



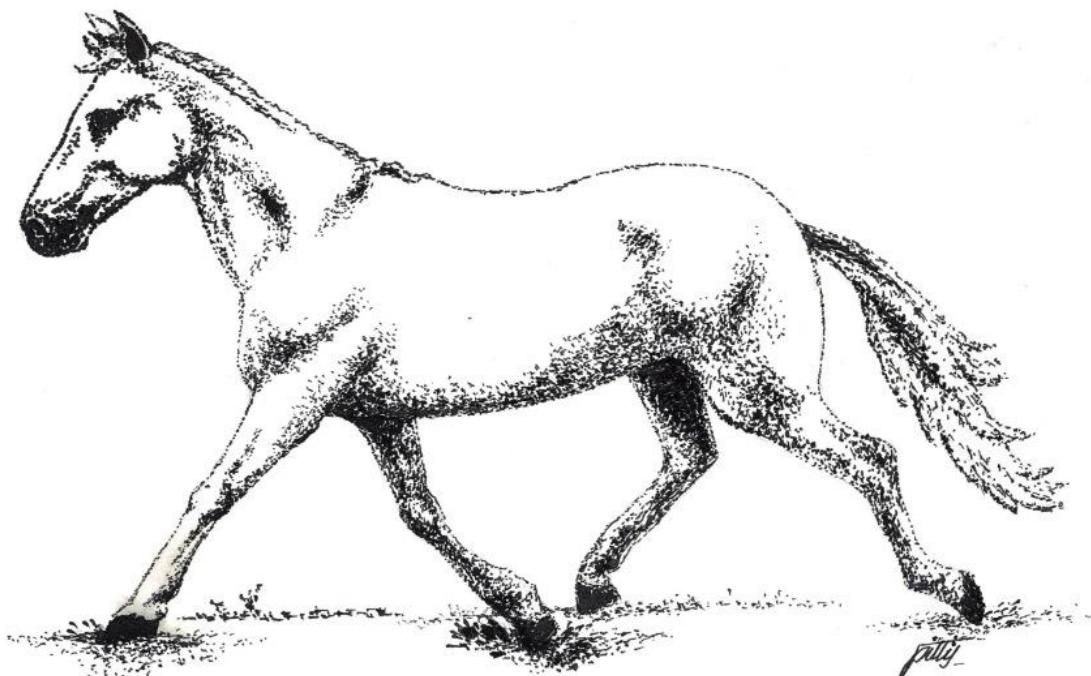
UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS  
DE GRAN CANARIA



TESIS DOCTORAL

PROGRAMA DE DOCTORADO DE INVESTIGACIÓN EN BIOMEDICINA

# BIOMETRÍA EN ÉQUIDOS



Lidia del Pilar Pitti Ríos

Arucas, 8 de noviembre de 2018





UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA  
Escuela de Doctorado

**Programa de Doctorado Investigación en Biomedicina**

**JOSÉ ALBERTO MONToya ALONSO, Catedrático de Medicina Animal y COORDINADOR DEL PROGRAMA DE DOCTORADO DE INVESTIGACIÓN EN BIOMEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA**

**INFORMA:**

Que la Comisión Académica del Programa de Doctorado de Investigación en Biomedicina, en su sesión de fecha siete de noviembre de 2018 tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada **“Biometría en équidos”** presentada por la doctoranda **Dª. Lidia del Pilar Pitti Ríos** y dirigida por el **Dr. José Manuel Vilar Guereño**.

Que la citada tesis doctoral reúne todos los requisitos exigidos por la normativa de este programa de doctorado y de esta universidad, para ser tramitada como tesis doctoral.

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el Artº 11 del Reglamento de Estudios de Doctorado (BOULPGC 7/10/2016) de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, firmo el presente informe en Las Palmas de Gran Canaria, a 7 de noviembre de dos mil dieciocho.





UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS  
DE GRAN CANARIA

**Universidad de las Palmas de Gran Canaria**  
**PROGRAMA DE DOCTORADO**  
**INVESTIGACIÓN EN BIOMEDICINA**  
**ESCUELA DE DOCTORADO**

**TESIS DOCTORAL**

**BIOMETRÍA EN ÉQUIDOS**

**Presentada por** Doña LIDIA DEL PILAR PITTI RIOS

**Dirigida por** el Doctor Don JOSE MANUEL VILAR GUEREÑO

El Director

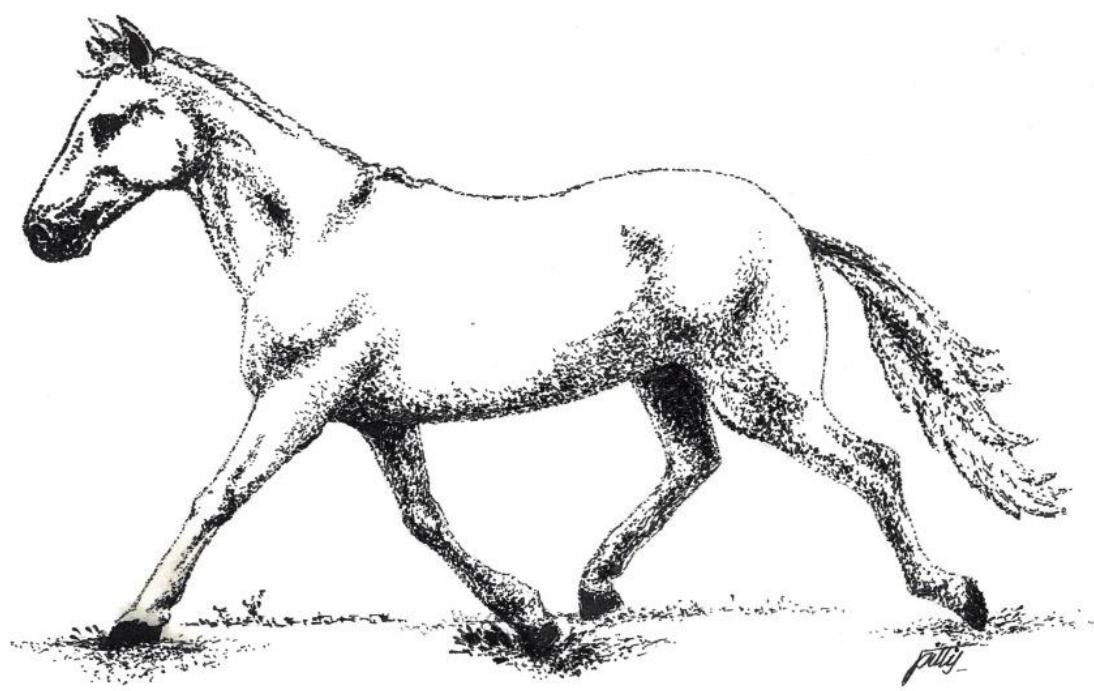
La doctoranda

Las Palmas de Gran Canaria, 7 de noviembre de 2018



A mi abuela Kika.





**AGRADECIMIENTOS**



## AGRADECIMIENTOS

Cuando acabas la carrera siempre se pasa por la mente que quizás algún día presentarás una tesis, y para mí, ese día ha llegado. Detrás hay mucho esfuerzo de todo un equipo que ha colaborado para que este proyecto saliera adelante y de muchas personas que, aun no habiendo participado de forma activa, me han ofrecido todo su apoyo y son parte de mi día a día, a todos ellos quiero agradecer esta Tesis Doctoral.

En primer lugar, quiero dar mis más sinceros agradecimientos a mi tutor de tesis, Jose Manuel Vilar Guereño, del Departamento de Patología Animal de la Facultad de Veterinaria de Las Palmas, por haberme ofrecido iniciar esta andadura y por todas las horas dedicadas en ello.

A todo el equipo que ha participado en cada uno de los artículos, por haber aportado parte de sus conocimientos, experiencia y su buen hacer.

A J. Alberto Montoya Alonso catedrático de Medicina Animal de la Facultad de Veterinaria de Las Palmas, por agilizar y orientarnos en todos los trámites para la realización y presentación de esta tesis.

A mis padres, Mila y Jose, desde luego sin ellos no estaría donde hoy estoy. Siempre han apostado y han confiado plenamente en mí. Agradecer especialmente a mi padre esos maravillosos dibujos de mis queridas yeguas.

A mis hermanos, Jose Carlos que me ha ayudado a poner orden en los dibujos del texto, y a mi hermana, Sara, que, aunque en la distancia, siempre se ha preocupado por mis quebraderos de cabeza.

A mis tíos Maite y Sebas, por su generosidad, colaborando siempre que han podido.

Como no, a mi bicho, Angelito, por aguantarme, mimarme y animarme durante todo este camino, eternamente agradecida.

A Luigi, mi maestra, compañera y gran amiga, por haberme enseñado y haberme transmitido todos sus años de experiencia, formando además parte de este proyecto.

A mi prima, Elo, por su aliento en cada conversación, y esas horas dedicadas a diseñar la presente tesis. Sin olvidarme de mi tía Eloísa, que se que estaría muy orgullosa.

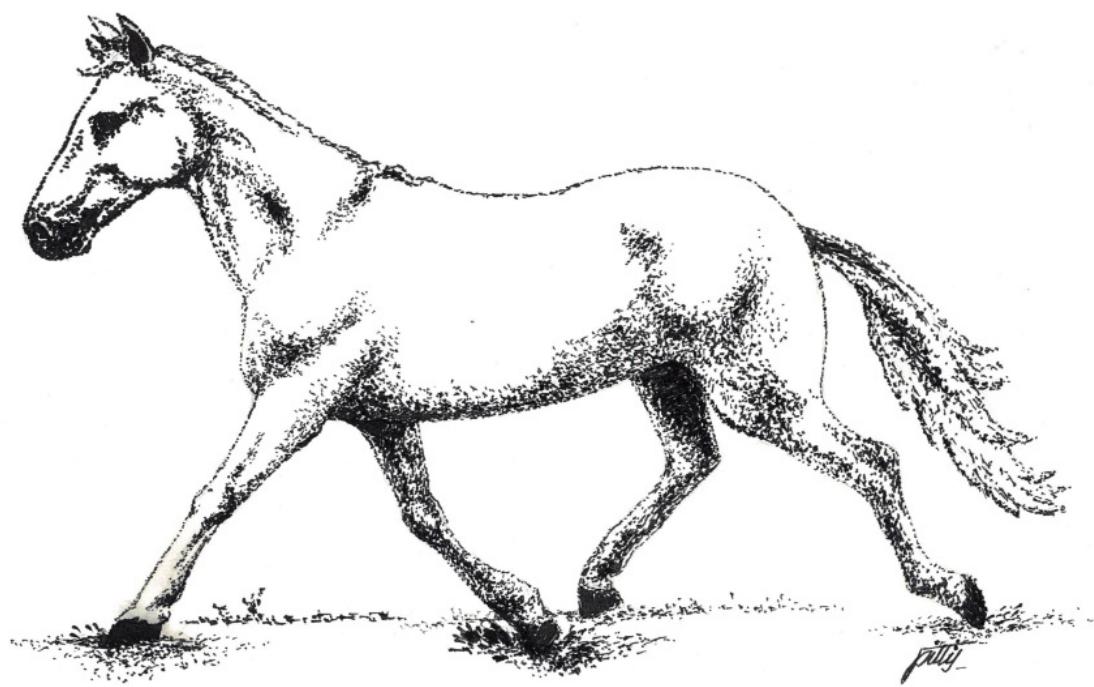
A la familia Riquianez, Quique, Viano, Luisa, gracias por abrirme las puertas de su casa y estar siempre disponibles. Contando además con el pequeño Carbonilla y su gran paciencia.

A mis niñas, Bea, Yure, Almu, Alo y Desi, por formar parte de mi vida, y alegrarse de todos mis logros.

A mis compañeros del hospital, por su interés, preocupación, y sobre todo a Oli y Juanmi, por su ayuda con las traducciones.

A Alexis, compañero veterinario, por haberme cedido sus radiografías.

Por último y no menos importante quiero agradecer a mis pequeños cuadrúpedos, Nora, Peya, Trapo, por tantas horas que han pasado haciéndome compañía en esas largas noches de estudio. Si hablanan nuestro idioma ellos podrían defender la tesis. Y a mis grandes niñas, Kala y Chira, aunque ya no estén físicamente, siempre estarán en mi corazón y mis pensamientos, porque ellas me enseñaron a amar a esta maravillosa especie.



## ÍNDICE



# ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....1

OBJETIVOS .....5

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA:.....9

## PARTE 1

### 1.1. EL TARSO

1.1.1. Los Huesos del tarso.....13

1.1.2. Las articulaciones del tarso.....16

1.1.3. Los ligamentos del tarso.....19

### 1.2. TÉCNICAS DE IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO DE PATOLOGÍAS

1.2.1. Radiología.....22

1.2.2. Tomografía Computarizada.....24

1.2.3. Resonancia Magnética.....25

1.2.4. Escintigrafía o Gammagrafía.....27

1.2.5. Termografía.....29

1.2.6. Artroscopia, Tenoscopia y Bursoscopia.....31

1.2.7. Ecografía.....32

## PARTE 2

### 2. BIOMECÁNICA

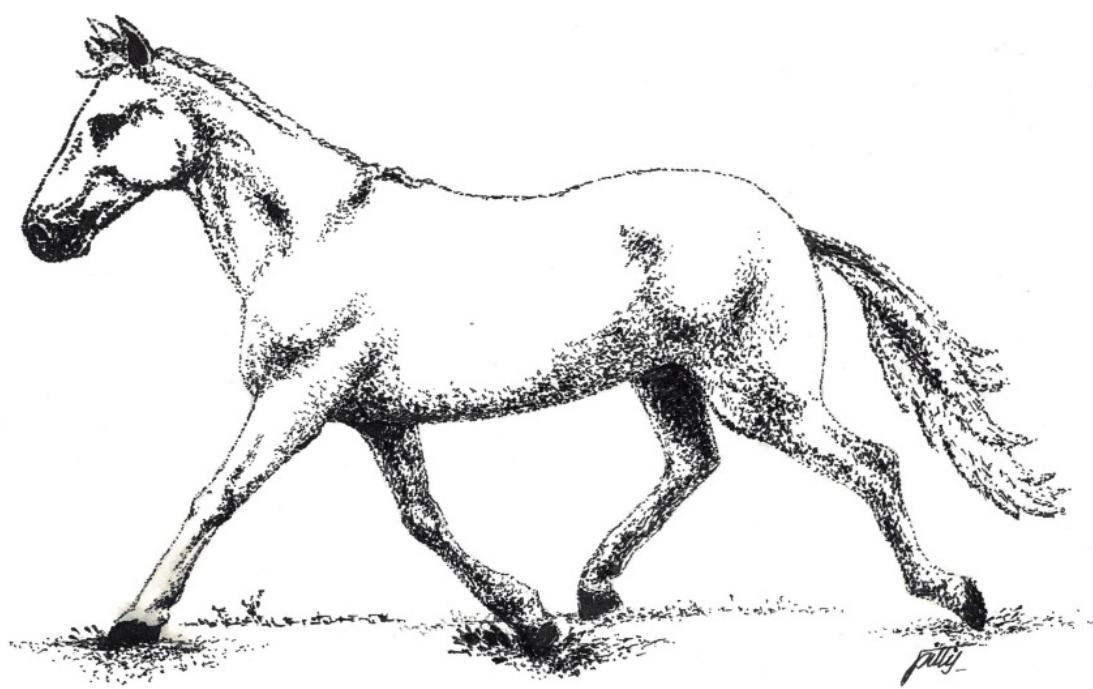
2.1. ANÁLISIS BIOMECÁNICO.....	46
2.2. SISTEMAS DE AVALUACIÓN BIOMECÁNICA.....	48
2.3. TÉCNICAS DE ANÁLISIS BIOMECÁNICA	
2. 3.1. TECNOLOGÍA DE ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	51
2.3.1.1. Electrogoniometría.....	51
2.3.1.2. Cinematografía de alta velocidad y videografía.....	52
2. 3.1.3. Sensores iniciales o unidades de medición inercial (IMU).....	54
2.3.2. TECNOLOGÍA DE ANÁLISIS CINÉTICO.....	56
2.3.2.1. Galgas Extensiométricas.....	58
2.3.2.2. Plataforma de Fuerza.....	60
2.3.2.3. Plataforma de Presión.....	62

## ARTÍCULOS

Ultrasonographic measurements on normal tarsocrural articular recesses in the Standardbred Trotter horse.....	77
Ultrasonographic evaluation of cross-sectional area of tarsal ligaments in Standardbred Trotter Horses.....	81
Assessment of static posturography and pedobarography for the detection of unilateral forelimb lameness in ponies.....	87

CONCLUSIONES.....	95
RESUMEN.....	99
SUMMARY.....	105
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	111





## INTRODUCCIÓN



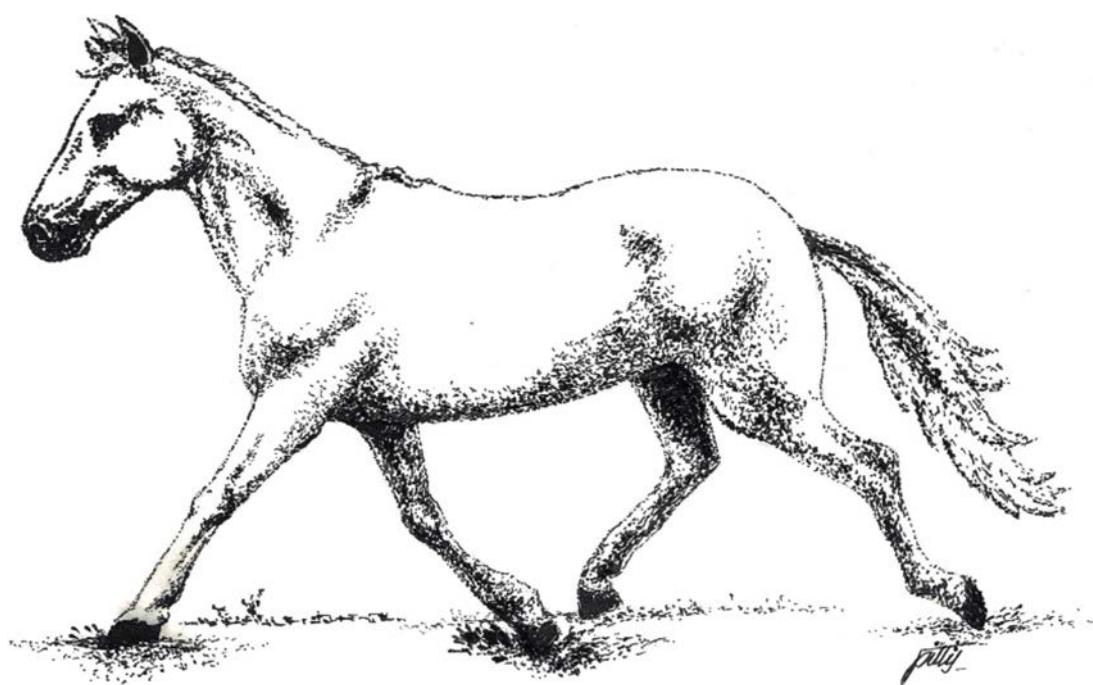
## INTRODUCCIÓN

La biometría es la ciencia que estudia las dimensiones de los organismos vivos; en este punto cabe decir que es importante en muchos ámbitos, pero en el campo del aparato locomotor adquiere especial importancia ya que la generación de mediciones de referencia sirve fundamentalmente para dos objetivos:

Uno, para la discriminación de estructuras anatómicas con dimensiones normales de las que no lo son, independientemente de otros parámetros relacionados con los cambios de su estructura. En este sentido, las técnicas de diagnóstico por imagen juegan un papel fundamental para la obtención de información de las diferentes estructuras del aparato locomotor como huesos, tejidos blandos, componentes articulares, etc. En la primera parte de la revisión bibliográfica de la presente Tesis Doctoral, haremos hincapié en la ecografía, al ser una de las técnicas de elección para la exploración de tejidos blandos del aparato locomotor, y en concreto en el tarso, al ser una articulación con una implicación dinámica y clínica muy importante en la especie equina. Con esto se pretende conseguir el primer objetivo principal de esta Tesis Doctoral.

En segundo lugar, para el estudio del aparato locomotor es importante el establecimiento de valores de referencia biométricos posturales y dinámicos. De este modo, datos cinemáticos como la velocidad, ángulos, tiempos, así como cinéticos como la fuerza o la presión que ejercen los miembros en la fase de apoyo y otros, constituyen una fuente de datos para profundizar en los procesos en los que se genera el movimiento, y, por ende, como estos se ven alterados cuando existen patologías con dolor, pudiendo por lo tanto servir para detectar la presencia de cojera. Éste será el segundo objetivo principal de la Tesis Doctoral.

La asunción de estas premisas nos deberá permitir aportar una serie de datos biométricos relacionados con las dimensiones de algunas estructuras fundamentales en el aparato locomotor del caballo como son ligamentos y bolsas articulares, en concreto en el tarso, así como valores de referencia biomecánicos que sirven como herramienta práctica para la detección objetiva de las cojeras en la especie equina.



**OBJETIVOS**

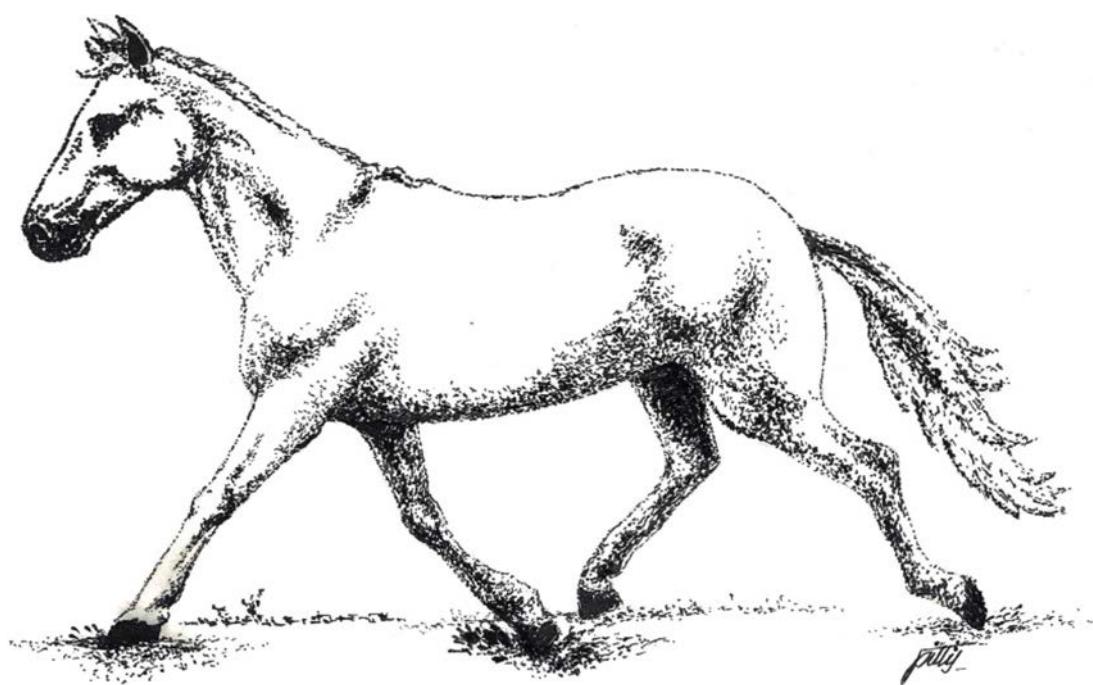


## OBJETIVOS

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, hemos establecido los siguientes objetivos para la presente Tesis Doctoral:

1. La aportación de medidas de estructuras articulares del tarso equino como ligamentos y recesos articulares, que pueden servir como referencia para la detección de alteraciones y/o patologías en caballos trotadores.
2. Aportación de parámetros biomecánicos posturales para la detección de anomalías funcionales (cojeras) en ponis.





## REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA



## REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

En concordancia con lo expuesto en el apartado de introducción, en cuanto a que la aportación de datos biométricos de interés van a ser aportados por tecnologías muy diferentes, hemos decidido estructurar la revisión bibliográfica en una primera parte, donde se presentará un breve recordatorio de la anatomía del tarso, dado que es la articulación que nos ocupa, y de las técnicas de diagnóstico por imagen más utilizadas en la especie equina, haciendo hincapié en la ecografía como metodología utilizada para el estudio de las estructuras que se han medido en nuestro caso.

La segunda parte realizará un recorrido por las diferentes tecnologías aplicadas para la evaluación biomecánica del aparato locomotor equino, centrándonos especialmente en los estudios cinéticos con plataforma de fuerza y de presión, instrumentos con los que hemos recogido los datos biométricos posturales y dinámicos.



## PARTE 1

### 1.1. EL TARSO.

La articulación del tarso es uno de los componentes anatómicos con más repercusiones clínicas en la especie equina debido, sobre todo a su extrema complejidad. En ella confluyen componentes osteoarticulares, tendinoso-musculares y ligamentosos.

#### 1.1.1. Respecto a los huesos del tarso, éstos se agrupan en dos filas:

- a) fila proximal o crural: compuesta por los huesos del talo (o astrágalo) y calcáneo.
- b) fila distal: compuesta por el hueso central del tarso, en la fila intermedia (Dyce y cols., 2012); distal a este el primero y segundo hueso tarsiano fusionados y el tercer tarsiano; por último, el cuarto tarsiano, que es el hueso lateral de la fila distal (Getty, 1982a).

La fila proximal da apoyo articular a la tibia, siendo ambos componentes, huesos fuertes y masivos (Agüera y Sandoval, 1999).

El talo tiene un amplio cuerpo que apoya en el hueso central del tarso por medio de su cara articular navicular, así como en el calcáneo con sus caras articulares calcáneas; medialmente encontramos un tubérculo para inserción del ligamento colateral (Sandoval, 1998; Climent y cols., 2011); lateralmente también cuenta con una fosa rugosa para inserción del ligamento colateral lateral (Getty, 1982a). Dorsalmente se desarrolla una gran tróclea, con dos crestas oblicuas que articulan proximalmente con la cóclea de la tibia, formando la articulación tarsocrural (Budras y cols., 2005).

El calcáneo es el hueso con mayor volumen de la articulación del tarso. En la superficie medial presenta una prolongación denominada *sustentáculo talar*, proyectada medialmente, la cual forma entre su cara plantar y medial un surco para el tendón flexor profundo (Getty, 1982a; Budras y cols., 2005). La superficie medial también presenta una prominencia para la inserción del ligamento colateral medial; encontrando en la cara lateral otra prominencia para el ligamento colateral lateral (Getty, 1982a). Entre las caras articulares talares, de contacto con las correspondientes calcáneas del tarso, encontramos el seno del tarso (Getty, 1982a; Sandoval, 1998; Climent y cols., 2011), lugar de paso de los vasos tarsianos perforantes; este seno comunica dorsal y plantarmente con el canal del tarso, entre los huesos central y cuarto tarsiano. La marcada apófisis coracoidea establece otro punto de apoyo de la articulación talocalcánea (Sandoval, 1998), con superficies rugosas lateralmente para inserción ligamentosa (Getty, 1982a). La tuberosidad del calcáneo está bien desarrollada y se prolonga ligeramente en sentido proximal (Budras y cols., 2005), presentando además dos tubérculos para inserción de los tendones que integran el tendón calcáneo común (Sandoval, 1998). Distalmente articula con el cuarto tarsiano (Getty, 1982a; Brudas y cols., 2005).

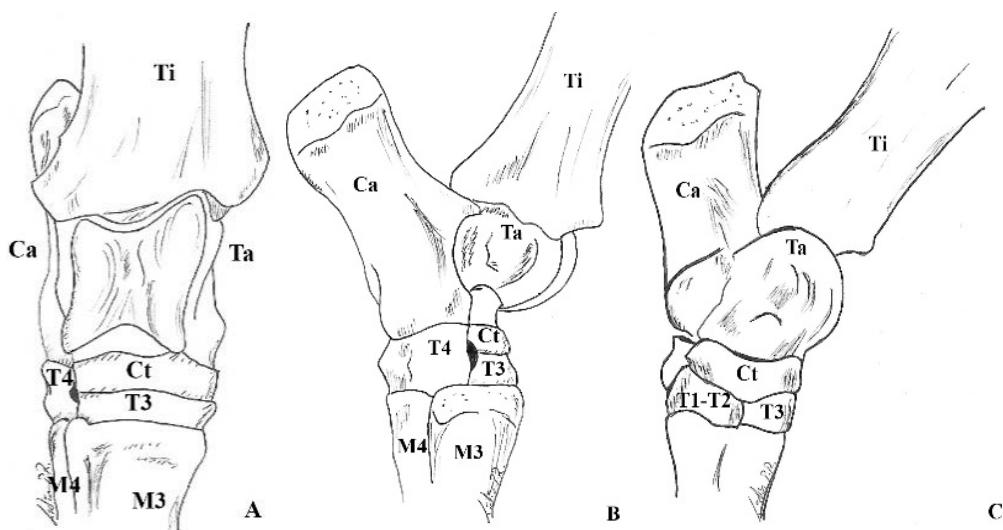
Entre los componentes de la fila distal, por un lado, encontramos tres huesos aplanados en el espacio talo-metatarsiano, que son el hueso central del tarso y más distal los huesos tercer tarsiano y el primero + segundo fusionados (Sandoval, 1998). El hueso central del tarso proporciona proximalmente apoyo articular al cuerpo del talo, distalmente articula con el primero + segundo (fusionados) y tercer hueso tarsiano, lateralmente articula con el cuarto hueso tarsiano (Getty, 1982a; Climent y col., 2011).

Respecto al primer + segundo huesos tarsianos, ocupan la cara medial y distal del tarso (Climent y cols., 2011), articulando proximalmente con el hueso central del tarso, lateralmente con el tercer hueso del tarso y distalmente con el II y III metatarsiano,

encontrando en su superficie medial un punto de inserción para el ligamento colateral medial (Getty, 1982a).

El tercer hueso tarsiano articula proximalmente con el central del tarso, distalmente con el III metatarsiano, medialmente con el primero + segundo, y lateralmente con el cuarto tarsiano (Getty, 1982a; Climent y cols., 2011).

Por último, el hueso cuarto tarsiano, ocupando el espacio calcáneo-metatarsiano, articulando proximalmente con el cuerpo del calcáneo, y talo (Getty, 1982a; Climent y cols., 2011), distalmente con las bases de los metatarsianos III y IV y medialmente con el central del tarso y tercer tarsiano (Getty, 1982a; Sandoval, 1998; Climent y cols., 2011). Encontramos además una tuberosidad plantar, que da inserción al ligamento plantar largo (Getty, 1982a).



