do ângulo esse tipo de pé é chamado de encastelado, e concomitantemente há o desalinhamento das falanges, sendo classificado como uma deformidade por contratura do TFDP. O ângulo dorsal do casco elevado leva a flexão da AID e apoio da pinça durante o passo e aumenta a pressão na parte dorsal do pé. Algumas lesões encontradas nesse tipo de conformação são inflamação da AID, lesão na sola, aumento da tensão dos ligamentos suspensórios do navicular e ligamento suspensório do boleto. Quando há presença de ângulos elevados sem o desalinhamento das falanges, é possível corrigir esse defeito diminuindo os talões durante o casqueamento e atrasando o *breakover* para compensar qualquer aumento de tensão causada no TFDP por diminuir os talões (O'GRADY e POUPARD, 2001).

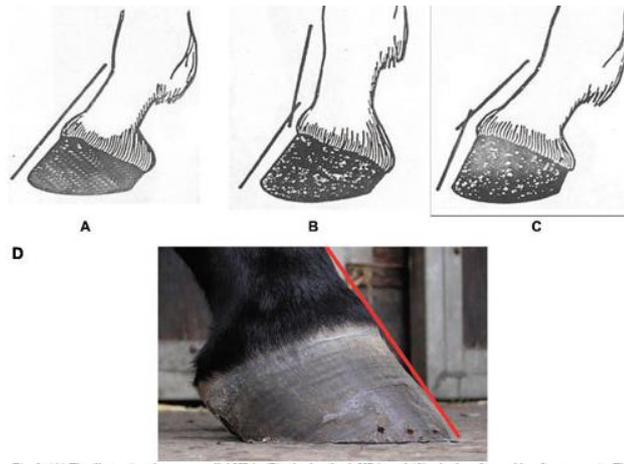


Figura 3. Demonstração do eixo casco-quartela. A- Eixo casco-quartela paralelo. B- Eixo casco-quartela quebrado para trás. C- Eixo casco-quartela quebrado para frente. D- Eixo casco-quartela paralelo. Fonte: O'GRADY (2009).

2.6.1.2 Centro de rotação

Uma linha é traçada do centro do côndilo lateral da falange média até a superfície, dividindo a superfície do pé em duas metades iguais (Figura 4) (O'GRADY e POUPARD, 2001). O centro de rotação forma um ponto de referência que coincide com uma linha traçada na região mais larga do pé e é utilizada para acessar conformação durante o casqueamento (O'GRADY, 2008). A justificativa para essa mensuração é que permite um momento na AID em equilíbrio quando o animal apoia o membro, levando a GRF direcionado ao centro de rotação (O'GRADY, 2009).

O suporte da pinça é a distância entre o centro de articulação e a ponta do casco. A literatura sugere que o suporte da pinça deve ser de 50%, mas em um estudo realizado com 131 membros torácicos, foi encontrado o valor de $67,06 \pm 5,41\%$, sendo que nenhum desses cascos apresentou o suporte da pinça de 50% (CRAIG, 2001).

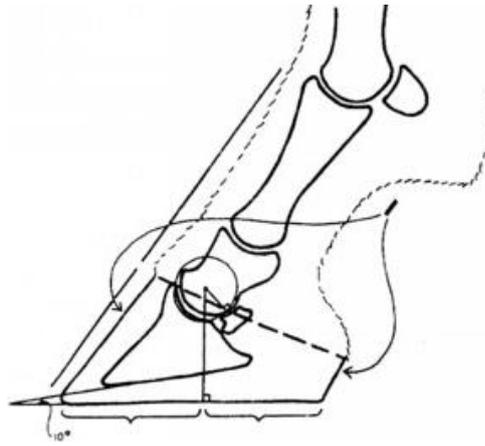


Figura 4. Centro de rotação ideal no pé saudável. Fonte: O'GRADY e POUPARD (2001).

2.6.1.3 *Breakover*

O *breakover* é definido como a fase do passo entre o momento que o animal eleva os talões e o momento de elevação da pinça do chão (O'GRADY, 2008). É a última porção do casco a deixar o chão. A mudança no comprimento da pinça, no eixo casco-quartela e no ângulo do casco afeta o *breakover* e a tensão exercida no TFDP. Geralmente o *breakover* é atrasado na presença de pinças compridas e um ângulo dorsal do casco agudo, requerendo mais tempo e força para rotacionar o talão sobre a pinça (O'GRADY e POUPARD, 2001).

Facilitando o *breakover*, ou seja, movendo este em direção palmar/plantar, diminui o braço criado pela pinça, muda a tensão no TFDP, muda o navicular proximalmente e muda o ângulo entre a falange proximal e média. Diminuir o comprimento da pinça ou aplicando uma ferradura que permite o rolamento da pinça, ferradura de balanço ou uma ferradura quadrada na pinça é uma forma de facilitar o *breakover* (O'GRADY e POUPARD, 2001).

A distância entre a ponta da terceira falange e a ponta do casco é outra mensuração e é útil para guiar o casqueamento em relação à quantidade de pinça que deve ser retirada (CRAIG, 2001).

2.6.1.4 *Espessura da sola*

A função da sola é de proteger e suportar as estruturas. A sola ideal deve ser firme a palpação e côncava. A espessura pode ser mensurada através da distância vertical entre a superfície palmar/plantar da terceira falange e a superfície da sola

(O'GRADY e POUPARD, 2001), normalmente no ápice da falange. De acordo com O'Grady (2008), a espessura ideal da sola é de pelo menos 15mm. Venogramas de equinos com espessura menor que 15 mm demonstram a papila solar dobrada, comprimida ou ausente, o que inibe o crescimento da sola e cria um ciclo vicioso de uma sola fina e frágil (REDDEN, 2003). Espessura de sola inadequada é a causa mais comum de lesões crônicas (MOYER, 1988). Essa espessura pode ser mantida atrasando a pinça de tal forma que a parede dorsal do casco fique alinhada e não retirando excesso de sola durante o casqueamento (O'GRADY e POUPARD, 2001). Porém existem diferenças entre as médias encontradas em algumas raças. Equinos da raça Puro Sangue Inglês apresentam uma profundidade de 8 mm ou menos, sendo predispostos a lesões na sola. Em compensação, equinos da raça *show Hunter* deve apresentar uma profundidade de pelo menos 22 mm (FOOR, 2007).

2.6.1.5 *Distância de afundamento*

A distância de afundamento consiste no comprimento vertical entre o limite proximal da parede dorsal do casco e o limite do processo extensor da falange distal e é considerada uma mensuração importante em animais referente à laminite (CRIPPS e EUSTACE, 1999). Existe uma grande variação natural dessa mensuração, indicando que esse parâmetro é limitado em animais no estágio inicial dessa doença (KUMMER et al., 2006). De acordo com Pollitt (2008), essa distância deve ser menor que 11mm. Valores maiores foram encontrados por Xavier et al. (2013). Em contrapartida, Eustace (2010) afirma que essa medida tem importância quanto ao prognóstico e que valores acima de 13 mm apresentam menos de 60% de chance de sucesso em sua recuperação. Em um estudo realizado com 36 equinos da raça Mangalarga Marchador, a média geral encontrada foi de 11,8±3,26mm, o que sugere cautela quando utilizados valores de referencia internacionais (MAGALHÃES et al., 2014). Redden (2003) cita valores de normalidade entre 0-15 mm.

2.6.1.6 *Ângulo palmar*

O ângulo palmar é descrito por O'Grady (2008) como sendo o ângulo formado pela superfície solar da terceira falange relativo ao chão e deve ser de 3° a 5°. Fornece informação em relação a integridade dos tecidos moles na região do talão. Na maioria do pés saudáveis esse ângulo é positivo, o que significa que as asas da terceira falange estão mais elevadas que o ápice. Como a maioria das

outras mensurações, esta também é dependente da raça. As que possuem tendência a ter o eixo casco-quartela quebrado para frente apresentam um ângulo palmar maior que aquelas que apresentam o ângulo dorsal do casco menor. Um ângulo palmar elevado pode ser encontrado em animais encastelados, com laminite e outras condições patológicas. Um ângulo palmar negativo (asas da terceira falange abaixo do apice) indica perda significativa da integridade estrutural da área dos talões, e causa uma maior tensão no TFDP (REDDEN, 2003).

De acordo com Redden (2010), o ângulo palmar é considerado como uma das principais mensurações na avaliação da rotação disto-palmar da falange distal promovida pela perda de resistência da conexão entre estojo córneo e falange distal que ocorre durante a laminite. Valores maiores foram encontrados por Xavier et al. (2013).

2.6.1.7 Distâncias proximal e distal entre a falange distal e parede do estojo córneo

São definidas como as distâncias entre a superfície dorsal da terceira falange e a superfície externa da parede dorsal do casco. Essa distância pode ser mensurada em qualquer local ao longo da superfície dorsal da terceira falange, mas Redden (2003) sugere que sejam realizadas em dois locais: abaixo do processo extensor e próximo a ponta distal da terceira falange. De acordo com esse mesmo autor, no pé do equino adulto saudável essa distância deve ser a mesma proximal e distalmente. Em pés imaturos, a medida proximal pode ser maior que a distal. Valores normais em Quartos de Milha, Puro Sangue Inglês e a maioria das outras raças leves são de 15 a 16 mm e em Standardbreds esse valor costuma ser um pouco maior, de 20 mm (REDDEN, 2003). Pollitt (2008) afirma que essa distância é de 16 a 18 mm em equinos saudáveis pesando entre 400 e 450kg e a falange deve ser paralela ao estojo córneo. Ainda, aumentos de 2-3 mm são considerados de grande relevância na fase inicial da laminite. Valores maiores foram descritos por Xavier et al. (2013). Magalhães et al. (2014) encontraram valores de $18,9 \pm 1,89$ mm na medida distal e $20,5 \pm 1,85$ mm na medida proximal em equinos saudáveis da raça Mangalarga Marchador. Em equinos com laminite, doença da linha branca e outras condições, os valores distais encontram-se maiores que os proximais. Essa mensuração quando avaliada junto com o ângulo palmar fornece informações importantes em relação à rotação da terceira falange (REDDEN, 2003).

2.6.1.8 *Distância casco-boleto*

A distância entre uma linha traçada na longitudinal do membro, palmar ao boleto, e os talões. Fornece informações sobre a extensão da articulação metacarpofalangeana (CRAIG, 2008).

2.6.1.9 *Comprimento da falange média*

O comprimento da falange média é definido como a distância entre o centro de dois círculos utilizados para mensurar o centro de rotação da AIP e da AID menos o raio do círculo da AIP (Figura 5) (CRAIG et al., 2001). Kummer et al. (2006) encontraram uma correlação entre o tamanho da segunda falange e a altura de cernelha em equinos da raça Warmblood. O mesmo autor descreve essa mensuração como sendo invariável antes e após o casqueamento.

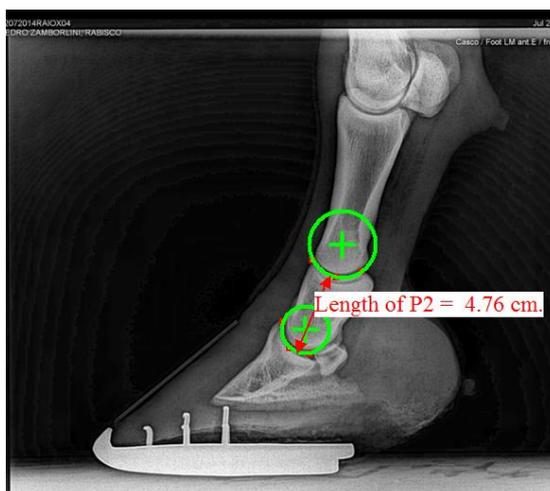


Figura 5. Círculos do centro de rotação como ponto de referencia para mensurar o comprimento da segunda falange.

2.6.1.10 *Altura do talão*

Evaristo et al. (2006b) avaliaram algumas mensurações radiográficas de equinos da raça Mangalarga Marchador e obtiveram a altura média dos talões de $3,27 \pm 0,55$ cm. Talões muito baixos ou muito altos não são desejáveis. Já foi demonstrado em vários estudos que a elevação dos talões leva ao aumento de tensão no LSB e diminui a tensão no TFDP (CHATEAU et al., 2004; CHATEAU et al., 2006b). Talões muito baixos são comuns na síndrome da pinça comprida e

talões baixos, o que leva a um aumento de tensão do TFDP e das estruturas da região palmar do pé (O'GRADY, 2008).

2.6.1.11 Ângulo da AID e AIP

O ângulo das articulações interfalangeanas demonstra o alinhamento do eixo casco-quartela. Para quantificar o ângulo da AID uma linha é construída do centro de rotação em direção à sola e paralela a superfície dorsal da terceira falange. O valor do ângulo é formado por essa linha e uma linha definida que conecta os dois centros de rotação, da AIP e AID. Para quantificar o ângulo da AIP, uma linha que conecta os dois centros de rotação é construída (Figura 6). O valor do ângulo é formado por essa linha e outra que representa o eixo da primeira falange (CRAIG et al., 2001). A literatura relata que esses ângulos devem estar próximo do 0 para que haja o alinhamento das três falanges (STASHAK et al., 2002). Em um estudo realizado com várias raças foram avaliados 151 cascos dos membros torácicos e a média encontrada para o ângulo da AID foi de $8,27 \pm 9,04$ graus e para o ângulo da AIP foi de $5,78 \pm 5,18$ graus. Esses resultados sugerem que os ossos são um pouco mais alinhados para frente (CRAIG e CRAIG, 2005).

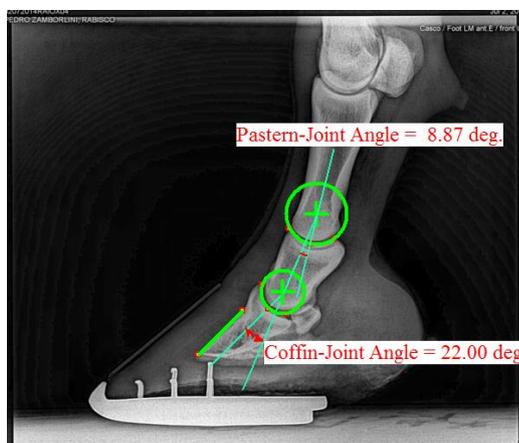


Figura 6. Definição do ângulo da AID e da AIP.

2.7 Ligamento suspensório do boleto (LSB)

2.7.1 Anatomia

O conhecimento da anatomia do ligamento suspensório do boleto é de fundamental importância para a utilização de imagem como método diagnóstico. Nos membros torácicos, o LSB se origina como uma fina camada de fibras da região

palmar do terceiro osso do carpo e do terceiro metacarpiano e do segundo e quarto ossos metacarpianos (Figura 7) (WERPY e DENOIX, 2012) e é um músculo modificado com características tendíneas. Corresponde ao músculo interósseo médio em animais polidactilus. No equino, o LSB é composto predominantemente de tecido tendíneo colagenoso, com proporção variável de músculo residual (GIBSON e STEEL, 2002). É dividido em 2 lóbulos (medial e lateral), ao nível da origem do ligamento, e, aproximadamente 5 a 6cm distal à articulação carpometacarpiana, os lóbulos se unem para formar um ligamento oval. Tipicamente, o lóbulo medial é mais fino e amplo que o lateral (Figura 8). O formato oval continua distalmente até a região de bifurcação. Regiões focais de gordura e músculo são encontradas em cada lóbulo com quantidade e distribuição variáveis, com quantidade equivalente ou não quando comparando membros torácicos contralaterais (WERPY e DENOIX, 2012). Ainda, de acordo com Gibson e Steel (2002), a quantidade de músculo e gordura nos membros contralaterais pode variar entre indivíduos e raças. Wilson et al. (1991) demonstraram em seu estudo que Standarbreds possuem uma quantidade de 40% a mais de músculo que cavalos da raça Puro Sangue Inglês e as éguas apresentaram uma maior proporção de músculo quando comparado com os cavalos. Ainda, a proporção de músculo parece não variar com a idade, mas há diferentes opiniões se varia em resposta ao treinamento (DENOIX, 1994; DYSON et al., 1995). O LSB se divide em ramos medial e lateral no terço distal do metacarpo que se inserem na margem abaxial dos sesamoideos proximais. A parte muscular não continua nos ramos do LSB (WERPY e DENOIX, 2012). O ligamento continua como dois ramos extensores, se inserindo no aspecto dorsal do membro no tendão extensor digital comum (TEDC) ao nível da articulação interfalangeana proximal (GIBSON e STEEL, 2002).