Vista dorsoplantar A; lateral B; y medial C del esqueleto del tarso. Ti: tibia; Ca: calcáneo; Ta: talo o astrálago; Ct: hueso central del tarso; T3: tercer hueso tarsiano; T4: cuarto hueso tarsiano; T1-T2: primer y segundo hueso tarsiano; M3: tercer metatarsiano; M4: cuarto metatarsiano.

### **1.1.2. Las articulaciones del tarso** podríamos dividirlas en:

- a) Articulación tarsocrural.
- b) Articulación intertarsiana proximal (talocalcaneocentral y calcaneocuartal).
- c) Articulación intertarsiana distal (centrodistal).
- d) Articulaciones tarsometatarsianas (Agüera y Sandoval, 1999; Dabareiner y cols., 2003).

La articulación tarsocrural es la unidad fundamental más importante del complejo articular del tarso (Agüera y Sandoval, 1999). Es un gínglimo basado en la forma de las superficies articulares, ya que los profundos surcos de la cóclea de la tibia articulan con la superficie de la tróclea del talo en un ángulo dorsolateral de 12-15° sobre el plano sagital (Getty, 1982a; Garret, 1990), concentrando importantes fuerzas estático-dinámicas (Sandoval, 1998).

Las articulaciones intertarsianas y tarsometatarsianas presentan superficies planiformes pudiendo realizar sólo pequeños grados de movimientos de deslizamientos (Climent y cols., 2011; Kainer y Fails, 2014).

El ángulo articular dorsal del tarso es de unos 150° en posición de estación (Getty, 1975). Dada la configuración de la articulación tarsocrural, durante su flexión el pie es desviado ligeramente hacia lateral.

La parte fibrosa de la cápsula articular del tarso es común para todo el complejo (Sandoval, 1998), uniéndose proximalmente a la tibia y distalmente a los metatarsianos, encontrando adherencias a las superficies de los huesos distales del tarso y por ambos lados con los ligamentos colaterales (Getty, 1953; Sandoval, 1998) que la refuerzan. La cara dorsomedial de la cápsula es delgada y está cubierta por tendones y ligamentos,

formando un abultamiento fluctuante en la tróclea medial del talo. La cara proximal de la cápsula fibrosa plantar también es delgada extendiéndose unos 5cm (Getty, 1953) caudal a la parte distal de la tibia. La cara plantar de la cápsula articular distal, lo forman los ligamentos plantar y tarsometatarsiano, los cuales son gruesos y con fuertes adherencias a los huesos distales del tarso (Dabareiner y cols., 2003).

El estrato sinovial es compartimentado, y dependiendo de los niveles articulares posee recesos sinoviales propios:

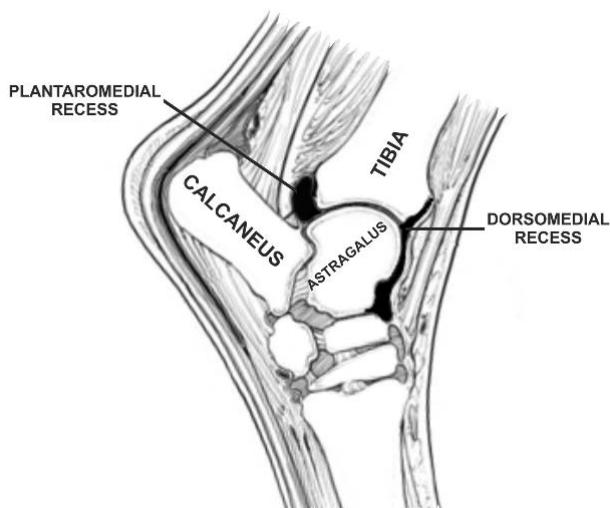
a) El compartimento tarsocrural es el mayor, lubricando esta articulación y el aspecto craneal de la intertarsiana proximal (comunicando constantemente). Lo componen cuatro grandes recesos: los recesos sinoviales dorsomedial, dorsolateral, medioplantar y lateroplantar que se encuentran intercomunicados (Dabareiner y cols., 2003). Otros autores sólo contemplan tres recesos: el dorsomedial, medioplantar y lateroplantar (Reef, 1998b; Agüera y Sandoval, 1999; Budras y cols., 2005; Dyce y cols., 2012; Kainer y Fails, 2014). Adquieren un gran desarrollo y en ocasiones pueden ocurrir alteraciones inflamatorias o hidrartrosis (Sandoval, 1998). Dada las características y anatomía de estos recesos, podemos encontrar varios puntos donde el clínico puede realizar una artrocentesis (Dyce y cols., 2012).

b) El receso de la articulación intertarsiana proximal lubrica el talo y el calcáneo proximalmente; distalmente la cara plantar del hueso central y tercer tarsiano y cranealmente comunica con la articulación tarsocrural (Dabareiner y cols., 2003).

c) El receso de la articulación centrodistal se encarga de la lubricación entre los huesos central y tercer tarsiano y a cada lado de ellos y en la fila distal (Reef, 1998b).

d) El receso correspondiente a la articulación tarsometatarsiana, lubrica el tercer y cuarto hueso tarsiano con los huesos metatarsianos en su parte proximal (Dabareiner y cols., 2003).

Hay autores que contemplan comunicaciones comprendidas en el 8%-38% entre los sacos sinoviales de las articulaciones centrodistal y tarsometatarsiana, pero no forzosamente en ambos corvejones de los mismos caballos (Sack y Orsini, 1981; Kraus-Hansen y cols., 1992; Bell y cols, 1993; Dyson y Romero, 1993), así como en un 3% de los caballos veremos comunicaciones entre las articulaciones distal y tarsocrural del tarso (Dyson y Romero, 1993). Ocasionalmente podrían verse comunicadas la articulación intertarsiana proximal y la intertarsiana distal, así como la intertarsiana proximal y la tarsometatarsiana (Kraus- Hansen y cols., 1992).



Sección parasagital medial del tarso equino en donde se identifican los recesos de la articulación tibiotarsiana. En la sección parasagital lateral se evidenciaría el receso plantarolateral. Extraída de: Pitti L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J., Diaz-Bertrana M.L., Vilar J.M. Ultrasonographic Measurements on Normal Tarsocrural Articular Recesses in the Standardbred Trotter Horse. J Appl An Res. 2018; 46: 725-728.

**1.1.3. En cuanto a los ligamentos del tarso**, debemos decir que su función es la de establecer vínculos entre los huesos de la articulación, dirigir los movimientos articulares y dar estabilidad a la articulación (Sandoval, 1998). Podemos decir que son varios los que rodean a la articulación del corvejón, encontrando un ligamento colateral largo y tres ligamentos (porciones) colaterales cortos que sirven como elementos de unión y agentes estabilizadores a cada lado del tarso del caballo (Updike, 1984). Ciertos autores citan la existencia de solo dos porciones formando los ligamentos colaterales cortos, diferenciando una porción superficial y otra profunda (Sandoval, 1998; Climent y cols., 2011); incluso, algunas bibliografías lo mencionan como un único ligamento colateral corto, sin presentar divisiones (Dabareiner y cols., 2003). Además de estos ligamentos colaterales encontramos un ligamento plantar largo, un ligamento tarsiano dorsal y otros más pequeños que conectan los huesos del tarso y con conexiones entre el tarso y los huesos metatarsianos (Getty, 1982b; Dabareiner y cols., 2003; Kainer y Fails, 2014):

- a) El ligamento colateral lateral largo es más superficial, originándose en el maléolo lateral de la tibia distal, caudal al surco para el tendón del extensor digital lateral, para buscar su inserción distalmente en los huesos calcáneo, cuarto tarsiano, talo y tercer y cuarto metatarsianos (Kainer y Fails, 2014). Algunos autores no describen la inserción en el talo (Getty, 1982b; Reef, 1998b; Climent y cols., 2011) ni en el calcáneo (Dabareiner y col., 2003; Climent y cols., 2011).
- b) Los ligamentos colaterales laterales cortos, se encuentran a mayor profundidad y fusionados en su porción proximal, originándose en la cara craneal del maléolo lateral de la tibia. La porción superficial se inserta distopalmadamente al talo y al calcáneo, y las porciones medias y profundas se fijan a la superficie lateral del talo (Kainer y Fails, 2014). Algunos autores detallan más las inserciones de la porción media y profunda, siendo la primera en el talo, dorsal al ligamento superficial, mientras que la profunda se inserta

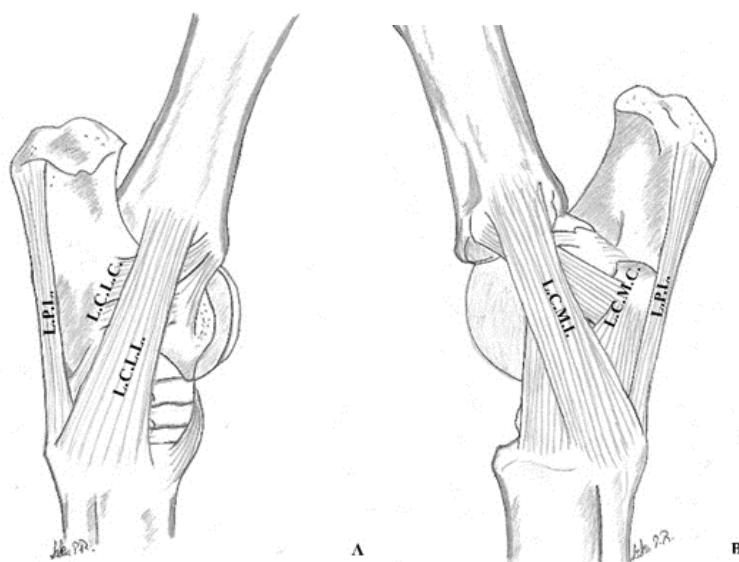
también en el talo, pero cerca de los márgenes laterales de la articulación (Getty, 1975; Wright, 1995).

c) El ligamento colateral medial largo se origina en el maléolo medial de la tibia, cranealmente al surco para el músculo flexor digital largo, extendiéndose distalmente y dividiéndose en dos capas en su borde dorsal. La porción más superficial reposa sobre el tendón cuneano del músculo tibial craneal y se inserta en el primer y segundo huesos tarsianos y el segundo y tercero metatarsiano, distal al borde distal de la bolsa cuneana. La porción más profunda se encuentra fijada distalmente a la tuberosidad distal del talo y los huesos central y tercero tarsianos, y el borde plantar de éste se inserta en la fascia profunda sobre el sustentáculo del talón y el ligamento interóseo entre el segundo y tercer metatarsiano (Kainer y Fails, 2014). Otros autores no describen dicha división, teniendo su inserción en el segundo y tercer metatarsiano, así como en el aspecto medial de los huesos distales del tarso a los que cubre (Dabareiner y cols., 2003).

d) Los ligamentos colaterales mediales cortos también se encuentran a mayor profundidad. La porción superficial es más plana, recorriendo desde el maléolo medial de la tibia hasta las tuberosidades del talo. La porción media va de forma oblicua desde el maléolo medial de la tibia hasta el sustentáculo del talón (Getty, 1982b) y el hueso central tarsiano, variando su posición durante el movimiento (Reef, 1998b). Por último, la porción profunda, es el más pequeña y también cuenta con una trayectoria oblicua, transcurriendo desde el borde distal del maléolo distal de la tibia para acabar en la cresta entre las tuberosidades del talo (Reef, 1998b; Kainer y Fails, 2014). Los autores que lo describen como una única entidad, tiene su inserción en el aspecto medial del calcáneo y el sustentáculo talar (Dabareiner y col., 2003).

e) El ligamento plantar largo es fuerte y plano, originado en la superficie plantar del calcáneo extendiéndose y uniéndose al cuarto tarsiano, además de al cuarto metatarsiano (Getty, 1982b; Dabareiner y col., 2003; Climent y cols., 2011; Kainer y Fails, 2014).

f) El ligamento tarsiano dorsal se abre hacia distal desde la tuberosidad distal del talo para adherirse a los huesos central y tercero tarsiano y los bordes proximales del segundo y tercero metatarsianos (Getty, 1982b; Kainer y Fails, 2014). En cuanto a su inserción algunos autores no contemplan la descrita anteriormente en el segundo metatarsiano, localizándola en su lugar en el cuarto metatarsiano (Dabareiner y cols., 2003).



Vista lateral A y vista medial B, de los ligamentos del tarso. L.C.L.L.; ligamento colateral lateral largo; L.C.L.C.: ligamento colateral lateral corto; L.P.L.; ligamento plantar largo; L.C.M.L.: ligamento colateral medial largo; L.C.M.C.: ligamento colateral medial corto.

Como ya se ha mencionado anteriormente, la articulación tarsocrural es el componente principal de la articulación tarsiana (Kainer y Fails, 2014), y donde se desarrollan los movimientos de flexión y extensión. Así, los ligamentos colaterales largos limitan la hiperextensión y los ligamentos colaterales cortos se tensan durante la flexión,

siendo esta última muy amplia, pudiendo realizarse hiperflexión solo si también se encuentra flexionada la articulación femorotibiorrotuliana debido a la acción del aparato recíproco rodilla-tarso (Getty 1982b; Climent y cols., 2011). En el caballo adquieren gran importancia los tendones flexores digitales y el ligamento suspensor, situados en la cara plantar distal de la extremidad equina capaces de soportar las articulaciones más distales del pie equino (Kainer y Fails, 2014).

## **1.2. TÉCNICAS DE IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO DE PATOLOGÍAS.**

Hoy en día encontramos numerosas técnicas que facilitan el diagnóstico por imagen; el conocimiento de su funcionamiento, su interpretación, sus ventajas y desventajas nos ayudarán a la elección de unos u otras en función del estudio que se quiera realizar, la lesión que presente el animal, y los medios con los que se cuentan.

### **1.2.1. Radiología.**

Dentro de las técnicas de diagnóstico por imagen, se considera el procedimiento más antiguo (Denoix y Audigé, 2007). Aunque a nivel del aparato locomotor también puede dar información sobre los tejidos blandos como ligamentos, tendones y cápsula articular, adquiere su mayor importancia como herramienta para el estudio y evaluación de los huesos y articulaciones (Dyson, 2003). Podemos diferenciar los siguientes tipos de radiología:

- a) radiología convencional o sistema de pantalla-película: donde se necesita un chasis cargado con una película radiográfica y equipado con pantalla intensificadora. Tras la

emisión de Rx esta película debe ser luego procesada en un cuarto oscuro y examinada con un negatoscopio (Valdés-Martínez y Park, 2014).

b) radiología digital: Esta modalidad está sustituyendo progresivamente a la anterior. Una vez la placa ha sido expuesta a los rayos X, se debe colocar en una unidad lectora, y será escaneada por un rayo láser que dará una señal electrónica. Tras la conversión de formato analógico al digital, a la magnitud de esta señal, se le asigna una escala de grises (Widmer, 2008).

Debemos tener en cuenta que, para un buen estudio radiográfico, el técnico debe tener conocimientos sobre el equipo de rayos X, las prácticas de seguridad, anatomía radiográfica normal en el caballo, el procesamiento tras la captura de las imágenes, así como realizar distintas proyecciones de la zona a estudiar y tener una correcta posición y sujeción del animal, que en ocasiones requiere sedación (Dyson, 2003; Adrados, 2011; Valdés-Martinez y Park, 2014).



Radiografías del tarso (izquierda, proyección lateromedial; derecha, proyección dorsoplantar) de un caballo CDE, de 12 años, que presenta cojera de grado 2. Se puede

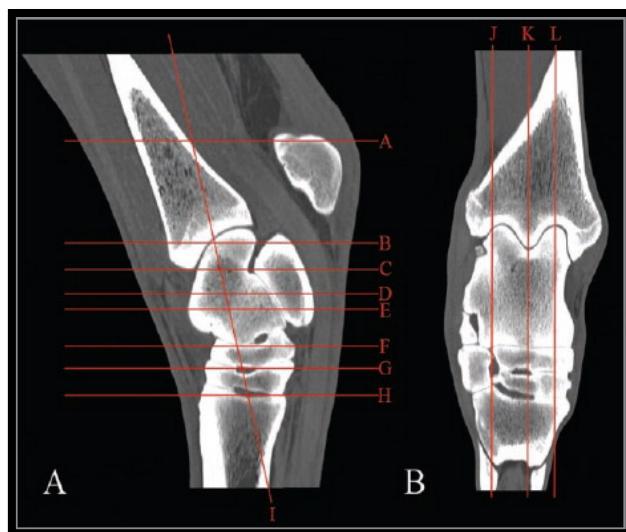
observar osteoartrosis y lisis en las filas intermedia y distales del tarso. Radiografías cortesía de Alexis Ruiz Rodríguez.

### **1.2.2. Tomografía Computarizada.**

Esa técnica combina el uso de una computadora digital con un generador rotativo de rayos X, creando imágenes transversales con detalle de diferentes partes del cuerpo y eliminando la superposición, siendo una importante ayuda en la evaluación de articulaciones complejas y la cabeza (Rose y cols., 1997; García-López, 2003; Pease y Redding, 2014). Es capaz de proporcionar imágenes de tejidos blandos, huesos y vasos sanguíneos, pero en la clínica equina adquiere mayor relevancia a nivel óseo, pudiendo obtener incluso reconstrucciones en 3D (Tucker y Sande, 2001).

La interpretación de las imágenes obtenidas con la tomografía computarizada es por lo general sencilla, siendo similar a los del estudio radiológico. En algunos exámenes es de gran ayuda el uso de medios de contraste intravenoso ya que facilita la visualización de tejidos blandos, sin embargo, para la evaluación de estos tejidos se prefiere la resonancia magnética (Tucker y Sande, 2001).

Debemos saber que presenta diversas desventajas como pueden ser restricciones anatómicas debido al tamaño del caballo, el coste de la instalación, el equipo y su mantenimiento, la producción de algunos artefactos, la necesidad de realizar anestesia general al caballo y el coste para el cliente (Kraft y Gavin, 2001).



TAC del tarso de un caballo sano, donde se muestran los diferentes planos, tanto en la vista sagital (A) como en la dorsal (B). Extraída de Raes E.V., Bergman E.H., van der Veen H., Vanderperren K., Van der Vekens E, Saunders J.H. Comparison of cross-sectional anatomy and computed tomography of the tarsus in horses. Am J Vet Res. 2011; 72 (9): 1209-1221.

### **1.2.3. Resonancia Magnética.**

Esta técnica diagnóstica permite el examen de tejidos blandos, donde adquiere mayor importancia, dado que aporta detalles y contrastes superiores, convirtiéndose en una de las pruebas de elección en el diagnóstico de las lesiones musculoesqueléticas y articulares en la región distal de los miembros de los équidos (Latorre y cols., 2006).

La imagen obtenida en un estudio realizado con resonancia magnética será en una escala de grises, procedentes de la señal emitida tras la excitación y posterior relajación de los protones de hidrógeno presentes en los tejidos, una vez han sido colocados dentro de un campo magnético, expuestos a un pulso de radiofrecuencia emitido por unas bobinas colocadas en el área a estudiar y medida la resonancia magnética que este pulso

ha provocado (Whitton y cols., 2003). Debemos tener en cuenta que, en la mayoría de los casos, los caballos son analizados con dispositivos que han sido diseñados para humanos (Kraft y Gavin, 2001; Tucker y Sande, 2001; Tapprest y cols., 2002; Dyson y cols., 2003).

Hoy en día en muchos centros se utilizan los magnetos abiertos de baja potencia que permiten obtener imágenes de la región distal del miembro del caballo mientras está en estación bajo sedación, aunque se pueden encontrar artefactos por movimientos del pie (Schramme y Redding, 2014).

Sin embargo, también cuenta con varias desventajas, como la limitación de la región a estudiar. También es necesario localizar bien el área lesionada para el estudio, ya que no es un método exploratorio; elevado coste del equipamiento y su mantenimiento; la necesidad de anestesia general en la mayoría de los casos; el tiempo que lleva la realización del examen y la interpretación de los resultados es superior al de otras técnicas ya que se obtiene mucha información en un solo estudio, además de la necesidad de contar con personal cualificado para trabajar e interpretar esta información (Whitton y cols., 2003; Denoix y Audigié, 2007; Schramme y Redding, 2014).



Resonancia magnética, mostrando un corte sagital del tarso, señalando esclerosis del hueso tarsal central y aspecto dorsal del tercer hueso tarsiano. Extraída de Daniel A.J., Judy C.E., Rick M.C., Saveraid T.C., Herthel D.J. Comparison of radiography, nuclear scintigraphy, and magnetic resonance imaging for detection of specific conditions of the distal tarsal bones of horses: 20 cases (2006–2010). J Am Vet Med Assoc. 2012; 240: 1109-1114.

#### **1.2.4. Escintigrafía o Gammagrafía.**

Hoy en día son muchas las clínicas que cuentan con esta herramienta, para complementar sus diagnósticos (Valdés- Martínez y Steyn, 2014), ya que hay autores que han demostrado el valor del uso de la medicina nuclear en la evaluación de caballos deportivos (Lamb y Koblik, 1988; Seeherman y cols., 1992).

Consiste en la distribución funcional de un radiofármaco en el cuerpo, que posteriormente captará una cámara gamma, y su computadora recogerá los datos, reconstruyendo las imágenes y enviándolas digitalizadas al procesador. Una vez se ha

administrado el radiofármaco, el estudio completo constará de tres fases en función del tiempo transcurrido desde la administración del radioisótopo (Chambers y cols., 1995; Hoskinson, 2001).

Es una herramienta muy sensible (detectando cambios tempranos en el metabolismo), pero no reemplaza los exámenes básicos de las claudicaciones en el caballo (Seeherman y cols., 1990; Morris y Seeherman, 1991; O'Callaghan, 1991; Steckel, 1991; Stewart, 1994; Chambers y cols., 1995; Twardock, 1995; Weaver, 1995).

Es importante tener en cuenta los procedimientos de seguridad y protección contra la radiación, además de las instalaciones para realizar el estudio, el alojamiento y manejo del animal (se requiere sedación y/o anestesia general), el control y eliminación de residuos generados tras la realización de la prueba (Rose y Moore, 2003; Valdés-Martínez y Steyn, 2014).



Gammagrafía lateral de la región tarsiana de un caballo que presentaba cojera del posterior izquierdo, donde ecográficamente se observó desmitis del suspensor; sin embargo, en la gammagrafía no se presentaron anomalías. Extraída de Dyson S.J., Weekes J.S., Murray R.C. Scintigraphic evaluation of the proximal metacarpal and metatarsal regions of horses with proximal suspensory desmitis. Vet Radiol Ultrasound. 2007; 48:1: 78-85.

### **1.2.5. Termografía.**

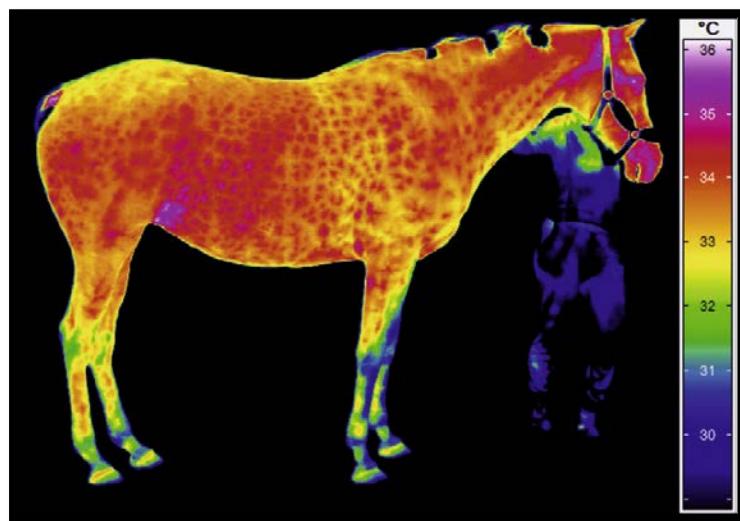
La termografía es una representación gráfica de la temperatura superficial de un objeto (Purohit y McCoy, 1980; Turner y cols., 1986).

Es una técnica no invasiva, lo que la hace muy útil para la detección de la inflamación, ayudando en el diagnóstico de ciertas claudicaciones en el caballo (Stromberg, 1973; Purohit y cols., 1980). Esta técnica diagnóstica ha ido adquiriendo un aspecto más práctico en medicina equina en los últimos 20 años (Turner, 2014). La piel deriva el calor de la circulación local y del metabolismo tisular (Love, 1980), siendo este

último constante. El patrón circulatorio y el flujo relativo de sangre dictan el patrón térmico, que es la base para la interpretación termográfica (Turner y cols., 1986).

El examen se realiza usando una cámara termográfica (Turner, 2001).

La termografía ha sido útil para el diagnóstico y evaluación de varias alteraciones del pie (Stromberg, 1974; Purohit y McCoy, 1980; Turne y cols., 1986), ayuda también en lesiones tendinosas y ligamentosas, como modificaciones tempranas en los tendones flexores de los caballos en entrenamiento (Turner, 2001), en problemas de dorso y en enfermedades articulares, teniendo su mayor aplicación clínica en la evaluación de las lesiones musculares individuales con diagnósticos difíciles (Turner, 1989). Evidentemente, esta técnica adolece de sensibilidad en lesiones profundas y crónicas.



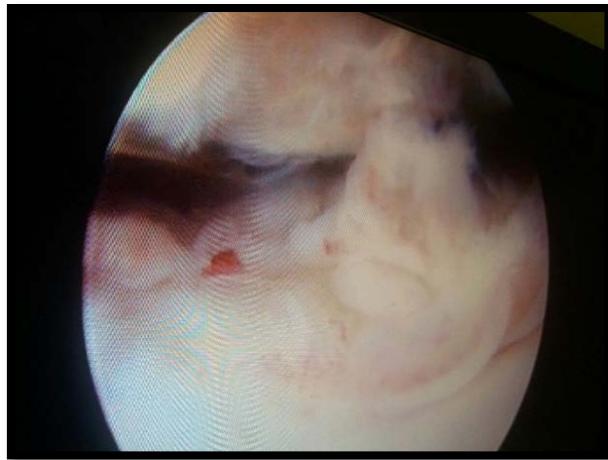
Termografía del aspecto lateral derecho de un caballo sano. Extraída de Soroko M., Howell K. Infrared Thermography: Current Applications in Equine Medicine. JEVS. 2018; 60: 90-96.

### **1.2.6. Artroscopia, Tenoscopia y Bursoscopia.**

La artroscopia ha adquirido una gran importancia en el diagnóstico y tratamiento de patologías articulares desde principio de los ochenta (Ross, 2003; Walmsley, 2007), llegando a ser una herramienta ideal para definir los cambios en la membrana sinovial, el hueso subcondral, el cartílago articular y los ligamentos articulares (McIlwraith y cols., 2005).

Entre las desventajas que puede presentar esta técnica podríamos destacar: el coste del instrumental; la dificultad de la técnica, lo cual implica una alta cualificación del cirujano que la realiza, y la necesidad de una anestesia general en el paciente (Ross, 2003; Walmsley 2007).

Dentro de este apartado incluimos la tenoscopia y la bursoscopia, ya que ambos se realizan con un artroscopio, siendo la primera el término apropiado para describir la endoscopia de las vainas tendinosas, usando un artroscopio rígido (Nixon, 1990); el segundo describe la endoscopia intratecal de las bolsas sinoviales, del cual hay menos bibliografía en caballos (Ingle-Fehr y Baxter, 1998; Adams y Turner, 1999; Booth, 1999; Wright y cols., 1999).



Artroscopia de la articulación metacarpofalangiana (menudillo) de un caballo trotón italiano de 4,5 años, con un chip articular. Cortesía de Luigi Diaz-Bertrana Sánchez, tomada en la Universidad de Bari (Italia).

### **1.2.7. Ecografía.**

La ecografía es una técnica no invasiva en tiempo real, que permite obtener imágenes bidimensionales, usando la transferencia y propagación de ondas de sonido a los tejidos blandos (Benson, 1991; Mack y Scheible, 1995; Powis, 1998; Rantanen, 1998; Reef, 1998a; Nyland y Mattoon, 2002; Rantanen y cols., 2003). El ultrasonido podríamos definirlo como un sonido o vibración mecánica de frecuencia superior al rango audible para el ser humano (Powis, 1986; Curry y cols., 1990; Kremkau, 1993; Rantanen, 1993; Nyland y cols., 1995).

Las ondas de sonido tienen ciertas características como son el período, la amplitud, la velocidad, la frecuencia y la longitud de onda. Estas ondas operan en frecuencias que comprenden desde 1 a 20 MHz. Para poder formarse y viajar, necesitan algún tipo de medio, que determinará la facilidad de formación, la rapidez a la que viajan y si se mantiene juntas. Las ondas de sonido producidas por un ecógrafo tienen

orientación longitudinal, en la cual los elementos del medio se comprimen y enrarecen, entendiéndose por longitud de onda a la distancia entre el inicio de un ciclo de compresión y rarefacción y el siguiente (Redding, 2014).

La velocidad de propagación de la onda dependerá de la densidad y la rigidez que presente el tejido a estudiar; en los tejidos blandos tiene una media de 1540 metros/segundo (Kremkau, 2002).

Estas ondas, a través de un proceso conocido como absorción, pierden energía en el medio en forma de calor, aumentando con la frecuencia y la velocidad, con lo cual se produce una pérdida de intensidad.

El transductor de ultrasonido es el emisor de ultrasonidos durante la exploración; éste contiene cristales piezoelectricos que al ser sometidos a una corriente eléctrica alterna vibran y generan unos pulsos de ultrasonido con una frecuencia específica que son trasmisidos hacia el paciente; de regreso, estos ecos se reflejan en diferentes tejidos e interfases tisulares del caballo (Powis, 1986; Hagen-Ansert, 1989; Curry y cols., 1990; Kremkau, 1993; Rantanen, 1993; Nyland y cols., 1995). Los ecos se generan en las interfases tisulares debido a las diferencias en la impedancia acústica, la cual depende de la densidad del tejido y la velocidad del sonido. Obtendremos ecos con mayor intensidad cuanto mayor sean las diferencias de impedancia acústica en las interfases de los tejidos (Rantanen y cols., 2003). Los transductores con mayor frecuencia emitirán longitudes de onda más cortas, dando una mejor resolución axial (Redding, 2014). La fuerza de las ondas de ultrasonido reflejadas también dependerá del ángulo del haz de ultrasonido, que debe ser de 90° respecto a las fibras de la estructura en estudio (Rantanen y cols., 2003), dado que si no es así se generarán artefactos.

También es importante valorar el ancho del haz de ultrasonido, ya que de este depende la resolución lateral, y en ocasiones será necesario reducirlo, para realizar un buen examen ecográfico sin artefactos, aunque se considera superior la resolución axial. Por ello debemos usar las frecuencias más altas posibles para obtener la mejor resolución de nuestro objetivo.

Algunos autores (Rantanen y cols., 2003; Redding, 2014), nos facilitan las siguientes referencias, según a la distancia que se encuentren las estructuras en estudio de la piel:

- 5-7cm, uso de transductores de 7,5-10 MHZ o incluso más altas
- 7-15cm, uso de transductores de 5MHz
- más de 14cm y 15cm, uso de transductores con frecuencias de 2,5MHz a 3,5 MHz

El propio transductor recibe el ultrasonido reflejado, que interactúa con estos cristales y lo convierte en energía eléctrica, creando una imagen. En el trayecto, estas ondas de ultrasonido encontrarán cambios en los diferentes tejidos blandos, como se ha comentado anteriormente, lo cual afectará a su propagación, pudiendo causar dispersión y retorno débil del eco.

Los datos recogidos por el transductor serán procesados por la máquina en una serie de puntos, que formarán la imagen que el clínico interpretará. El brillo que presenta cada punto en el monitor se correlaciona con la amplitud (intensidad del sonido) del eco de retorno, y la ubicación de cada punto corresponderá a la ubicación anatómica de la estructura que ha generado el eco (Kremkau, 1993). El resultado final es una imagen en escala de grises, que dependerá de la intensidad de los ecos. Para describirlas se utilizan una serie de términos relacionados con esta intensidad de eco o ecogenicidad que proporciona cada tejido (Reef, 1998a; Redding, 2014), estos términos son: isoecoico /

isoecogénico, hipoecoico / hipoeccogénico, anecoico / anecogénico e hiperecoico / hiperecogénico.

Asimismo, en la identificación de las lesiones no sólo nos basaremos en la ecogenicidad de la estructura examinada si no también en los cambios en el tamaño, en su forma, la arquitectura (patrón de fibras) y reacción inflamatoria que pueda existir alrededor de ella (Rantanen y cols., 2003).

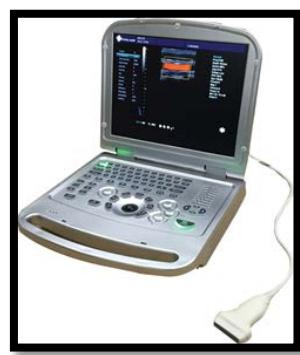
Teniendo en cuenta que, dentro de una misma raza, incluso en un mismo individuo, pueden hallarse variaciones en el tamaño de las estructuras anatómicas, cada tejido a evaluar debe compararse con el de la extremidad opuesta en el caso de las extremidades o con las porciones más caudales o craneales en el caso del cuello y del lomo, además de realizar cortes transversales y longitudinales (Denoix y Audigié, 2007). Por ello, es fundamental que el clínico tenga unos conocimientos notables de la anatomía normal de los tejidos blandos, tanto si se ecografían tendones y ligamentos, como articulaciones, vainas y recesos (Sisson, 1975; Sack y Habel, 1977; Updike, 1984; Kainer, 1987; Denoix y cols., 1996; Denoix, 2000; Rose y Moore, 2003; Bischofberger y cols., 2006), así como conocimientos precisos de las características ultrasonográficas de las estructuras en estudio, como ligamentos y tendones para que pueda interpretar y diferenciar los patrones ultrasonográficos normales de los que no lo son (Gillis y cols., 1995a; Reef, 2001).

Es importante saber que esta técnica cuenta con limitaciones, como la imposibilidad de llegar a ciertas estructuras, además de la aparición de muchos artefactos como sombras acústicas, reverberación, pudiendo algunos ser generados por el propio ecografista, como los que se producen por la inadecuada preparación de la zona a evaluar (falta de rasurado, gel, alcohol, limpieza, uso de almohadillas) (Sande y cols., 1998; Birch y cols., 1999a; Tomlinson y cols., 2000; Rose y Moore, 2003; Bolen y cols., 2007; Moffat

y cols., 2008; Olive y cols., 2014), la incorrecta elección del transductor, la inapropiada compensación, sujeción del paciente, etc. (Rantanen y cols., 2003; Agut y cols., 2009; Redding, 2014).

En el campo de la medicina veterinaria equina para el diagnóstico de patologías de los miembros se utilizan transductores de frecuencia múltiples, desde 3,5 a 7,5 MHz, permitiendo mayor detalle de las imágenes, pudiendo confirmar y clasificar e incluso monitorizar las lesiones, evaluando el proceso de cicatrización de los tejidos blandos como tendones y ligamentos (Genovese y cols., 1986; Genovese y cols., 1987; Denoix, 1996; Rantanen, 1998; Reef, 1998b; Van Shie y Bakker, 2000).

La tecnología basada en los ultrasonidos continúa evolucionando, creando nuevos equipos que permiten una mejor valoración del aparato musculoesquelético. Encontrando aparatos con gran variedad de transductores, como los lineales de 14-18 MHz para tendones o los microconvexos de 8-10 MHz, con focos variables y diferentes frecuencias, además de contar con ordenadores de tamaño inferior y portátil.



Ecógrafo portátil, con sonda lineal.



Ecógrafo fijo con sonda convexa multifrecuencia.

La ecografía se considera una técnica imagenológica ideal para el estudio de las lesiones de tejidos blandos en los équidos (Redding, 2014), siendo el diagnóstico y seguimiento de las lesiones tendinosas en la región metatarsiana y metacarpiana (Reef, 1998c; Reimers, 1998; Reef, 2001; El-Shafaey y cols., 2016) así como de la cuartilla (Denoix y cols., 1991; Dyson y Denoix, 1995) una de las principales aplicaciones en los caballos de deporte. Además, proporciona información muy valiosa en el estudio de las articulaciones y las estructuras relacionadas con ella (Aisen y cols., 1984; Genovese y cols., 1987; McCune y cols., 1990; Denoix y Busoni 1998; Powis, 1998; Redding, 2001 a y b; Denoix, 2003).

Destacando entre los criterios más importantes para el reconocimiento de diferentes patologías en ligamentos y tendones a lo largo del tiempo se encuentran la ecogenicidad, tamaño (Biller y Myer, 1988; Chhem y cols., 1994; Smith y cols., 1994; Reef y cols, 2004; Spinella y cols., 2015; Spinella y cols., 2016), contorno y definición de los márgenes (Agut y cols., 2009; Korosue y cols., 2015).

Tanto el tamaño como la ecogenicidad se consideran parámetros de gran valor a la hora de evaluar las alteraciones que pueden potencialmente afectar a estas estructuras anatómicas (Smith y cols., 1994; Van Shie y cols., 2001; Agut y cols., 2009).

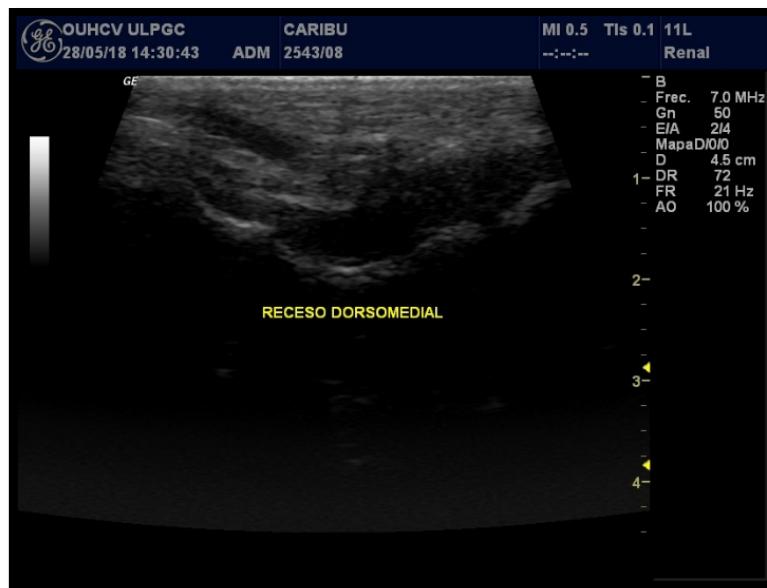
Respecto a la ecogenicidad, se han incorporado métodos cuantitativos, a través de los cuales, se hacen mediciones usando escalas de grises, incluyendo la ecogenicidad media (ME), ecogenicidad relativa (RE) (Van Shie y Bakker, 2000).

Respecto al tamaño, el parámetro más utilizado es la medición del área de sección transversal (CSA) (Genovese y cols., 1986; Pickersgill y cols., 2001), que permiten además dar medidas de referencia. En varias razas (Appaloosas, Quarter horse, Satandardbred, Thoroughbred y Pura Raza Árabe) se han descrito variaciones en la CSA y ME en tendones flexores y ligamentos de la región metacarpiana de caballos sanos (Wood y cols., 1993; Gillis y cols., 1995b; Gillis y cols., 1997). Así mismo también se han descrito medidas de referencia en la CSA a nivel de los tendones del tarso (Vilar y cols., 2011).

También ha sido reportada la influencia de la edad, el entrenamiento y la raza en los parámetros anteriormente citados (Gillis y cols., 1993; Gillis y cols., 1995b; Patterson-Kane y cols., 1997; Birch y cols., 1999b; Cherdchutham y cols., 2001; Reef, 2001); en este sentido, hay pocos estudios que describan las lesiones musculoesqueléticas en el trotón (Bertuglia y cols., 2014), sino que se ha publicado de una forma más inespecífica, sin agrupar estos animales en cuanto a razas o tipo de lesiones, por ejemplo (Leveille y cols., 1993; Ruohoniemi, 1993; Santschi y cols., 1993; Dik y Leitch, 1995; Denoix, 1998a y b; Reef, 1998b; Tomlinson y cols., 2000; Reef y cols., 2004; Raes y cols., 2010; Vilar y cols., 2011). Concretando en el tarso, no se han encontrado publicaciones sobre referencias en la CSA en los ligamentos tarsianos en la raza utilizada en este estudio.

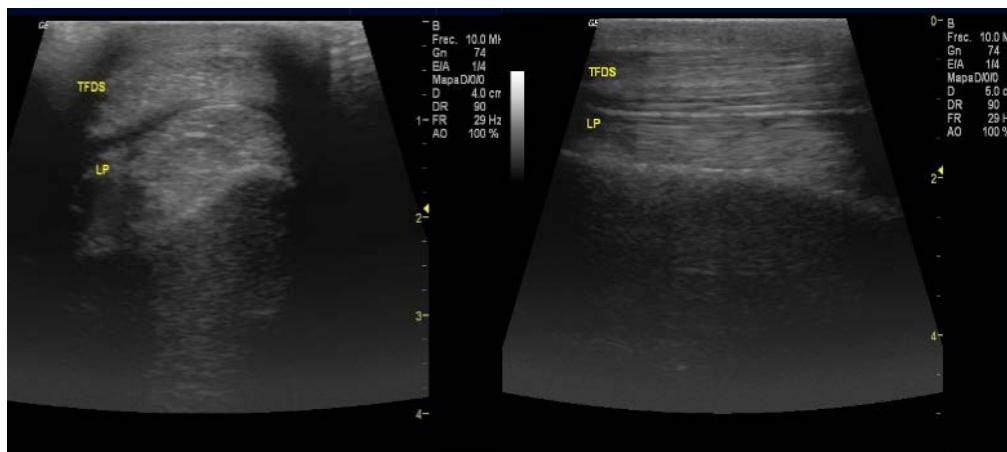
(trotón), sino una simple referencia a un caso clínico (Rose y Moore, 2003). Lo mismo ocurre para los recessos de las bolsas articulares.

La apariencia de estos recessos ha sido descrita en caballos por algunos autores, donde describen que el líquido sinovial normal es anecoico (Dik, 1993; Chhem y cols., 1994; Denoix y cols., 1994; Smith y Webbon, 1994), sin embargo, se pueden ver las vellosidades proyectando hacia el espacio articular, hipoeocogénicas, sin que esto suponga un hallazgo patológico (Denoix, 1996).



Ecografía del receso dorsomedial del tarso de un caballo PRA de 10 años.

La mayoría de los ligamentos colaterales pueden ser ecografiados. Por lo general, estas estructuras presentan un patrón homogéneo desde el punto de vista ecográfico, con densos paquetes de fibras orientados paralelamente (Reef y cols., 2004).



Ecografía del tendón flexor digital superficial (TFDS) y ligamento plantar (LP) del tarso, sobre el aspecto plantar del tarso, en PRA de 10 años. Izquierda, corte transversal; derecha: corte longitudinal.

Si nos referimos a la región tarsiana, podemos decir que está involucrada en la mayoría de las cojeras que se presentan en el miembro posterior en caballos atletas, siendo en muchos casos bilateral (Sullins, 2014). Es por ello por lo que el conocimiento de todas sus estructuras, así como la necesidad de un examen más completo, mediante evaluación física y técnicas diagnósticas, se hace necesario en la mayoría de los casos. La ecografía en esta región ha demostrado ser muy útil para la detección de varias alteraciones, siendo la mayor parte de la articulación accesible para un estudio ecográfico (Whitcomb, 2006); no obstante, es un área compleja y su evaluación ecográfica puede llevar a dudas en la interpretación. Esto hace necesario definir un protocolo de procedimiento, para asegurar una completa evaluación de todas las estructuras, como se hace en las regiones metacarpianas y metatarsianas (Genovese y cols., 1986; Genovese y cols., 1987; Rantanen y cols., 2003), éste ya ha sido reconocido (Denoix y cols., 1991; Dick, 1993), pero aún no se ha llevado a cabo protocolos estándar que uniformicen criterios.



Ejemplo de un corte transversal en aspecto lateral del tarso. Extraído de: Pitti L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J., Diaz-Bertrana M.L., Vilar J.M. Ultrasonographic Measurements on Normal Tarsocrural Articular Recesses in the Standardbred Trotter Horse. *J Appl An Res.* 2018; 46: 725-728.

Como se habló anteriormente y dado que el criterio de los cambios en el tamaño se encuentra entre los más importantes desde el punto de vista ecográfico para el diagnóstico de una lesión tendinosa o ligamentosa (Agut y cols., 2009), la obtención de medidas de referencia de estas estructuras adquiere gran importancia para obtener resultados fiables y objetivos (Pickersgill y cols., 2001). Para el estudio de estas estructuras (tendones, ligamentos, recesos) en la región tarsiana, han sido descritas el uso de diferentes transductores, con diferentes frecuencias, como se ha citado anteriormente en este capítulo; entre los más usados están los sectoriales y lineales, cada uno con sus ventajas y desventajas (Reef, 1998a y b).



En esta imagen se muestran diferentes tipos de sondas, de izquierda a derecha: sonda lineal transrectal, sonda lineal abdominal o para tendones, sonda lineal convex, y sonda sectorial.

Por lo tanto, encontraremos autores que prefieren el uso de transductores lineales de 10 MHz con almohadilla de separación, permitiendo buenos resultados en el estudio de los ligamentos colaterales y detección de fragmentos por avulsión como se ha citado anteriormente en un caso clínico (Rose y Moore, 2003); estos autores evaluaron los tres ligamentos cortos como una única estructura mediante la ecografía, diferenciándolos fácilmente de los ligamentos largos. Otros autores han obtenido buenos resultados de los tendones del tarso con el uso de sondas sectoriales de 7,5MHz con almohadilla de gel acuoso, ya que con la sonda lineal resultaba más complicado obtener imágenes de calidad al no poder acoplar bien la sonda con la superficie de la articulación, dado que en esta región es muy irregular (Vilar y cols., 2011). En otros casos se pueden usar sondas con frecuencias que varían de 7,5 a 14 MHz (Reef, 1998b; Denoix, 2003; Denoix y Audigie, 2001; Redding, 2001a y b).

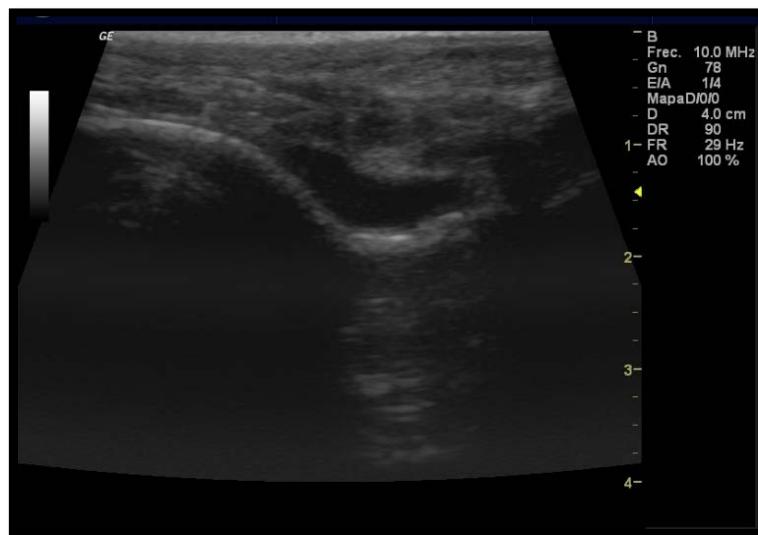
Asimismo, debemos tener en cuenta si el estudio de la articulación se hace con el animal en estación o con el miembro flexionado, ya que en algunos casos ésta última puede ayudarnos a visualizar ciertas estructuras, dada la trayectoria de algunos ligamentos. Algunos autores han descrito cambios en el patrón ecográfico de las imágenes obtenidas al cambiar el apoyo del animal, que podrían confundirse con una lesión (Nicoll y cols., 1993; Wood y cols., 1993; Micklethwaite y cols., 2001).

Es importante mantener el haz de ultrasonido perpendicular a las fibras de la estructura en estudio, como ya se ha mencionado en este apartado. Cuando se examinan los ligamentos colaterales, será necesario captar imágenes por separado de cada una de ellas, para respetar esta orientación, y tendremos diferentes planos de escaneo durante el seguimiento de cada porción, dado la trayectoria oblicua que presentan algunas de estas estructuras en la articulación (Denoix, 1998b; Denoix y Busoni, 1998; Reef, 1998b). Algunos autores describen algunos cambios que pueden verse en estos ligamentos y no sólo en la articulación del tarso cuando se produce una desmitis, obteniéndose imágenes hipoecogénicas difusas o discretas, o con áreas anecoicas. También se pueden evidenciar diversos grados de interrupción de las fibras, ampliación del ligamento, inflamación del tejido blando periligamentoso, e incluso cambios en el hueso donde se originan o insertan estas estructuras (Dik, 1990 ; Denoix, 1998a y b; Denoix y Busoni, 1998; Reef, 1998b; Denoix y Audigie, 2001; Redding, 2001a; Denoix, 2003) siendo común ver formación de entesofitos o fracturas por avulsión en estos puntos en algunas desmitis de los ligamentos colaterales del tarso (Denoix, 1998a; Reef, 1998b).

Debemos tener presente que las desmitis en estos ligamentos, aun no siendo tan frecuente como en otras articulaciones, si no son diagnosticadas correctamente, podrían ser la causa de cojeras severas en estos animales. Estas lesiones podrían identificarse

fácilmente por un aumento ecográfico del CSA, junto a otros signos (Lamb y cols., 2012), de ahí la importancia de contar con medidas de referencia del CSA en animales sanos.

Con respecto a los recesos del tarso, se puede observar bajo el maléolo medial de la tibia el gran receso dorsomedial de la articulación tarsocrural, donde de forma normal veremos un mínimo de líquido sinovial, con distintas vellosidades sinoviales flotando en su interior (Dik, 1993; Reef, 1998b).



Receso dorsomedial de la articulación tarsocrural, de una yegua PRE de 9 años.

En los recesos plantaromedial y plantarolateral normales de esta articulación, también se observará poca cantidad de líquido sinovial. En cuanto a la articulación intertarasiana distal a lo largo de su aspecto medial y la articulación tarsometatarsina a lo largo de su aspecto plantarolateral, se podrá visualizar una cantidad muy pequeña de líquido sinovial, en animales sanos (Reef, 2004).

Para terminar, diferentes lesiones en los tendones y ligamentos que transcurren por el tarso pueden visualizarse y han sido reportadas ecográficamente, como la tendosinovitis del extensor digital largo (Dik y Leitch, 1995; Denoix, 1998a; Reef,

1998b), tendosinovitis de la cubierta tarsal séptica con lesiones en el tendón digital profundo, bursitis séptica del calcáneo, con anomalías tendinosas o ligamentosas (Post y cols., 2003), tendinitis del tendón del gastronemio (Dyson y Kidd, 1992; Reef 1998b). Así como también se ha estudiado la cápsula articular y el espesor del cartílago articular a estos niveles (Tomlinson y cols., 2000), denotando la necesidad de establecimiento de datos de referencia para la correcta discriminación fisiológica-patológica.

En conclusión, la toma de medidas de referencia mediante ecografía de las estructuras del tarso puede ayudar al clínico en su día a día, para el diagnóstico de las diferentes patologías que cursan con cojera.

Nuestra hipótesis es que, de manera análoga a estudios similares en tendones, se pueden obtener medidas de referencia en estructuras articulares tarsianas como los ligamentos o incluso los propios recesos articulares.

## PARTE 2

### 2. BIOMECANICA

#### 2.1. ANÁLISIS BIOMECÁNICO.

El caballo, más allá del uso lúdico, se ha convertido en un atleta de alto rendimiento, y por tanto cada vez tienden a sufrir mayor número de lesiones en el aparato locomotor, bien sea debido a la genética, a las condiciones inadecuadas del lugar de trabajo o por un manejo incorrecto. En este sentido, encontramos entre un 53-68% de bajas en cuadras destinadas al entrenamiento de caballos de carreras, debido a cojeras, considerándose la causa más común de la disminución del rendimiento en caballos deportivos de cualquier disciplina (Jettcott y cols., 1982; Rossdale y cols., 1985; Morris y Seeherman, 1991; Schlueter y Orth, 2004). Esto supone grandes pérdidas económicas, que hacen necesario el desarrollo de nuevas técnicas que permitan un análisis más preciso y exhaustivo de la locomoción, pudiendo aplicarlo como método preventivo o para estudio de la patología y su recuperación (Barrey, 2007).

La revolución electrónica y la creación de tecnologías informáticas han dado la posibilidad de llevar a cabo estos análisis de la locomoción. Estas nuevas tecnologías han contribuido a hacer algunos cambios en las técnicas de diagnóstico de cojeras en el caballo, que hasta el comienzo del siglo XXI dependía en gran medida de opiniones clínicas subjetivas. Estos métodos subjetivos de la marcha han sido considerados el pilar para la detección de las cojeras clínicas, siendo realizados por un veterinario equino experimentado, donde se incluye la visualización de movimientos locales, regionales y del conjunto del cuerpo (May y Wyn-Jones, 1987; Buchner y cols., 1996a y b; Weishaupt

y cols., 2004), dando una puntuación con el uso de una escala como la escala para cojeras American Association of Equine Practitioners (AAEP, 1991). Pero varios estudios (Dow y cols., 1991; Keegan y cols., 1998; Peham y cols., 2001; Ishihara y cols., 2005; Fuller y cols., 2006; Keegan y cols., 2010; Keegan y cols., 2012), demuestran que este tipo de evaluación resulta insuficiente y a veces difícil, para la detección de caballos con cojera leve, de varios miembros, con enfermedad subclínica o cuando el observador no cuenta con la suficiente experiencia. Aun contando con observadores veteranos, hay desacuerdos entre la puntuación de las cojeras, por ejemplo, cuando la cojera es leve sólo se ha observado un acuerdo del 50-60% (Keegan y cols, 1998, 2010).

Para superar las limitaciones inherentes de una evaluación visual subjetiva de la cojera, y ayudar a entender el movimiento del cuerpo, se han introducido análisis biomecánicos cinéticos (Ishihara y cols., 2009; Kaido y cols., 2016) y cinemáticos (Donnell y cols., 2015; Silva y cols., 2017) en medicina veterinaria equina. En el primer caso, se investiga la causa del movimiento, que se explica a través de las fuerzas que se aplican sobre ellos, la distribución de masa y sus dimensiones (Barrey, 2007); en el segundo, la cinemática, se define como la medición y estudio de las variaciones del movimiento (cambios de posición de los diferentes segmentos del cuerpo) es decir, describe el movimiento (Barrey, 2007; Keegan, 2014), sin tener en cuenta la causa de este, estos movimientos son descritos cuantitativamente, con variables lineales y angulares relacionadas con el tiempo, desplazamiento, la velocidad y la aceleración (Barrey, 2007). Las alteraciones resultantes de las cojeras entre los miembros, así como los diferentes patrones de movimiento, han conseguido ser identificados en múltiples estudios cinemáticos (Clayton, 1988; Buchner y cols., 1995a y b; Galisteo y cols., 1997; Keegan y cols., 2000; Kramer y cols., 2000), pero, las investigaciones cinéticas aún son reducidas en número. El entendimiento de los mecanismos de cambios y distribución de

peso es un componente esencial para una evaluación clínica de la cojera, acentuándose cuando hablamos de animales cuadrúpedos (Weishaupt y cols., 2004).

En ambos casos, contamos con diferentes herramientas que nos ayudan a realizar dichos estudios, cada uno con sus ventajas y desventajas, permitiéndonos hacer una evaluación objetiva que nos permita obtener medidas de referencia o discernir directamente entre animales sanos y cojos, como veremos a lo largo de este capítulo.

## **2.2. SISTEMAS DE EVALUACIÓN BIOMECÁNICA.**

Con la gran cantidad de técnicas analíticas que han surgido en los últimos años, muchos clínicos o investigadores se enfrentan al problema de tener que elegir un método que sea a la vez preciso y tener un coste razonable (Paillard y Noé, 2015).

El sistema ideal para el análisis del movimiento equino debería cumplir los siguientes requisitos (Barrey, 1999; Ishihara y cols., 2005; Oosterlinck y cols., 2010a; Donnell y cols., 2015; Cruz y cols., 2017):

- Proporcionar datos fiables y reproducibles.
- Ser lo suficientemente sensible para detectar cambios en el paso debido a la cojera.
- Ser capaz de trabajar sin tener que perder demasiado tiempo en la instalación y calibración del equipo.
- Obtener una cantidad suficiente de datos para establecer una base estadística que pueda ser utilizada con fines de comparación.
- Producir resultados rápidamente, de modo que el clínico pueda evaluar sobre el terreno.
- Producir suficientes datos para que podamos hacer un diagnóstico.

- Tener un costo razonable.
- No alterar el movimiento del paciente sometido a examen.

Sin embargo, hasta hoy en día, no se ha desarrollado un sistema que cumpla con todos estos requisitos.

Mención aparte merece el uso complementario del treadmill o tapiz de cinta rodante, a muchas de las técnicas de análisis biomecánico que se describirán a continuación. Este instrumento ha contribuido al progreso del conocimiento en medicina del deporte, ya que proporciona la integración de datos mecánicos, bioquímicos y fisiológicos recogidos en condiciones controladas de temperatura, humedad y carga de trabajo, todo ello en un espacio reducido de trabajo (Cruz y cols., 2017). Como ventaja adicional, permite el registro de varios pasos consecutivos (Drevemo y cols., 1980).

Como se ha citado anteriormente, las principales ventajas de este dispositivo son la posibilidad de colocar otros dispositivos de estudio, tanto cinéticos como cinemáticos (Khumsap y cols., 2004).

En los animales domésticos, esta instrumentación ha tenido múltiples usos, en pequeños animales, en concreto, en la especie canina se ha utilizado en numerosos estudios para la obtención de datos cinéticos y cinemáticos, como se cita en un artículo donde estudiaron la simetría vertical de los movimientos de la cabeza y la pelvis en perros de varias razas con cojera inducida (Gómez Álvarez y cols., 2017); en esta misma línea, estos autores lo incluyeron para evaluar la cojera inducida mediante el uso de sensores inerciales (Rhodin y cols., 2017). En ambos casos, los animales tuvieron que familiarizarse con este dispositivo según pautas publicadas (Gustås y cols, 2013). En otro estudio (Vilar y cols., 2016) el treadmill les ayudó a valorar las características biomecánicas de la marcha en cuatro razas de perro con diferente conformación, usando

además cámaras de grabación de alta velocidad, y acoplando plataformas de fuerza bajo el treadmill. También este dispositivo ha sido utilizado en diversos estudios de caballos, como lo describen algunos autores, que usaron esta herramienta para comparar los efectos en tierra y bajo el agua en la rehabilitación de caballos con osteoartritis del carpo (King y cols., 2013); otros, para la evaluación de la CSA de los tendones flexores en el ejercicio inducido con el propio treadmill (Birch y cols., 1999a), o en el estudio de la redistribución de cargas compensatorias en caballos durante la evaluación sobre este dispositivo (Buchner y cols., 1996a; Uhlir y cols., 1997; Vorstenbosch y cols., 1997; Weishaupt y cols., 2004, 2006; Kelmer y cols., 2005).

Sin embargo, a pesar de ser una herramienta muy útil, también cuenta con algunas desventajas, pudiendo alterar en caballos, la forma de sus movimientos, además de ciertas limitaciones específicas en la evaluación de la marcha (Barrey y cols., 1993; Buchner y cols., 1994a). Como sucede en perros, los caballos deben ser habituados al uso del treadmill (Buchner y cols., 1994b).



Caballo galopando en un treadmill. En la especie equina es muy frecuente utilizar estos dispositivos para realizar estudios concernientes a la capacidad atlética del animal como espirometrías, electrocardiogramas de esfuerzo, análisis bioquímicos como determinaciones de lactato, etc. Cortesía de CEMEDE (Córdoba).

## **2.3. TÉCNICAS DE ANÁLISIS BIOMECÁNICA.**

### **2.3.1. TECNOLOGÍA DE ANÁLISIS CINEMÁTICO.**

Gracias a los avances tecnológicos, hoy en día contamos con varias herramientas que nos permiten realizar análisis cinemáticos cada vez más precisos. En este capítulo describiremos los dispositivos más utilizados en la clínica equina.