Figura 7. McIII palmar dissecado demonstrando a porção proximal do LSB. A principal origem é no aspecto proximopalmar do McIII. Existem fibras que se originam no aspecto medial e lateral do segundo e quarto ossos metacarpianos. A origem mais proximal é no tubérculo palmar do terceiro e quarto ossos carpiianos. 1- LSB; 2- Segundo osso metacarpiano; 3- McIII; 4 – Quarto osso metacarpiano; 5 – Terceiro osso carpiiano; 6- Quarto osso carpiiano. Fonte: DENOIX et al., (2008).



Figura 8. Corte anatômico demonstrando a porção proximal do LSB no membro torácico, na região imediatamente distal à sua origem. Caracteriza-se por 2 lóbulos, o medial (1) sendo mais amplo que o lateral (2), e este mais espesso e estreito. Fonte: DENOIX et al., (2008).

A região proximal do LSB é limitada dorsalmente pelo terceiro osso do metacarpo, palmarmente pelo ligamento acessório do tendão flexor digital profundo e axial/abaxialmente pelo segundo e quarto ossos do metacarpo. O recesso palmar da articulação carpometacarpiana se estende 1 a 2 cm distal à origem do ligamento suspensório nos membros torácicos (DENOIX, 1994).

2.7.2 Ultrassonografia do LSB

A anatomia complexa do LSB requer técnicas adicionais de ultrassonografia para a visualização completa do ligamento. As regiões de gordura e músculo criam variações na ecogenicidade do ligamento, o que torna difícil determinar se há presença ou não de lesão. A técnica que permite identificar corretamente regiões de fibra do LSB em relação às regiões de músculo e gordura é chamada de incidência

oblíqua. Essa técnica utiliza os princípios da anisotropia. Quando a *probe* do ultrassom está perpendicular ao eixo longitudinal das fibras lineares cria-se uma ecogenicidade máxima; em contrapartida, quando a *probe* não está perpendicular ao eixo, a ecogenicidade encontra-se diminuída. A ecogenicidade da gordura e, em menor grau, do músculo não é dependente do ângulo da *probe*. Portanto, essa mudança de incidência da *probe* pode ser utilizada para identificar as regiões de fibras em contraste com a regiões de gordura e músculo do LSB (WERPY e DENOIX, 2012).

2.7.2.1 Abordagem padrão do LSB nos membros torácicos

Imagens longitudinais e transversais do LSB devem ser adquiridas da região palmar do metacarpo com uma *probe* linear. A frequência, as zonas focais, a profundidade e o ganho devem ser ajustados para maximizar a qualidade de imagem na região do LSB. A comparação com o membro contralateral é de fundamental importância em todos os casos, mesmo quando há sinais óbvios de lesão. Um sistema de mensuração (zonas ou centímetros) distais ao osso acessório do carpo deve ser utilizado. Vale ressaltar que a onda do ultrassom consegue penetrar apenas na região de superfície de contato da *probe* e, portanto, é importante reconhecer que o ligamento vai além dessas margens (WERPY e DENOIX, 2012).

O LSB deve ser avaliado em imagens transversais e longitudinais, com intervalos de mensuração regulares. O tamanho, a forma e a ecogenicidade devem ser avaliados (WERPY e DENOIX, 2012).

2.7.2.2 Artefatos de margem e vasculatura no LSB

É importante conhecer os artefatos de imagem na avaliação do LSB, pois podem levar à mudanças na ecogenicidade do tecido. O artefato de margem ocorre quando a onda do ultrassom atinge uma superfície curva e é refletida para fora da *probe*. Assim, o ultrassom não tem nenhuma informação dessa área, aparecendo como uma linha preta no monitor. Como exemplo, pode ser citado um vaso na região palmar do metacarpo. Quando a onda do ultrassom atinge as margens dorsal e palmar do vaso, a onda é refletida de volta à *probe*, aparecendo como duas linhas brancas ao redor de uma estrutura anecóica no monitor do ultrassom. No entanto, quando a onda do ultrassom atinge as margens lateral e medial, essa onda é refletida para fora da *probe* e, portanto, não forma duas linhas brancas no ultrassom

circundando lateralmente e medialmente o vaso. Esse artefato pode ocorrer com qualquer estrutura curva, como TFDS no metacarpo (WERPY e DENOIX, 2012). Outro artefato, chamado reforço acústico posterior, causa um aumento da ecogenicidade em tecidos posteriores à imagem cística, como por exemplo, um vaso. Isso ocorre porque as ondas sonoras passam praticamente sem sofrer perdas de absorção, refração ou reflexão pela imagem cística, sendo um artefato útil na caracterização de estruturas anecóicas (WERPY e DENOIX, 2012).

O artefato de margem e o reforço acústico posterior ocorrem simultaneamente quando as ondas sonoras atingem um vaso. Assim, recomenda-se identificar as estruturas que podem influenciar na ecogenicidade do LSB antes de propriamente avaliar o ligamento. É necessário identificar os artefatos de margem provenientes do TFDS e identificar os vasos palmares ao LSB. Feito isso, avalia-se a espessura desses vasos e a ecogenicidade correspondente a essa espessura no LSB, no qual é esperado encontrar uma ecogenicidade aumentada. Anormalidades no ligamento irão alterar esse padrão de ecogenicidade (WERPY e DENOIX, 2012).

2.7.2.3 *Complemento à técnica padrão*

O uso do *stand-off* promove uma melhor visualização do ligamento, pois aumenta a superfície de contato entre a *probe* e a pele. Em adição à técnica padrão, o LSB do membro torácico deverá ser avaliado com o carpo em flexão, pois permite uma melhor visualização do ligamento. Isso ocorre devido ao relaxamento dos tendões flexores, aumentando a área de contato da *probe*, permitindo que o LSB seja visualizado em uma só imagem. Além disso, os artefatos de margem e reforço acústico posterior são consideravelmente diminuídos (WERPY e DENOIX, 2012).

2.7.2.4 *Identificação de mudanças patológicas no LSB*

Anormalidades no tamanho, forma, margem e ecogenicidade podem indicar alterações patológicas no LSB. Identificação de variações focais na ecogenicidade do ligamento utilizando a técnica padrão requer uma investigação com o membro em flexão e a técnica de incidência oblíqua. Lesão no LSB com diminuição da ecogenicidade pode ser identificada independente do ângulo da *probe*. Em contrapartida, tecido de cicatrização terá uma maior ecogênica independente da incidência das ondas sonoras. Perda da distribuição normal de gordura e músculo também pode ser visualizada quando há lesão no LSB (WERPY e DENOIX, 2012). Ainda, anormalidades associadas com desmíte proximal dos membros torácicos

incluem aumento da área transversal total (cm²), o que pode resultar em redução do espaço entre o LSB e a região palmar do McIII, ou entre o LSB e o tendão acessório do TFDP, áreas difusas ou focais de redução da ecogenicidade, lesão focal anecóica, mineralização focal, nova formação óssea na entese no córtex palmar do McIII (Dyson, 2007) e irregularidade no contorno palmar do McIII (GIBSON e STEEL, 2002).

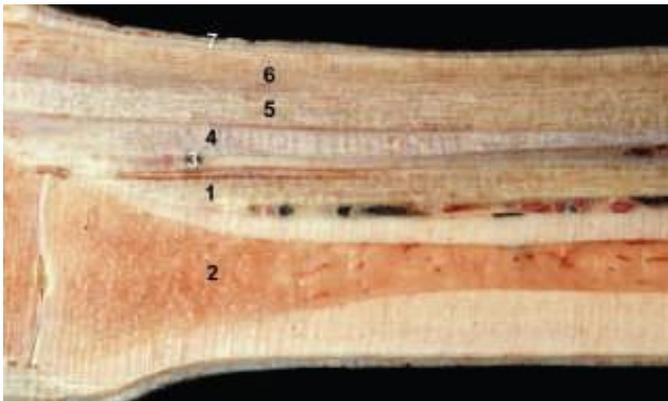


Figura 9. Corte longitudinal da região proximal do metacarpo demonstrando a origem do LSB. Está separado do ligamento acessório do TFDP pela anastomose vascular metacarpiana palmar. Fibras musculares podem ser visualizadas no aspecto palmar do LSB. 1-LSB; 2- McIII; 3-Anastomose vascular metacarpiana palmar; 4- Ligamento acessório do TFDP; 5- TFDP; 6- TFDS; 7-Pele. Fonte: DENOIX et al., (2008).

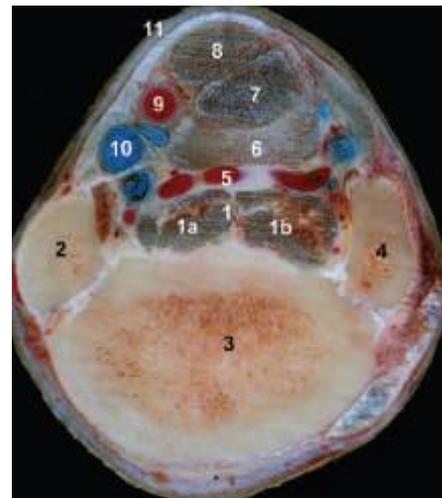


Figura 10. Corte anatômico transversal da região metacarpiana proximal demonstrando os dois lóbulos do LSB. 1- LSB- 1a- lobo medial. 1b- lobo lateral; 2- Segundo metacarpiano; 3- Terceiro metacarpiano; 4- Quarto metacarpiano; 5- Anastomose vascular metacarpiana palmar profunda; 6- Ligamento acessório do TFDP; 7- TFDP; 8- TFDS; 9- Artéria digital palmar comum medial; 10- Veio digital palmar comum medial; 11- Pele. Fonte: DENOIX et al., (2008).

2.7.3 Desmite proximal do LSB nos membros torácicos

Lesão nessa estrutura é frequente nos membros torácicos e pélvicos em várias raças (GIBSON e STEEL, 2002; GIBSON et al., 2002; MURRAY et al., 2006) e várias modalidades atléticas, tais como cavalos de corrida (WILSON et al., 1991), cavalos de salto, adestramento (*dressage*), concurso completo de equitação

(adestramento, salto e *cross-country*) (DYSON, 1991), cavalos de enduro (GIBSON e STEEL, 2002), polo (WOLLENMAN, 1999) e apartação e rédeas (JACHMAN, 2001). A característica da lesão varia e está relacionada com o tipo de disciplina esportiva envolvida. Em equinos das modalidades de salto, propósitos diversos, adestramento (*dressage*), concurso completo de equitação (adestramento, salto e *cross-country*) e cavalos de corrida, a região proximal do ligamento foi mais acometida que o corpo e os ramos (GIBSON e STEEL, 2002).

Nos membros torácicos, a lesão é primariamente uma desmopatia de inserção (GIBSON e STEEL, 2002). Nos membros pélvicos está associado com um jarrete reto e é uma causa que leva cavalos de esporte à aposentadoria (DYSON, 1994). Além disso, o casco deve ser avaliado sempre porque a falta de equilíbrio é um fator predisponente. É comum encontrar dor no pé e lesão na região proximal do LSB. Desmite nessa região é uma lesão comum de compensação, e outras causas de claudicação devem também ser consideradas (DYSON, 2007) no mesmo membro ou em outro membro (DYSON et al., 1995).

A desmite proximal do ligamento suspensório pode envolver apenas o ligamento ou a sua entese, ou a combinação das duas regiões. Promove em claudicação repentina leve a moderada e raramente severa, que se resolve normalmente em 24 horas. Se a lesão envolve a entese, esta pode se apresentar de forma severa. Nos casos crônicos, a claudicação pode ser mais persistente. Em algumas raças pode se apresentar apenas quando o cavalo se move em alta velocidade. Quando existe envolvimento dos dois membros torácicos há diminuição do desempenho, mas não necessariamente claudicação. Esta é acentuada em superfícies deformáveis e quando o membro claudicante está do lado de fora do círculo. Ainda, em alguns casos a claudicação é apenas perceptível quando o cavalo está montado. A flexão do membro distal normalmente é positiva durante o diagnóstico de claudicação, pois o LS é relaxado durante a flexão e depois tensionado novamente. Em adição, a palpação do LSB contra o McIII pode provocar dor, assim como a extensão e a flexão do membro (DYSON, 2007).

A claudicação pode ser acentuada após o bloqueio base sesamoideo devido à alteração na propriocepção (DYSON, 2007). Nos membros torácicos, os tendões flexores são inervados pelos ramos lateral e medial do nervo mediano, enquanto o LSB é inervado por contribuições do nervo ulnar e mediano (GIBSON e STEEL, 2002). A região proximal é inervada por um ramo profundo do ramo palmar do nervo ulnar ao nível da fileira distal dos ossos do carpo. Esse ramo também contém fibras

de nervos que se originam de uma anastomose do nervo mediano (Figura 11) (WERPY e DENOIX, 2012). O bloqueio utilizado para a região proximal do ligamento consiste na infiltração local de anestésico ao redor do ligamento ou perineural do nervo lateral palmar (WERPY et al., 2013). É importante ressaltar que após bloqueio positivo do nervo palmar lateral é necessário que outras regiões distais tenham sido descartadas antes de incriminar o LSB. Vale ressaltar que as infiltrações de anestésico local durante os bloqueios podem influenciar no exame ultrassonográfico e não devem ser realizadas no mesmo dia (GIBSON e STEEL, 2002).

O diagnóstico é realizado principalmente por ultrassonografia, mas existem casos em que a cintilografia e a ressonância magnética são necessárias (DYSON, 2007; DENOIX et al., 2008).

O tecido resultante da cicatrização do ligamento não é comparável com o tecido normal em termos de força e elasticidade e, portanto, existe a predisposição para uma lesão recorrente. Em lesões crônicas, a hemorragia é menos aparente e o edema é organizado por tecido fibroso, resultando em permanente aumento do ligamento. Além disso, o reparo do ligamento é pobre quando comparado com o dos tendões flexores (REEF, 1998).

Lesões agudas no aspecto proximal tem um prognóstico favorável, com 90% dos animais tratados voltando à atividade atlética com repouso e um programa de exercício controlado. Em contrapartida, as lesões crônicas tem um prognóstico reservado. Alguns cavalos conseguem voltar à atividade apesar da claudicação crônica e de baixo grau, enquanto outros são incapazes de atingir um nível satisfatório de desempenho. O uso de *shock wave* tem demonstrado resultados positivos nas regiões de entese. Existem ainda relatos de neurectomia do nervo ulnar ou do nervo palmar lateral no tratamento de lesões crônicas (GIBSON e STEEL, 2002; DYSON, 2007).