#### **2.3.1.1. Electrogoniometría.**

La electrogoniometría es un método para medir las variaciones angulares de las articulaciones durante la locomoción. Ha sido usada en múltiples estudios en humana (Karpovich y cols., 1960; Cole y Abbs, 1986), también encontramos estudios en pequeños animales (Adrian y cols., 1966; Malouin y Bedard, 1983) y en caballos (Taylor y cols.,

1966). El aparato consta de un potenciómetro conectado a dos varillas que puede girar con respecto a un eje. Las barras se fijan mediante cintas de forma que el centro del aparato, donde se encuentra el potenciómetro, esté sobre el centro de rotación de la articulación.

Este método proporciona un indicador cualitativo y cuantitativo del movimiento de la articulación como la velocidad angular y la aceleración. La mayor dificultad que presenta esta técnica es la localización precisa de los ejes de rotación de las articulaciones; además, el número de articulaciones accesibles para la colocación del dispositivo es bastante baja (Ratzlaff, 1989).

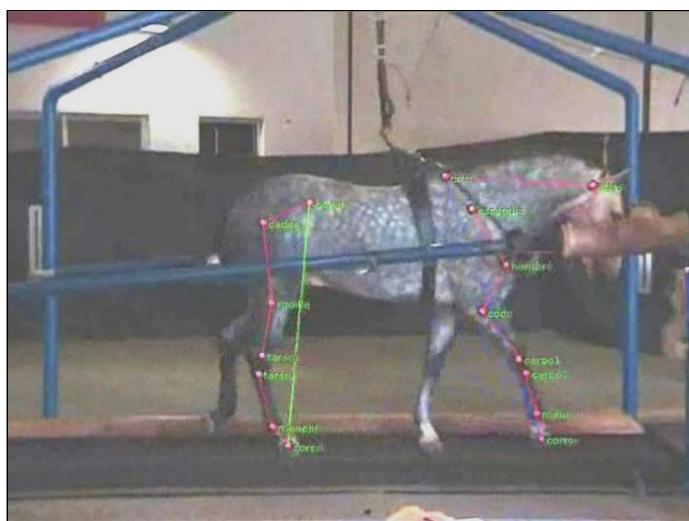
### **2.3.1.2. Cinematografía de alta velocidad y videografía.**

El uso de técnicas cinematográficas es, hoy en día, el método más utilizado para el análisis cinemático del movimiento del caballo, como se puede ver en múltiples estudios, que han usado esta tecnología (Keegan y cols., 2000; Kramer y cols., 2004; Vilar y cols., 2010).

Como se ha citado anteriormente, por motivos prácticos y logísticos, la mayor parte de los estudios biomecánicos del movimiento equino viene realizada con la ayuda del treadmill.

Los datos puramente mecánicos más importantes que se pueden obtener parten de la medición de las velocidades angulares y de las variaciones de los ángulos articulares, llegando incluso a calcular las modificaciones en el centro de gravedad del animal. Además, también se pueden obtener datos lineares como la amplitud del tranco, así como otros de tipo temporal como la duración de las distintas fases del tranco.

Los métodos principales para la adquisición de datos relativos a los ángulos de flexión y extensión consisten en la aposición de marcadores visuales compuestos de pequeños puntos blancos o semiesferas que reflejan la luz y se pegan a la piel en ubicaciones anatómicas específicas (centros de rotación) (Langlois y cols., 1978; Leach y Cymbaluk, 1986; Leach y Dyson, 1988; Kramer y Keegan, 2007). Dado que la piel se mueve durante el movimiento normal del caballo, se pueden generar algunos artefactos, sobre todo cuando los marcadores se colocan en las articulaciones más proximales (van Weeren y cols., 1990a y b).



Videografía de alta velocidad en un caballo al paso sobre un treadmill. Cortesía del Dr. Martínez Galisteo, UCO.

Los movimientos del caballo con estos marcadores son grabados por una o varias cámaras colocadas en distintos ángulos, para posteriormente pasar a su cuantificación por un software.

Existen además otro tipo de marcadores activos más sofisticados, que consisten en fotodiodos, proporcionando una buena resolución en 3D, alta frecuencia de registro y

seguimiento automático de los marcadores (van Weeren y cols., 1990c; Paillard y Noé, 2015).

### **2.3.1.3. Sensores inerciales o unidades de medición inercial (IMU).**

Los sensores inerciales (SI) o IMU son pequeños dispositivos capaces de medir aceleración lineal (acelerómetros) o velocidad angular (giroscopios). Gracias a su reducido tamaño y bajo consumo de potencia, se ha podido construir sistemas inalámbricos que permitan total libertad de movimientos de los individuos en estudio (Martínez-Méndez y Huertas, 2013).

No obstante, se han llegado a comparar en algunos estudios con la plataforma de fuerza, de la que hablaremos posteriormente, obteniendo que el uso de acelerómetros proporcionó mayor sensibilidad, cuando se evaluaba el movimiento postural, en la detección de diferencias entre grupos; así como que los SI mostraron una fiabilidad similar a la plataforma de fuerza, a la hora de detectar movimientos posturales anticipatorios (Martínez-Méndez y cols., 2011a; y b).



Sensor inercial de la marca Xsens®. este pequeño dispositivo se fija mediante esparadrapo o fajas de neopreno a diferentes regiones anatómicas. como la grupa, cuello cabeza o miembros y registran en tiempo real parámetros como aceleraciones angulares, etc.

En perros el primer estudio que utiliza estos dispositivos para detectar cojeras inducidas es el de Rhodin y cols. (2017), investigando, sobre los cambios en simetría entre los movimientos de la cabeza, así como los pélvicos. Este estudio concluye que estos dispositivos son capaces de discriminar la cojera e incluso cuantificarla, siendo capaces de discernir entre cojeras en fase de apoyo o de vuelo en perros con cojeras moderadas al trote.

En caballos, estudios previos demuestran también que los sistemas de sensores iniciales detectan la cojera de forma fiable, siendo sensibles, repetibles y precisos, permitiendo el análisis cuantitativo de la marcha realizado durante exámenes de cojera. Además, son relativamente prácticos para su uso en un entorno clínico (Keegan, 2007; Keegan y cols., 2002, 2004a, 2011; Watanabe y cols., 2011; Marshall y cols., 2012; Olsen y cols., 2012; Starke y cols., 2012; Maliye y cols., 2013). Estos dispositivos que, colocados en la cabeza, grupa y/o miembros, han contribuido enormemente a arrojar luz

sobre los mecanismos compensatorios y redistribución de fuerzas en caballos con cojera (Maliye y cols., 2015).

Autores como Cruz y cols., (2017), destacan como inconveniente de esta tecnología, la imposibilidad de ver los datos recopilados en tiempo real, ya que los sensores deben retirarse del caballo y ser conectados a un PC.



Caballo equipado con IMU en las extremidades, Extraída de Cruz A.M., Maninchetta U.E., Burger D., Wanda A., Vidondo B., Repeatability of gait pattern variables measured by use of extremity-mounted inertial measurement units in non-lame horses during trotting. Am J Vet Res, 2017; 78: 1011-1018.

### 2.3.2. TECNOLOGÍA DE ANÁLISIS CINÉTICO.

A caballo entre las metodologías cinemáticas y cinéticas, se encuentra la denominada **Dinámica inversa**, la cual ha sido aplicada en las especies canina y equina (Clayton y cols., 1998, 2001; Nielson y cols., 2003). Ésta combina técnicas cinemáticas, morfométricas, así como datos cinéticos (fuerza) en modelos segmentales del cuerpo, incluido los miembros. De este modo, se puede obtener información sobre los momentos

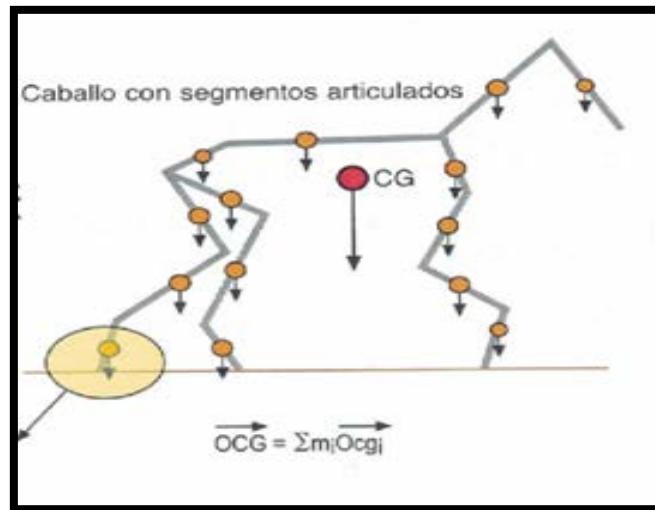
netos en los territorios articulares en 2 o 3 dimensiones, así como patrones de la carga, momentos de inercia, y de fuerza, que se puede definir como la fuerza aplicada a la articulación que produce movimiento (flexión o extensión) efectivo (Colborne y cols., 2005). Estos parámetros y patrones son muy similares en los humanos, y tienen gran tendencia a ser homogéneos en aquellos pacientes con patologías neuromusculares. Si el individuo se evalúa a diferentes velocidades, solo las amplitudes son modificadas (Olney y cols., 1991; Winter, 1991). Sin embargo, estas variables se han determinado muy diferentes en cuadrúpedos, cuando lo que se comparan son razas diferentes especialmente en los períodos críticos como el apoyo, despegue, o fase de vuelo. Por ejemplo, cuando se compararon perros de razas golden retriever y greyhounds se encontraron considerables diferencias en los momentos y patrones de fuerza en las articulaciones de la rodilla el tarso y metatarsofalangiana (Colborne y cols., 2005).

La cinética nos permite estudiar las causas del movimiento, a través de las fuerzas aplicadas para que éste se produzca. En este punto adquieren gran importancia el análisis de las fuerzas de reacción del suelo (GRF), que nos permitirá calcular el centro de presión (COP); por ello, es importante antes de comenzar a describir las herramientas que nos permiten obtener estos parámetros, clarificarlos:

-el centro de masas (COM) o, por simplificación del concepto, centro de gravedad (CG) se define como el sumatorio de las trayectorias de todos los segmentos que componen el cuerpo en ambos planos (antero/posterior o cráneo/caudal en cuadrúpedos; y latero/medial) (Winter, 1991). Por tanto, la señal del COM expresa un movimiento real (el balance del péndulo invertido) (Baratto y cols., 2002);

-el centro de presión (COP), el cual podríamos definir como el punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo (GRF). Representa el promedio de todas las presiones que están en contacto con el suelo y es independiente del COM

(Winter, 1995), aunque por simplificación se suele decir que el COP es la proyección vertical del COM en el plano de apoyo (suelo) (Winter y cols., 1996); así, podemos decir que la señal del COP no define un movimiento si no una fuerza aplicada en un área determinada (Baratto y cols., 2002).



Modelo mecánico de un caballo, compuesto de segmentos articulados. Es posible calcular el centro de gravedad (CG) y momento de inercia de cada segmento (i) del cuerpo. Como se observa, la proyección del CG en el suelo se corresponde con el COP. Barrey E., capítulo 12 Biomecánica de la locomoción en los caballos de deporte en: Medicina y cirugía en los equinos de deporte. 2007; 241-265.

A continuación, se describen con mayor detalle las técnicas e instrumentos con las que podemos obtener estos datos cinéticos.

### **2.3.2.1. Galgas Extensiómetras.**

Se trata de transductores pasivos que responden a un cambio en la morfología a través de la alteración de la resistencia eléctrica. Están basadas en que, al aplicar una

fuerza a un hilo conductor o semiconductor, se presentaba una variación en su resistencia eléctrica. Según este principio podemos obtener mediciones de fuerza que provoquen pequeñas deformaciones en el conductor (Rodríguez y cols., 2007).

El dispositivo se implanta firmemente en una superficie anatómica y crea un potencial eléctrico que pasa a través de la superficie subyacente; cuando ésta se deforma, obteniendo como resultado la fuerza ejercida sobre él. El medidor de tensión responde con un cambio en el potencial eléctrico que se registra utilizando un osciloscopio.

En los caballos estos medidores se implantan sobre los huesos largos, tendones flexores, ligamento suspensor o incluso el casco, como citan algunos autores en sus estudios (Rubin y Lanyon, 1982).

En la práctica ortopédica son muy útiles porque permiten conocer en cada hueso, cuáles son las zonas más adecuadas, en caso de rotura, para colocar más eficazmente los medios de fijación.



Galga extensiométrica implantada en el casco de un caballo

### **2.3.2.2. Plataforma de Fuerza.**

Las plataformas de fuerza son dispositivos de análisis cinético que consisten en una placa rectangular de duraluminio que contienen uno o varios medidores de tensión o transductores piezoeléctricos de cuarzo; este dispositivo detecta los cambios en las fuerzas aplicadas a la placa cuando el miembro en estudio apoya sobre ella y modifica la corriente eléctrica proporcionalmente a la fuerza ejercida.

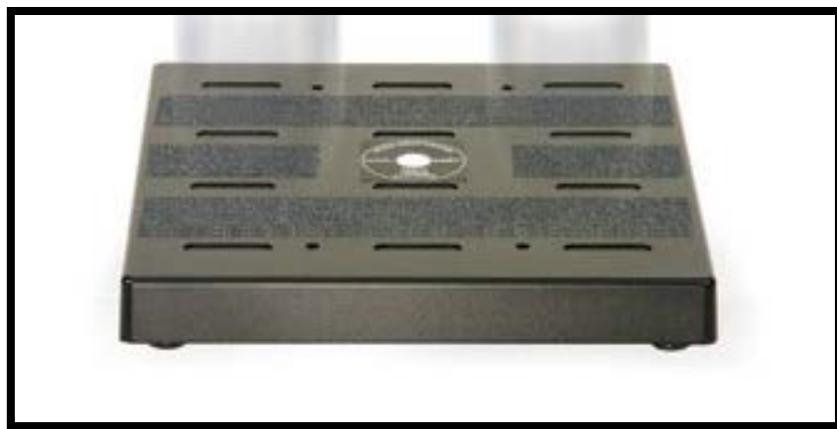
Estos dispositivos nos permiten calcular la fuerza vertical máxima (PVF), considerada hoy en día el “gold standard” (Walton y cols., 2014) y el impulso vertical (IV), que junto al PVF son los dos parámetros cinéticos más comunes cuando se realizan exámenes para detección de cojera tanto en caballos y perros, así como en otras especies domésticas (McLaughlin, 2001; Fanchon y Grandjean, 2007). Por lo general, se ha observado mayores valores de PVF en los miembros anteriores que en los posteriores (Schnabl-Feichter y cols., 2017), debido a que el CG en cuadrúpedos está desplazado cranealmente.

Este método se utiliza también para confrontar los resultados obtenidos en animales domésticos con lesiones, sanos y tratados con el objetivo de evaluar la eficacia de cada método de tratamiento (Clayton y cols., 2013; Vilar y cols., 2013; Clayton y Nauwelaerts, 2014).

Las desventajas o limitaciones que puede presentar esta técnica consisten en conseguir que el caballo apoye la extremidad en un espacio tan pequeño. Muchos animales rehúsan intencionadamente a hacerlo, por lo que debe disimularse este dispositivo en el suelo; además, es necesario colocar varias plataformas para obtener datos de pasos consecutivos, ya que sólo se pueden grabar datos de una extremidad a la vez.

Por último, decir que en general son equipos de elevado costo (Weishaupt y cols., 2004; Keegan, 2007; Keegan y cols., 2012).

Esta herramienta se ha utilizado en varios estudios para medir las variables COP, de forma que su uso se ha validado (Clayton y cols., 2003; Clayton y Nauwelaerts, 2012) para obtener datos fiables, que ayuden al diagnóstico de las cojeras y la respuesta a determinados tratamientos (Weishaupt y cols., 2004, 2006; Clayton y cols., 2005, Ishihara y cols., 2005, 2009; King y cols., 2013). Por ello, los cambios del COP se han ido realizando de forma clásica con plataformas de fuerza sincronizadas (estabilométricas) para realizar estudios como la evolución postural en potros en desarrollo (Nauwelaerts y cols., 2013), las alteraciones posturales tras la administración de sedantes como la detomidina® (Bialska y cols., 2004), para monitorizar la mejora tras la rehabilitación, después del ejercicio en un treadmill bajo el agua en caballos con osteoartritis inducida del carpo (King y cols., 2013) o incluso en condiciones fisiológicas como el efecto sobre el equilibrio en caballos con los ojos tapados, es decir, privados de la orientación visual (Clayton y Nauwelaerts, 2014). Es más, como se habló anteriormente, se ha sugerido que el análisis del COP podría tener un valor diagnóstico diferenciando incluso animales con ataxia leve o incluso patologías neurológicas, que pueden suponer un dilema en el diagnóstico convencional (Bialska y cols., 2004; Ishihara y cols., 2009; Clayton y cols., 2013). Como ejemplo, estudios preliminares reportan en caballos que habían padecido estenosis mielopática cervical, se hallaron aumentos significativos en el rango del movimiento del COP y en las medidas de velocidad (Clayton y cols., 1999).



Plataforma de fuerza dinamométrica.

En medicina humana la obtención de datos posturográficos para la evaluación del equilibrio mediante plataformas de fuerza se considera el método más seguro (Raymakers y cols., 2005; Blaszczyk, 2008; Blaszczyk y cols., 2014). Así se puede comprobar en algunos estudios, que la usaron para evaluar la estabilidad postural en tres grupos de sujetos muy diferentes, adultos jóvenes, adultos mayores y pacientes con Parkinson (Blaszczyk, 2016); otros autores que la han utilizado esta técnica para estudiar la influencia de la retroalimentación visual (con la prueba de Romberg) en el control del equilibrio en individuos sanos (Silva y cols., 2012).

### **2.3.2.3. Plataforma de Presión.**

Las plataformas de presión se presentan actualmente como una alternativa práctica a las plataformas de fuerza, contando con alta densidad de sensores y alta frecuencia de medición (Oosterlinck y cols., 2010a). Además, su coste no es superior., permite el análisis de pasos consecutivos (Manera y cols., 2017). Es capaz de proporcionar no sólo información clásicamente relacionada con las fuerzas de reacción del suelo (GRF), es

decir el PVF y el VI, sino que proporciona datos relacionados con la distribución de la presión no solo a nivel corporal global, sino también de los miembros en apoyo. De este modo, con estos dispositivos se puede calcular parámetros como la presión media, presión máxima, etc. parámetros que se denominan de manera genérica podobarométricos (Oosterlinck y cols., 2011a; Carr y cols., 2015; Bockstahler y cols., 2016; Schnabl-Feichter y cols., 2017). Además, se está convirtiendo actualmente en una herramienta prometedora para realizar análisis estabilográficos y posturales (Gomes-Costa y cols., 2015).

Como inconvenientes, se ha reportado una respuesta más lenta que los sensores piezoeléctricos de la plataforma de fuerza. Además, se ha demostrado que, en un estudio obteniendo datos de caballos al trote los resultados de GRF son más bajos que los grabados de forma simultánea con las plataformas de fuerza (Oosterlinck y cols., 2010b). Por tanto, si lo que queremos es obtener datos con alta precisión de los valores de fuerza absoluta, en ámbitos científicos, no podemos usar una plataforma de presión de forma independiente, por lo que a veces se usan plataformas de fuerza para validar dichos datos (Oosterlinck y cols., 2011b, 2012).

En el campo de la medicina veterinaria equina, las plataformas de presión se han utilizado para estudiar los patrones de presión desarrollados durante el apoyo del casco en la fase de frenado e incluso en todo el desarrollo de la fase de apoyo (Van Heel y cols., 2005); también se ha investigado el efecto del recorte del casco en el cambio de los patrones de distribución de la presión, (Moleman y cols., 2006); se ha medido el área de soporte del casco y la ubicación del COP bajo éstos (Oosterlinck y cols., 2011b); así como la simetría y el equilibrio del casco en caballos y ponis sanos (Oosterlinck y cols., 2010a y b), evaluando la distribución de la carga a través del casco en ponis al paso y al trote en superficies tanto duras como blandas (Oosterlinck y cols., 2014).



Pony con sus miembros torácicos apoyados en una plataforma de presión con el fin de determinar parámetros posturales.

En pequeños animales también está ganando importancia, encontrando publicaciones donde se exponen datos de fuerza en perros sanos (Marghitu y cols., 2003; Souza y cols., 2013) y cojos por rotura del ligamento cruzado craneal (Souza y cols., 2014), osteoartritis de cadera (Upchurch y cols., 2016) o perros a los que se les ha realizado un reemplazo de cadera (Tomas y cols., 2014). Además, las características dependientes de la presión se han ido considerando como un factor valioso en la evaluación de la cojera a través del índice de simetría (Carr y cols., 2015; Manera y cols., 2017).

En medicina humana las plataformas de presión también brindan una importante información, siendo utilizadas en pacientes con esclerosis múltiple, evaluando su equilibrio en posición estática (Abrantes y Santos, 2012), en personas con lepra (Cordeiro y cols., 2014) y con diabetes (Anjos y cols., 2010), evaluando sus presiones plantares.

Respecto a la evaluación estática, y como se ha apuntado anteriormente, una nueva concepción en la detección de cojeras en el campo de la medicina veterinaria se está desarrollando. En este enfoque, el estudio de la postura y sus características va adquiriendo mayor protagonismo.

Para entender los estudios de la postura, debemos saber que, en la posición estática, la postura corporal se asume como un péndulo invertido en constante desestabilización- estabilización (es decir, es un proceso dinámico) (Winter y cols., 1996; Maurer y Peterka, 2005), que se corresponde con el constante intento de mantener el COM de forma simétrica respecto a la base de apoyo (BOS) (Blaszczyk y cols., 1994; Røgind y cols., 2003; Nauwelaerts y cols., 2013). Debido a que el equilibrio postural está constantemente perturbado por mecanismos internos (movimientos autónomos de respiración, latido cardiaco etc.) así como externos (inclinación, viento, etc.) la recuperación de dicho equilibrio se realiza mediante constantes movimientos compensatorios denominados oscilaciones posturales, regulado por la compleja acción del control postural (Pavol, 2005).

En dicho mecanismo participan los sistemas visual, vestibular y propioceptivos proporcionan información sobre la postura del cuerpo y sus movimientos (movimientos del COM) (Forssberg y Nasher, 1982), y esta será procesada por el sistema nervioso central, el cual mandará señales a los sistemas neuromusculares, originando fuerzas musculares, (y las consecuentes fuerzas de reacción del suelo GRF), las cuales ejercen una acción correctiva para mantener el equilibrio (Clayton y cols., 2013; Gomes-Costa y cols., 2015). A efectos prácticos, podemos considerar que un caballo está en equilibrio estable cuando el COM está vertical sobre la base de soporte (Røgind y cols., 2003; Gomes-Costa y cols., 2015).

El equilibrio podemos estudiarlo y cuantificarlo en el plano horizontal de dos formas (Clayton y cols., 2013):

- mediante el balanceo postural: que describe los movimientos del COM;
- mediante la estabilografía o posturografía: que evalúa los movimientos del COP, es decir, su evolución en el plano de apoyo.

Los estudios **posturográficos** o **posturografía** se muestran capaces de detectar las características posturales, evaluando la integridad del sistema de equilibrio, por lo cual los convierte en una herramienta muy importante a la hora de detectar anomalías como pueden ser las cojeras. Las características posturales vienen determinadas por el estudio de la evolución del COP del cuerpo, los cuales podemos obtener a través del estatoquinesiograma y/o estabilograma:

- Los estatoquinesogramas, representan gráficamente la elipse que incluye el 90% de los puntos registrados durante el balanceo del COP, como veremos en este capítulo.

- Los estabilogramas, que muestran la migración específica de los movimientos en el plano horizontal del COP en los ejes X, mediolateral (ML) e Y, craneocaudal (CC) durante un determinado período de tiempo, considerando los movimientos en dichos ejes independientemente (Gomes-Costa y cols., 2015; Manera y cols., 2017).

De este modo, el análisis de los movimientos COP estará basado en mediciones de amplitud, velocidad y frecuencia de este (Clayton y cols., 2003). Los movimientos del COP indican que existe actividad del sistema de control postural (Winter, 1990) y, por tanto, cuanto mejor estabilidad presente un individuo, menores serán estos valores (Baratto y cols., 2002). Basados en estos conceptos la **posturografía estática (PT)** se muestra como un método objetivo de evaluación de la postura que ha sido ampliamente utilizado en la especie humana en los campos de la medicina (Blaszczyk, 2016),

rehabilitación (Tamburella y cols., 2013) o en el deporte (Whiteside y cols., 2015). Para estas valoraciones se han utilizado sistemas de plataformas de fuerza sincronizadas.

Como animal cuadrúpedo, cabe destacar que en caballos la longitud del BOS es mayor en el eje craneocaudal (CC) que en el mediolateral (ML), por ello y al contrario que sucede en humanos, encontraremos mayor inestabilidad en el aspecto ML. Además, las articulaciones de las extremidades del caballo están diseñadas para fluctuar en el plano sagital, contando con una musculatura flexora-extensora predominante, facilitando de esta forma el control del movimiento CC, pero con menor capacidad para generar fuerzas de abducción-aducción lo que lleva a que el movimiento ML sea más difícil de controlar, pudiendo obtener amplitudes del COP más grandes en esta dirección. En cualquier caso, se acepta que a mayor BOS se cuenta con una mejor estabilidad (Clayton y cols., 2013; Clayton y Nauwelaerts, 2014). En este sentido, se han descrito aumentos en la amplitud ML, velocidad y área del COP, cuando los caballos adquirían una base de soporte más estrecha en sus miembros anteriores (King y cols., 2013). Así, cuando el equilibrio se ve comprometido, los caballos adquieren una postura abarcando mayor amplitud en la base, como sucede cuando aprenden a caminar en un treadmill (Buchner y cols., 1994a).

Debemos recordar que la cuantificación de la estabilidad postural también resulta sensible al tiempo empleado durante la recogida de datos (Le Clair y Riach, 1996; Carpenter y cols., 2001), punto muy importante cuando intentamos evaluar animales, dado su comportamiento. En humana citan que ensayos en torno a 52 s son suficientes para obtener datos confiables del COP (Le Clair y Riach, 1996; Schmid y cols., 2002). En animales, ensayos muy largos resultan casi imposible, sobre todo por la distracción con estímulos externos. Así mismo también es importante considerar y ajustar según la especie la frecuencia de muestreo, en humana, por ejemplo, nuevas observaciones consideran que a 50Hz en la plataforma de presión, se obtienen tasas de muestreo que

resultan efectivas (Bottaro y cols., 2005). Pero en cuadrúpedos la longitud del péndulo varía, siendo en perros, por ejemplo, más corta, dando una mayor frecuencia de oscilación; por tanto, para ganar precisión se debe aumentar la frecuencia, como lo demuestran algunos estudios ascendiendo a 100Hz en la plataforma de presión, para la obtención de parámetros posturográficos en perros con cojera (Manera y cols., 2017).

Los cambios posturales también definen una distribución anormal de las presiones entre las extremidades mientras están en la fase de apoyo, los cuales se estudian mediante la **podobarografía**, tanto cuando el sujeto está parado (podobarografía estática) como en movimiento (podobarografía dinámica) (Skopljak y cols., 2014).

En medicina veterinaria aún queda mucho por investigar en cuanto al valor diagnóstico del uso de la posturografía, sobre todo para la discriminación objetiva entre ataxia y cojera, en especial cuando son leves (Bialska y cols., 2004; Ishihara y cols., 2009).

Por lo que respecta a las cojeras, se ha demostrado la transferencia del peso hacia los miembros sanos, sin exclusión de ser homo o contralateral (Weishaupt y cols., 2006; Rhodin y cols., 2013; Manera y cols., 2017), aunque evidentemente, el patrón de redistribución va a variar con el aire al que el caballo este desarrollando el movimiento (Weishaupt y cols., 2006; Gomes-Costa y cols., 2015).

Por lo tanto, cuando existe cojera, el dolor asociado a ella causa una pérdida del equilibrio, y por lo tanto un cambio de la postura fisiológica, que en teoría debería de ser simétrica; este cambio de postura es provocado por el propio paciente en un intento de aliviar el dolor (Buchner y cols., 2001). Así, asumimos que esas alteraciones posturales pueden por lo tanto ser registrados con el estudio de la trayectoria del COP.

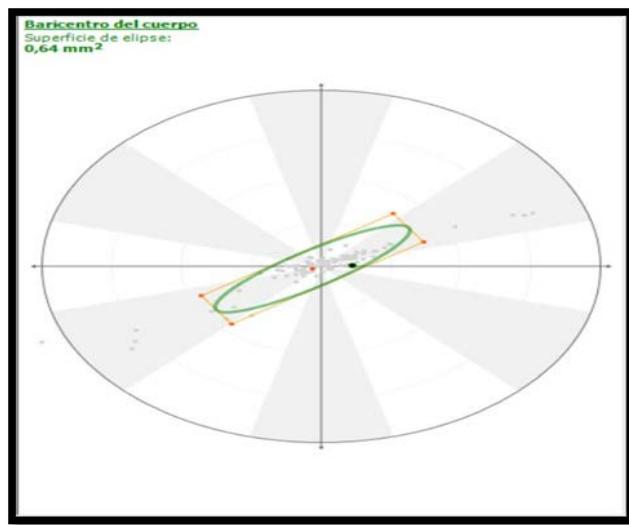
Desde el punto de vista clínico, estas alteraciones posturales podrían ser total o parcialmente revertidas si un tratamiento efectivo pudiera ser instaurado; por lo tanto, el

estudio de la trayectoria del COP podría incluso servir como herramienta evaluadora de la recuperación funcional en animales tratados y, por lo tanto, susceptible de ser evaluado (Mirza y cols., 2016; Vilar y cols., 2016), como se ha descrito también en humana (Scivoletto y cols., 2008; Tamburella y cols., 2013). Este hecho ha sido ya publicado en perros, de modo que no solo se detectan a los animales cojos, sino que además se ha demostrado la eficacia de esta metodología para el control de la evolución de animales con OA que están siendo tratados (Manera y cols., 2017).

La gran ventaja de esta evaluación posturográfica es el hecho de que las mediciones se pueden realizar con el animal en la estación, por lo que no existen grandes requerimientos de espacio para la obtención de los datos (Clayton y Nauwelaerts, 2012).

Basados en las amplias aplicaciones reportadas en la especie humana, los parámetros **PT** utilizados con más frecuencia para el diagnóstico de las perturbaciones posturales son los siguientes:

1) **estatoquinesiogramas**, mencionado en párrafos anteriores y definidos como el área de la elipse que engloba el 90% de los puntos registrados en la trayectoria del COP (Baratto y cols., 2002), medida en mm<sup>2</sup>. Se considera que el área cuanto menor sea, más estable es el individuo (Asseman y cols., 2004; Manera y cols., 2017);



Estatoquinesiograma de un pony. Como se puede observar, se calcula en base al área que ocupa la elipse que engloba el 90% de los puntos del COP registrados durante el periodo en los que el animal ha permanecido inmóvil.

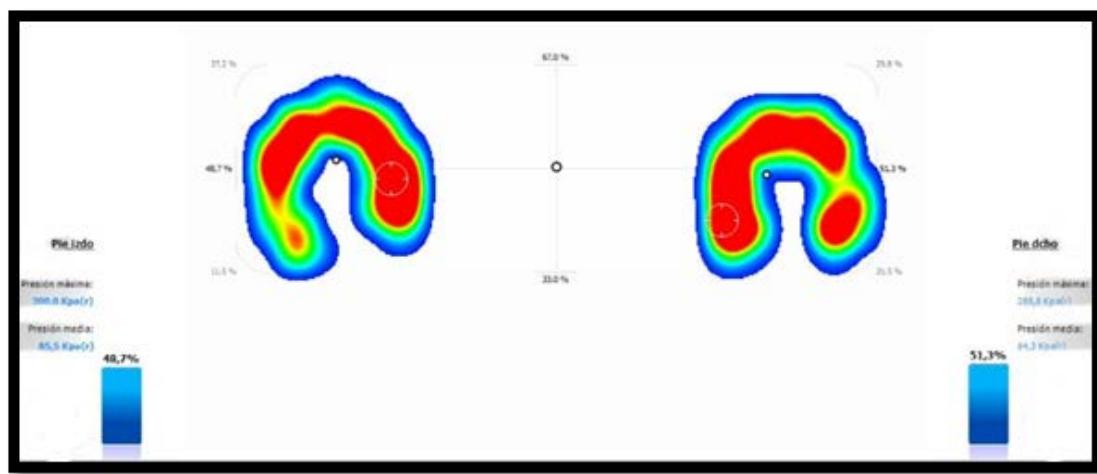
- 2) **COP X e Y media (mm)**, que en definitiva cuantifican los desplazamientos craneocaudales y medio laterales del COP independientemente, y que, de forma análoga, a los estatokinesigramas, unos valores más pequeños reflejan una mayor estabilidad (Asseman y cols., 2004; Clayton y Nauwelaerts, 2012);
- 3) **longitud del COP (m)**, llamada también longitud total de la trayectoria del COP (Baratto, 2002), es la longitud de las líneas que une los puntos registrados en la trayectoria del COP, considerándose que una menor longitud implica una mayor estabilidad (Paillard y Noe, 2015);
- 4) **LFS (longitud en función de la superficie)**, la cual se define como el coeficiente de correlación entre la longitud del COP y su superficie (área). Este parámetro brinda información acerca de la precisión en el control postural, así como el esfuerzo realizado

por el individuo para mantener la postura, (Fabbri y cols., 2006), lo que incrementa su valor (Lumbau y cols., 2011);

5) **Velocidad media (mm/s)** del desplazamiento del COP, valor que se incrementa con la inestabilidad. Se considera que este parámetro proporciona la información más precisa sobre el estado de la estabilidad postural (Duarte y Freitas, 2010; Sipko y cols., 2010).

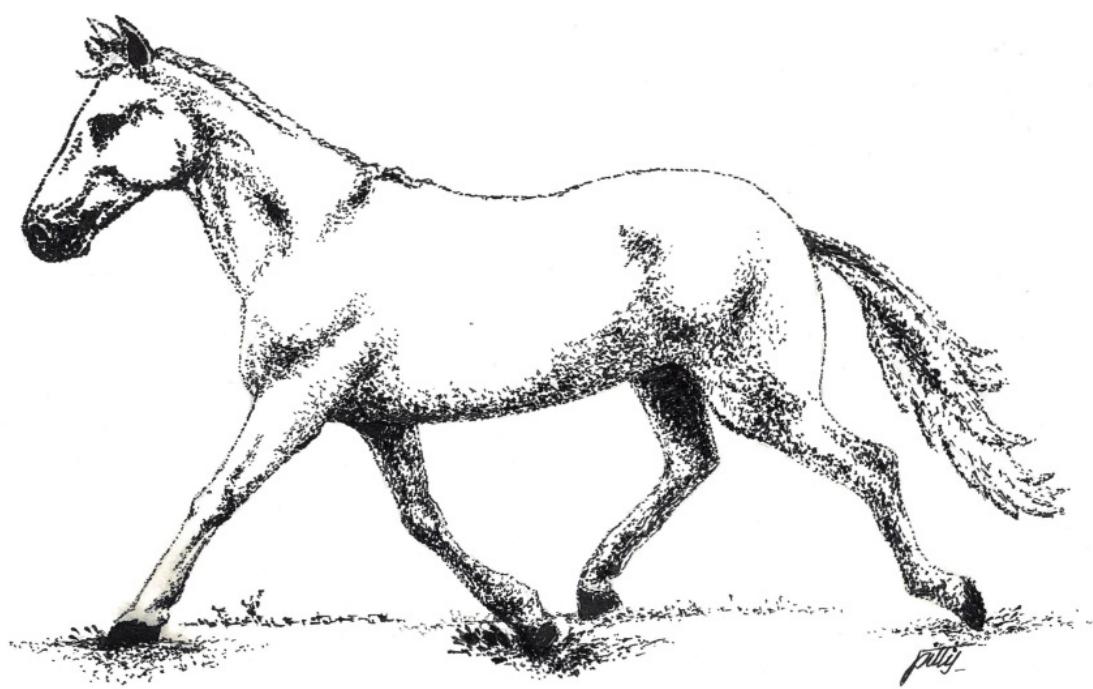
Desde el punto de vista de la **podobarografía**, los principales parámetros son:

- 1) **la distribución de la presión en estática**, expresada en porcentaje (%) de la presión total ejercida por cada uno de los miembros (Manera y cols., 2017);
- 2) **presión media (MP) y pico de presión o presión máxima (PP)** de los miembros, detectada por los sensores que han sido activados durante la pisada (Marghitu y cols., 2003); estos valores se miden en kilopascales.



Examen podobarográfico en estática de los miembros torácicos de un pony. Como se puede observar, es un análisis multiparamétrico que nos proporciona datos como la distribución de la presión corporal entre los miembros, distribución de dicha presión en el miembro en una escala de colores definidos por rangos, la presión media, así como la presión máxima.

Nuestra hipótesis de trabajo es que los parámetros posturales anteriormente citados pueden ser válidos también para detectar cojeras en équidos.



## ARTÍCULOS



## ARTÍCULOS

1. Pitti L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J., Díaz-Bertrana M.L., Vilar J.M.  
**Ultrasonographic measurements on normal tarsocrural articular recesses in the Standardbred Trotter horse.** Journal of Applied Animal Research. 2018; 46: 725-728.
2. Spinella G., Valentini S., Pitti L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J., Santana A., Vilar J.M. **Ultrasonographic evaluation of cross-sectional area of tarsal ligaments in Standardbred Trotter Horses.** Journal of Applied Animal Research. 2018; 46: 915-919.
3. Pitti L., Oosterlinck M., Díaz-Bertrana M.L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J., Santana A., Vilar J.M. **Assessment of static posturography and pedobarography for the detection of unilateral forelimb lameness in ponies.** BMC Veterinary Research. 2018; 14:151.



## **ARTÍCULO #1**

Pitti L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J., Díaz-Bertrana M.L., Vilar J.M. **Ultrasonographic measurements on normal tarsocrural articular recesses in the Standardbred Trotter horse.** Journal of Applied Animal Research. 2018; 46: 725-728.

**JCR Impact factor (2017): 0.826**

**Cuartil: Q3**

**Grupo: Agriculture, dairy & animal science**

**Posición: 38/60**



## Ultrasonographic measurements on normal tarsocrural articular recesses in the Standardbred Trotter horse

Lidia Pitti<sup>a</sup>, Jose Maria Carrillo<sup>b</sup>, Mónica Rubio<sup>b</sup>, Joaquin Sopena<sup>b</sup>, Maria L. Díaz-Bertrana<sup>a</sup> and Jose M. Vilar<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Departamento de Patología Animal, Cátedra García Cugat, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Arucas, Spain; <sup>b</sup>Department of Animal Medicine and Surgery, CEU Cardenal Herrera University, Valencia, Spain; <sup>c</sup>Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas y Sanitarias, Departamento de Patología Animal, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Arucas, Spain

### ABSTRACT

The aim of this study was to provide reference measurements from the three tibiotarsal synovial recesses (plantarolateral, plantaromedial, and dorsomedial) from both right and left sound equine hock joints. For this study, proximodistal and plantarodorsal (PLD) diameters were ultrasonographically obtained from the synovial recesses of 24 sound Standardbred Trotter horses. A comparison between right and left limb measurements was also made. The dorsomedial recess has shown a variable PLD diameter (0.11–0.90 cm), although the plantarolateral recess has shown the most variable dimensions (0.3–1.5 cm). In many cases, great differences have been found between two tarsi within the same horse; in contrast, the plantaromedial recess of the tarsocrural joint has a more homogeneous PLD diameter (0.6–0.9 cm). Ultimately, the assessed echographic limits for the studied tarsal structures could serve to accurately evaluate the pathological variations for this breed.

### ARTICLE HISTORY

Received 18 April 2017

Accepted 3 October 2017

### KEYWORDS

Horse; ultrasonography; tarsus; measurement; joint recess

## 1. Introduction

The usefulness of the ultrasonographic technique in diagnosing soft tissue injuries of the locomotor system in horses has been widely demonstrated, becoming an integral part of evaluating horses with soft tissue injuries, such as ligaments and/or tendons (El-Shafaey et al. 2016), along with articular and periarticular diseases (Reef 1998; Redding 2001). Along this line, some studies have been published concerning the normal and pathological ultrasonographic images of some tarsal components (Dik 1993; Leveille et al. 1993; Ruohoniemi 1993; Denoix 1996).

Additionally, the indications for ultrasonographic examination of equine joints include synovial fluid distention, given that could be a sign of early osteoarthritis (Olive et al. 2014), local swelling, pain on passive manipulation of the joint, improvement in lameness after intra-articular or regional analgesia, and positive radiographic or scintigraphic findings (Denoix 2003).

The hock joint consists of numerous articulations, among which the tibiotarsal is particularly complex. This joint is a ginglymus based on the shape of deep grooves on the cochlear articular surface of the distal end of the tibia, with extensive surface of the trochlea on the astragalus. The tibiotarsal synovial compartment is composed of three main recesses: the dorsomedial, plantaromedial, and plantarolateral (Dabareiner et al. (2003)) (Figure 1). The knowledge of normal echogenicity and dimensions of these articular recesses takes an important role when evaluating them for clinical purposes; for this reason, this study aims to establish the normal dimensions of

those articular components, using ultrasonographic examination of both hock joints of 24 healthy, adult Standardbred Trotter horse (STH).

## 2. Materials and methods

### 2.1. Animals

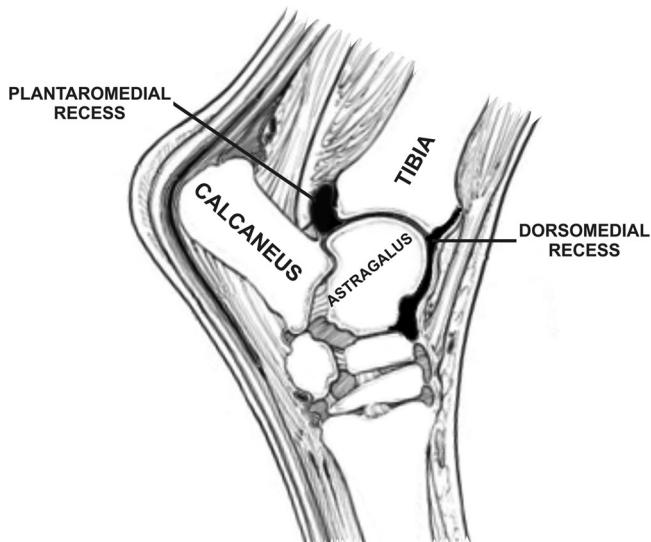
Twenty-four STH (age range from 5 to 15 years) were employed in our study: 14 males and 10 females. A complete lameness examination including inspection, palpation, and static and dynamic flexion tests of each tarsus was performed on each horse in order to select animals with no tarsal disorders.

### 2.2. Ultrasonographic exploration

Following the routine preparations, that is, clipping of the hair, soaking of the skin, and application of acoustic gel, each examination was performed using a real-time ultrasound machine (ALOKA, Assago, Italy) with a 7 MHz sector probe. Echographs from both right and left joints of each horse were obtained via the weight bearing of standing animals.

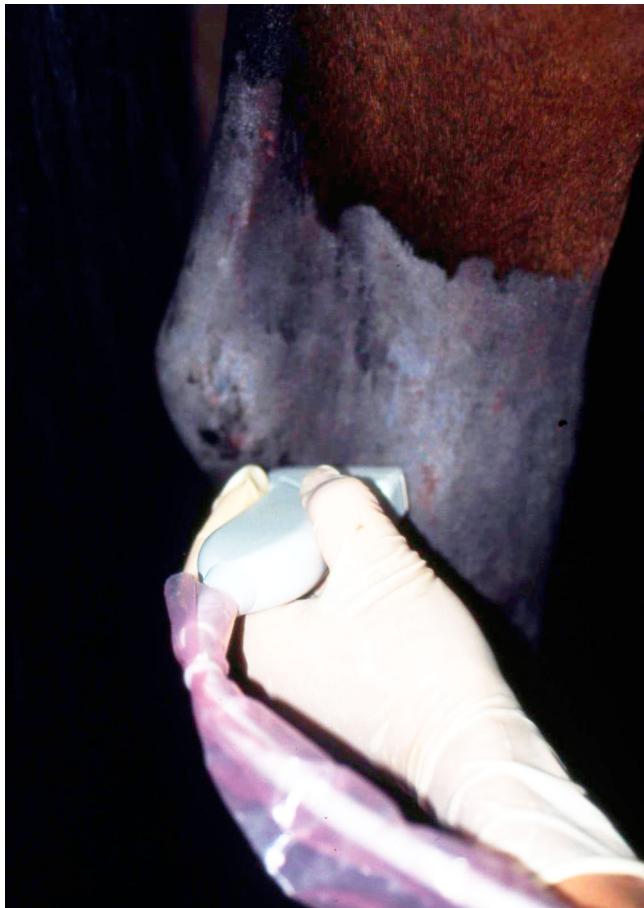
Proximodistal (PD) and plantarodorsal (PLD) diameters were obtained from each synovial recess of the tibiotarsal joint, using two different cursors manipulated through the ultrasound machine.

The probe was positioned transversally as described in Vilar et al. 2008. To illustrate briefly, the probe was placed dorsally in position DT1 approximately at the level of the most plantar aspect of the calcaneal tuberosity; in this way,

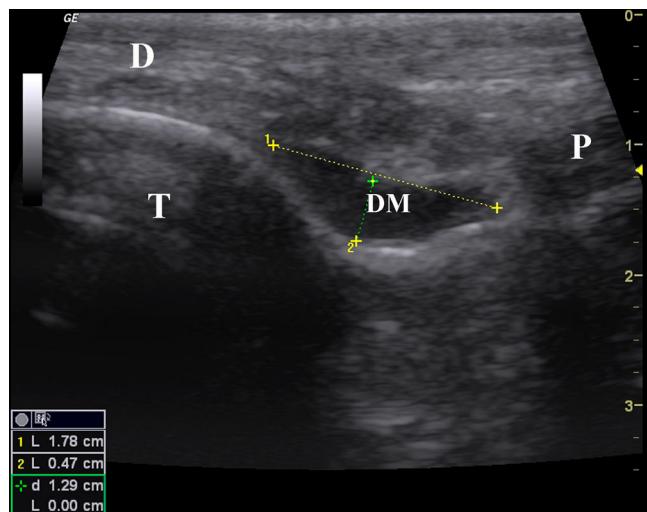


**Figure 1.** Sagittal schematic representation of tarsal region. The plantarolateral recess (not shown here) is located laterally to the plantaromedial recess.

the PLD dimension of dorsomedial recess was obtained. In the LT1 position, the probe was placed laterally over the tibio-calcaneal space, measuring the plantarolateral recess. Finally, the MT4 position was obtained in the same manner as the LT1 but was placed over the medial aspect, where the plantaromedial recess dimension was obtained (Figure 2). When



**Figure 2.** Positioning the probe over plantaromedial recess.



**Figure 3.** PLD measurement of the DM recess (1); depth measurements (2) were discarded in any recess because probe pressure can significantly alter its dimensions. T: tibia; D: dorsal; P: plantar; DM: dorsomedial recess.

possible, PD measurements were performed, turning the probe vertically.

In order to obtain images of homogeneous echogenicity, the focus, contrast, and near-field gain controls were maintained in the middle of their range during the whole study.

Images were obtained by three faculty clinicians (JMV, LP, and MDB), experienced in equine musculoskeletal ultrasound. All of them were blinded to each other's measurements. Repeat measurements were taken if the variance among the three operators was >10%.

### 2.3. Statistical analysis

The mean, standard deviation (SD), median, minimum and maximum values, percentiles 5% and 95%, and standard error (SE) for all PD and PLD measurements were obtained.

To compare the diameter of the recesses between left and right limbs, the Wilcoxon test for paired data was used because of the absence of normality.

## 3. Results

The mean age for the horses was (mean  $\pm$  SD)  $7.25 \pm 2.84$ ; no significant difference between males and females was found (Wilcoxon test  $p$ -value = .1156). The mean height at the withers was  $159.8 \pm 2.95$  cm; the difference between males and females was again not significant ( $t$ -test  $p$ -value = .2133).

Synovial fluid and membrane were identified, and their ultrasonographic appearance is discussed below. No joint capsule distention was required to obtain the measurement of any recess.

Main results are summarized in Table 1.

The dorsomedial recess (Figure 3) has shown a highly variable PLD diameter (0.11–0.90 cm); unfortunately, its PD measurement was impossible to determine due to its wideness in respect to the transducer contact surface.

Although the main values were equal or similar, the plantarolateral recess denoted the most variable dimensions

**Table 1.** Number of samples, mean, SD, median, minimum and maximum values, percentile 5 and 95%, and SE for all measurements.

	RDMR-H	LDMR-H	RPLR-H	LPLR-H	RPLR-V	LPLR-V	RPMR-H	LPMR-H
N	24	24	24	24	24	24	24	24
Mean	0.72	0.72	1.5	1.5	1.05	1.04	0.78	0.78
SD	0.26	0.23	0.40	0.38	0.45	0.43	0.08	0.09
Median	0.8	0.8	1.5	1.6	1.1	1.1	0.8	0.8
Min	0.11	0.11	0.7	0.7	0.3	0.3	0.7	0.6
Max	0.9	0.9	1.9	1.9	1.5	1.5	0.9	0.9
Perc 5%	0.11	0.11	0.75	0.79	0.35	0.39	0.7	0.66
Perc 95%	0.9	0.9	1.9	1.9	1.5	1.5	0.9	0.9
SE	0.05	0.04	0.08	0.07	0.09	0.08	0.01	0.02

Note: RDMR: right dorsomedial recess; LDMR: left dorsomedial recess; RPMR: right plantaromedial recess; LPMR left plantaromedial recess; LPLR: left plantarolateral recess; RPLR: right plantarolateral recess; H: PLD measurement; V: PD measurement.

**Table 2.** Wilcoxon test for paired samples.

	DMR	PLR-H	PLR-V	PMR
p-Value	.672	.465	1.000	.951

The p-values for the comparisons between right and left recesses are shown. In all cases, the hypothesis can be accepted, proving no significant differences between both sides. DMR: dorsomedial recess; PLR: plantarolateral recess; H: PLD measurement; V: PD measurement. PMR: plantaromedial recess.

(0.3–1.5 cm). In some cases, great differences have been found between the two tarsi of the same horse, specifically in five horses where one recess almost doubles the dimensions of the contralateral one.

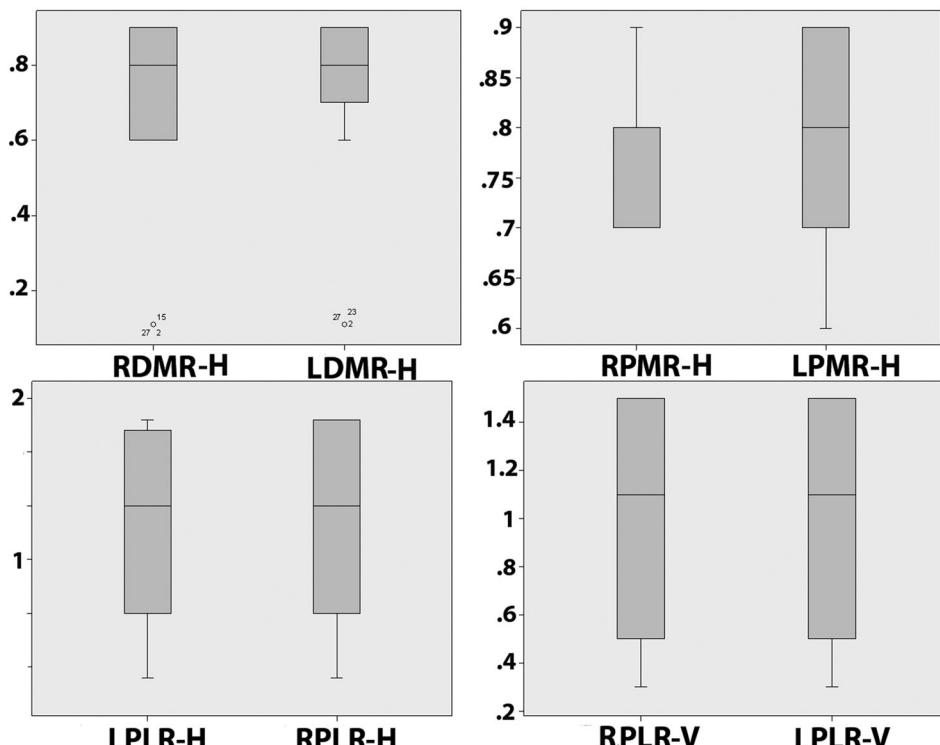
The *plantaromedial recess* of the tarsocrural joint has a more homogeneous PLD diameter (0.6–0.9 cm) with 0.7 cm as a mean value, with a wide variation between both hocks. In this case, its PD dimension was impossible to measure.

No significant differences were found in any of the joint recesses when right and left limb measurements were compared (Figure 4, Table 2).

#### 4. Discussion

The tarsus represents a very complex region to be evaluated, and for a successful use of ultrasounds, it requires a basic knowledge of the anatomy in that area (Denioix 2003; Reef 2004).

In our study, the three recesses of the tarsocrural joint could be identified and ultrasonographically measured. Previous bibliographical references regarding its dimensions have not been found. However, we could not provide PD and PLD dimensions of all studied recesses. This limitation could be solved by using of probes of different frequencies and/or using standoff pads to cover a wider field.



**Figure 4.** Boxplots corresponding to the considered variables in the left and right limb of the horse. A certain degree of asymmetry is present in all of the limbs and some outliers in RDMR-H and LDMR-R, but differences between left and right side were not significant. Unit: cm; RDMR: right dorsomedial recess; LDMR: left dorsomedial recess; RPLR: right plantarolateral recess; LPLR: left plantarolateral recess; RPMR: right plantaromedial recess; LPMR left plantaromedial recess; H: PLD measurement; V: PD measurement.

The depth of recesses was not measured, as its value highly depends on the pressure the probe applies.

We have found a large variation between the measures obtained from each articular recess in the different horses, finding the bigger range of oscillation (1.20 cm.) between the right and left plantarolateral recesses of some horses in their two diameters. This finding could have two explanations. First, some studies have reported that many horses have functional (directional) asymmetry (Lesniak 2013), which could have repercussions in the dimensions of some articular structures, such as the recesses. Second, some animals had previously competed in different racecourses, and the stress of racing, specifically in regards to left-leaning track turns, could explain these lateral differences. The most constant parameters have been in the horizontal diameter of the plantaromedial recess (0.20 cm of range), obtaining the maximum range (0.79 cm) for the transversal diameter of the dorsomedial recess.

Regarding measurements, different authors (Viitanen et al. 2003; Olive et al. 2014) noted that intra-articular pressure increases in horses in a standing, weight-bearing position; thus, this circumstance should be taken into account in order to obtain echographs in the same position so that it can be used accurately as reference data.

Several authors have determined that the normal synovial fluid is totally anechoic (Dik 1993; Chhem et al. 1994; Denoix et al. 1994; Smith and Webbon 1994), and the proliferation of the synovial villi must be considered like a particular condition of the synovial membrane, not necessarily associated to pathological conditions (Denoix 1996). In any case, it is believed that these structures can be identified by means of ultrasounds in the dorsomedial recess of the tarsocrural joint, like hypoechoic images floating in an anecogenic synovial fluid. However, on the 48 hocks examined in our study, we have found the synovial fluid anechoic, although differences in ultrasound machine, probe characteristics, and the setting of exploration parameters could explain this fact.

Diagnostic methods as contrast radiography and arthroscopy are considered invasive; however, ultrasound, as MRI, (Maher et al. 2011) allows non-invasive, non-irritating imaging of joint capsular abnormalities if distended. However, in non-distended joints, detailed ultrasonographic assessment of the joint capsule requires intra-articular injection of physiologic saline, thus making it an invasive imaging procedure (Dik 1993). This procedure obviously alters physiologic dimensions; for that reason, all our evaluated horses were animals that did not need such recess expansion in order to be measured.

## 5. Conclusion

The study of the articular recesses of the tarsocrural joint of the STH allowed us to establish that the greater variations are in plantarolateral recess of both right and left rear limbs, whereas the plantaromedial and dorsomedial recesses offered similar measurements when comparing both extremities of the same animal. In addition, the established echographic

limits for the studied tarsal structures could serve as reference data for the accurate evaluation and comparison of pathological alterations of tarsus in STH horses; in this sense, any measurement outside these limits will be an indication of modifying changes of these structures.

## Acknowledgement

Thanks to the Cátedra García Cugat, for its technical support.

## Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

## References

- Chhem RK, Kaplan PA, Dussault RG. 1994. Ultrasonography of the musculoskeletal system. *Radiol Clin North Am.* 32:275–289.
- Dabareiner R, Carter G, Dyson SJ. 2003. The tarsus. In: Ross MW, Dyson SJ, editors. *Diagnosis and management of lameness in horses*. London: Elsevier; p. 440–449.
- Denoix JM. 1996. Ultrasonographic examination in the diagnosis of joint disease. In: McIlwraith CW, Trotter GW, editors. *Joint disease in the horse*. Philadelphia (PA): Saunders; p. 165–202.
- Denoix JM. 2003. Ultrasonographic examination of joints. In: Ross MW, Dyson SJ, editors. *Diagnosis and management of lameness in the horse*. Amsterdam: Elsevier; p. 189–194.
- Denoix JM, Perrot P, Bousseau B, Crevier N. 1994. Apport de l'échographie dans le diagnostic des affections articulaires chez le cheval. *Prat Vet Equine.* 26:197–202.
- Dik KJ. 1993. Ultrasonography of the equine tarsus. *Vet Rad Ultrasound.* 34:36–43.
- El-Shafae A, Zaghloul M, Abou-Alsaud G, Karrouf E. 2016. Assessment of digital flexors tenorrhaphy in equine: a review. *J Appl An Res.* 44:201–209.
- Lesniak K. 2013. Directional asymmetry of facial and limb traits in horses and ponies. *Vet J.* 198:45–51.
- Leveille R, Lindsay WA, Biller DS. 1993. Ultrasonographic appearance of ruptured peroneus tertius in a horse. *J Am Vet Med Assoc.* 12:67–69.
- Maher MC, Werpy NM, Goodrich LR, McIlwraith CW. 2011. Positive contrast magnetic resonance bursography for assessment of the navicular bursa and surrounding soft tissues. *Vet Radiol Ultrasound.* 52:385–393.
- Olive J, Lambert N, Bubeck KA, Beauchamp G, Laverty S. 2014. Comparison between palpation and ultrasonography for evaluation of experimentally induced effusion in the distal interphalangeal joint of horses. *Am J Vet Res.* 75:34–40.
- Redding WR. 2001. The use of ultrasonography in the evaluation of joint disease in horses. Part 1: Indications, technique and examination of the soft tissues. *Equine Vet Educ.* 13:250–259.
- Reef VB. 1998. *Equine diagnostic ultrasound*. Philadelphia (PA): Saunders. Chapter 1, Musculoskeletal ultrasonography; p. 39–186.
- Reef VB. 2004. Joint ultrasonography. *Clin Tech Equine Pract.* 3:256–267.
- Ruohoniemi M. 1993. Use of ultrasonography to evaluate the degree of ossification of the small tarsal bones in 10 foals. *Equine Vet J.* 25:539–543.
- Smith RKW, Webbon PM. 1994. Diagnostic imaging in the athletic horse: musculoskeletal ultrasonography. In: Hodgson DR, McGowan C, McKeever K, editors. *The athletic horse: principles and practice of equine sports medicine*. Amsterdam: Elsevier; p. 297–325.
- Viitanen M, Wilson AM, McGuigan HP, Rogers KD, May SA. 2003. Effect of foot balance on the intra-articular pressure in the distal interphalangeal joint in vitro. *Equine Vet J.* 35:184–189.
- Vilar JM, Rivero M, Arencibia A, Morales I, Pinedo M. 2008. Systematic exploration of the equine tarsus by ultrasonography. *Anat Histol Embryol.* 37:338–343.

## **ARTÍCULO #2**

Spinella G., Valentini S., Pitti L., Carrillo J.M., Rubio M., Sopena J.,  
Santana A., Vilar J.M. **Ultrasonographic evaluation of cross-**  
**sectional area of tarsal ligaments in Standardbred Trotter Horses.**  
Journal of Applied Animal Research. 2018; 46: 915-919.