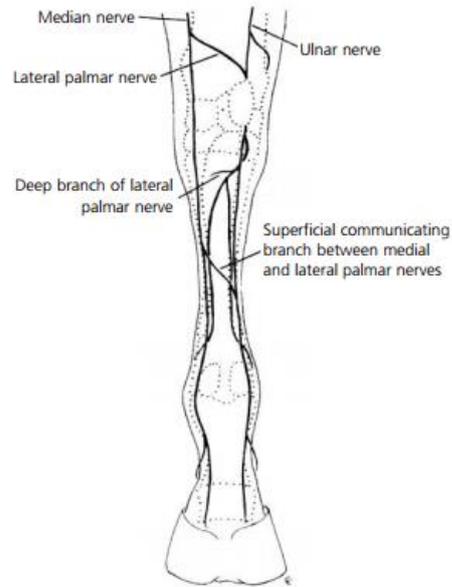


Figura 11. Diagrama demonstrando a inervação do LSB do aspecto palmar do membro torácico. A região proximal é inervada pelo ramo profundo do nervo palmar lateral, com fibras originadas do nervo mediano e do nervo ulnar. Fonte: GIBSON e STEEL (2002).

3. OBJETIVOS

Considerando a escassez dos estudos envolvendo a caracterização ultrassonográfica do ligamento suspensório do boleto em equinos da raça Mangalarga Marchador quando comparados com estudos realizados com outras raças, nacionais e internacionais, os objetivos desse experimento são: determinar valores morfométricos através da ultrassonografia para a região proximal do ligamento suspensório do boleto dos membros torácicos em equinos da raça Mangalarga Marchador em atividade física, comparar o método perpendicular e o de incidência oblíqua e determinar se existe correlação das mensurações com a conformação do casco.

4. TRABALHO CIENTÍFICO 1

O artigo científico foi confeccionado seguindo as Instruções aos Autores estabelecidas pela revista Equine Veterinary Journal, obtido no site: <http://www.evj.co.uk/evj>.

Comparison between standard ultrasonography and angle contrast ultrasonography of the proximal suspensory ligament in Mangalarga Marchador horses.

Key words: Ultrasonography. Suspensory ligament. Standard. Oblique.

Bianca Drumond*¹, Antônio Marcos Guimarães Ginelli², Clarisse Simões Coelho³

¹Masters student of veterinary medicine, Universidade Vila Velha (UVV-ES), Vila Velha, Brazil.

²DVM Msc Rancho Bela Vista veterinary hospital.

³Department of Large Animal Medicine, Universidade Vila Velha (UVV-ES), Vila Velha, Brazil.

*Correspondence email: biancadrumond@hotmail.com

Ethical considerations

The project was approved by the Ethics Committee for Animal Use at Universidade Vila Velha (CEUA-UVV), Protocol 314/2014.

Competing Interests

No competing interests have been declared.

Sources of Funding

No sources of funding is declared.

Acknowledgments

The authors thank FAPES for master's scholarship of Bianca Drumond.

Authorship

Bianca Drumond contributed to study design and execution, data collection and interpretation, and manuscript preparation. Clarisse Simões Coelho contributed to study design and supervision. Antônio Marcos Guimarães Guinelli contributed to execution.

Authors declaration of interests

No competing interests have been declared.

Summary

Reasons for performing the study: Previous studies have suggested that contrast ultrasonography adequately represents the pertinent anatomic characteristics of the equine proximal suspensory ligament. Yet, there is a lack of information of the proximal suspensory ligament in Mangalarga Marchador horses.

Objectives: To determine morphometric values and characterization of the proximal suspensory ligament in clinically normal Mangalarga Marchador horses.

Study design: Experimental study design.

Methods: Transverse and longitudinal images from 20 clinically normal Mangalarga Marchador horses were obtained of the proximal suspensory ligament at a distance of 4 and 8 cm from the accessory carpal bone. Both standard ultrasound technique with the limb in a weight bearing position and transverse images were obtained with the carpus mildly flexed using the angle contrast ultrasound technique.

Results: The standard ultrasound technique did not accurately delineate the ligament margins relative to the surrounding connective tissue when compared to the angle contrast ultrasound technique. There was a significant difference between right and left forelimb for the transverse measurements performed by angle contrast ultrasonography with a perpendicular beam angle at the distance of 4 cm. There were significant differences among 4 and 8 cm of right forelimb ($p < 0.0001$) and 8cm of left forelimb ($p = 0.0024$) when comparing perpendicular and oblique beam angle. There were significant differences among total transverse area at 4 and 8 cm of both forelimbs when comparing standard ultrasound technique with angle contrast ultrasound technique ($p < 0.0001$).

Conclusions: Findings from this study indicate that adding an angle contrast ultrasound technique to standard ultrasound technique provides additional information for evaluating equine suspensory ligament. Further study is needed to compare magnetic resonance imaging and histology to ultrasound techniques of Mangalarga Marchador horses and examine the pattern of suspensory ligament injury.

Introduction

The Mangalarga Marchador breed is the largest breed in Brazil [1]. It is used for marcha gait competition and endurance riding where the animals are submitted to intense exercise, long distance transportation, pleasure riding, exhibitions and working with cattle [2]. Functional evaluation of Mangalarga Marchador horses is performed at marcha competitions, where horses must perform 4-gaited exercise at 13 km/h for 70 min. This unique gait called “marcha” is characterized by a triple support [3]. The popularity and wide distribution of the breed makes it important to know more about its specific clinical features to insure the optimal treatment in the case of injury. In equine sports medicine, the musculoskeletal system is of special interest, because injuries can be fatal or limit future performance [4].

Injury to the proximal suspensory ligament is a recognized condition causing lameness in horses of all ages and disciplines [5, 6]. The proximal suspensory ligament is the structure most injured in dressage horses, while show, jumping and race horses are at high risk of injury [7-9]. Lameness is often diagnosed using infiltration of local anesthetic solution around the ligament or perineurally [10]. Several imaging modalities have been used for evaluation of the proximal suspensory ligament, such as computed tomography, scintigraphy and MRI [11]. Radiography of the proximal palmar metacarpal region can be used to rule out avulsion and/or stress fractures or other bone pathologies but ultrasound has been the imaging modality of choice for diagnosis of suspensory ligament injury and follow-up of ligament injuries [10, 12].

The standard ultrasound technique, which has several limitations, has been described as placing the ultrasound probe on the palmar surface of the limb [4, 10, 13]. A wide variety of echogenicity may be found due to the presence of muscle, fat and ligamentous tissue [14]. Muscle is less echogenic than ligament fibers while fat can

have echogenicity similar to suspensory ligament fibers [15]. It has been shown that the echogenicity of suspensory ligament fibers is ultrasound beam angle dependent. In contrast, the echogenicity of fat and, to a lesser degree, muscle is not dependent on the angle of the ultrasound beam. Therefore, the change in the position of the probe can be used to compare ligamentous fibers and regions of fat and muscle [10].

We hypothesized that using angle contrast ultrasound technique (ACUST) would provide more anatomic detail of the suspensory ligament when compared to the standard ultrasound technique. Furthermore, as breed differences have been reported in the literature [4, 16, 17], the aim of this study was to provide basic reference values for the proximal suspensory ligament of non clinically lame Mangalarga Marchador horses.

Materials and Methods

The project was approved by the Ethics Committee for Animal Use at Universidade Vila Velha (CEUA-UVV), Protocol 314/2014.

Horses

A total of 20 Mangalarga Marchador horses were used, two mares and 18 geldings, 3-10 years of age (5.8 ± 2.7 years old), with a height at the withers ranging from 1.42 to 1.58m (1.50 ± 0.04 m), a bodyweight of 370 to 430 kg (372.5 ± 36.2 kg) and a body mass index ($\text{BMI} = \text{body weight (kg)} / [\text{height at the withers (m)}]^2$) of 132.03 to 191.11 kg/m^2 (164.77 ± 12.74 kg/m^2). All horses included in this study were in a training program for at least 6 months. All the horses were clinically examined prior to ultrasonographic assessment and only animals without signs of lameness were included in this study. During examination a special focus was placed on the forelimbs, especially, the tendon and ligaments of the metacarpal region. The structures were palpated in a weight

bearing as well as in a flexed position and a lameness examination performed. All animals were evaluated at walk and marcha gait and palpation was focused on the flexor tendons and suspensory ligament. Only horses with no abnormalities were included in the study.

Ultrasonographic measurements

Ultrasound examination using the standard ultrasound technique and angle contrast ultrasound technique (ACUST) was performed on the forelimbs of each horse. The horses were prepared for the examination by clipping the hair over the palmar metacarpal region from the distal aspect of the accessory carpal bone (ACB) to 8cm distal from it. They were marked at the lateral aspect of the clipped area with aplastic surgery marker crayon (DERMATOGRAPH/MITSU-BISHI * 7600) at two regions of interest (ROI), 4 and 8 cm distal to the ACB. After this, the clipped area was washed with water to enhance the ultrasonographic acoustic coupling. Ultrasound gel (RMC/ANVISA register n^o 80122200001) was applied to the area to be examined.

The ultrasonographic examination of all horses was performed by one operator to exclude the possibility of inter-operator variations using a portable ultrasound machine (DP50 Mindray) with a 7.5MHz linear probe and a standoff pad. Ultrasound technique images were obtained at 4 and 8 cm distal to the ACB. Transverse and longitudinal images were obtained with the ultrasound beam placed perpendicular to the ligament fibers using the standard ultrasound technique with the limb in a weight bearing position (Fig 1.). Transverse images were also obtained with the carpus mildly flexed, using ACUST (Fig. 2 and 3). The maximum flexion that allowed imaging of the proximal suspensory ligament (4cm distal do ACB) and proper positioning of the probe was used to acquire the images [15]. The images at 8 cm distal to the ACB, the limb was flexed so

that the third metacarpal bone (McIII) was parallel to the ground. In this non-weight bearing position, the ultrasound beam was placed perpendicular and at an oblique angle relative to longitudinal axis of the suspensory ligament fibers. To achieve an oblique angle image, the ultrasound probe was positioned perpendicular to the ligament to create maximum echogenicity within the ligament and the probe angle was then changed by angling the ultrasound beam proximally. The least amount of angle that resulted in decreased echogenicity in the ligament fibers with echogenic fat and muscle was used, as described by Werpy and Denoix [15].

Precision measurements

To determine the intra-operator variation, the left forelimb of one 3 year old stallion was examined. Following preparation as described above, each structure was imaged eight times at every ROI. The coefficient of variation (CV) was determined between individual scan as proposed by Boehart et al. [4].

Acquisition of data

All the images were obtained three times for each ROI. Cross sectional area (CSA; m²) of the suspensory ligament was measured using the ultrasound software. Measured CSA included transverse image with the standard ultrasound technique and transverse image (perpendicular and at an oblique angle) with ACUST, at 4 and 8cm distal to ACB. On longitudinal images, the dorso-palmar thickness (DP) was measured with standard ultrasound technique at 4 and 8 cm. At 4 cm, the DP thickness was measured at the most distal end of the attachment of the fibers to the proximal third metacarpal bone.

Statistical analysis

Data were analyzed by analysis of variance using the General Linear Models procedure of SAS (SAS for Windows, Version 9.2, Cary, NC). We studied the effects of laterality (left and right), position of the ultrasound (standard ultrasound technique; perpendicular and oblique angle on ACUST), distance from ACB (4 or 8 cm) and its correlation with the measurements obtained on the ultrasound. Differences in individual mean values were analyzed through pair-wise comparisons (probability of difference analysis [PDIFF]; SAS Institute Inc.). Animal was considered the subject. Data are presented as the means \pm SEM. Significant differences were considered with $p < 0.05$.

Results

Qualitative evaluation: Standard and angle contrast ultrasound technique Comparison

The standard ultrasound technique did not accurately delineate the ligament margins relative to the surrounding connective tissue. Furthermore, it did not allow visualization of the medial and lateral extent of the ligament.

Ultrasound examination (ACUST) with the limb in a non-weight bearing position and with the carpus mildly flexed with the ultrasound beam perpendicular to the ligament fibers did not permit identification of the ligament margins. In addition, it did not allow differentiation between the ligament vs. areas of muscle and fat. ACUST with the limb in a non-weight bearing position and the ultrasound beam oblique to the longitudinal axis of the ligament fibers allowed visualization of the margins of the ligament. With this oblique angulation the ligament fibers vs. areas of fat and muscle were identified. The fibers appeared hypoechoic relative to the areas of fat and muscle, allowing differentiation of ligament fibers from the remaining tissues.

The echogenic connective tissue that surrounds the suspensory ligament was demarcated from the anechoic ligament fibers using ACUST with an oblique beam

angle. Furthermore, differences in the shape of the ligament lobe size were detectable with this technique. Subjective evaluation also allowed observation of a thinner medial lobe in the dorsal to palmar dimension and lateral lobe was thicker in this dimension and was thinner medial to lateral. These anatomic characteristics were not detectable using the standard ultrasound technique.

Ultrasound measurements

The CVs ranged from 2.31% to 3.00%.

Table 1 shows the mean values and standard deviations of transverse measurements performed by the standard technique with a weight bearing limb and by ACUST technique with a perpendicular and oblique beam angle with the carpus flexed.

On longitudinal images, the dorso-palmar thickness (DP) was $0.66 \pm 0.06\text{cm}$ and $0.64 \pm 0.07\text{cm}$, respectively, for the right leg and left leg at the distance of 4 cm from ACB and $0.79 \pm 0.08\text{cm}$ and $0.77 \pm 0.25\text{cm}$, respectively, for the right leg and left leg at the distance of 8 cm from ACB

Comparison between right and left forelimbs

Also in Table 1 it's possible to observe *p* values from comparison between the ultrasound measurements obtained for the right and left forelimbs. There were significant differences between right and left forelimb only for the transverse measurements performed by the ACUST with a perpendicular beam angle at the distance of 4 cm from ACB.

Comparison between perpendicular and oblique ultrasound beam with angle contrast ultrasound technique with flexed carpus

There weren't significant differences among total transverse area ($p=0.0553$) at 4 cm from ACB of left forelimb when comparing perpendicular and oblique angle with ACUST with the carpus flexed. There were significant differences among 4 and 8 cm of right forelimb ($p<0.0001$) and 8cm of left forelimb ($p=0.0024$).

Comparison between transverse images obtained with standard ultrasound technique and angle contrast ultrasound technique with an oblique angle beam

There were significant differences among total transverse area at 4 and 8 cm of both forelimbs when comparing standard ultrasound technique with angle contrast ultrasound technique with an oblique angle beam ($p<0.0001$).

Discussion

The entire ligament could be better visualized with the ACUST with an oblique beam angle and the technique allowed differentiation of ligament fibers from fat and muscle tissue. Anyhow, the ACUST did not obviously distinguish between fat and muscle. Similar results were found by Werpy et al. [15]. These authors are the only ones so far to compare statistically these different techniques. These authors also used magnetic resonance imaging and histology in their study and they state that magnetic resonance imaging (MRI) is required for demonstrating the presence of third metacarpal bone fluid at the ligament insertion, thickening of the cortex, periosteal, and endosteal irregularity, as well as visualization of the entire interosseous space. Furthermore, Bischofberger et al. [18] compared ultrasound standard technique with magnetic resonance imaging and histology of Warmblood horses and reported that ultrasonographic findings of the

proximal suspensory ligament should be regarded with caution, but this author only used the standard technique. Results of the current study corroborate with Denoix et al. [13] and Werpy and Denoix [10], in which a combination of standard ultrasound technique and ACUST may allow the diagnoses of abnormalities not previously identified with standard ultrasound alone. Moreover, ultrasound allows monitoring of the suspensory ligament injury throughout the healing process [5, 6], which would be hard to achieve with MRI due to cost of advanced imaging and submission of the animal to general anesthesia multiple times [15]. The results of this study confirm other author's findings, in which muscle and fat tissue could not be delineated properly with standard ultrasound technique because of the complex histological structure of the ligament [10, 15, 18]. Bischofberger et al. [18] and Werpy et al. [15] found that the medial lobe was mostly flat and the lateral was thick and round, which was also seen in this experiment. This was confirmed in magnetic resonance imaging and histology by these authors. According to Werpy et al. [15], differences using an ACUST with a perpendicular versus an oblique beam angle to visualize the proximal suspensory ligament, similar to the results found in this study for the right forelimb at 8 cm and left forelimb at 4 and 8 cm, can occur since it requires an oblique ultrasound beam angle relative to proximal suspensory ligament fibers. For this reason, the ACUST with an oblique angle can overestimate the transverse area relative to measurement performed with the beam perpendicular to the fibers [15]. However the results of the current study differ from those obtained by the same authors, which didn't find significant differences between these two techniques in Quarter horses. It is important to keep in mind that the degree of flexion wasn't standardized in either study, which could have influenced the measurements.