**JCR Impact factor (2017): 0.826**

**Cuartil: Q3**

**Grupo: Agriculture, dairy & animal science**

**Posición: 38/60**



## Ultrasonographic evaluation of cross-sectional area of tarsal ligaments in Standardbred Trotter Horses

Giuseppe Spinella<sup>a</sup>, Simona Valentini<sup>a</sup>, Lidia Pitti<sup>b</sup>, Jose Maria Carrillo<sup>c</sup>, Monica Rubio<sup>c</sup>, Joaquín Sopena<sup>c</sup>, Angelo Santana<sup>d</sup> and Jose Manuel Vilar<sup>b,e</sup>

<sup>a</sup>Department of Veterinary Medical Sciences, University of Bologna, Ozzano dell'Emilia (BO), Italy; <sup>b</sup>Animal Pathology Department, Faculty of Veterinary Medicine, University of Las Palmas de Gran Canaria, Trasmonaña, Arucas, Spain; <sup>c</sup>Department of Medicina y Cirugía Animal, University of CEU Cardenal Herrera, Cátedra García Cugat, Valencia, Spain; <sup>d</sup>Mathematics Department, University of Las Palmas de Gran Canaria, Tafira, Las Palmas de Gran Canaria, Spain; <sup>e</sup>Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas y Sanitarias, Animal Pathology Department, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas, Spain

### ABSTRACT

Ultrasound evaluations of the cross-sectional area (CSA) in the tarsal region of Standardbred Trotter Horses (STH) have been previously reported for tendons but not for ligaments. The objective of this study was to identify normal ultrasonographic CSAs in the tarsal ligaments of STH. Transverse echographic scans of ligaments at five tarsal levels from proximal to distal direction were recorded in 25 healthy STH. All images were recorded, and the CSA measurements (mean  $\pm$  SD) were determined. The widest structure resulted in the long plantar ligament (LPL) at distal portion of the astragalus, and the smallest was the long medial collateral ligament (LMCL) at the medial malleolus of the tibia. Long collateral ligaments (LCL) increased their CSA at the level of their distal insertions, while LPL reached the maximum CSA in the middle of its length. Although this report was limited due to its retrospective design, it is the opinion of the authors that the normal CSAs investigated in this paper could function as a reference guide when tarsal pathological conditions are suspected in STH.

### ARTICLE HISTORY

Received 6 June 2017  
Accepted 13 January 2018

### KEYWORDS

Equine; ligament; cross-sectional area; tarsus; Standardbred Trotter Horses

## 1. Introduction

Ultrasonographic techniques in the diagnosis of limb soft tissue lesions in horses have been widely investigated in sports veterinary medicine. Echogenic evaluations of equine tendon and ligament texture and size have been described in order to recognize disorders in both adult horses and foals, particularly within the palmar metacarpal regions (Biller and Myer 1989; Chhem et al. 1994; Smith et al. 1994; Gillis et al. 1997; Reef et al. 2004; Agut et al. 2009; Korosue et al. 2015; Spinella et al. 2015; El-Shafaey et al. 2016; Spinella et al. 2016). Likewise, ultrasound investigations of tendon and ligament aspects within the tarsal region have been previously reported (Ruohoniemi 1993; Santschi et al. 1993; Tomlison et al. 2000; Reef et al. 2004; Raes et al. 2010; Vilar et al. 2011).

The relevance of ultrasound investigations of the cross-sectional area (CSA) has been reported for palmar metacarpal tendons and ligaments in sound horses of different breeds (Wood et al. 1993; Gillis et al. 1995a,b, 1997; Agut et al. 2009; Korosue et al. 2015), but few research studies have been done regarding specific musculoskeletal injuries in STH (Bertuglia et al. 2014). In fact, no data regarding the CSAs of tarsal ligaments of Standardbred Trotter Horses (STH) have been previously published.

Tarsal ligament injuries, such as desmitis of the tarsocrural joint, are often clinically underestimated, which, if not properly diagnosed, can cause severe lameness in horses. Tarsal

ligament injuries could be more easily diagnosed with an increase in CSA ultrasonographs, among other signs (Lamb et al. 2012). For this reason, the assessment of normal CSA measurements of tarsal ligaments could be useful for ultrasonography practitioners in order to diagnosis certain injuries in STH.

The purpose of this study was to report the normal CSA of tarsal ligaments, including the long lateral collateral ligament (LLCL), the small lateral collateral ligament (SLCL), the long plantar ligament (LPL), the long medial collateral ligament (LMCL), and the small medial collateral ligament (SMCL) in STH.

## 2. Materials and methods

### 2.1. Animals

For this study, ultrasound records of sound client-owned STH examined during routine clinical trials (e.g. periodic deworming, etc.) were obtained within a 10-years timeframe (2003–2013). Inclusion criteria were as follows: (1) all animals were conditioned and competing (or had competed) in various racecourses; (2) a complete orthopaedic examination was performed in order to include only orthopedically sound horses; and (3) the tarsal region was ultrasonographically normal and completely examined. The horse owners signed an informed consent form to attend in the study.

Both tarsi of 25 healthy STH, 13 males and 12 females, met the inclusion criteria. Mean age was (mean  $\pm$  SD)  $7.05 \pm 2.58$

years; height was  $160.18 \pm 2.54$  cm. Thoracic and tarsal perimeters were  $181.33 \pm 2.80$  cm and  $41.20 \pm 0.64$  cm, respectively. No significant differences among the considered variables were observed between males and females nor between right and left hindlimbs ( $p$ -value > 0.05 in all cases). For this reason, all tarsi were considered as a unique group, independent from sex and laterality. For each one of investigated ligaments, confidence intervals were reported at 95% for normal values.

## 2.2 . Ultrasound examination

A real-time ultrasound scanner (Toshiba Nemia, Milano, Italy) with a 7.5 MHz sector probe and a standoff pad were used for all ultrasound examinations in order to improve ligament visualization. Sedation was obtained with detomidine (60 µg/kg bw IM, Domosedan – Pfizer, Madrid, Spain).

Skin and hair of the tarsal region were cleaned with soap, warm water, and ethyl alcohol; the hair was not shaved. Ultrasonographic examination was performed with horses in a weight-bearing standing position, except for images taken for the short collateral ligaments (SCL). In order to move away from superficial structures and obtain better visualization, images of the SCL were taken with the joint flexed.

As previously reported (Valentini et al. 2005; Vilar et al. 2008), different reference levels were identified: the 4 cm proximally to the point of the hock (level 0); the point of the hock (level 1); the medial malleolus of the tibia (level 2); the distal aspect of the trochlea of the astragalus (level 3); and the base of the 2nd metatarsal bone (level 4). Transverse scans relative to each studied ligament were performed at each level along the four sides (lateral, medial, dorsal, and plantar) of each tarsus to get the CSA measurements of the LLCL, the SLCL, the LPL, the LMCL, the SMCL, and their portions, if detected (Figure 1). The ultrasound examination was performed by a single operator (JMV, who has 15 years of experience in equine ultrasound examination). All methods were completed in accordance with the recommendations of Animal Care and Ethics Committees of the Universities of Bologna (Italy) and Las Palmas de Gran Canaria (Spain).

## 2.3 . Image analysis

In the digitized images, the CSA was calculated using appropriate software (Metric, PCE GmbH, Dietmannsried, Germany). Maximum accuracy was achieved by outlining with a precision tablet pen (Wacom Europe, Krefeld, Germany). This measurement was performed by three different researchers (GS, LP, SV) blind to each other, and the median value of the three measurements was considered as long as the measurements differed <10%. When the difference was >10%, new measurements were obtained (Agut et al. 2009). Area was expressed in  $\text{cm}^2$ .

## 2.4. Statistics

Statistical analysis was conducted as previously reported for tarsal tendons (Vilar et al. 2011). A Student *t* test was used to analyse the tarsal thoracic perimeter (circumference), the height between males and females, and to test the influence of laterality (right and left hindlimb) on CSAs. Values of

**Table 1.** Cross-sectional area (mean  $\pm$  SD), minimum and maximum observed values, 95% lower and upper values of confidence interval, and Shapiro-Wilk (SW) value for each structure at the relevant level/s.

Ligament (level)	Mean $\pm$ SD	Min	Max	Lower value	Upper value	SW
LLCL (2)	0.58 0.05L	0.48	0.70	0.47	0.69	0.88
LLCL (3)	0.75 0.08L	0.60	0.92	0.59	0.92	0.88
SLCLs (2)	0.25 0.03L	0.20	0.30	0.19	0.31	0.65
SLCLm (2)	0.25 0.03L	0.20	0.30	0.19	0.31	0.65
SLCLd (2)	0.35 0.03L	0.30	0.40	0.29	0.41	0.65
LPL (2)	1.14 0.05P	1.05	1.28	1.04	1.25	0.53
LPL (3)	1.17 0.05P	1.08	1.30	1.07	1.28	0.70
LPL (4)	1.10 0.03P	1.04	1.20	1.03	1.18	0.36
LMCL (2)	0.39 0.05M	0.30	0.51	0.29	0.50	0.82
LMCL (3)	0.59 0.06M	0.48	0.72	0.47	0.71	0.85
SMCLs (2)	0.29 0.06M	0.20	0.40	0.17	0.41	0.65
SMCLm (2)	0.45 0.03M	0.40	0.50	0.39	0.51	0.65

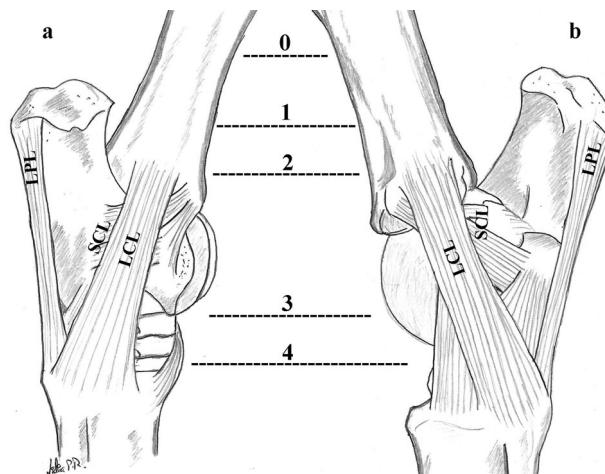
Units:  $\text{cm}^2$ . In column n.1: LLCL = Long lateral collateral ligament; SLCL = small lateral collateral ligament; LPL = long plantar ligament; LMCL = long medial collateral ligament; SMCL = small medial collateral ligament. s = superficial portion; m = median portion; d = deep portion. In column n.2: L = lateral aspect of the tarsus; P = plantar aspect of the tarsus; M = medial aspect of the tarsus.

$p \leq 0.05$  were accepted as significant for all tests. For each of the investigated ligaments, a mean value ( $\text{cm}^2$ )  $\pm$  standard deviation (SD), minimum and maximum values were recorded (Table 1). For normally distributed variables, the confidence interval was set at 95%. Normality was analyzed using the Shapiro–Wilk test.

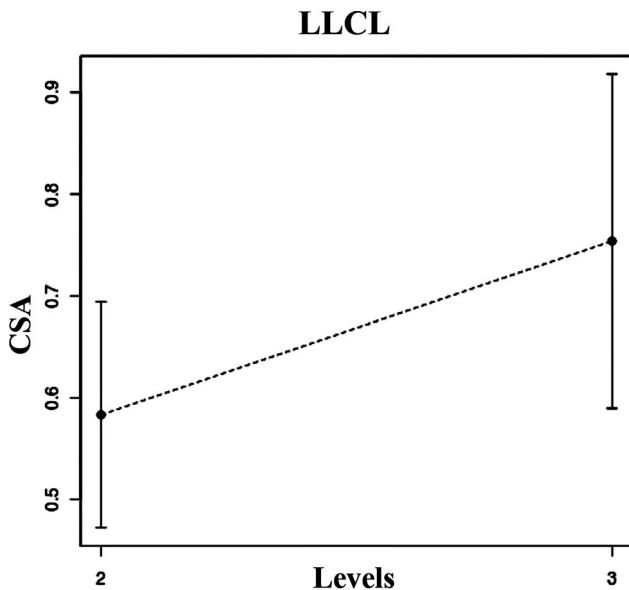
## 3. Results

CSA measurements for each ligament are summarized in Table 1. The results showed the CSA of the LLCL increasing from level 2 to level 3 (Figure 2). The three portions (superficial, median, and deep) of the SLCL were detectable only at level 2. Deep portion appeared to always be the largest (Figure 3).

The LPL was the largest ligamentous structure among those investigated and was easily detected from level 2 to level 4. Even if the CSA of this structure minimally increased from level 2 to level 3, it significantly decreased from level 3 to level 4 (Figure 4). The LMCL was identified from level 2 to



**Figure 1.** Tarsal lateral (a) and medial (b) illustration showing approximately the reference levels for obtaining the ultrasonographic images. Note that these images were obtained transversely to the studied ligament. Note also that echographies of short ligaments were obtained with the hock in flexion. LPL: long plantar ligament; LCL: long collateral ligaments; SCL: short collateral ligaments.

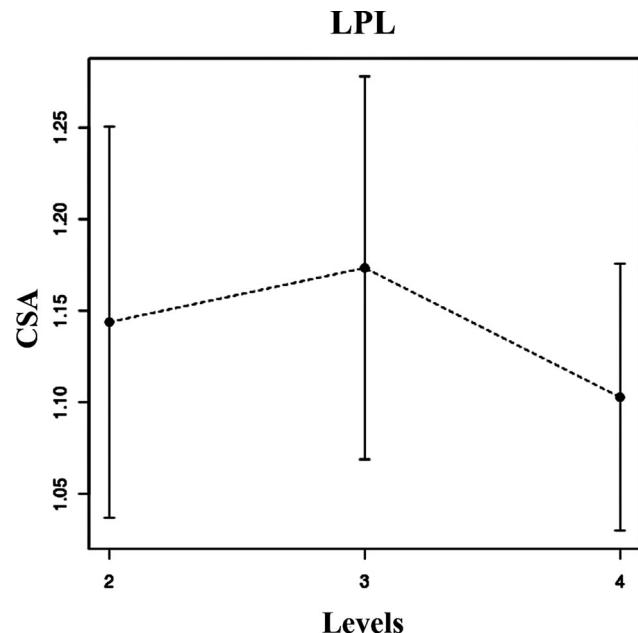


**Figure 2.** Mean values and acceptance intervals of the cross-sectional area (CSA) in  $\text{cm}^2$  at each level of the long lateral collateral ligament (LLCL).

level 3 (Figure 5). Although the LMCL is the smallest among those examined, this ligament also widened distally at the LLCL. Superficial and median portions of the SMCL could be detected in all horses, while deep portion was only observed in two cases and showed similar CSAs (Figure 6).

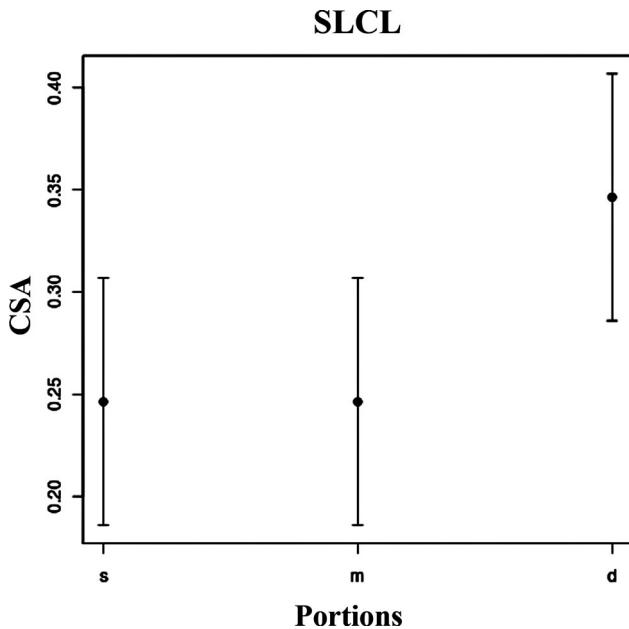
#### 4. Discussion

CSAs of the tarsal ligaments of STH were obtained to create reference measurements, which could be useful in clinical investigations. Although no references had yet been reported for STH to the authors' knowledge, changes in CSA, along

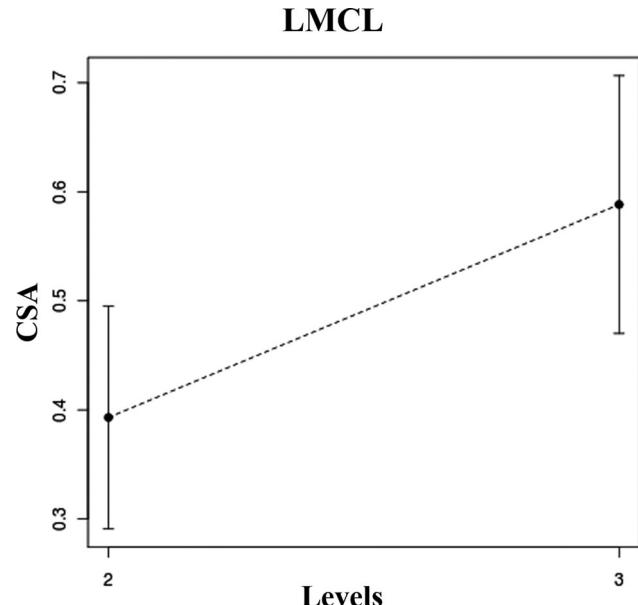


**Figure 4.** Mean values and acceptance intervals of the cross-sectional area (CSA) in  $\text{cm}^2$  at each level of the long plantar ligament (LPL).

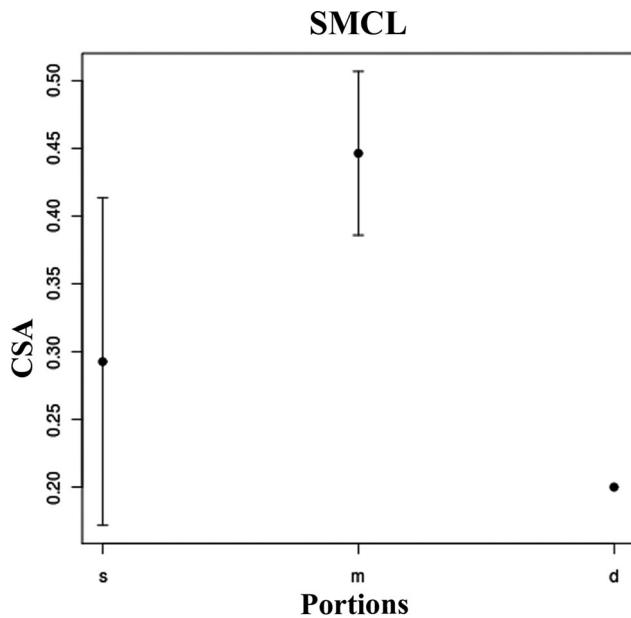
with other parameters, have been widely used for the ultrasonographic diagnosis of injuries (Pickersgill et al. 2001; Agut et al. 2009; Vilar et al. 2011). Ultrasonographic evaluation of the CSA measurements in forelimb tendinous structures (i.e. superficial and deep digital flexor tendons) have proven to be an useful method for non-invasive tendon assessment (Smith et al. 1994; Gillis et al. 1995a; Pickersgill et al. 2001; Perkins et al. 2004; Agut et al. 2009; Raes et al. 2010; Korosue et al. 2015). Quantitative ultrasound parameters had increased their application in equine clinical practice, and CSA analysis has become an useful technique for non-invasive assessments of tendons and ligaments, even if inter-breed variations have



**Figure 3.** Mean values and acceptance intervals of the cross-sectional area (CSA) in  $\text{cm}^2$  at the superficial (s), median (m), and deep (d) portion of the small lateral collateral ligament (SLCL).



**Figure 5.** Mean values and acceptance intervals of the cross-sectional area (CSA) in  $\text{cm}^2$  at each level of the long medial collateral ligament (LMCL).



**Figure 6.** Mean values and acceptance intervals of the cross-sectional area (CSA) in  $\text{cm}^2$  at the superficial (s), median (m) and deep (d) portion of the small lateral collateral ligament (SMCL).

been proven (Wood et al. 1993; Gillis et al. 1995b; Agut et al. 2009; Vilar et al. 2011; Korosue et al. 2015; Spinella et al. 2015, 2016).

The technical features (advantages and limitations) of linear or sector ultrasound probes were well known (Reef 1998; Agut et al. 2009). In a majority of cases, probe selection was mostly based on the experience and availability of the operator (Agut et al. 2009). Our decision to use a sector probe was primarily related to the highly irregular surface of the tarsus, and the difficulty to create a suitable contact between the skin and the linear probe along each ligamentous structure. However, the use of a fitting standoff pad could minimize the incidence artifacts, providing a better adaptation of the probe to the investigated region.

Limb position (lifted or in weight-bearing position) could also condition the CSA measurements, even if these differences have not been completely described for tarsus ligaments. Changes in tension echographic patterns have been reported by other authors in forelimbs as a feature that could be mistaken with injuries (Nicoll et al. 1993; Gillis et al. 1995b; Mickl lethwaite et al. 2001). In order to avoid any CSA variation, all scans were performed with the limbs in the weight-bearing position.

The absence of significant differences in height at the withers, along with thoracic and tarsal perimeters, between males and females led us to suppose that differences did not exist between ligaments as well. Moreover, as observed in our horses, several studies proved that differences between the right and left limbs of adult horses and foals for quantitative ultrasound parameters were not statistically significant (Gillis et al. 1995a; Agut et al. 2009; Spinella et al. 2015, 2016). Therefore, the variable *laterality* has been currently discarded in equine studies (Birch et al. 1999).

The training programme for each horse was another variable that could lead to anatomical structure modification for

adaptive hypertrophic changes in the matrix composition, resulting in an increase of ligament CSA, which was assumed to be consistent throughout the life of the horse (Cherdchutham et al. 2001; Kasashima et al. 2002; Moffat et al. 2008; Dyson et al. 2017). For this reason, horses that follow or had followed the same training were selected. All horses in the present study had raced regularly in trotting competitions during or before the clinical trial period to ensure a homogeneity of this variable. Moreover, based on the assumption that CSA values remained consistent over the life of the horse and that these horses had a highly specific purpose (trotting), CSA values could remain unchanged even if these horses were not conditioning or competing at the time of examination.

Regarding the evaluation of ligamentous CSA measures across the tarsus, we found that two of the three long ligaments (LMCL and LCLL) increased their CSA distally, which could be due to their enlargement in reaching the bone insertions. The LPL, instead, becomes thinner distally. Relating to short ligaments, which could be measured only at level 2, the median portion of the SMCL appeared to be the largest, although this structure could not be echographically differentiated from the deep portion, which is contrary to what occurs in the SLCL. For this reason, in our opinion, the value of median portion of SMCL could represent the sum of median and deep portions.

This study has some limitations. (1) The study has a retrospective nature. (2) A higher frequency probe might be more suitable for superficial structures, although previously successful results obtained from this region prompted us to use a 7.5 MHz probe (Vilar et al. 2011). (3) The results of this study were obtained only from conditioned STH; therefore, we cannot account for the values for other breeds and extrapolations should be made cautiously. (4) Other quantitative ultrasound parameters (mean and relative echogenicities and fiber alignment) were not investigated, but they were not out of the aim of this study. Thus, this report should encourage other researchers to confirm our results with a further prospective investigation and to provide other ultrasound quantitative parameters.

## 5. Conclusion

The results from the CSA measurements of tarsal ligaments (LLCL, SLCL, LPL, LMCL, and SMCL) from this study could be used as comparative reference values to assist sonographers investigating pathological changes in STH.

## Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the equine owners for their cooperation and Mrs Elizabeth Sus Carter for her assistance in English language revision.

## Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

## References

- Agut A, Martínez ML, Sánchez-Valverde MA, Soler M, Rodríguez MJ. 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.
- Bertuglia A, Bullone M, Rossotto F, Gasparini M. **2014.** Epidemiology of musculoskeletal injuries in a population of harness Standardbred racehorses in training. *BMC Vet Res.* 10:11.
- Biller DS, Myer W. **1989.** Ultrasound scanning of superficial structures using an ultrasound standoff pad. *Vet Radiol.* 29:138–142.
- Birch HL, McLaughlin L, Smith RK, Goodship AE. **1999.** Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. *Equine Vet J.* 30:222–226.
- Cherdchutham W, Meershoek L, van Weeren PR, Barneveld A. **2001.** Effects of exercise on biomechanical properties of the superficial digital flexor tendon in foals. *Am J Vet Res.* 62:1859–1864.
- Chhem RK, Kaplan PA, Dussault RG. **1994.** Ultrasonography of the musculoskeletal system. *Radiol Clin North Am.* 32:275–289.
- Dyson S, Blunden A, Murray R. **2017.** Magnetic resonance imaging, gross postmortem, and histological findings for soft tissues of the plantar aspect of the tarsus and proximal metatarsal region in non-lame horses. *Vet Radiol Ultrasound.* 58:216–227.
- El-Shafaey A, Zaghoul M, Abou-Alsaad G, Karrouf E. **2016.** Assessment of digital flexors tenorrhaphy in equine: a review. *J Appl An Res.* 44:201–209.
- Gillis C, Meagher DM, Cloninger A, Locatelly L, Willis N. **1995a.** Ultrasonographic cross-sectional area and mean echogenicity of the superficial and deep digital flexor tendons in 50 trained thoroughbred racehorses. *Am J Vet Res.* 56:1265–1269.
- Gillis C, Pool RR, Meagher DM, Stover SM, Reiser K, Willits N. **1997.** Effect of maturation and ageing on the histomorphometric and biochemical characteristics of equine superficial digital flexor tendon. *Am J Vet Res.* 58:425–430.
- Gillis C, Sharkey N, Stover SM, Pool RR, Meagher DM, Willits N. **1995b.** Ultrasonography as a method to determine tendon cross-sectional area. *Am J Vet Res.* 56:1270–1274.
- Kasashima Y, Smith RK, Birch HL, Takahashi T, Kusano K, Goodship AE. **2002.** Exercise-induced tendon hypertrophy: cross-sectional area changes during growth are influenced by exercise. *Equine Vet J.* 34:264–268.
- Korosue K, Endo Y, Murase H, Ishimaru M, Nambo Y, Sato F. **2015.** The cross-sectional area changes in digital flexor tendons and suspensory ligament in foals by ultrasonographic examination. *Equine Vet J.* 47:548–552.
- Lamb L, Zubrod C, Hague B, Brakenhoff J. **2012.** Major clinical outcome of collateral ligament injuries of the tarsus. *Can Vet J.* 53:518–524.
- Micklethwaite L, Wood AK, Sehgal CM, Polansky M, Dowling BA, Dart AJ, Rose RJ, Hodgson DR. **2001.** Use of quantitative analysis of sonographic brightness for detection of early healing of tendon injury in horses. *Am J Vet Res.* 62:1320–1327.
- Moffat PA, Firth EC, Rogers CW, Smith RK, Barneveld A, Goodship AE, Kawcak CE, McIlwraith CW, van Weeren PR. **2008.** The influence of exercise during growth on ultrasonographic parameters of the superficial digital flexor tendon of young Thoroughbred horses. *Equine Vet J.* 40:136–140.
- Nicoll RG, Wood AK, Martin IA. **1993.** Ultrasonographic observations of the flexor tendons and ligaments of the metacarpal region of horses. *Am J Vet Res.* 54:502–506.
- Perkins NR, Rogers CW, Firth EC, Anderson BH. **2004.** Musculoskeletal responses of 2-year-old Thoroughbred horses to early training. 3. In vivo ultrasonographic assessment of the cross-sectional area and echogenicity of the superficial digital flexor tendon. *N Z Vet J.* 52:280–284.
- Pickersgill CH, Marr CM, Reid SW. **2001.** Repeatability of diagnostic ultrasonography in the assessment of the equine superficial digital flexor tendon. *Equine Vet J.* 33:33–37.
- Raes EV, Vanderperren K, Pille F, Saunders JH. **2010.** Ultrasonographic findings in 100 horses with tarsal region disorders. *Vet J.* 186:201–209.
- Reef VB. **1998.** Equine diagnostic ultrasound. Philadelphia: WB Saunders Company; p. 1–23.
- Reef VB, Whittier M, Allam L. **2004.** Joint ultrasonography clinical techniques. *Equine Practice.* 3:256–267.
- Ruohoniemi M. **1993.** Use of ultrasonography to evaluate the degree of ossification of the small tarsal bones in 10 foals. *Equine Vet J.* 25:539–543.
- Santschi EM, Adams SB, Fessler JF. **1993.** Treatment of lesions of the sustentaculum of the calcaneus accompanied by tarsal sheath synovitis. *Proc Am Assoc Equine Pract.* 39:235–236.
- Smith RK, Jones R, Webbon PM. **1994.** The cross-sectional areas of normal equine digital flexor tendons determined ultrasonographically. *Equine Vet J.* 26:460–465.
- Spinella G, Britti D, Loprete G, Musella V, Romagnoli N, Vilar J, Valentini S. **2016.** Relative echogenicity of tendons and ligaments of the palmar metacarpal region in foals from birth to 4 months of age: a longitudinal study. *PLoS ONE.* 21. doi:10.1371/journal.pone.0159953
- Spinella G, Loprete G, Castagnetti C, Musella V, Antonelli C, Vilar JM, Britti D, Capitani O, Valentini S. **2015.** Evaluation of mean echogenicity of tendons and ligaments of the metacarpal region in neonatal foals: A preliminary study. *Res Vet Sci.* 101:11–14.
- Tomlison JE, Redding WR, Sage A. **2000.** Ultrasonographic evaluation of tarsocrural joint cartilage in normal adult horses. *Vet Radiol Ultrasound.* 41:457–460.
- Valentini S, Vilar JM, Spinella G, Fedrigo M. **2005.** Systematic ultrasonographic investigation of the equine tarsus. *Vet Res Comm.* 29: 309–313.
- Vilar JM, Rivero MA, Arencibia A, Morales I, Pinedo M. **2008.** Systematic exploration of the equine tarsus by ultrasonography. *Anat Histol Embryol.* 37:338–343.
- Vilar JM, Santana A, Espinosa J, Spinella G. **2011.** Cross-sectional area of the tendons of the tarsal region in Standardbred Trotter Horses. *Equine Vet J.* 43:235–239.
- Wood AK, Sehgal CM, Polansky M. **1993.** Sonographic brightness of the flexor tendons and ligaments in the metacarpal region of horses. *Am J Vet Res.* 54:1969–1974.