There were significant differences among total transverse area at 4 and 8 cm of both forelimbs when comparing standard ultrasound technique with ACUST ($p < 0.0001$), which differs from the results seen by Werpy et al. [15]. The standard ultrasound technique doesn't allow a clear delineation between the suspensory ligament and the surrounding connective tissue [13]. In the present study, it wasn't possible to visualize the lobes or margins of the suspensory using the standard technique. The width of the suspensory ligament is greater than other flexor structures and for this reason the contact area of the ultrasound probe with the palmar margin of the leg creates this rectangular shape [10]. That explains why circumferential measurements are usually made as an oval to rectangular shape even though the ligament is bilobed [15]. Furthermore, the standard technique doesn't allow imaging of the lateral and medial margins, since the width of the ligament is greater than the contact area of the probe [13], underestimating the medial to lateral dimensions and overestimating the dorsal to palmar dimensions [15]. In contrast, flexion of the carpus results in relaxation of the palmar soft tissues, which will increase the contact area for the ultrasound probe and even with a linear probe the entire ligament is seen in one image, [10], allowing circumferential measurements that includes the bilobed shape characteristics of the ligament [15]. In addition, the oblique beam angle could also contribute to the significant differences seen in all these measurements.

No differences were found when comparing the transverse area between right and left forelimbs suspensory ligament of standard ultrasound technique, ACUST with a perpendicular and oblique beam angle, unless for the ACUST with a perpendicular angle at 4 cm, results similar from to those found by Werpy et al. [15] studying Quarter Horses. It is possible that the difference found only for ACUST with a perpendicular angle in this study is due to the limitation among the degree of flexion that was not

standardized for 4 cm. Since this study was performed in field conditions and with no animal sedation, there is a possibility among the variability of flexion during examinations. Literature has suggested that comparison between contralateral limbs is extremely important in ultrasound examinations [5, 10, 15]. This study would show that it is important to recognize possible, normal, variations when comparing contralateral limbs in the proximal suspensory ligament.

Breed specific ultrasonographic reference values are needed to provide a basis for adequate veterinary diagnosis [4]. Higher values have been found for CSA at 4 cm distal to the ACB with standard technique in Haflinger horses ($1.125 \pm 0.08 \text{ mm}^2$), which can be explained by its conformation. They belong to a rather heavy type of small horses, with stronger bones in the forelimb [4]. The results found for Purebred Spanish horses show lower values than the ones found in this study, 0.948 ± 0.029 and $0.918 \pm 0.029 \text{ cm}^2$, respectively, at 4 and 8 cm distal to the ACB by standard technique [16]. Arabian horses, although they have similar height at the withers and bodyweight to the Mangalarga Marchador horse, have measurements in the same area that are lower than the Mangalarga Marchador [17]. This difference may be explained by the thinner build of the Arabian horse. Furthermore, tendon and ligament dimensions can increase with the amount of training as well as being age-related, which may be the reason for the higher values being observed in the training group of Arabian horses [17]. In the present study, all horses were in training for at least 6 months to reduce variability of measurements associated with training. In contrast, the results found for Thoroughbreds were higher, 1.184 ± 0.078 and $1.225 \pm 0.068 \text{ cm}^2$ [17]. These differences are possibly due to breed, age, bodyweight, height, training programme and accuracy of ultrasound equipment [16]. However, the values of flexor tendons of ponies [19] and Turkish horses [20] do not show this relationship between bodyweight, height and tendon size.

Despite their lower bodyweight and height at the withers compared to Mangalarga Marchador horses, their body form is strong and powerful, which may explain the greater ligament sizes. The values for proximal suspensory ligament CSA for Warmbloods were higher, but landmarks of measurement were different [18]. Warmbloods had a higher bodyweight and height at the withers, but they also have a heavier conformation than Mangalarga Marchador horse breed.

There are different opinions in studies whether the age affects the CSA of the palmar metacarpal structures [21, 4] but that criteria was not evaluated in this study. By the results seen in different studies, training- and breed-related body conformation seems to have a greater influence on ligament dimensions than age, weight and height.

Conclusion

In conclusion, findings from this study indicate that adding an angle contrast ultrasound technique to standard ultrasound technique provides additional information for evaluating equine suspensory ligament. Combination of these incidences improves tissue characterization of the normal proximal suspensory ligament, which is essential to the imaging evaluation of this structure.

Additionally, by data analysis it was possible to confirm substantially differences in measurements between breeds, providing reference values for proximal suspensory ligament in Mangalarga Marchador horses in physical activity.

Table 1. Mean values \pm standard deviation for ultrasonographic morphometric measurements of two ROI, 4 and 8 cm distal to ACB, concerning the proximal suspensory ligament of the right and left forelegs in 20 Mangalarga Marchador horses, including *p* values from comparison between these measurements obtained for the right and left forelimbs.

Technique	4 cm distance			8 cm distance		
	Right Forelimb	Left Forelimb	<i>p</i>	Right Forelimb	Left Forelimb	<i>p</i>
Standard (cm ²)	0.99 \pm 0.12	0.97 \pm 0.11	0.6254	0.93 \pm 0.09	0.97 \pm 0.13	0.1764
ACUST perpendicular (cm ²)	1.80 \pm 0.20	1.90 \pm 0.21	0.0041	1.56 \pm 0.23	1.60 \pm 0.17	0.2721
ACUST oblique (cm ²)	1.94 \pm 0.22	1.96 \pm 0.21	0.5514	1.73 \pm 0.25	1.70 \pm 0.21	0.3902

ACUST, angle contrast ultrasound technique; CSA, cross sectional area; DP, dorsopalmar width.

Numbers in bold represent *p* values to be statistically significant ($p < 0.05$).



Fig.1. Transverse ultrasound image using the standard technique in a weight bearing position. The ligament appears as an echogenic rectangular shaped structure with hypoechoic areas. Medial is to the left.

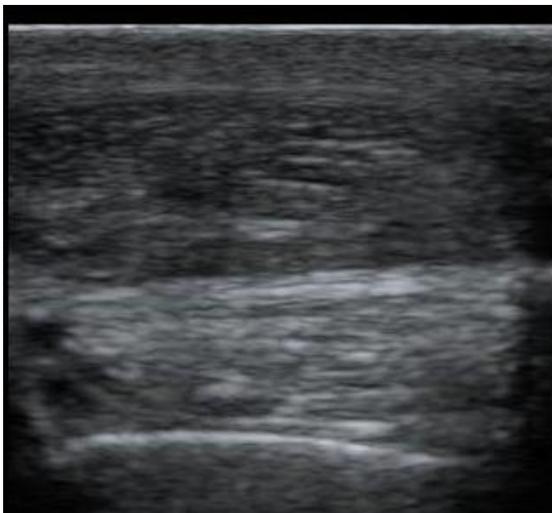


Fig.2. Transverse ultrasound image 4cm from the carpal accessory bone with the limb in a non-weight bearing position and with the probe perpendicular to the ligament. The ligament appears hyperechoic. Medial is to the left.

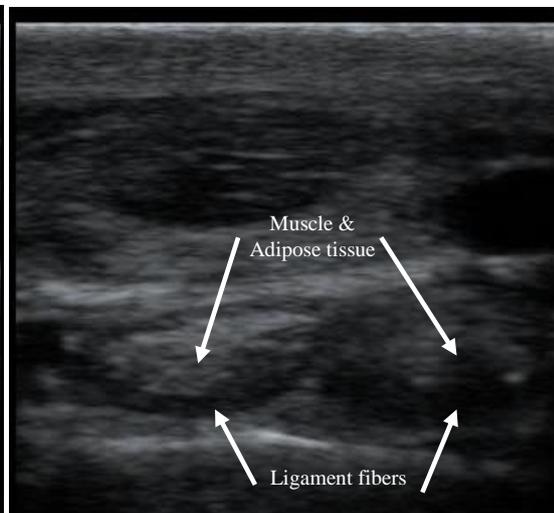


Fig.3. Transverse ultrasound image 4cm from the carpal accessory bone with the limb in a non-weight bearing position and with the probe oriented obliquely in a palmarodistal-palmaroproximal direction to the suspensory ligament. The ligament fibers appears hypoechoic and the fat and muscle appears hyperechoic.

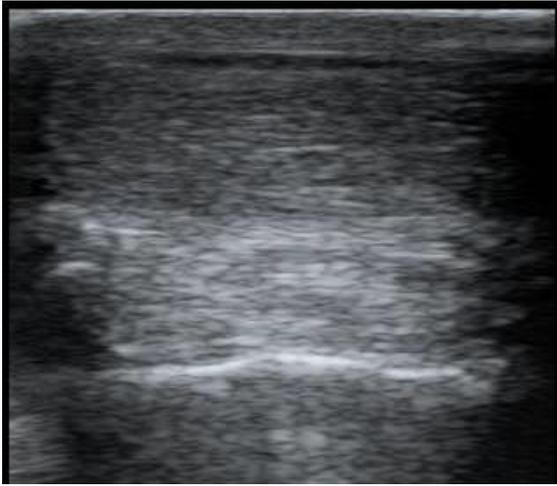


Fig.4. Transverse ultrasound image 8cm from the carpal accessory bone with the limb in a non-weight bearing position and with the probe perpendicular to the ligament. The ligament appears hyperechoic. Medial is to the left.

Fig. 5. Transverse ultrasound image 4cm from the carpal accessory bone with the limb in a non-weight bearing position and with the probe oriented obliquely in a palmarodistal-palmaroproximal direction to the suspensory ligament. This image shows the characteristic oval ligament and zigzag fat and muscle pattern. Medial is to the left.

References

1. Costa, M. D., Bergmann, J. A. G., Rezende, A. S. C. (2004) Caracterização demográfica da raça Mangalarga Marchador. *Arq Bras Med Vet Zootec* **56**, 687-690.
2. Prates, R. C., Rezende, H. H. C., Lana, A. M. Q., Borges, I., Moss P. C. B., Moura R. S., Rezende A. S. C. (2009) Heart rate of Mangalarga Marchador mares under marcha test and supplemented with chrome. *Rev Bras Zootecn* **38**, 916-922.
3. Rezende, A. S. C. (2006) Aditivos ou suplementos? Mangalarga Marchador. *Rev Oficial da ABCCMM* **18**, 44-48.
4. Boehart, G. A., Carstanjan B. (2010) Ultrasonographic morphometric measurements of digital flexor tendons and ligaments of the palmar metacarpal region in Haflinger horses. *Anat Histol Embryol* **39**, 366-375.
5. Gibson, K. T., Steel, C. M. (2002) Conditions of the suspensory ligament causing lameness in horse. *Equine Vet J* **38**, 508-516.
6. Dyson S. (2007) Diagnosis and management of common suspensory lesions in the forelimbs and hindlimbs of sport horses. *Clin Tech Equine Pract* **6**, 179-188.
7. Murray, R. C., Dyson, S. J., Tranquille, C., Adams, V. (2006) Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. *Equine vet J Suppl* **36**, 411-416.
8. Singer, E.R., Barnes, J., Saxby, F., Murray, J. K. (2008) Injuries in the event horse: Training versus competition. *Vet J* **175**, 76-81.
9. Reef, V. B. (1998) Musculoskeletal ultrasonography. In: *Equine diagnostic ultrasound*, 1st edn., Ed: W.B. Saunders, Philadelphia. pp 39-186.
10. Werpy, N. M., Denoix, J. M. (2012) Imaging of the equine proximal suspensory ligament. *Vet Clin Equine* **28**, 507-525.

11. Rheimer, J. M. (2010) How to maximise image quality for the sonographic evaluation of the hind suspensory ligament. *Proc Am Ass equine practnrs* **56**, 239-243.
12. Genovese, R. L., Rantanen, N. W., Hauser, M. L., Simpson, B. S. (1986) Diagnostic ultrasonography of the equine limbs. *Vet Clin North Am Equine Pract* **2**, 145-226.
13. Denoix, J. M., Coudry, V., Jacquet, S. (2008) Ultrasonographic procedure for a complete examination of the proximal third interosseous muscle (proximal suspensory ligament) in the equine forelimbs. *Equine Vet Educ* **20**, 158-153.
14. Zauscher, J.M., Estrada, R., Edinger, J., Lischer, C. J. (2013) The proximal aspect of the suspensory ligament in the horse: How precise are ultrasonographic measurements? *Equine Vet J* **45**, 164-169.
15. Werpy, N. M., Denoix, J. M., Mcilwraith, C. W., Frisbie, D. D. (2013) Comparison between standard ultrasonography, angle contrast ultrasonography, and magnetic resonance imaging characteristics of the normal equine proximal suspensory ligament. *Vet Radiol Ultrasound* **54**, 536-547.
16. Agut, A., Martínez, M. L., Sánchez-valverde, M. A., Soler, M., Rodríguez, J. (2009) Ultrasonographic characteristics (cross-sectional area and relative echogenicity) of the digital flexor tendons and ligaments of the metacarpal region in Purebred Spanish horses. *Vet J* **180**, 377-383.
17. Çelimli, N., Seyrek-intas, D., Kaya M. (2004) Morphometric measurements of flexor tendons and ligaments in Arabian horses by ultrasonographic examination and comparison with other breeds. *Equine vet Educ* **16**, 81-85.
18. Bischofberger, A. S., Konar, M., Ohlerth, S., Geyer, H., Lang, J., Ueltschi, G., Lischer, C. J. (2006) Magnetic resonance imaging, ultrasonography and histology of the suspensory ligament origin: a comparative study of normal anatomy of

Warmblood horses. *Equine vet J* **38**, 508-516.

19. Smith, R.K.W., Jones, R., Webbon, P.M. (1994) The cross-sectional areas of normal equine digital flexor tendons determined ultrasonographically. *Equine vet J* **26**, 460-465.
20. Seyrek-Intas, D., Çelimli, N. and Gorgul, O.S. (1998) Yerli atlarda fleksor tendolarin ultrasonografik ve postmortem ölçümlerinin karsilastirilmesi. *Veteriner Cerrahi Dergisi* **4**, 92-96.
21. Boehart, S., Gmachl, M., Rindermann, G., Carstanjen, B. (2010) Assesment of ultrasonographic morphometric measurements of digital flexor tendons and ligaments of the palmar metacarpal region in Icelandic horses. *Am J Vet Res* **71**, 1425-1431.

5. TRABALHO CIENTÍFICO 2

O artigo científico foi confeccionado seguindo as Instruções aos Autores estabelecidas pela revista Equine Veterinary Journal, obtido no site: <http://www.evj.co.uk/evj>.

Radiographic measurements of the front feet of Mangalarga Marchador horses and their correlation with proximal suspensory ligament

Key words: Measurements. Hoof. Radiographic. Forelimbs.

Bianca Drumond*¹, Antônio Marcos Guimarães Ginelli², Rafael Resende Faleiros³,
Jessica Fontana⁴, Clarisse Simões Coelho⁵

¹Masters student of veterinary medicine, Universidade Vila Velha (UVV-ES), Vila Velha, Brazil.

²DVM Msc Rancho Bela Vista veterinary hospital.

³Department of Large Animal Medicine, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, Brazil.

⁴Masters student of veterinary medicine, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, Brazil.

⁵Department of Large Animal Medicine, Universidade Vila Velha (UVV-ES), Vila Velha, Brazil.

*Correspondence email: biancadrumond@hotmail.com

Ethical considerations

The project was approved by the Ethics Committee for Animal Use at Universidade Vila Velha (CEUA-UVV), Protocol 314/2014.

Competing Interests

No competing interests have been declared.

Sources of Funding

No source of funding is declared.

Acknowledgments

The authors thank FAPES for masters scholarship of Bianca Drumond.

Authorship

Bianca Drumond contributed to study design and execution, data collection and interpretation, and manuscript preparation. Clarisse Simões Coelho contributed to study design, manuscript preparation and supervision. Antônio Marcos Guimarães Guinelli contributed to execution. Rafael Faleiros and Jessica Fontana contributed to radiographic measurements.

Authors declaration of interests

No competing interests have been declared.

Summary

Reasons for performing the study: Only a few studies of hoof measurements are available and there is little information regarded to the subject in Mangalarga Marchador horse breed. Furthermore, the correlation of hoof measurements with soft tissue cross sectional area (CSA, cm²) has not been considered.

Objectives: First to determine values of radiographic measurements of front hooves in a population of Mangalarga Marchador horses in athletic training. Second to determine the correlation of height at the withers and the CSA of the proximal suspensory ligament to the measured parameters.

Study design: Experimental study.

Methods: A total of 20 Mangalarga Marchador horses were evaluated, 2 mares and 18 geldings, 3-10 years of age (5.8 ± 2.7 years old). 40 Forelimbs were documented radiographically in lateromedial views and 15 measurements of each foot were obtained with Metron Hoof Pro. Ultrasonographic images were obtained of the proximal suspensory ligament at a distance of 4 and 8 cm from the accessory carpal bone with standard ultrasound technique with the limb in a weight bearing position to determine the CSA. Height of the withers was measured by a tape measured from the withers to the ground.

Results: Mean values and standard deviations of the 15 parameters obtained on lateromedial radiographic views of the right and left forelimb were recorded. There was no correlation between hoof measurements and height at the withers or between hoof measurements and CSA of the proximal suspensory ligaments ($p > 0.05$).

Conclusions: In the present study it was possible to establish radiographic measurements of the front feet of normal Mangalarga Marchador horses in physical activity and conclude that no correlation was found for the 15 measurements with height and proximal suspensory ligament CSA on the population studied.

Introduction

Hoof related lameness is common in performance and pleasure horses [1] and foot conformation may be related with performance [2]. Clinical studies have focused on the importance of foot conformation and balance as a risk factor for musculoskeletal injury [3]. Conformation is a static relationship and can be referred to the limb or the whole animal, whereas balance is the static and dynamic relationship for optimal functioning of the foot [4, 5].

There are many reports in the literature identifying what is considered a normal configuration when evaluating the equine hoof and its relationship with internal structures [1, 6, 7, 8], but only a few studies of hoof measurements are available [5, 1]. However, the word *normal* when referred to the foot can be erroneous because it doesn't consider the genetic, breed, conformation, influence of external factors and athletic activity. The word *functional* for this purpose is more appropriate [8]. Kummer et al. [5] measured 22 parameters of Warmblood front hooves demonstrating that some length and angle measurements within the foot can be influenced by 8-10 week intervals between trimming. Paz et al. [9] studied the relationship of obesity, plasma insulin and positioning of the third phalanx in the Crioulo horse breed in Brazil and found that they have different hoof morphometric characteristics from other breeds and that obese horses are in higher probability to develop laminitis. Magalhães et al. [10] evaluated the foot of Mangalarga Marchador horses with and without signs of obesity and showed that radiographic measurements indicative of laminitis were higher than stated in the literature for other breeds and Linford et al. [11] evaluated the bone structures in relation to the associated soft tissue and hoof capsule in 41 Thoroughbred horses and stated that mean measurements established for this breed may be applicable to other breeds of the approximate size. Dyson et al. [12] investigated the relationships between angles and shapes of the hoof capsule and the distal phalanx and observed variations in

the shape of the distal phalanx between horses which were not accurately predicted by external characteristics of hoof capsule.

In all the studies mentioned above, the correlation of hoof measurements with cross sectional area (CSA, cm²) of the proximal suspensory ligament has not been considered. Foot conformation influences biomechanical function and there are hoof conformations that are hypothesized to be predisposing factors to lameness [7, 13]. Anderson et al. [3] has shown that deep digital flexor tendon strain decreased as toe angle increased from 55–78° and strain of the extensor branch of the suspensory ligament increased rapidly when toe angle increased. Another study showed that hoof growth between two shoeing sessions at an 8-week interval caused an increase in extension of the distal interfalangeal joint [14]. Furthermore, Dyson [15] states that pain in the foot can be found with desmitis of the proximal suspensory ligament and feet should be evaluated carefully since hoof imbalance is a predisposing factor for this type of injury.

The first aim of the present study was to determine values of radiographic measurements of front hooves in a population of Mangalarga Marchador horses in athletic training. The second aim was to determine the correlation of height of the withers and proximal suspensory ligament CSA with the measured parameters was to be evaluated.

Materials and Methods

The project was approved by the Ethics Committee for Animal Use at Universidade Vila Velha (CEUA-UVV), Protocol 314/2014.

Horses

A total of 20 Mangalarga Marchador horses were used, two mares and 18 geldings, 3-10 years of age (5.8±2.7 years old), with a height at the withers ranging from 1.42 to 1.58m

(1.50±0.04m), a bodyweight of 370 to 430 kg (372.5±36.2kg) and a body mass index (BMI=body weight (kg)/[height at the withers (m)]² of 132.03 to 191.11 kg/m² (164.77±12.74kg/m²). All the horses were clinically examined prior to radiographic exams and ultrasonographic assessment and only animals without perceivable lameness were included in this study. During examination a special focus was put on the forelimb hooves as well as tendons and ligaments in the metacarpal region. The structures were palpated in a weight bearing as well as in a flexed position and the feet showed no abnormalities. All the horses included in this study were in training for at least six months. The horses were from different properties being trimmed in the interval of 6 weeks approximately. Most of the horses were using shoes at the time of the experiment.

Radiographic method

The horses were positioned with both forelimbs simultaneously on a wooden block, both limbs perpendicular to the ground and with equal weight bearing (KUMMER et al., 2004). Lateromedial radiographs at a standardized known distance (80 cm) with a digital X-ray unit (DR Leonardo/Macrotec) were performed. The horizontal x-ray beam was centered 2 cm below the coronary band, at the midpoint between the bulbs of the heel and the proximodorsal aspect of the hoof wall. A radiopaque marker of known length (9.2 cm) to delineate the dorsal hoof wall was taped onto the hoof wall bordering the hairline. The foot to be radiographed was placed in such a manner as to ensure that the vertically positioned cassette touched the hoof capsule on the medial side. The exposure factors for lateromedial views were 70kV and 8mAs.

The images were evaluated and measured individually for each limb using Metron Hoof Pro software (Epona Tech LLC Version 6.06). The measurements were done in partnership with Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Fifteen parameters

measured on the lateromedial view were: foot pastern axis, heel angle, founder distance, third phalanx (P3) to toe, length of the second phalanx (LP2), P3 palmar angle, toe support (Fig. 1), sole thickness, coffin joint angle (JA3) (Fig. 2), pastern joint angle (JA2) (Fig. 2), heel height, hoof angle (Fig. 3), distance of the hoof from fetlock, proximal (HP3P) and distal (HP3D) distance from P3 to dorsal hoof wall (Fig. 4).

Ultrasonography

Ultrasound examination using the standard ultrasound technique was performed on the forelimbs. The horses were prepared for the examination by clipping the hair over the palmar metacarpal region from the distal aspect of the accessory carpal bone (ACB) for 8cm distally. The legs were marked at the lateral aspect of the clipped area with a plastic surgery marker crayon (DERMATOGRAPH/MITSU-BISHI * 7600) at two regions of interest (ROI), 4 and 8 cm distal to the ACB. After this, the clipped area was washed with water to enhance the ultrasonographic acoustic coupling. Ultrasound gel (RMC/ANVISA register n^o 80122200001) was applied to the area to be examined.

The ultrasonographic examination of all horses was performed by one operator to exclude the possibility of inter-operator variations using a portable ultrasound machine (DP50 Mindray) with a 7.5MHz linear probe and a standoff pad. Ultrasound technique images were obtained at the two regions of interest. Transverse images were obtained with the ultrasound beam placed perpendicular to the ligament fibers using the standard ultrasound technique with the limb in a weight bearing position (Fig 1.).

All the images were obtained three times for each ROI. Cross sectional area (CSA; cm²) of the suspensory ligament was measured using the ultrasound software.

Precision measurements

To determine the intra-operator variation, the left forelimb of one 3-year-old stallion

was examined. Following preparation as described above for ultrasound examination, each structure was imaged eight times at every ROI to determine the coefficient of variation (CV). For radiographic measurements each parameter was measured eight times in one radiograph to determine the coefficient of variation.

Statistical analysis

Data were analyzed by analysis of variance using the General Linear Models procedure of SAS (SAS for Windows, Version 9.2, Cary, NC). We studied the effects of laterality (left and right). Differences in individual mean values were analyzed through pair-wise comparisons (probability of difference analysis [PDIFF]; SAS Institute Inc.). Animal was considered the subject. Significant differences were considered when $p < 0.05$.

Correlations between animals height and right and left hoof measurements (foot pastern axis, heel angle, founder distance, P3 to toe, LP2, P3 palmar angle, toe support, sole thickness, JA3, JA2, heel height, hoof angle, distance of the hoof from fetlock, HP3P, HP3D) as well as correlations between CSA of proximal suspensory ligaments and specific hoof measurements (foot pastern axis, heel angle, P3 to toe, toe support, JA3, JA2, heel height, hoof angle, distance of the hoof from fetlock) for each side (right or left) were analyzed by Pearson Correlations using CORR procedure of the Statistical Analysis System (SAS® 9.2, SAS Inst., Cary, NC, USA). Strong correlation occurs when r is near 0.9 and $p < 0.05$.

Results are expressed as the mean and standard deviation.

Results

Table 1 shows the mean values and standard deviations of transverse measurements performed by the standard ultrasound technique of suspensory ligament and 15

parameters obtained on lateromedial radiographic view, including *p* values from comparison between these measurements obtained for the right and left forelimbs.

No correlation was found between hoof measurements and height at the withers (Table 2) and CSA of proximal suspensory ligaments (Table 3) ($p>0.05$).

The CVs for ultrasonographic measurements ranged from 2.31% to 3.00%.

The CVs for radiographic measurements ranged from 0.69% to 5.71% except for the following angles. The hoof pastern axis, palmar angle and distal interphalangeal angle showed CVs of 49.94%, 49.68% and 505.62% respectively.

Discussion

This study was limited to a single breed of horse to eliminate interbreed variability and these animals perform a single type of activity (marcha gait competitions) to minimize the effects of varied amounts and types of work.

The foot pastern axis is one of the most accepted measurements to evaluate foot balance [16]. The angle formed by the dorsal hoof wall and by the pastern with the ground should be the same, creating an angle of 180 degrees between them [7]. The results seen in this study are much lower than the recommended. However, Bach et al. [17] claims that the real alignment of the phalanx doesn't occur because the proximal interphalangeal joint is always hyperextended. Cust et al. [18] studied racehorses and also found lower values in photograph measurements. It is important to state that 100% of the horses in this study showed a broken back hoof pastern axis. This type of conformation in equine practice is so common but it shouldn't be considered normal [8]. Another way to demonstrate the hoof pastern axis is by measuring the JA2 and JA3. This technique offers a reliable way for practitioners to communicate regarding conformation of the equine digit [19]. The literature states that these angles should be

around 0 for real alignment of the phalanx [20]. However, in a study with 151 forelimbs with several breeds the mean values found were $5.78 \pm 5.18^\circ$ and $8.27 \pm 9.04^\circ$ for JA2 and JA3, respectively [21]. Results in this study differ from the ones above, with a much higher JA3 angle and a lower angle of JA2. This can be explained by the lack of standard trimming and shoeing in Mangalarga Marchador horses and the erroneous concept among trainers and owners that the animal benefits from growing such long toes. It has been shown that the ground reaction force moves toward the heels between two shoeing intervals leading to an extension of the distal interphalangeal joint, increase tension on the deep digital flexor tendon and pressure on the navicular bursa [14].

There are a lot of opinions of what is considered normal for hoof angle measurement. Most authors agree that a $45-55^\circ$ and $50-55^\circ$ angle is considered normal for front and hind limbs respectively, similar to the mean values shown in this study for forelimbs [17]. However, these values may not consider individual conformation [1]. The ideal angle occurs when a line drawn at the dorsal hoof wall is equivalent with a line drawn at the heels, and so presenting the same angle. In this study, heel angle was lower than hoof angle, corroborating with researchers that claim that this equivalence is hard to achieve when the wall at the heels is thin and flexible what leads to a higher load when compared to the toe [7, 8, 12]. In racehorses, Anderson and McIlwraith [3] found a mean value of 48 degrees in 3-year-old horses. Kobluc et al. [2] showed mean values between 50 and 54.6 degrees in 95 racehorses. Hampson et al. [22] found mean values of 52.8 ± 2.6 degrees for ferral horses, which are higher than the ones seen in this study.

The results seen in this study for HP3P and HP3D are in agreement with Redden [23] which states that in the foot of healthy adult horses this distance is similar for proximal and distal measurements. In immature feet, the HP3P can be higher than HP3D. The values found here are higher than Quarter horse and Thoroughbred reference values 1.5

to 1.6 cm [23]. A study with Warmblood horses found values that range from 1.8 to 1.9 cm [5]. Interestingly, in Standardbreds, a “heavier” type of horse, the reference values [23] are similar to the ones found in this study for Mangalarga Marchador breed. Furthermore, Pollitt [24] stated that this distance should be in between 1.6 cm to 1.8 cm in horses with mean weight of 400 to 450kg. Similar values from this research were found for Mangalarga Marchador horses, 2.05 ± 0.185 cm for HP3P and 1.89 ± 0.189 cm for HP3D [10]. This measurement has important value in horses at early stage of laminitis, white line disease and other conditions, when HP3D is higher than HP3P [23]. Dropping a perpendicular line down from the coffin-joint’s center of articulation, the distance from this point to the toe as a percent of the length from toe to heel at the ground level is called toe support. O’Grady and Poupard [1] suggest that this percentage is ideally 50%, but in a recent study with 131 forelimbs of different horse breeds a mean value of $67.06\pm 5.41\%$ was found, and none of these animals presented toe support of 50% [19]. The results of are even higher, which can be explained by a strong tendency in Mangalarga Marchador horses to be trimmed with a longer toe with the goal to create more animation to the marcha gait [10].

Founder distance is a parameter described by Cripps and Eustace [25] and it is considered an important measurement with regards to laminitis. This distance should be less than 1.0 cm [26] or 1.1 cm [27]. The measurements in the current study were slightly greater. Similar results were found by Magalhães et al. [10] for 36 Mangalarga Marchador horses, recording values of 1.18 ± 0.326 cm. Furthermore, these authors claim that values in this breed should be evaluated with caution when compared to international reference values because they seem to be higher in horses with no sign of laminitis. Warmblood horses showed mean values that range from 1.0 ± 0.35 to 1.1 ± 0.34 cm [5], Criolo horses showed maximum value of 1.4 cm [28] and Redden [23] states

that normal values are in range from 0-1.5cm. The large variability of this measurement indicates that it is only of limited usefulness in the early stages of laminitis and most valuable when measured on sequential radiographs[5].

According to O'Grady [8], the ideal sole thickness is of at least 1.5 cm. Inadequate sole thickness is the most common cause of chronic injuries [29]. However, there have been different mean values found for Thoroughbreds, 0.8 cm or less, which may lead them to be predisposed to sole bruising. Show Hunter horses should have a sole thickness of at least 2.2 cm [30] and Warmbloods showed a sole thickness of 1.5 cm [5]. The results seen in this study are higher than in other breeds, which suggests that these horses are less likely to suffer from sole bruising, This theory is supported by clinical experience with this horse breed..

The results seen in this research for P3 palmar angle are in agreement with O'Grady [8] which claims that the angle between the palmar surface of P3 and the ground should be 3° to 5°. This measurement gives information about the integrity of soft tissue at the heels. A high palmar angle can be found in horses with club foot conformation, laminitis and other pathological conditions. It is important to recognize that 3 horses in this study had negative palmar angles, which means that the palmar process of P3 was lower than the toe. This leads to a significant loss of integrity of the heel area with an increase in strain of the deep digital flexor tendon [23].

The measurement of P3 to the front of the hoof can be of interest to decide how much toe can be trimmed [19]. The results found are higher than the ones described by Kummer et al. [5] for Thoroughbreds (3.1-3.2 cm) and this can be explained again by the common practice of growing the toes longer in Mangalarga Marchador horses. The consequences of this practice in these horses haven't been studied yet but due to the results seen in this study they could be prone to injury in the deep digital flexor tendon

and podotrochlear syndrome. Evenmore, given the lack of balance, injury to the proximal suspensory ligament must also be considered.

The extension at rest of the metacarpophalangeal joint was measured by a vertical line drawn palmar to the joint to the ground and the distance between this line and the heels was measured. This information can be used as a reference value for this breed. The heel height was also measured, with values much higher than the ones found by Evaristo et al. [31] for the same breed, 3.27 ± 0.55 cm. This difference is probably due to the different technique used. The heel height is normally measured from the ground to the coronet at the heels [30] but the identification of the coronet wasn't used in this study, considering the whole palmar region of the foot.

The differences seen in this study when comparing right and left forelimbs are probably due to a lack of standardized farrier programs for the breed studied.

There is evidence that suspensory ligament CSA increases with training [32] and biomechanics of the foot can change the strain imposed to it [33, 34, 35]. The results seen in this study didn't show any correlation with proximal suspensory ligament CSA and hoof measurements. Further studies are needed to determine the ideal balance for the breed studied and its effects on soft tissues.

Kummer et al. [5] showed only a mild correlation between the height at the withers and some invariable parameters (LP2) in a study with Warmbloods, and justified it due to limited size range of horses used. This study didn't show any correlation probably due to the same reason. Mangalarga Marchador horses investigated showed a limited range height (1.42-1.58 cm). Differences seen in several breeds can be explained by different occupations, height, body size and weight, shoeing strategies and genetics. The differences seen in this study can be related to the distinctive gait in Mangalarga Marchador horses, a marcha gait with a three fold support, when compared to the trot.

Conclusion

In the present study it was possible to establish radiographic measurements of the front feet of normal Mangalarga Marchador horses in physical activity and conclude that no correlation was found for the aforementioned measurements with height and proximal suspensory ligament CSA in the population studied.

These parameters can be used to compare horses from the same breed, aiming to improve lameness examinations, preventative foot care programs and pre purchase examinations.

Table 1. Mean values \pm standard deviation of CSA of proximal suspensory ligaments and 15 parameters obtained on lateromedial radiographic view of 20 Mangalarga Marchador horses, including p values from comparison between these measurements obtained for the right and left forelimbs.

Parameters	Right Forelimb	Left Forelimb	p
Proximal suspensory ligament (cm ²) - 4 cm distance	0.99 \pm 0.12	0.97 \pm 0.11	0.6254
Proximal suspensory ligament (cm ²) - 8 cm distance	0.93 \pm 0.09	0.97 \pm 0.13	0.1764
P3 to toe (cm)	4.5 \pm 0.9	4.5 \pm 0.8	0.9571
Heel hight (cm)	6.8 \pm 0.7	7.0 \pm 0.7	0.9006
Hoof to fetlock (cm)	4.2 \pm 1.5	3.6 \pm 1.6	0.7204
Heel angle (°)	46.9 \pm 9.0	42.9 \pm 6.3	0.0118
Hoof pastern axis (°)	159.6 \pm 8.9	162.8 \pm 6.6	0.0468
P3 palmar angle (°)	4.6 \pm 4.1	5.1 \pm 3.2	0.2556
Founder distance (cm)	1.0 \pm 0.3	1.2 \pm 0.4	0.8508
Sole thickness (cm)	2.6 \pm 0.6	2.6 \pm 0.6	0.8837
Hoof angle (°)	47.4 \pm 4.2	48.8 \pm 4.2	0.3666
HP3P (°)	2.0 \pm 0.2	2.2 \pm 0.3	0.7619
HP3D (°)	2.0 \pm 0.3	2.0 \pm 0.3	0.9334
Toe support (%)	74.2 \pm 6.7	72.6 \pm 5.6	0.2902
JA2 (°)	3.5 \pm 5.2	4.3 \pm 4.1	0.6238
JA3 (°)	13.1 \pm 6.7	14.3 \pm 7.1	0.4386
LP2 (cm)	4.8 \pm 0.3	4.8 \pm 0.3	0.9917

P3, third phalanx; HP3P, hoof p3 distance proximal; HP3D, hoof p3 distance distal; JA2, pastern joint angle; JA3, coffin joint joint angle. Numbers in bold represent p values to be statistically significant ($p < 0.05$).

Table 2. Correlations between animals' height and hoof measurements (foot pastern axis, heel angle, founder distance, P3 to toe, LP2, P3 palmar angle, toe support, sole thickness, JA3, JA2, heel height, hoof angle, distance of the hoof from fetlock, HP3P, HP3D) for the right forelimbs of 20 Mangalarga Marchador horses.

Parameters		Height
P3 to toe	Right	r=-0.1210 / p=0.6114
	Left	r=0.1865 / p=0.4311
Heel height	Right	r=0.2594 / p=0.2856
	Left	r=0.2511 / p=0.2856
Hoof to fetlock	Right	r=-0.1174 / p=0.6221
	Left	r=-0.2392 / p=0.3724
Heel angle	Right	r=0.2569 / p=0.2741
	Left	r=0.1039 / p=0.6628
Hoof pastern axis	Right	r=0.0435 / p=0.8556
	Left	r=-0.2669 / p=0.2553
P3 palmar angle	Right	r=-0.1458 / p=0.5398
	Left	r=-0.1447 / p=0.5429
Founder distance	Right	r=0.0024 / p=0.9921
	Left	r=0.0706 / p=0.7674
Sole thickness	Right	r=-0.1983 / p=0.4021
	Left	r=-0.1896 / p=0.4235
Hoof angle	Right	r=0.0959 / p=0.6876
	Left	r=-0.2850 / p=0.2232
HP3P	Right	r=0.3232 / p=0.1646
	Left	r=0.2687 / p=0.2519
HP3D	Right	r=0.0388 / p=0.8711
	Left	r=0.2478 / p=0.2922
Toe support	Right	r=-0.3512 / p=0.1289
	Left	r=-0.2630 / p=0.2625
JA2	Right	r=0.0459 / p=0.8476
	Left	r=0.2194 / p=0.3526
JA3	Right	r=0.0528 / p=0.8249
	Left	r=0.0829 / p=0.7282
LP2	Right	r=-0.0345 / p=0.8851
	Left	r=0.1813 / p=0.4443

P3 to toe, third phalanx (P3) to toe; LP2, length of the second phalanx; JA2, pastern joint angle; JA3, coffin joint angle; HP3P, proximal distance from P3 to dorsal hoof wall; HP3D, distal distance from P3 to dorsal hoof wall. Strong correlation occurs when r is near 0.9 and p <0.05 by Pearson correlation.

Table 3. Correlations between CSA of proximal suspensory ligaments and hoof measurements (foot pastern axis, heel angle, P3 to toe, toe support, JA3, JA2, heel height, hoof angle, distance of the hoof from fetlock) for the right and left forelimbs of 20 Mangalarga Marchador horses.

Parameters	Proximal suspensory ligament - 4 cm distance		Proximal suspensory ligament - 8 cm distance	
	Right	Left	Right	Left
P3 to toe	Right	r=0.2867 p=0.2204	r=0.0485 p=0.8392	
	Left	r=-0.2198 p=0.3517	r=0.2681 p=0.2530	
Heel height	Right	r=0.2361 p=0.3163	r=-0.1631 p=0.4921	
	Left	r=0.0380 p=0.8736	r=0.1110 p=0.6414	
Hoof to fetlock	Right	r=-0.2810 p=0.2301	r=-0.3509 p=0.1293	
	Left	r=0.1007 p=0.7106	r=-0.0218 p=0.9361	
Heel angle	Right	r=-0.1062 p=0.6559	r=-0.0668 p=0.7797	
	Left	r=-0.2556 p=0.2767	r=-0.3628 p=0.1159	
Hoof pastern axis	Right	r=-0.2585 p=0.2711	r=-0.2125 p=0.3683	
	Left	r=0.1292 p=0.5871	r=-0.1421 p=0.5502	
Hoof angle	Right	r=-0.2261 p=0.3379	r=0.0173 p=0.9424	
	Left	r=0.3080 p=0.1865	r=-0.2167 p=0.3588	
Toe support	Right	r=0.1323 p=0.5783	r=0.1144 p=0.6312	
	Left	r=-0.1396 p=0.5574	r=0.0973 p=0.6834	
JA2	Right	r=0.1723 p=0.4678	r=0.3404 p=0.1420	
	Left	r=0.0141 p=0.9531	r=0.0243 p=0.9192	
JA3	Right	r=0.1017 p=0.6696	r=0.3035 p=0.1933	
	Left	r=-0.1626 p=0.4935	r=-0.0041 p=0.9863	

P3 to toe, third phalanx (P3) to toe; JA2, pastern joint angle; JA3, coffin joint angle. Strong correlation occurs when r is near 0.9 and p < 0.05 by Pearson correlation.

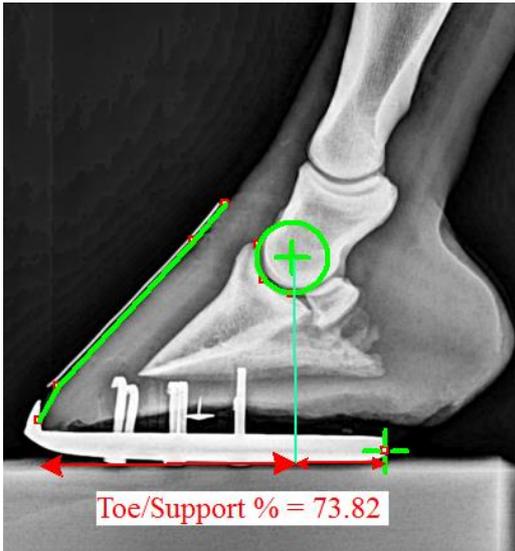


Fig. 1. Radiograph method used for measuring toe support. Dropping a perpendicular line down from the coffin-joint's center of articulation, the distance from this point to the toe as a percent of the length from toe to heel at the ground level is called toe support.

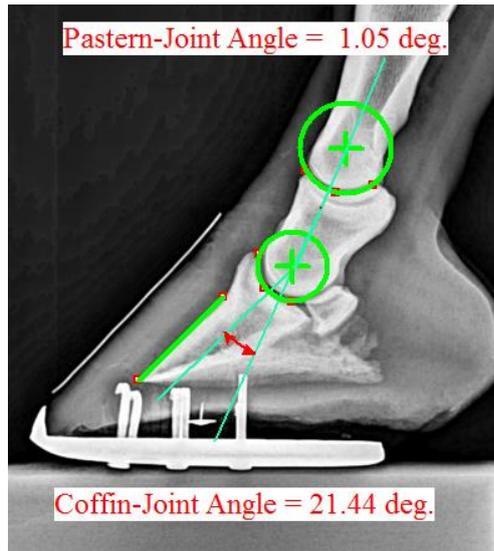


Fig.2. Radiographic method for measuring JA2 and JA3. The value of the coffin-joint angle is the geometric angle formed between a constructed line from the rotation center associated with the coffin joint extending down towards the sole and a line defined by connecting the two rotation centers.



Fig. 3. Radiographic method for measuring the hoof angle.

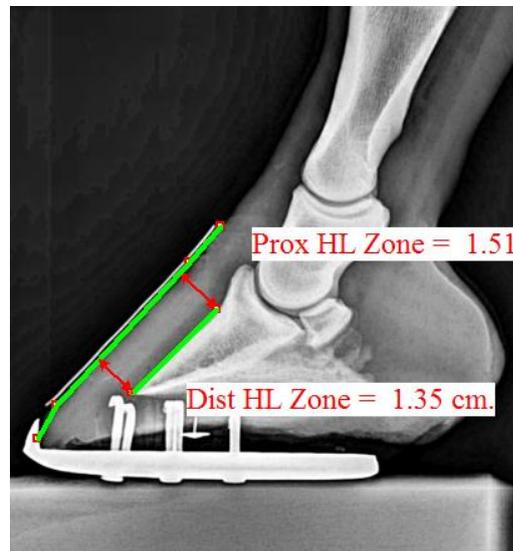


Fig. 4. Radiographic method for measuring HP3P and HP3D.

References

1. O'Grady, S. E., Poupard D. A. (2001) Physiological horseshoeing: an overview. *Equine vet Educ* **13**, 330-334.
2. Kobluc, C., Robinson, R., Gordon, B., Clanton, C.J., Trent, A.M., Ames, T.R. (1989) The effect of conformation and shoeing: a cohort study of 95 Thoroughbred racehorses. In: *Proc Am Ass equine practnrs* **35**, 259-274.
3. Anderson, T.M., Mcciwraith, C.W., Douay, P. (2004) The role os conformation in musculoskeletal problems in the racing thoroughbred. *Equine vet J* **36**, 571-575.
4. Hill, A.E., Gardner, I.A., Carpenter, T.E., Stover, S.M. (2004) Effects of injury to the suspensory apparatus, exercise, and horseshoe characteristics on the risk of lateral condylar fracture and suspensory apparatus failure in forelimbs of thoroughbred racehorses. *Am J vet Res* **65**, 1508-1517.
5. Kummer, M., Geyer, H., Imboden, I.; Auer, J., Lischer, C. (2006) The effect of hoof trimming on radiographic measurements of the front feet of normal Warmblood horses. *Vet J* **172**, 58-66.
6. Page, B. T.; Hagen, T. L. (2002) Breakover of the hoof and its effect on structures and forces within the foot. *JEVS* **22**, 258-264.
7. Parks, A. (2003) Form and function of the equine digit. *Vet Clin Equine* **19**, 285-307.
8. O'grady, S.E. (2008) Basic Farriery for the performance horse. *Vet Clin Equine* **24**, 203-218.
9. Paz, C. F. R., Paganela, J. C., Dos Santos, C.A., Nogueira, C. E.W., Faleiros, R.R. (2013) Relação entre obesidade, insulina plasmática e posicionamento da falange distal em equinos da raça crioula. *Arq Bras Med Vet Zootec* **65**, 1699-1705.
10. Magalhães, J. F., Lima, I. R., Lima, L. R., Varela, J. A. R. C., Vieira, R. A. M., Alves, G. E. S., Faleiros, R. R. (2014) Estudo da correlação de medidas radiográficas

- indicadoras de laminite em éguas da raça Mangalarga Marchador com e sem sinais de sobrepeso. *Arq Bras Med Vet Zootec* **66**, 1123-1132.
11. Linford, R. L., O'Brien, T. R., Trout, D. R. (1993) Qualitative and morphometric radiographic findings in the distal phalanx and digital soft tissues of sound Thoroughbred racehorses. *Am J Vet Res* **54**, 38-51.
 12. Dyson, S.J., Tranquille, C.A., Collins, S.N., Parkin T.D.H., Murray, R.C. (2011) An investigation of the relationships between angles and shapes of the hoof capsule and the distal phalanx. *Equine Vet J* **43**, 295-301.
 13. Holroyd, K., Dixon, J. J., Mair, T., Bolas, N., Bolt, D. M., David, F. (2013) Variation in foot conformation in lame horses with different foot lesions. *Vet J* **195**, 361-365.
 14. Moleman, M., Van Heel, M.C.V., Van Weeren, P.R., Black, W. (2006) Hoof growth between two shoeing sessions leads to a substantial increase of the moment about the distal, but not the proximal, interphalangeal joint. *Equine Vet J* **38**, 170-174.
 15. Dyson, S. (2007) Diagnosis and management of common suspensory lesions in the forelimbs and hindlimbs of sport horses. *Clin Tech Equine Pract* **6**, 179-188.
 16. O'grady S. E., Poupard D. (2003) A. Proper physiologic horseshoeing. *Vet Clinic of North Am Equine Pract* **19**, 2, 333-351.
 17. Bach, O., Butler,, D., White, K., Metcalf, S. Hoof balance and lameness: improper toe length, hoof angle, and mediolateral balance. (1995) *Comp cont Educ Pract Vet* **17**, 1275-1282.
 18. Cust, A. R. E., Anderson, G. A., Whitton, R. C., Davies, H. M. S. (2013) Hoof conformation and performance in the racing thoroughbred in Macau. *AVJ* **91**, 108-112.
 19. Craig, J.J., Craig, M.F., Weltner, T.N. (2001) Quantifying conformation of the equine digit from lateromedial radiographs. In: *Proc AESM meeting conference* **21**, 20-25.

20. Stashak, T. S., Hill, C., Klimesh, R., Ovnick, G. (2002) Trimming and shoeing for balance and soundness. In: *Adams' lameness in horses*, 5th. edn., Ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. pp 1081-1142.
21. Craig, J. J., Craig, M. F., Savoldi, M. T., Waldsmith, J. K. (2005) Locating rotation centers of the equine digit and their use in quantifying conformation. *Epona Shoe Inc* 1-13.
22. Hampson, B.A., De Laat, M.A., Mills, P.C., Pollitt, C.C. (2013) The feral horse foot. Part A: observational study of the effect of environment on the morphometrics of the feet of 100 Australian feral horses. *AVJ*. **91**, 14-22.
23. Redden, R. F. A. (2003) Hoof capsule distortion: understanding the mechanisms as a basis for rational management. *Vet Clin North Am Equine Pract* **19**, 443-462.
24. Pollitt, C.C. (2008) Equine laminitis current concepts. Publication No. 08/062, Project No. RIRDC UQ-118A. Queensland- Australia, 55-60.
25. Cripps, P.J., Eustace, R.A. (1999) Radiological measurements from the feet of normal horses with relevance to laminitis. *Equine Vet J* **31**, 427-432.
26. Eustace, R.A. (2010) Clinical presentation, diagnoses and prognosis of chronic laminitis in Europe. *Vet Clinic North Am Equine Pract* **26**, 391-405.
27. Redden, R. F. (1997). Shoeing the laminitic horse. In: *Proc Am Ass equine practnrs* **43**, 356-359.
28. Xavier, V. F., Lima, L. R., Marval, C. A. D., Azevedo, D. D. S., Vieira, R. A. M., Castro, T. D. C., Moura, D. A. D., Vilela, S. B.; Faleiros, R. R. (2013) Estudo radiográfico do posicionamento da falange distal e suas correlações com obesidade em equinos de patrulhamento da Polícia Militar do Estado de Minas Gerais. *Arq. Bras Med Vet Zootec* **66**, 672-680.

29. Moyer, W. (1989) Chronic subsolar bruising. In: *Proc Am Ass equine practnrs* **34**, 333-335.
30. Foor, D. (2007) Balancing and shoeing the equine foot. In: *Equine podiatry*, 1st. edn., Ed: Saunders Elsevier, Philadelphia. pp 2-40.
31. Evaristo, I.G.B., Mielo, U.P., Ferreira, C., Palhares, M.S., Calonge, D.F., Martins, R.A. (2006) Avaliação do equilíbrio médio-lateral do casco de equinos da raça Mangalarga Marchador. *Rev. Univ. Rural* **26**, 121-122.
32. Çelimli, N., Seyrek-intas, D., Kaya M. (2004) Morphometric measurements of flexor tendons and ligaments in Arabian horses by ultrasonographic examination and comparison with other breeds. *Equine vet Educ* **16**, 81-85.
33. Degeurce, C., Chaetau, H., Jerbi, H., Crevier-Denoix, N., Pourcelot, P., Audigie, F., Pasqui-Boutard, V., Geiger, D., Denoix J. M. (2001) Three dimensional kinematics of the proximal interphalangeal joint: effects of raising the heels or the toe. *Equine vet J Suppl* **33**, 79-83.
34. Dyhre-Poulsen, P., Smedegaard, H.H., Roed, J., Korsgaard, E. (1994) Equine hoof function investigated by pressure transducers inside the hoof and accelerometers mounted on the first phalanx. *Equine Vet J* **26**, 362-366.
35. Crevier-Denoix, N., Roosen, C., Dardillant, C., Pourcelot, P., Jerbi, H., Sanaa, M., Denoix J. M. (2001). Effects of heel and toe elevation upon the digital joint angles in the standing horse. *Equine Vet J Suppl* **33**, 74-78.

REFERÊNCIAS

AGUT, A.; MARTÍNEZ, M. L.; SÁNCHEZ-VALVERDE, M. A.; SOLER, M.; RODRÍGUEZ, J. Ultrasonographic characteristics (cross-sectional area and relative echogenicity) of the digital flexor tendons and ligaments of the metacarpal region in Purebred Spanish horses. **Vet. J.**, v. 180, n. 3, p. 377-383, 2009.

ANDERSON, T.M.; MCIIIWRAITH, C.W. Longitudinal development of equine conformation from weanling to age 3 years in Thoroughbred. **Equine Vet. J.** v. 36, n. 7, p. 563-570, 2004a.

ANDERSON, T.M.; MCIWRAITH, C.W.; DOUAY, P. The role os conformation in musculoskeletal problems in the racing thoroughbred. **Equine vet. J.**,v. 36, n. 7, p. 571-575, 2004b.

ANDRADE, L, S. **O condicionamento do equino no Brasil.** Recife: Equicenter, 201 p., 1986.

BACH, O.; BUTLER,, D.; WHITE, K.; METCALF, S. Hoof balance and lameness: improper toe length, hoof angle, and mediolateral balance. **Comp. cont. Educ. Pract. Vet.**, v. 17, n. 10, p. 1275-1282, 1995.

BACK, W. Hoof and Shoeing. In: BACK, W.; CLAYTON, H. M. **Equine locomotion.** 1. ed. London: W.B. Saunders, 2001. p.135-165.

BACK, W.; SCHAMHARDT, H.C.; HARTMAN, W.; BARNEVALD, A. Kinematic differences between the distal portions of the forelimbs and hund limbs of horses at the trot. **Am. J. Vet. Res.**, v. 56, n. 11, p. 1522-1528, 1995.

BALCH, O.; CLAYTON, H.M., LANOVAZ, J.L. Weight and length induced changes in limb kinematics in trotting horses. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 42, 1996, Denver. **Proceedings...**Lexington: American Association of Equine Practitioners, 1996. p. 218-219.

BALCH, O.K.; RATZLAFF, M.H.; HYDE, M.L.; WHITE, K.K. Locomotor effects of hoof angle and mediolateral balance of horses exercising on a high-speed treadmill: preliminary results. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 37, 1991, São Francisco. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 1992. p. 687-705.

BALCH, O.; WHITE, K.; BUTLER, D. Factors involved in the balancing of equine hooves. **J. Am. Vet. Med. Assoc.**, v. 198, n. 11, p. 1980-1989, 1991.

BENOIT, P.; BARREY, E., REGNAULT, J.C.; BROCHET, J. L. Comparison of the damping effect of different shoeing by the measurement of hoof acceleration. **Acta. Anat.**, v. 146, n. 2-3, p. 109-113, 1993.

BISCHOFBERGER, A. S.; KONAR, M.; OHLERTH, S.; GEYER, H.; LANG, J.; UELTSCHI, G.; LISCHER, C. J. Magnetic resonance imaging, ultrasonography and histology of the suspensory ligament origin: a comparative study of normal anatomy of Warmblood horses. **Equine vet. J.**, v. 38, n. 6, p. 508-516, 2006.

BOEHART, G. A.; CARSTANJAN, B. Ultrasonographic morphometric measurements of digital flexor tendons and ligaments of the palmar metacarpal region in Haflinger horses. **Anat. Histol. Embryol.**, v. 39, n. 4, p. 366-375, 2010.

BOWKER, R.M.; LINDER, K.; VAN WULFEN, K.K.; SONEA, I.M. Anatomy of the distal interphalangeal joint of the mature horse: relationships with navicular suspensory ligaments, sensory nerves and neurovascular bundle. **Equine Vet. J.**, v. 29, n. 2, p. 126-135, 1997.

ÇELİMLİ, N.; SEYREK-INTAS, D.; KAYA, M. Morphometric measurements of flexor tendons and ligaments in Arabian horses by ultrasonographic examination and comparison with other breeds. **Equine vet. Educ.**, v. 16, n. 2, p. 81-85, 2004.

CHATEAU, H.; DEBUEURCE, C.; DENOIX, J.M. Effects of 6 degree elevation of the heels on 3D kinematics of the distal portion of the forelimbs in the walking horse. **Equine vet. J.**, v. 36, n. 8, p. 649-654, 2004.

CHATEAU, H.; DEGUEURCE, C.; DENOIX, J.M. Effect of egg-bar shoes on the 3-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses walking on a sand track. **Equine vet. J.**, v. 36, p. 377-382, 2006a.

CHATEAU, H., DEGUERCE, 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 Vet. J.**, V. 38, n. 2, p. 164-169, 2006b.

CLAYTON, H.M. Effects of hoof angle on locomotion and limb loading. In: White NA, Moore JN, **Current techniques in equine surgery and lameness**. 2. ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1998. 504-509.

COLLES, C.M. The relationship of frog pressure to heel expansion. **Equine Vet. J.**, v. 21, n. 1, p. 13-16, 1989.

COSTA, M. D.; BERGMANN, J. A. G.; REZENDE A. S. C. Caracterização demográfica da raça Mangalarga Marchador. **Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.**, v. 56, p.687-690, 2004.

CRAIG, J. J.; CRAIG, M. F. Hoof and Bone Morphology of the Equine Digit: Challenges to Some Common Beliefs. 2005. Disponível em: <<http://www.eponashoe.com/documents/Morphology.pdf>>. Acesso em: 24 de outubro de 2014.

CRAIG, M. The value of measuring the hoof. The Epona Institute. Disponível em: <http://metron-imaging.com/images/Value_of_Measuring.pdf> Acesso em 20 de outubro de 2014.

CRAIG, J.J.; CRAIG, M.F.; WELTNER, T.N. Quantifying conformation of the equine digit from lateromedial radiographs. In: Annau AESM meeting conference, 21, 2001, Sacramento. **Proceedings...** Sacramento: Association of Equine Sports Medicine, 2001. p. 20-25..

CRIPPS, P.J.; EUSTACE, R.A. Radiological measurements from the feet of normal horses with relevance to laminitis. **Equine Vet. J.**, v. 31, n. 5, p.427-432, 1999.

CREVIER-DENOIX, N.; POURCELOT, P.; RAVARY, B.; ROBIN, D.; FALALA, S.; UZEL, S.; GRISON, A.C.; VALETTE, J-P.; DENOIX, J.M.; CHATEAU, H. Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot. **Equine vet. J.**, v. 41, n. 3, p. 257-261, 2009.

CREVIER-DENOIX, N.; ROBIN, D.; POURCELOT, P.; HOLDEN, L.; ESTOUP, P.; DESQUILBET, L.; DENOIX, J. M.; CHATEAU, H. Ground reaction force and kinematic analysis of limb loading on two different beach sand tracks in harness trotters. **Equine Vet. J.**, v. 42, (Suplemento 38), p. 544-551, 2010.

CREVIER-DENOIX, N.; ROOSEN, C.; DARDILLANT, C.; POURCELOT, P.; JERBI, H.; SANAA, M.; DENOIX JM. Effects of heel and toe elevation upon the digital joint angles in the standing horse. **Equine Vet. J. Suppl.**, v. 33, p. 74-78, 2001.

CUST, A. R. E.; ANDERSON, G. A.; WHITTON, R. C.; DAVIES, H. M. S. Hoof conformation and performance in the racing thoroughbred in Macau. **Australian Veterinary Journal.**, v. 91, n. 3, p. 108-112, 2013

DABAREINER, R.M.; CARTER, G.K. Diagnosis, treatment and farriery for horses with chronic heel pain. **Vet. Clin. North Am. Equine Pract.**, v. 19, n. 2, p. 417-428, 2003.

DAVIES, H.M. S.; MERRIT, J. S.; THOMASON, J. J. Biomechanics of the equine foot. In: FLOYD, A.; MANSMANN, R. A. **Equine podiatry**. 1. ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2007. p. 39, 40.

DAVIES, H. M. S; PHILIP, C. Gross anatomy of the equine digit. In: FLOYD, A.; MANSMANN, R. A. **Equine podiatry**. 1. ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2007. p. 2-40.

DEGEURCE, C.; CHAETAU, H.; JERBI, H.; CREVIER-DENOIX, N.; POURCELOT, P.; AUDIGIE, F.; PASQUI-BOUTARD, V.; GEIGER, D.; DENOIX JM. Three dimensional kinematics of the proximal interphalangeal joint: effects of raising the heels or the toe. **Equine vet J. Suppl.**, v. 33, p.79-83, 2001.

DENOIX, J.M. Funcional anatomy of tendons and ligaments in the distal limb (manus e pes). **Vet. Clin. North Am. Equine Pract.**, v. 10, n. 1, p. 273-321, 1994.

DENOIX, J.M. The equine foot. In: _____ **The equine distal limb: an atlas of clinical anatomy and comparative imaging**. 1. ed. Barcelona: Manson publishing, 2000. Cap. 1, p. 3.

DENOIX, J. M.; COUDRY, V.; JACQUET, S. Ultrasonographic procedure for a complete examination of the proximal third interosseous muscle (proximal suspensory ligament) in the equine forelimbs. **Equine Vet. Educ.**, v. 20, n. 3, p. 158-153, 2008.

DYHRE-POULSEN, P.; SMEDEGAARD, H.H.; ROED, J. KORSGAARD, E. Equine hoof function investigated by pressure transducers inside the hoof and accelerometers mounted on the first phalanx. **Equine Vet. J.**, v. 26, n. 5, p. 362-366, 1994.

DYSON, S. Proximal suspensory desmitis: clinical, ultrasonographic and radiographic features. **Equine vet. J.**, v. 23, n. 1, p. 25-31, 1991.

DYSON, S. Proximal suspensory desmitis in the hindlimb: 42 cases. **Br. vet. J.**, v. 150, n. 3, p. 279-291, 1994.

DYSON S. Diagnosis and management of common suspensory lesions in the forelimbs and hindlimbs of sport horses. **Clin. Tech. Equine Pract.**, v. 6, n. 3, p. 179-188, 2007.

DYSON, S.; ARTHUR, R.M.; PALMER, S.E.; RICHARDSON, D. Suspensory ligament desmitis. **Vet. Clin. North Am. Equine Pract.**, v. 11, n. 2, p. 177-215, 1995.

DYSON, S.J.; TRANQUILLE, C.A.; COLLINS, S.N.; PARKIN T.D.H.; MURRAY, R.C. An investigation of the relationships between angles and shapes of the hoof capsule and the distal phalanx. **Equine Vet. J.**, v. 43, n. 3, p. 295-301, 2011.

ELIASHAR, E.; MCGUIGAN, M. P.; ROGERS, K. A.; WILSON, A. M. A comparison of three horseshoeing styles on the kinetics of breakover in sound horses. **Equine Vet. J.**, v. 34, n. 2 , p. 184-190, 2002.

EUSTACE, R.A. Clinical presentation, diagnoses and prognosis of chronic laminitis in Europe. **Vet. Clinic. North Am. Equine Pract.** v. 26, n. 2, p. 391-405, 2010.

EVARISTO, I.G.B.; MIELO, U.P.; FERREIRA, C.; PALHARES, M.S.; CALONGE, D.F.; PEREIRA, A.B. Avaliação do equilíbrio dorso-palmar do casco de equinos da raça Mangalarga Marchador. **Rev. Univ. Rural.**, v. 26, p. 199-120, 2006a.

EVARISTO, I.G.B.; MIELO, U.P.; FERREIRA, C.; PALHARES, M.S.; CALONGE, D.F.; MARTINS, R.A. Avaliação do equilíbrio médio-lateral do casco de equinos da raça Mangalarga Marchador. **Rev. Univ. Rural.**, v. 26, p. 121-122, 2006b.

FLOYD, A.; MANSMANN, R. A. **Equine Podiatry**. 1. ed. Missouri: Saunders, 2007. 464 p.

FOOR, D. Balancing and shoeing the equine foot. In: FLOYD, A.; MANSMANN, R. A. **Equine podiatry**. 1. ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2007. p. 379-392.

GENOVESE, R. L.; RANTANEN, N. W.; HAUSER, M. L.; SIMPSON, B. S. Diagnostic ultrasonography of the equine limbs. **Vet. Clin. North Am. Equine Pract.**, v. 2, n. 1, p. 145-226, 1986.

GIBSON, K. T.; SNYDER, J.R.; SPIER, S.J. Ultrasonographic diagnosis of soft tissue injuries in horses competing at the Sydney 2000 Olympic Games. **Equine Vet. Educ.**, v. 14, n. 3, p. 149-156, 2002.

GIBSON, K. T.; STEEL, C. M. Conditions of the suspensory ligament causing lameness in horse. **Equine Vet. Educ.**, v. 14, n. 1, p. 39-50, 2002.

HAMPSON, B.A.; DE LAAT, M.A.; MILLS, P.C.; POLLITT, C.C. The feral horse foot. Part A: observational study of the effect of environment on the morphometrics of the feet of 100 Australian feral horses. **Australian Veterinary Journal**. v.91, n. 1-2, p.14-22, 2013.

HILL, A.E.; GARDNER, I.A.; CARPENTER, T.E.; STOVER, S.M. Effects of injury to the suspensory apparatus, exercise, and horseshoe characteristics on the risk of lateral condylar fracture and suspensory apparatus failure in forelimbs of thoroughbred racehorses. **Am. J. vet. Res.**, v.65, n. 11, p. 1508-1517, 2004.

HOLROYD, K.; DIXON, J. J.; MAIR, T.; BOLAS, N.; BOLT, D. M.; DAVID, F. Variation in foot conformation in lame horses with different foot lesions. **Vet. J.**, v. 195, n. 3, p. 361-365, 2013.

JACKMAN, B.R. Common lameness in the cutting and reining horse. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 47, 2001, San Diego. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 2001. p. 6-11.

JACKSON, J. **The natural horse: lessons from the wild for domestic home care**. 1. ed. Flagstaff: Northland Publishing, 1992. 171p.

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

KAINER, R. A. Functional Anatomy of Equine Locomotor Organs. In: STASHAK, T. S. **Adams' lameness in horses**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. p. 1-8.

KOBLUC, C.; ROBINSON, R.; GORDON, B.; CLANTON, C.J.; TRENT, A.M.; AMES, T.R. The effect of conformation and shoeing: a cohort study of 95 Thoroughbred racehorses. In: Annual Convention of the American Association of

Equine Practitioners, 35, 1989, Boston. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 1989. p. 259-274.

KROEKENSTOEL, A.M.; VAN HEEL, M.C.V.; VAN WEEREN, P.R.; BACK, W. Developmental aspects of distal limb conformation in the horse: differences with mature horses and the potential consequences of uneven feet in foals. **Equine vet. J.**, v. 38, n. 7, p. 652-656, 2006.

KUMMER, M.; GEYER, H.; IMBODEN, I.; AUER, J.; LISCHER, C. The effect of hoof trimming on radiographic measurements of the front feet of normal Warmblood horses. **Vet. J.**, v. 172, n. 1, p. 58-66, 2006.

LAWSON, S.E.M.; CHATEAU, H.; POURCELOT, P.; DENOIX, J.M.; CREVIER-DENOIX, N. Effect of toe and heel elevation on calculated tendon strains in the horse and the influence of the proximal interphalangeal joint. **J. Anat.**, v. 210, n. 5, p. 583-591, 2007.

LOCHNER, F.K. *In vivo* and *in vitro* measurement of tendon strain in the horse. **Am. J. Vet. Res.**, v. 41, n. 12, p. 1927-1937, 1980.

MAGALHÃES, J. F.; LIMA, I. R.; LIMA, L. R.; VARELA, J. A. R. C.; VIEIRA, R. A. M.; ALVES, G. E. S.; FALEIROS, R. R. Estudo da correlação de medidas radiográficas indicadoras de laminite em éguas da raça Mangalarga Marchador com e sem sinais de sobrepeso. **Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.** v. 66, p. 1123-1132, 2014.

MOLEMAN, M.; VAN HEEL, M.C.V.; VAN WEEREN, P.R.; BLACK, W. Hoof growth between two shoeing sessions leads to a substantial increase of the moment about the distal, but not the proximal, interphalangeal joint. **Equine vet. J.**, v. 38, n. 2, p. 170-174, 2006.

MOYER, W. Chronic subsolar bruising. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 34, 1988, San Diego. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 1989. p. 333-335.

MURRAY, R. C.; DYSON, S. J.; TRANQUILLE, C.; ADAMS, V. Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. **Equine vet. J. Suppl.**, v.36, p.411-416, 2006.

O'GRADY, S. E. Strategies for shoeing the horse with palmar foot pain. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 52, 2006, San Antonio. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 2006. p. 209-217.

O'GRADY, S.E. Basic Farriery for the performance horse. **Vet. Clin. Equine.**, v. 24, n. 1, p. 203-218, 2008.

O'GRADY, S.E. Guidelines for trimming the equine foot. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 55, 2009, Las Vegas. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 2009. p. 218-225.

O'GRADY, S. E.; POUPARD D. A. Physiological horseshoeing: an overview. **Equine vet. Educ.**, v. 13, n. 16, p. 330-334, 2001.

O'GRADY S. E., POUPARD D. A. Proper physiologic horseshoeing. **Vet. Clinic. of North Am. Equine Pract.**, v. 19, n. 2, p. 333-351, 2003.

OLIVIER, A.; WANNENBURG, J.; GOTTSCHALK, R.D.; VAN DER LINDE, M.J.; GROENEVELD, H.T. The effect of frog pressure and downward vertical load on hoof wall weight bearing and third phalanx displacement in the horse- an in vitro study. **J. s. Afr. Vet. Ass.**, v. 72, n. 4, p. 217-227, 2001.

PAGE, B. T.; HAGEN, T. L. Breakover of the hoof and its effect on structures and forces within the foot. **J. E. V. S.**, v. 22, n. 6, p. 258-264, 2002.

PARKS, A. Form and function of the equine digit. **Vet. Clin. Equine.**, v. 19, p. 285-307, 2003.

PRATES, R. C.; REZENDE, H. H. C.; LANA, A. M. Q.; BORGES, I.; MOSS, P. C. B.; MOURA, R. S.; REZENDE, A. S. C. Heart rate of Mangalarga Marchador mares under marcha test and supplemented with chrome. **Rev. Bras. Zootec.**, v.38, p. 916-922, 2009.

PAZ, C. F. R.; PAGANELA, J. C.; DOS SANTOS, C.A.; NOGUEIRA, C. E.W.; FALEIROS, R.R. Relação entre obesidade, insulina plasmática e posicionamento da falange distal em equinos da raça crioula. **Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.**, v. 65, n. 6, p. 1699-1705, 2013.

POLLITT, C.C. **Equine laminitis current concepts**. Publication No. 08/062, Project No. RIRDC UQ-118A. Queensland- Australia, 2008. P. 55-60.

REDDEN, R. F. A. A method for treating club feet. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 34, 1988, San Diego. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 1988. p. 321-324.

REDDEN, R. F. A. Hoof capsule distortion: understanding the mechanisms as a basis for rational management. **Vet. Clin. North Am. Equine Pract.**, v. 19, n. 2, p. 443-462, 2003.

REDDEN, R. F. A. Identifying and treating negative palmar angle. In: Depth equine podiatry symposium notes. 2010. Disponível em: <http://www.nanric.com/identifying_negative%20_palmar_angle.html> Acesso em: 24 de outubro de 2014.

REEF, V. B. Musculoskeletal ultrasonography. In: _____ **Equine diagnostic ultrasound**. 1. ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1998, p. 39-186.

REZENDE, A. S. C. Aditivos ou suplementos? Mangalarga Marchador. **Rev. Oficial da ABCCMM.**, v.18, p.44-48, 2006.

RHEIMER, J. M. How to maximise image quality for the sonographic evaluation of the hind suspensory ligament. In: Annual Convention of the American Association of

Equine Practitioners, 56, 2010, Baltimore. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 2010. p. 239-243.

RIEMERSMA, D.J., VAN DEN BOGERT, A.J., JANSSEN, M.O. SCHAMHARDT, H.C. Influence of shoeing on ground reaction forces and tendons strains in the forelimbs of ponies. **Equine Vet. J.**, v. 28, n. 2, p. 126-132, 1996.

ROGERS, C. W.; BACK, W. Wedge and eggbar shoes change the pressure distribution under the hoof of the forelimb in the square standing horse. **J. Equine Vet. Sci.**, v. 23, p. 306-309, 2003.

ROEPSTORFF, L.; JOHNSTON, C., DREVEMO, S. In vivo and in vitro heel expansion in relation to shoeing and frog pressure. **Equine Vet. J. Suppl.**, v. 33, p. 54-57, 2001.

SINGER, E.R.; BARNES, J.; SAXBY, F.; MURRAY, J. K. Injuries in the event horse: Training versus competition. **Vet. J.**, v. 175, p. 76-81, 2008.

STASHAK, T. S. **Adams' lameness in horses**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002, 1174 p.

STASHAK, T. S.; HILL, C.; KLIMESH, R.; OVNICK, G. Trimming and shoeing for balance and soundness. In: STASHAK, T.S. **Adams' lameness in horses**. 5. Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. p. 1081-1142.

STEPHENS, P.R., NUNAMAKER, D.M., BUTTERWECK, D.N. Application of a hall-effect transducer for measurement of tendon strain in Horses. **Am. J. Vet. Res.**, v. 50, n. 7, p. 1089-1095, 1989.

STUMP, J.E. Anatomy of the normal equine foot, including microscopic features of the laminar region. **JAVMA.**, v. 151, n. 12, p. 1588-1598, 1967.

TACCHIO, G.; DAVIES, H.M., MORGANTE, M.; BERNARDINI, D. A radiographic technique to assess the longitudinal balance in front hooves. **Equine vet. J.**, v. 34, p. 368-372, 2002.

THOMASON, J.J.; DOUGLAS, J.E.; SEARS, W. Morphology of the laminar junction in relation to the shape of the hoof capsule and distal phalanx in adult horses (*Equus caballus*). **Cells Tissues Organs.**, v. 168 n. 4, p. 295-311, 2003.

VAN HEEL, M.C.V.; BARNEVOLD, A.; VAN WAREN, P.R.; BLACK, W. Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. **Equine vet. J.**, v. 36, n. 8, p. 778-782, 2004.

WERPY N. M., DENOIX J. M. Imaging of the equine proximal suspensory ligament. **Vet. Clin. North Am. Equine Pract.**, v. 28, n. 3, p. 507-525, 2012.

WERPY, N. M.; DENOIX, J. M.; MCILWRAITH, C. W.; FRISBIE, D. D. Comparison between standard ultrasonography, angle contrast ultrasonography, and magnetic resonance imaging characteristics of the normal equine proximal suspensory ligament. **Vet. Radiol. Ultrasound.**, v. 54, n. 5, p. 536-547, 2013.

WILLEMEN, M. A.; SAVELBERG, H. H. C.M.; BRUIN, G.; BARNEVALD, A. The Effect of Toe Weights on Linear and Temporal Stride Characteristics of Standardbred Trotters. **Vet. Q.**, v. 16, (Suplemento 2), p. 97- 100, 1994.

WILLIAMS, R.B.; HARKINS, L. S.; HAMOND, C. J.; WOOD, J.L.N. Racehorse injuries, clinical problems and fatalities recorded on British racecourses from flat racing and Nacional Hunt racing during 1996, 1997 and 1998. **Equine vet. J.**, v. 33, n. 5, p. 478-486, 2001.

WILSON, D.A.; BAKER, G.J.; PIJANOWSKI, G.J.; BOERO, M.J.; BADERTSCHER, R.R. Composition and morphologic features of the interosseous muscle in Standardbreds and Thoroughbreds. **Am. J. vet. Res.**, v. 52, n. 1, p. 133-139, 1991.

WOLLENMAN, P. Prepurchase examination of polo horses. In: Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, 45, 1999, Albuquerque. **Proceedings...** Lexington: American Association of Equine Practitioners, 1999. p. 13-18.

XAVIER, V. F.; LIMA, L. R.; MARVAL, C. A. D.; AZEVEDO, D. D. S.; VIEIRA, R. A. M.; CASTRO, T. D. C.; MOURA, D. A. D.; VILELA, S. B.; FALEIROS, R. R. Estudo radiográfico do posicionamento da falange distal e suas correlações com obesidade em equinos de patrulhamento da Polícia Militar do Estado de Minas Gerais. **Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.**, v. 66, n. 3, p. 672-680, 2013.

ZAUSCHER, J.M.; ESTRADA, R.; EDINGER, J.; LISCHER, C. J. The proximal aspect of the suspensory ligament in the horse: How precise are ultrasonographic measurements? **Equine Vet. J.** v. 45, n. 2, p. 164-169, 2013.