## **ARTÍCULO #3**

Pitti L., Oosterlinck M., Díaz-Bertrana M.L., Carrillo J.M., Rubio M.,  
Sopena J., Santana A., Vilar J.M. **Assessment of static  
posturography and pedobarography for the detection of  
unilateral forelimb lameness in ponies.** BMC Veterinary Research.  
2018; 14:151

**JCR Impact factor (2017): 1.958**

**Cuartil: Q1**

**Grupo: Veterinary sciences**

**Posición: 20/140**



RESEARCH ARTICLE

Open Access



CrossMark

# Assessment of static posturography and pedobarography for the detection of unilateral forelimb lameness in ponies

Lidia Pitti<sup>1</sup>, Maarten Oosterlinck<sup>2</sup>, María L. Díaz-Bertrana<sup>1</sup>, José M. Carrillo<sup>3</sup>, Mónica Rubio<sup>3</sup>, Joaquín Sopena<sup>3</sup>, Angelo Santana<sup>4</sup> and José M. Vilar<sup>5\*</sup> 

## Abstract

**Background:** Static posturography and pedobarography are based on the detection of postural imbalance and, consequently, the pressure redistribution between limbs in lame subjects. These techniques have proven to be useful for the detection of lameness in humans and dogs. The main objective of this study was to test the suitability of static posturography and pedobarography in diagnosing lameness in ponies.

A pressure platform was used to obtain postural data (statokinesograms, mean X and Y, length, LFS ratio, and mean velocity) from 10 sound ponies and 7 ponies with unilateral forelimb lameness. Static pedobarographic data (pressure distribution, mean pressure, and peak pressure) were also collected and compared with force plate data (peak vertical force and vertical impulse) obtained from the same animals at the walk.

**Results:** Significant differences were seen between lame and sound ponies for almost all evaluated parameters. With this sample size, differences between lame and sound limbs/groups were detected with a statistical power of 90%, except for mean X and Y.

**Conclusions:** Static posturography and pedobarography provide a complementary approach for lameness detection in equids.

**Keywords:** Balance, Center of pressure, Postural sway, Stabilography, Posturography, Pedobarography, Pony

## Background

To overcome the inherent limitations of a subjective visual evaluation of lameness, kinetic [1, 2] and kinematic [3, 4] analyses have been introduced in equine veterinary medicine. Force platforms are considered the “gold standard” in the evaluation of lameness, and inertial sensor and optical motion capture systems have recently become commercially available [5]. However, the installation of a force platform or an optical motion capture system is technically and financially demanding, precluding widespread use outside of highly specialized laboratories or hospitals [6].

Alternatively, pressure platforms may provide a more practical alternative to force plate analysis. This

equipment is portable, rather inexpensive, and provides not only information on ground reaction forces (GRF) (e.g. peak vertical force (PVF) and vertical impulses (VI)), but also pressure-related (i.e., pedobarographic (PB)) parameters as mean or peak pressures (MP, PP, respectively) [7–10].

In equine veterinary medicine, pressure plates have been used for studying hoof landing patterns and unrollment [11], effects of trimming [12], and symmetry and hoof balance in sound horses and ponies [13, 14].

A new approach to lameness detection in the veterinary medicine is based in the detection of postural (i.e., posturographic (PT)) characteristics determined by a number of body center of pressure (COP) path parameters as area, length, velocity, etc. Changes in these characteristics obtained from force plate analysis have been used to assess the development of postural balance in foals [15], the postural effects of administering

\* Correspondence: jose.vilar@ulpgc.es

<sup>5</sup>Departamento de Patología Animal, Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas Y Sanitarias, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Arucas, Spain

Full list of author information is available at the end of the article



detomidine® [16] and blindfolding in healthy horses [17]. Moreover, it has been suggested that COP analysis could have diagnostic value in differentiating lame from ataxic horses [18]. Regarding lameness, it has been shown in lame subjects that a load transfer towards the sound limbs occurs [19, 20], although this redistribution pattern could vary depending on a horse's gait [21]. Consequently, lameness would also affect static COP path characteristics and pressure values (MP, PP, etc.). This has been proven in dogs in which this technique was effective for diagnosing lameness and assessing the effect of treatments for osteoarthritis [22].

A unique advantage of this new technique for assessing lameness is that measurements are taken with the animal standing still; thus, data can be collected in relatively small spaces [23].

Based on widespread application in humans, the most frequently used PT parameters for the diagnosis of postural alterations are as follows: (1) statokinesiograms, defined as the area determined by an ellipse that contains 90% of the recorded points of the COP trajectory [24], measured in mm<sup>2</sup>, and a smaller area is associated with superior stability [22, 25]; (2) mean COP X and Y (mm), which quantifies the mediolateral and craniocaudal COP displacements independently, and, similar to statokinesiograms, smaller displacement is associated with better stability [25, 26]; (3) COP length (m), which is also called total path length [24], is the length of the line that joins the recorded points of the COP trajectory, where a higher value means more instability [27]; (4) LFS (length in function of surface), which is defined as the correlation coefficient between the COP length and its surface. This parameter provides information about the accuracy of postural control and the effort made by the subject [28], which increases its value [29]; (5) mean velocity (mm/s) of COP sway increases with instability, and this parameter may be one of the most accurate variables for the assessment of postural stability [30, 31].

Secondly, main PB data have (1) static pressure distribution expressed as a percentage (%) of total pressure exerted by each limb [22] and (2) mean pressure (MP) and peak pressure (PP) of limbs detected by the activated platform sensors [32] measured in kilopascals.

We hypothesized that static PT and PB parameters may be valid to detect lameness in equids. Therefore, the aim of this study was to test the appropriateness of a set of static PT and PB parameters in lameness detection in ponies.

## Methods

### Animals

The study sample consisted of 17 unshod ponies of similar conformation used for pleasure riding by children. The animals' hooves were trimmed 1 week before the

study. All ponies were examined and judged by an experienced veterinary clinician (LP) under AAEP criteria, i.e., absence of lameness in the medical history of the pony, visual and hands-on exams, application of hoof testers to the hooves, joint flexion tests and evaluation of ponies in motion (walk and trot). Lameness was graded according to the AAEP scoring system (0–5). In the case of lameness, further examination included diagnostic anesthesia and dedicated imaging in order to identify the cause of lameness.

Ten of the 17 ponies were judged to be clinically sound (AAEP score 0) and, consequently, were considered part of the control group. Age ranged from 5 to 13 years; body mass from 174 to 180 kg.. On the other hand, 7 ponies presented forelimb lameness (grade 2–3/5 AAEP) attributable to desmitis of branches of the suspensory ligament ( $n = 3$ ), acute tendinopathy of the superficial digital flexor tendon ( $n = 1$ ), and fetlock osteoarthritis ( $n = 3$ ). Age ranged from 9 to 15 years; body mass from 167 to 193 kg.

### PT and PB study

A pressure platform (EPS/R1, Loran Engineering, Bologna, Italy) with Biomech software (Loran Engineering, Bologna, Italy) was used. The device contained a total of 2304 pressure sensors (density 1 sensor/cm<sup>2</sup>) distributed in an area of 48 × 48 cm, with an acquisition frequency of 100 Hz and a measuring range of 30–400 Kpa. The platform was placed in a purpose-built cavity to maintain it leveled with the floor. All the support surface, included the platform, was covered with a flexible leatherette mat of 2 mm thick; in this way, fore and hindlimbs were at the same level.

Animals were placed with both forelimbs on the platform while standing still for at least 20 s. A total of three trials were obtained from each animal. A trial was considered valid when no movement of the limbs, head, and/or neck was observed, and the handler did not had to have any physical contact to restrain the animal during the recording. The obtained PT data included statokinesiograms, Mean COP X and Y (mm), COP length (mm), LFS ratio, and mean COP velocity (mm/s). The obtained PB data included static pressure distribution, MP, and PP (Kpa).

### Force platform analysis

The differences in static PB parameters (between contralateral limbs and between groups) obtained with the pressure platform were compared with the differences in PVF and VI obtained at a walk from the same animals with a 4-sensors force platform of 35 × 35 cm and 250 Hz of sample frequency (Pasco, California, USA) placed adjacently to the pressure platform. DataStudio software (Pasco, California, USA) was used to obtain

PVF (N) and VI (Ns) values from three valid trials. A trial was considered valid when ponies walked over the platform at a velocity range of  $1.6 \pm 0.3$  m/s and had an acceleration of  $\leq 0.3$  m/s<sup>2</sup>. These parameters were obtained by using a motion sensor (Pasco, California, USA).

PVF and VI mean values were normalized to body weight (% BW).

For comparison purposes, limbs with lower forces than the contralateral limb were considered as 'lame' limbs (LL), whereas the other limb was considered as 'control' limb (CL) in both groups. The difference in percentage between CL and LL was calculated using the following formula:  $\Delta\% = 200^* (CL-LL)/(CL + LL)$  [33].

### Statistical analysis

A linear mixed effects model was used for the analysis of data, using the following formula:

$$y_{ij} = \beta_i + b_i + \epsilon_{ij}$$

where  $y_{ij}$  is the value of the response variable in the  $j^{\text{th}}$  measure made under status  $i$  (sound/lame).

Ninety-five percent confidence intervals (95% CI) were calculated for the model parameters and the differences between groups. Normality in the residuals was checked using the Shapiro-Wilk test. Homoscedasticity of the residuals was checked by the Levene test. For all tests, a significance level of 5% was used. The power of the statistical tests was evaluated by whether the estimates of the variances obtained in the model fit. For every test, we have calculated which difference value could be detected with a power of 90%. Statistical analysis was performed with 'R' statistical language and environment, version 3.3.2. (<https://www.R-project.org/>).

## Results

Mean values of age (mean  $\pm$  SD) were  $11.61 \pm 4.47$  years; body mass  $174 \pm 6.31$  kg, and height at the withers  $1.20 \pm 0.05$  m. There was no statistically significant difference in the body mass of ponies in the control group vs. the study group ( $P = 0.32$ ).

The mean ( $\pm$  SD) values and 95% CI of all obtained PT and PB parameters are shown in Tables 1 and 2, respectively. All data were normally distributed and homoscedastic ( $p \geq 0.06$  and  $p \geq 0.07$ , respectively). Detectable differences with a statistical power of 90% are shown. The sample size used in this study (7 lame and 10 control ponies with three trials each) proved to be large enough for detecting significant differences, consisting of 90% statistical power for almost all variables.

**Table 1** Mean  $\pm$  SD, 95% confidence interval and difference between study and control groups for PT parameters. The 90% statistical power value when significant differences were found is also provided

	Statokinesiogram (mm <sup>2</sup> )	Difference	$\Delta$ 90%
Study	$35.73 \pm 19.61$ 24.85, 46.61		
Controls	$3.33 \pm 2.53$ −5.63, 12.29	$32.40 \pm 6.30$ 18.97, 45.84	22.60
Mean X (mm)			
Study	$1.33 \pm 0.57$ 0.93, 1.72		
Controls	$0.82 \pm 0.41$ 0.49, 1.15	$0.51 \pm 0.23$ 0.02, 1.00	0.82 <sup>a</sup>
Mean Y (mm)			
Study	$0.43 \pm 0.20$ 0.32, 0.55		
Controls	$0.44 \pm 0.25$ 0.34, 0.55	$0.01 \pm 0.07$ 0.01, 0.07	
Lenght (mm)			
Study	$102.66 \pm 39.98$ 81.36, 123.95		
Controls	$46.08 \pm 20.52$ 31.55, 60.60	$56.58 \pm 11.53$ 32.01, 81.15	34.49
LFS			
Study	$32.44 \pm 29.65$ 17.85, 47.02		
Controls	$6.73 \pm 4.03$ 4.39, 9.07	$25.70 \pm 6.60$ 11.63, 39.78	5.56
Mean V (mm/s)			
Study	$6.09 \pm 1.92$ 4.99, 7.18		
Controls	$2.38 \pm 1.12$ 1.65, 3.11	$3.70 \pm 0.59$ 2.45, 4.96	1.78

Difference with a 90% power value in Mean X (<sup>a</sup>) is higher than detected difference; this means that the parameter is unable to distinguish between lame and sound ponies

**Table 2** Mean  $\pm$  SD, 95% confidence interval, and % difference between CL and LL limbs in both study and control groups for PB parameters. The 90% statistical power value when significant differences were found is also provided

	LL	CL	% Difference	$\Delta$ 90%
Pressure distribution				
Study				1.2
	42.82 $\pm$ 1.49%	57.18 $\pm$ 1.49%	7.18 $\pm$ 1.49 <sup>a</sup>	
	42.09, 43.55	56.45, 57.91	6.48, 7.88	
Controls				
	49.44 $\pm$ 3.32%	50.56 $\pm$ 3.32%	0.56 $\pm$ 3.32 <sup>a</sup>	
	48.09, 50.80	49.20, 51.91	-0.84, 1.96	
MP				
Study				12.2
	83.23 $\pm$ 10.27	157.54 $\pm$ 17.50	47.2 $\pm$ 4.37 <sup>b</sup>	
	77.86, 88.60	148.68, 166.39	41.67, 52.80	
Controls				
	109.33 $\pm$ 17.97	111.42 $\pm$ 18.33	1.9 $\pm$ 1.98 <sup>b</sup>	
	97.78, 120.89	99.67, 123.18	1.70, 5.4	
PP				
Study				5.4
	310.73 $\pm$ 49.35	398.59 $\pm$ 18.14	22 $\pm$ 11.76 <sup>b</sup>	
	284.39, 337.07	387.96, 409.22	16.07, 28.07	
Controls				
	335.44 $\pm$ 32.33	357.61 $\pm$ 63.19	6.02 $\pm$ 11.23 <sup>b</sup>	
	316.34, 354.54	329.49, 385.73	0.10, 12.53	
PVF				
Study				11.8
	66.84 $\pm$ 6.94	91.01 $\pm$ 6.67	26.6 $\pm$ 1.26 <sup>b</sup>	
	61.66, 72.02	86.06, 95.96	21.60, 26.74	
Controls				
	72.58 $\pm$ 3.53	72.80 $\pm$ 3.27	0.3 $\pm$ 0.86 <sup>b</sup>	
	71.10, 74.06	71.41, 74.18	-1.95, 1.52	
VI				
Study				14.0
	31.05 $\pm$ 2.91	40.38 $\pm$ 4.93	23.1 $\pm$ 1.06 <sup>b</sup>	
	28.98, 33.11	37.60, 43.17	17.95, 28.75	
Controls				
	35.48 $\pm$ 2.56	35.79 $\pm$ 2.65	0.9 $\pm$ 0.56 <sup>b</sup>	
	34.11, 36.86	34.45, 37.14	-0.81, 1.43	

<sup>a</sup>In regards to the ideal symmetry (i.e., 50% for each limb); <sup>b</sup>In regards to CL value

### PT data

Data from statokinesiograms (Fig. 1a, b), Mean X, length, LFS, and mean COP velocity showed significantly higher values ( $p \leq 0.03$ ) in lame ponies compared with the control group, which is compatible with a higher COP sway (i.e. instability in the lame animals). Mean X failed to reach

the required statistical power. Mean Y showed no significant differences between groups ( $p = 0.88$ ) (Fig. 2).

### PB data

Differences in static pressure distribution (Fig. 3), MP and PP values between LL and CL showed a significant difference in the lame group ( $p \leq 0.023$ ), which is in contrast with the data from the control group ( $p \geq 0.053$ ). Compared with the sound group, CL values were significantly higher in the lame group for all measured parameters, which proves a pressure redistribution to the sound contralateral limb in lame ponies.

### Force platform data

In agreement with the PB data, PVF and VI values showed significant differences between LL and CL in the lame group when compared with the control group ( $p \leq 0.0001$ ) (Fig. 4). All PB and force platform data reach the 90% statistical power.

### Discussion

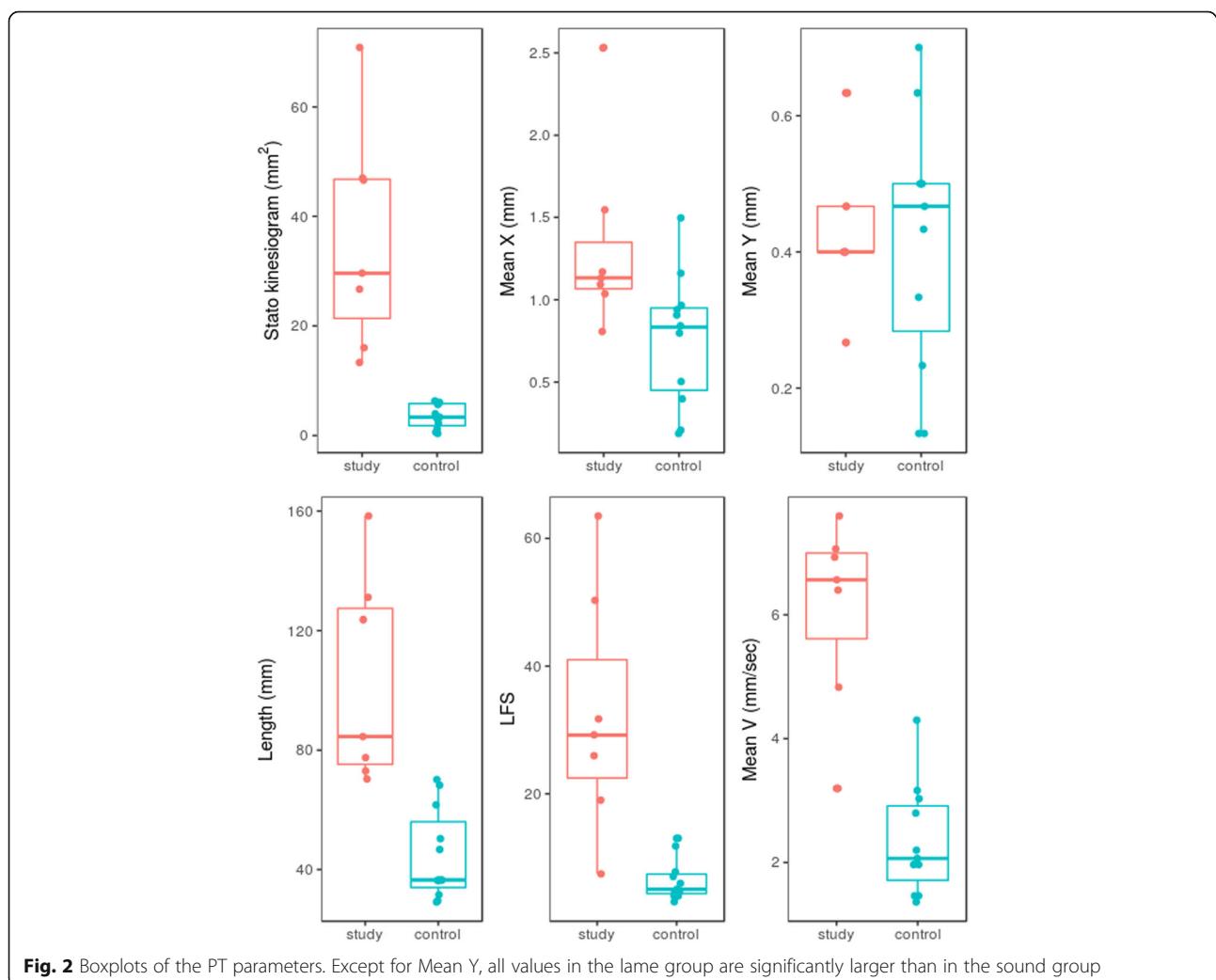
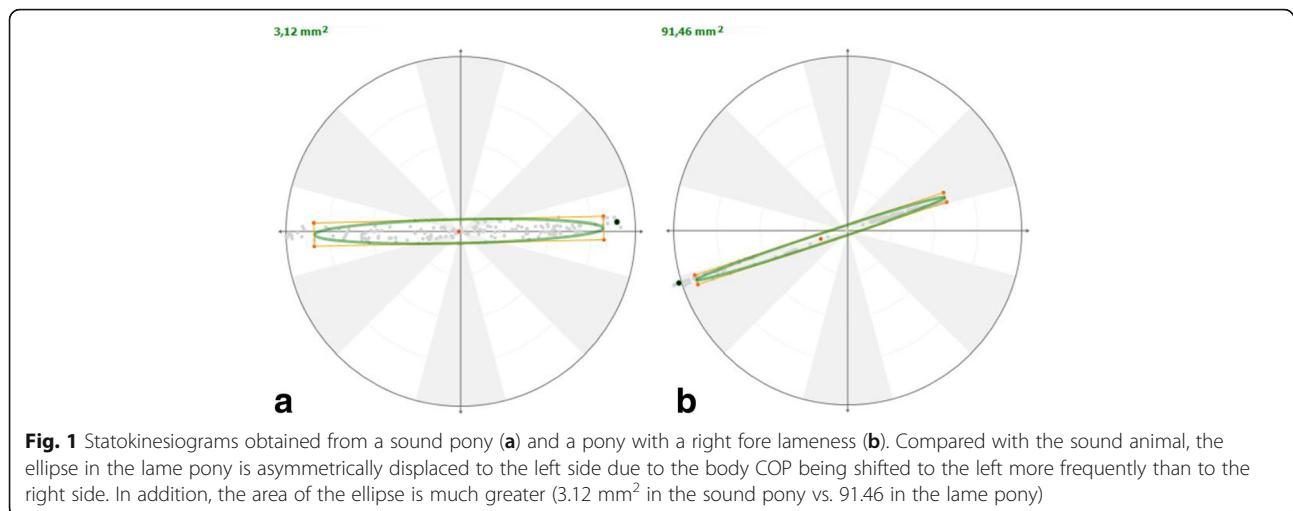
Building further on previous reports detailing stabilographic variables in sound horses [23], this study is the first to describe static PT and PB data for the detection of lameness in equids, specifically in ponies.

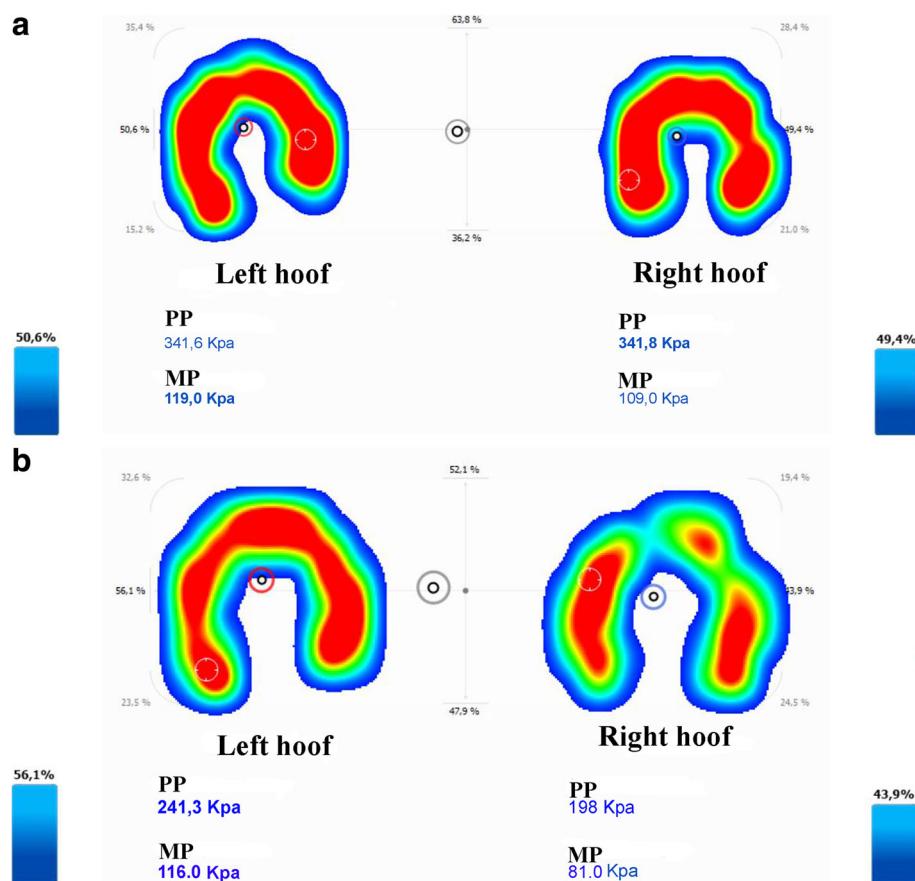
In the present study, almost all parameters proved suitable to detect lameness, similar to what has been described in humans [24] and dogs [22]. Among these variables, statokinesiograms provide the most reliable information, which confirms other reports [31]. These similarities may be explained because this value corresponds with the ellipse area containing 90% of COP sway points, while discarding the other 10% usually corresponding to unavoidable head tilts and nods.

Statokinesiogram values in lame ponies were similar to those reported in dogs, where values in cases of unilateral elbow dysplasia were under 45 mm<sup>2</sup> [22]. Surprisingly, these values are lower than those considered normal in humans ( $\leq 100$  mm<sup>2</sup>) [34]. This is in agreement with previous results obtained in horses [23] and is probably related to the four limbs providing a larger base of support than in a bipedal situation [18].

Another surprising finding was that in sound ponies latero-lateral sway was much bigger compared with that crano-caudal, in contrast to humans, where predominant COP sway is the anteroposterior axis [35]. The greater distance between ipsilateral limbs and contralateral limbs provides more stability in the crano-caudal sense, as previously reported in horses [17, 18]. This could also explain why the only parameter that did not show statistical differences between sound and lame ponies was the Mean Y.

A statistically significant difference between lame and sound groups was found for Mean X; however, this

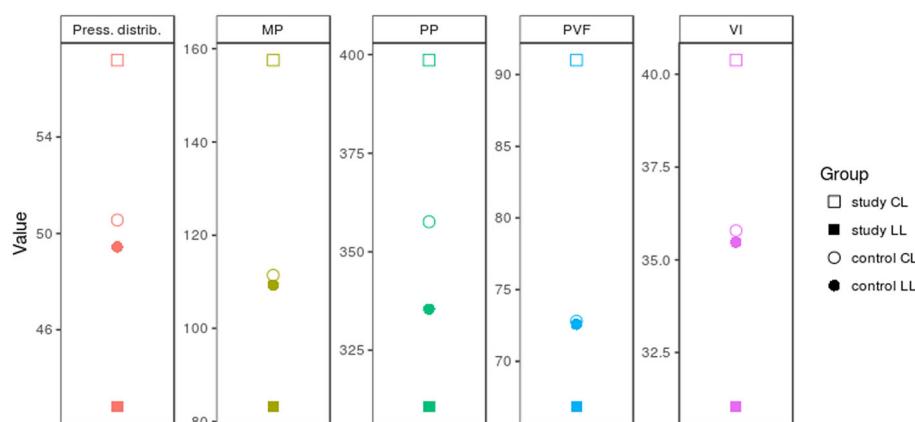




**Fig. 3** Pedobarography in a sound pony (a) and in a pony with a right fore lameness (b). The differences in pressure distribution, MP, and PP between the left and right hooves are much higher in the lame group (b) than in the control group (a). A left displacement of the body COP can be also seen (black/grey circles)

difference was very small (less than 1 mm) and could not be detected with 90% statistical power. For this reason, we believe that the minimal differences observed in this parameter may be irrelevant and render it not as reliable as the other variables to detect mild lameness.

Previous studies in dogs have suggested the suitability of the Area of support for the detection of lameness [10] as paws expand, although not linearly, depending of the applied pressure [22]. However, the relative rigidity of the equine hoof when compared with dog pads do not



**Fig. 4** Comparison of differences between contralateral PB parameters with force plate variables (PVF and VI), visually illustrating greater differences between LL and CL in the study group than in the control group of sound ponies

allow for the detection of acute changes in contact area. Until now, it has only been found useful to measure hoof size asymmetry, which can be observed, for example, in chronically lame limbs [36].

Notwithstanding their gold standard status in gait analysis [5], force plate analysis of GRF is limited to highly specialized labs or hospitals. This is not only because the installation is complicated and expensive, but also because gathering data is time-consuming and involves repeating many trials to record data of individual limbs. Moreover, trial repetition implies variations in velocity, which should be minimized. In contrast, static PT and PB analysis only requires a portable and rather inexpensive pressure platform and a minimum space to maintain the animal standing still, without the need to control speed.

However, in the veterinary field, static PT and PB studies have a main disadvantage in that, compared with humans, it is more difficult to maintain an animal completely immobile during a longer time. In humans, this time period has been classically set between 30 and 52 s [31, 34, 37]. In our study, we used a recording time of 20 s, which is an intermediate value compared with other postural equine studies [15, 17, 23, 25]. In our experience, extending the measurement beyond 20 s created problems because of animal movements, since the aim was to maintain the required steady position. It is important to note that this technique may be impossible to perform in certain nervous or fractious animals.

There are three limitations of this study. First, as stated above, compensatory pressure redistribution in lame horses implies not only the contralateral limb [33, 38]; thus, it would be interesting to include data from hindlimbs in a subsequent study as well as determination if correlation exist between PT and PB values with lameness degree. Unfortunately, the relative small dimensions of the pressure platform impede the simultaneous analysis of more than two limbs. Second, direct comparison with previous studies using force or pressure platform equipment should be considered with caution, since different technology may alter the results [23]. Third, and last, besides its application for detecting lameness, this new technique may also serve for the detection of postural imbalances caused by neurological disorders as in humans, although further studies are required to distinguish between lame from ataxic animals. Should be also interesting to know what kind of correlation exist between our PB parameters in static animals with those obtained from ponies at walk or trot.

## Conclusions

This study proves that static PT and PB parameters can be useful tools for the detection of equine lameness, especially in ponies.

## Abbreviations

CL: Sound limb in the study group or the limb with the higher value in the control group; COP: Center of pressure; GRF: Ground reaction forces; LFS: Length/area ratio; LL: Lame limb in the study groups or limb with lesser value in the control group; MP: Mean pressure; PB: Pedobarography; PP: Peak pressure; PT: Posturography; PVF: Peak vertical force; VI: Vertical impulse

## Acknowledgments

The authors thank Amanda Hand for translation and editing. We would also like to thank the ponies' owners for their collaboration. Thanks also to the Cátedra García Cugat for its technical support.

## Availability of data and materials

All data supporting our findings are included in the manuscript. If readers need additional information and/or data sets, they will be provided by the corresponding author upon reasonable request.

## Authors' contributions

JMV, MO, JS, and JMC conceived and designed the experiments; MR performed the clinical and imaging analyses; JMV, LP and MLD performed the force and pressure platform analyses; AS analyzed the data; all authors read and approved the final manuscript.

## Ethics approval

The research protocol was revised and authorized by the Ethical Committee of Animal Welfare at the Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas y Sanitarias of the Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (IUIBS 27/2017) in compliance with the Directive 2010/63/EU of the European Union. Pony owners were informed of the study and signed consent for participation in the study, including all performed procedures.

## Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

## Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

## Author details

<sup>1</sup>Departamento de Patología Animal, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria, Spain. <sup>2</sup>Department of Surgery and Anaesthesiology of Domestic Animals, Faculty of Veterinary Medicine, Ghent University, Ghent, Belgium. <sup>3</sup>Departamento Medicina y Cirugía Animal, Cátedra García Cugat, Universidad CEU Cardenal Herrera, Valencia, Spain. <sup>4</sup>Departamento de Matemáticas, Universidad de las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas, Spain. <sup>5</sup>Departamento de Patología Animal, Instituto Universitario de Investigaciones Biomédicas Y Sanitarias, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Arucas, Spain.

Received: 18 January 2018 Accepted: 16 April 2018

Published online: 02 May 2018

## References

- Ishihara A, Reed SM, Rajala-Schultz PJ, Robertson JT, Bertone AL. Use of kinetic gait analysis for detection, quantification, and differentiation of hindlimb lameness and spinal ataxia in horses. *J Am Vet Med Ass.* 2009;234:644–51.
- Kaido M, Kilborne AH, Sizemore JL, Reisbig NA, Aarnes TK, Bertone AL. Effects of repetition within trials and frequency of trial sessions on quantitative parameters of vertical force peak in horses with naturally occurring lameness. *Am J Vet Res.* 2016;77:756–65.
- Maliye S, Marshall JF. Objective assessment of the compensatory effect of clinical hind limb lameness in horses: 37 cases (2011–2014). *J Am Vet Med Assoc.* 2016;249:940–4.
- Olsen E, Fouché N, Jordan H, Pfau T, Piercy RJ. Kinematic discrimination of ataxia in horses is facilitated by blindfolding. *Equine Vet J.* 2018;50:166–71.
- Donnell JR, Frisbie DD, King MR, Goodrich LR, Haussler KK. Comparison of subjective lameness evaluation, force platforms and an inertial-sensor system to identify mild lameness in an equine osteoarthritis model. *Vet J.* 2015;206:136–42.

6. Silva MG, Moreira PVS, Rocha HM. Development of a low cost force platform for biomechanical parameters analysis. *Res Biomed Eng.* 2017;33:259–68.
7. Schnabl-Feichter E, Tichy A, Bockstahler B. Coefficients of variation of ground reaction force measurement in cats. *PLoS One.* 2017;12:e0171946.
8. Carr BJ, Canapp SO Jr, Zink MC. Quantitative comparison of the walk and trot of border collies and Labrador retrievers, breeds with different performance requirements. *PLoS One.* 2015;10:e0145396.
9. Bockstahler B, Tichy A, Aigner P. Compensatory load redistribution in Labrador retrievers when carrying different weights—a non-randomized prospective trial. *BMC Vet Res.* 2016;12:92.
10. Oosterlinck M, Bosmans T, Gasthuys F, Polis I, Van Ryssen B, Dewulf J, Pille F. Accuracy of pressure plate kinetic asymmetry indices and their correlation with visual gait assessment scores in lame and nonlame dogs. *Am J Vet Res.* 2011;72:820–5.
11. Van Heel MC, Moerman M, Barneveld A, Van Weeren PR, Back W. Changes in location of Centre of pressure and hoof-unrollment pattern in relation to an 8-week shoeing interval in the horse. *Equine Vet J.* 2005;37:536–40.
12. Moerman M, van Heel MC, van Weeren PR, Back 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.* 2006;38:170–4.
13. Oosterlinck M, Pille F, Back W, Dewulf J, Gasthuys F. Use of a stand-alone pressure plate for the objective evaluation of forelimb symmetry in sound ponies at walk and trot. *Vet J.* 2010;183:305–9.
14. Oosterlinck M, Pille F, Hupperts T, Gasthuys F, Back W. Comparison of pressure plate and force plate gait kinetics in sound warmbloods at walk and trot. *Vet J.* 2010;186:347–51.
15. Nauwelaerts S, Malone SR, Clayton HM. Development of postural balance in foals. *Vet J.* 2013;198(Suppl 1):e70–4.
16. Bialski D, Lanovaz JL, Bohart GV, Mullineaux DR, Clayton HM. Effect of detomidine on postural sway in horses. *Comp Exerc Physiol.* 2003;1:45–50.
17. Clayton HM, Nauwelaerts S. Effect of blindfolding on Centre of pressure variables in healthy horses during quiet standing. *Vet J.* 2014;199:365–9.
18. Clayton HM, Buchholz R, Nauwelaerts S. Relationship between morphological and stabilographic variables in standing horses. *Vet J.* 2013;198(Suppl 1):e65–9.
19. Buchner HH, Obermuller S, Scheidl M. Body Centre of mass movement in the lame horse. *Equine Vet J.* 2001;33:122–7.
20. Rhodin M, Pfau T, Roepstorff L, Egenvald A. Effect of lunging on head and pelvic movement asymmetry in horses with induced lameness. *Vet J.* 2013;198(Suppl 1):e39–45.
21. Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *Vet J.* 2006;171:135–46.
22. Manera ME, Carrillo JM, Batista M, Rubio M, Sopena J, Santana A, Vilar JM. Static Posturography: a new perspective in the assessment of lameness in a canine model. *PLoS One.* 2017;12:e0170692.
23. Gomes-Costa M, Roupa I, Pequito M, Prazeres J, Gaivão M, Abrantes J, Clayton HM. The use of pressure plates for static Center of Pressure Analysis in horses. *J Equine Vet Sci.* 2015;35:315–20.
24. Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context. Sway-density versus other parameterization techniques. *Mot Control.* 2002;6:246–70.
25. Asseman F, Caron O, Cremieux J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neurosci Lett.* 2004;358:83–6.
26. Clayton HM, Nauwelaerts S. Is a single force plate adequate for stabilographic analysis in horses? *Equine Vet J.* 2012;44:550–3.
27. Paillard T, Noe F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Res Int.* 2015;891390. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>.
28. Fabbri M, Martoni M, Esposito MJ, Brighetti G, Natale V. Postural control after a night without sleep. *Neuropsychol.* 2006;44:2520–5.
29. Lumbau A, Schinocca L, Chessa G. Influence of posture on swallowing. *Eur J Paediatr Dent.* 2011;12:171–4.
30. Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14:183–92.
31. Sipko T, Chantsoulis M, Kuczynski M. Postural control in patients with lumbar disc herniation in the early postoperative period. *Eur Spine J.* 2010;19:409–14.
32. Marghithu DB, Swaim SF, Rumph PF, Cojonaru D, Gillette RL, Scardino MS. Dynamics analysis of ground contact pressure of English pointer dogs. *Nonlinear Dyn.* 2003;33:253–65.
33. Molsa SH, Hyttinen HK, Hielm-Bjorkman AK, Laitinen-Vapaavuori OM. Long-term functional outcome after surgical repair of cranial cruciate ligament disease in dogs. *BMC Vet Res.* 2014;10:266.
34. Sulkowski WJ, Kowalska S, Sobczak Z, Jozwiak Z. The statokinesiometry in evaluation of the balance system in persons with chronic carbon disulphide intoxication. *Pol J Occup Med Environ Health.* 1992;5:265–76.
35. Clark RA, Bell SW, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Standing balance and inter-limb balance asymmetry at one year post primary anterior cruciate ligament reconstruction: sex differences in a cohort study of 414 patients. *Gait Posture.* 2017;52:318–24.
36. Oosterlinck M, Pille F, Back W, Dewulf J, Gasthuys F. A pressure plate study on fore and hindlimb loading and the association with hoof contact area in sound ponies at the walk and trot. *Vet J.* 2011;190:71–6.
37. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions—acquisition interval—sampling frequency. *Gait Posture.* 2013;37:290–2.
38. Maliye S, Voute LC, Marshall JF. Naturally-occurring forelimb lameness in the horse results in significant compensatory load redistribution during trotting. *Vet J.* 2015;204:208–13.

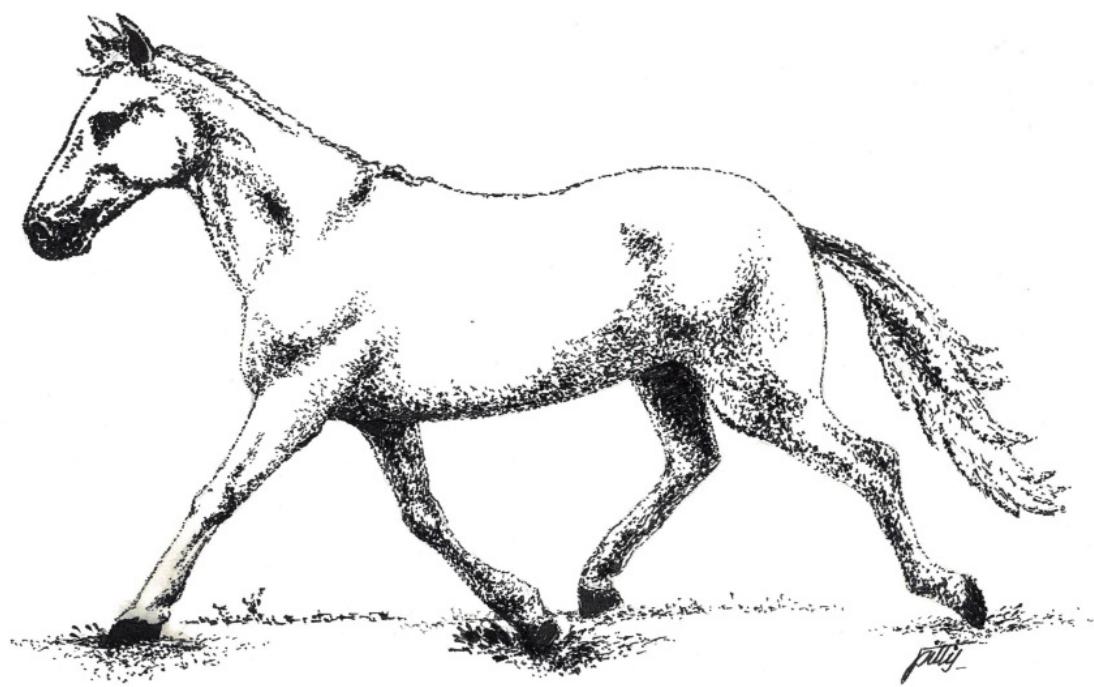
**Ready to submit your research? Choose BMC and benefit from:**

- fast, convenient online submission
- thorough peer review by experienced researchers in your field
- rapid publication on acceptance
- support for research data, including large and complex data types
- gold Open Access which fosters wider collaboration and increased citations
- maximum visibility for your research: over 100M website views per year

**At BMC, research is always in progress.**

Learn more [biomedcentral.com/submissions](http://biomedcentral.com/submissions)





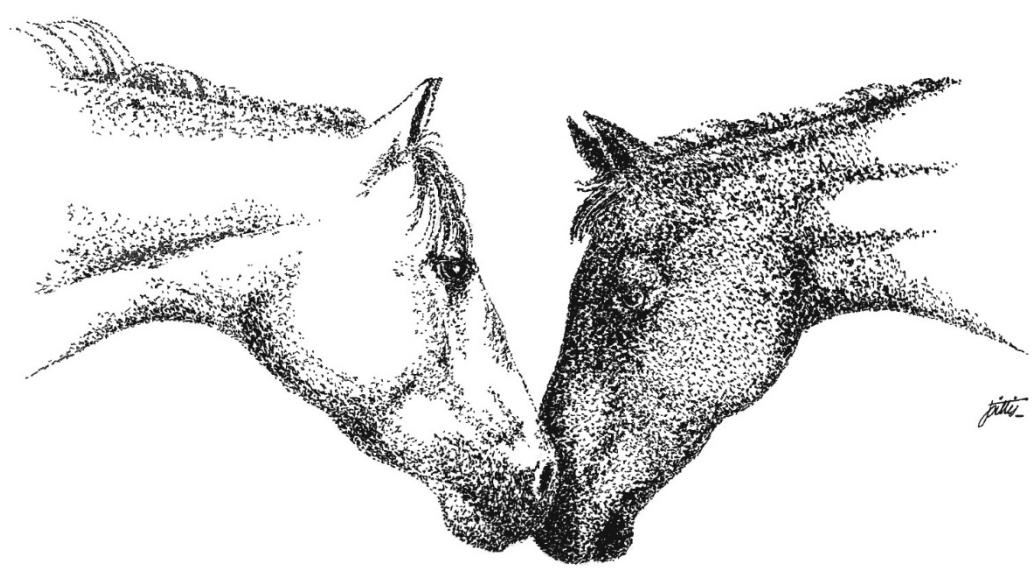
## CONCLUSIONES



## CONCLUSIONES

1. Respecto a los recesos articulares de la articulación tibiotarsiana, el receso plantarolateral presentó las mayores variaciones en ambos miembros, siendo los recesos plantaromediales y dorsomediales los que presentaron mayor similitud en las extremidades de un mismo animal. Esto debe ser tenido en cuenta para su comparación con estructuras patológicas.
2. Respecto a los ligamentos, las porciones del SLCL (superficial, media y profunda), sólo pudieron ser evaluadas a nivel 2, siendo la profunda la más grande. Sin embargo, en los SMCL, la porción profunda, sólo pudo valorarse en dos casos, mostrando CSA similares. El LPL resultó ser el ligamento más grande entre los evaluados, pudiendo ser estudiado desde el nivel 2 al 4. El CSA del LMCL resultó ser el más pequeño. En cuanto al CSA del LLCL aumentó del nivel 2 al 3, como sucede para el LMCL.
3. Los parámetros estáticos de posturografía y podobarografías obtenidos en la presente Tesis Doctoral, han demostrado ser herramientas útiles para la detección de cojeras de diversa naturaleza en ponis.





**RESUMEN**



## RESUMEN

La biometría nos permite obtener medidas de referencia que resultan imprescindibles para que los clínicos puedan diferenciar estructuras o parámetros normales de los que presentan patologías. Siendo de gran ayuda en una evaluación más precisa de las cojeras, ya que supone una de las principales causas de visita de los veterinarios equinos.

Con esta premisa, por un lado, se han tomado medidas de referencia mediante ecografía de los ligamentos y recesos del tarso en caballos trotadores; por otro, se han obtenido parámetros posturográficos y podobarográficos en ponis.

Para la primera parte se obtuvieron datos de caballos trotones sanos, que fueron evaluados previamente y habían estado compitiendo o estaban actualmente en competición.

Para el estudio de los recesos se incluyeron los recesos dorsomedial, plantarolateral y plantaromedial de los corvejones derechos e izquierdo en 24 caballos, 14 machos y 10 hembras, con media de edad de  $7,25 \pm 2,84$  y altura media a la cruz de  $159,8 \pm 2,95$  cm. La sonda utilizada fue una sectorial de 7 MHz. Los caballos permanecieron en estación durante la evaluación. Para todas las medidas se obtuvieron valores medios, desviación estándar (SD), media, mínimo y máximo percentiles 5 y 95% así como error estándar (SE). El receso dorsomedial mostró un diámetro plantarodorsal variable (0,11-0,90cm). La mayor variabilidad se encontró en el receso plantarolateral (0,3-1,5cm), obteniendo incluso diferencias entre extremidades contralaterales de un mismo animal. Los datos más constantes, correspondieron al receso plantaromedial (0,6-0,9cm), mostrando también algunas diferencias entre extremidades opuestas.

Respecto al estudio correspondiente a los ligamentos tarsianos, se calculó el área de sección transversal (CSA) del ligamento plantar largo (LPL), ligamento colateral lateral largo (LLCL), ligamento colateral lateral corto (SLCL), ligamento colateral medial largo (LMCL) y ligamento colateral medial corto (SMCL). Para ello se incluyeron 25 caballos, 13 machos y 12 hembras, de edad media  $7,05 \pm 2,58$  años; altura a la cruz de  $160,18 \pm 2,54$  cm. Los perímetros torácico y tarsiano fueron  $181,33 \pm 2,80$  cm y  $41,20 \pm 0,64$  cm, respectivamente. El examen se realizó obteniendo cortes transversales sobre cada una de las estructuras a 5 niveles previamente descritos en la literatura, en las cuatro caras de la articulación. La estructura de mayor tamaño resultó ser el LPL; su CSA aumento ligeramente del nivel 2 al 3, y disminuyó del nivel 3 al 4. En cuanto al LLCL, se observó que aumentaba del nivel 2 al 3. Las tres porciones del SLCL pudieron visualizarse a nivel 2, y la profunda parecía ser la mayor. El LMCL se visualizó del nivel 2 al 3, siendo el más pequeño de los evaluados en este estudio y como se observó en el LLCL también se ensanchó a nivel distal. Las porciones medias y superficiales del SMCL fueron examinadas en todos los caballos, pero la profunda sólo pudo identificarse en dos casos, mostrando CSA similares.

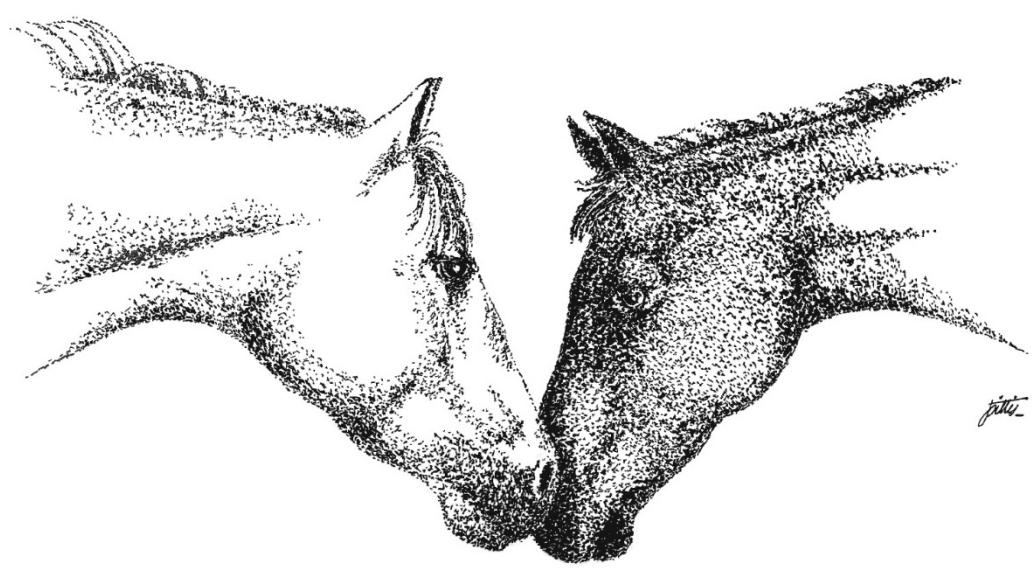
Las medidas obtenidas en ambos estudios pueden ser utilizados por otros clínicos como medidas de referencia en la raza en estudio.

La segunda parte consiste en validar la idoneidad de los parámetros posturográficos y podobarográficos para la detección de cojeras en ponis. Con este propósito, se utilizaron 17 ponis de conformación similar, con valores medios de edad  $11,61 \pm 4,47$  años; masa corporal  $174 \pm 6,31$  kg y altura a la cruz  $1,20 \pm 0,05$  m. 10 estaban sanos y formaron el grupo control y 7 presentaban cojera unilateral anterior (cojera grado 2-3).

Para la obtención de los parámetros reportados en el estudio se utilizó una plataforma de presión de 48 x 48 cm, con frecuencia de 100 Hz y rango de medición de 30-400 Kpa. Se registró a los animales durante 20 segundos. Los datos posturográficos consistieron en estatoquinesiogramas, media de COP X e Y (mm), longitud del COP (mm), relación LFS y velocidad media de COP (mm/s); los podobarográficos fueron presión estática, presión media (MP) y picos de presión (PP) (Kpa). Para validar los datos obtenidos con la plataforma de presión, se utilizó una plataforma de fuerza, obteniendo valores de impulso vertical (VI) y fuerza vertical máxima (PVF), normalizándose para el peso del cuerpo (%BW). En cuanto a los datos posturográficos el estatoquinesiogramas, media X, longitud, LFS y velocidad media de COP mostraron valores significativamente mayores  $p \leq 0.03$  en los animales cojos, comparados con los sanos. Con respecto a los podobarográficos, se encontraron diferencias significativas en el grupo de cojos en la MP y PP entre extremidad con cojera (LL) y extremidad sana (CL), al contrario de lo obtenido en el grupo sano. Al comparar con el grupo de sanos, se obtuvieron valores más altos para todos los parámetros evaluados en el CL, lo cual demuestra la redistribución de presión hacia el miembro sano en los individuos cojo. En concordancia con esto, los valores de PVF y VI calculados con la plataforma de fuerza, resultaron tener diferencias significativas entre LL y CL en el grupo de animales cojos, en comparación con los sanos ( $p \leq 0,0001$ ).

Los resultados obtenidos en esta última parte demuestran que tanto los parámetros posturográficos como podobarográficos son herramientas útiles para la detección de cojeras en ponis.





## SUMMARY



## SUMMARY

Biometrics allows us to obtain reference measurements that are essential for clinicians to differentiate normal structures or parameters from those with pathologies. Being a huge help in a more precise evaluation of lameness, since it is one of the main causes of visits of equine veterinarians.

With this premise, on the one hand, reference measurements have been taken by ultrasound of the ligaments and recesses of the tarsus in Standardbred Trotter horse; on the other hand, posturography and pedobarography parameters have been obtained in ponies.

For this first part, data were obtained from healthy Standardbred Trotter horses, which were previously evaluated and had been competing or were currently in competition.

For the study of the recesses, the dorsomedial, plantarolateral and plantaromedial recesses of the right and left hocks were included in 24 horses, 14 males and 10 females, with mean age of  $7.25 \pm 2.84$  and average height at the withers  $159.8 \pm 2.95$  cm. The probe used was a sectoral of 7MHz. The horses remained in station during the evaluation. For all measurements mean values, standard deviation (SD), mean, minimum and maximum percentiles 5% and 95% as well as standard errors (SE) were obtained. The dorsomedial recess showed a variable plantarodorsal (PLD) diameter (0.11-0.90cm), although the greatest variability was found in the plantarolateral recess (0.3-1.5cm), obtaining even differences between contralateral limbs of the same animal. The most constant data corresponded to the plantaromedial recess (0.6-0.9cm), also showing some differences between opposite limbs.

Regarding the study corresponding to the tarsal ligaments, the cross-sectional area (CSA) of the long plantar ligament (LPL), long lateral collateral ligament (LLCL), short lateral collateral ligament (SLCL), long medial collateral ligament (LMCL) and short medial collateral ligament (SMCL) was calculated. For that purpose, 25 horses, 13 males and 12 females were included, with a mean age of  $7.05 \pm 2.58$  years; height at the withers  $160.18 \pm 2.54$  cm. The thoracic and tarsal perimeters were  $181.33 \pm 2.80$  cm and  $41.20 \pm 0.64$  cm, respectively. The examination was performed by obtaining cross sections on each of the structures at 5 levels previously described in the literature, on the four sides of the joint. The larger structure turned out to be the LPL; his CSA increased slightly from level 2 to 3 and decreased from level 3 to 4. As for the LLCL, it was observed that it increased in level 2 to 3. The three portions of the SLCL could be visualized at level 2, and the deep one seemed to be the largest. The LMCL was visualized from level 2 to 3, being the smallest of those evaluated in this study and as observed in the LLCL it also widened distally. The average and superficial portions of the SMCL were examined in all the horses, but the deep one could only be identified in two cases, showing similar CSA.

The measurements obtained in both studies can be used by other clinicians as reference measurements in the breed under study.

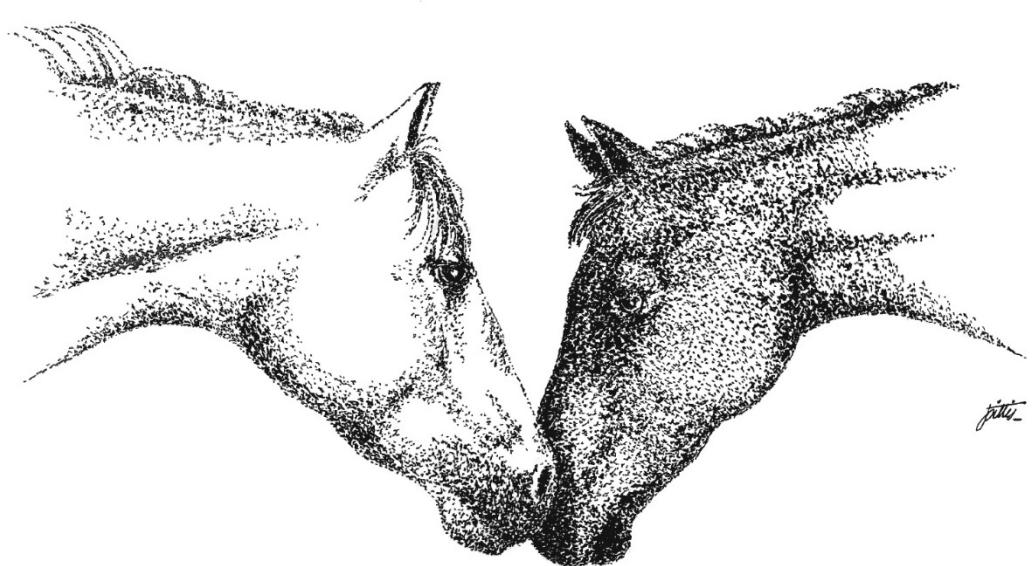
Finally, the aim is to validate the suitability of posturography and pedobarography parameters to detection of lameness in ponies. For this purpose, 17 ponies of similar conformation were used, with mean values of age  $11.61 \pm 4.47$  years; body mass  $174 \pm 6.31$  kg and height at the withers  $1.20 \pm 0.05$  m. 10 were healthy and formed the control group and 7 with unilateral forelimb lameness (lameness grade 2-3).

To obtain the parameters reported in the study a pressure platform of 48 x 48cm was used, with frequency of 100 Hz and a measuring range of 30-400Kpa. The animals were recorded for 20 seconds. The posturography and pedobarography data consisted in

statokinesiograms, mean COP X and Y (mm), COP length (mm), length in function of surface (LFS) ratio, and mean COP velocity (mm/s); the pedobarography were static pressure distribution, mean pressure (MP) and peak pressure (PP) (Kpa). To validate the data obtained with the pressure platform, a force platform was used, obtaining vertical impulses (VI) and peak vertical force (PVF), normalizing to body weight (%BW). Regarding the posturography data, the statokinesiograms, mean X, length, LFS and mean COP velocity showed significantly higher values  $p \leq 0.03$  in the lame animals, compared with sound ones. Concerning the pedobarography data, significant differences were found in the group of lames in MP and PP between lame limb (LL) and sound limb (CL), contrary to that obtained in the sound group. When compared with the sound group, higher values were obtained for all the parameters evaluated in CL, which proves the redistribution of pressure towards the sound limb in lame animals. In agreement with this, the values of PVF and VI calculated with the force platform, were found to have significant differences between LL and CL in the group of lame animals, in comparison with sound ones ( $p \leq 0.0001$ ).

The results obtained in this last part show that both posturography and pedobarography parameters are useful tools to detection of lameness in ponies.





## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAEP. Guide for veterinary service and judging of equestrian events. 4th ed. Lexington, Ky: AAEP. 1991;19.

Abrantes J., Santos L. Plantar pressure assessemnt: a new tool for postural instability diagnosis in multiple sclerosis. In: Jorge R., Tavares J., Barbosa M., Slade A., editors, Technologies for medical sciences. The Netherlands: Springer. 2012; pp: 179-206. ISBN: 978-94-007-4067-9.

Adams M.N., Turner T.A. Endoscopy of the intertubercular bursa in horses. J Am Vet Med Assoc. 1999; 214:221-225.

Adrados P. Capítulo generalidades. En: Manual de introducción a la radiología equina. Editorial: Servet, grupo Asís Biomediq S.L. 2011; pp: 1-19. ISBN: 978-84-92569-56-4.

Adrian M.J., Rog W.E., Karpovich D.V. Normal gait of the dog: An electrogoniometric study. Am J. Vet. Res. 1966; 27: 90-95.

Agüera E. y Sandoval J. Capítulo XIX: Anatomía aplicada de la rodilla, pierna y pie del caballo. Anatomía aplicada del caballo. Edición en español Harcourt Brace de España, S.A. 1999; pp: 159-166.

Aisen A.M., McCune W.J., MacQuire A. Ultrasonographic evaluation of the cartilage of the knee. Radiology. 1984; 153: 781-784.

Anjos D.M., Gomes L.P., Sampaio L.M., Correa J.C., Oliveira C.S. Assesment of plantar pressure and balance in patients with diabetes. Arch Mmed Sci. 2010; 6: 43-8.

Baratto L., Morasso P.G., Re C., Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. Motor control. 2002; 6: 246±270.

Barrey E. Methods, Applications and Limitations of Gait Analysis in Horses. The Veterinary Journal. 1999; 157: 7-22.

Barrey E. Capítulo 12: Biomecánicas de la locomoción en los caballos de deporte. En medicina y cirugía en los equinos de deporte. Editores: Kenneth W. Hinchcliff, Andris

J. Kaneps, Raymond J. Geor. Editorial Inter-Médica S.A.I.C.I. 2007; pp: 240-265. ISBN: 978-950-555-327-3.

Barrey E., Galloux P., Valette J.P., Auvinet B., Wolter R. Stride characteristics of overground versus treadmill locomotion in the saddle horse. *Acta Anat (Basel)*. 1993; 146: 90-94.

Bell B., Baker G., Foreman J., Abbott L. In vivo investigation of communication between the distal intertarsal and tarsometatarsal joints in horses and ponies. *Vet Surg*. 1993; 22:289.

Benson C.B. Ultrasonography of the musculoskeletal system. In: *Musculoskeletal Imaging-MRI, CT, Nuclear Medicine, and Ultrasound in Clinical Practice*. Markisz JA, ed. Little Brown and Company, Boston. 1991; pp: 201-210.

Biller D.S., Myer W. Ultrasound scanning of superficial structures using an ultrasound standoff pad. *Vet Radiol*. 1988; 29: 138-142.

Birch H.L., McLaughlin L., Smith R.K., Goodship A.E. Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. *Equine Veterinary Journal*. 1999a; 30: 222-226.

Birch H.L., Bailey J.V., Bailey A.J., Goodship A.E. Age-related changes to the molecular and cellular components of equine flexor tendons. *Equine Veterinary Journal*. 1999b; 31: 391-396.

Bischofberger A.S., Konar M., Ohlerth S., Geyer H., Lang J., Ueltschi G., Lischer C.J. Magnetic resonance imaging, ultrasonography and histology of the origin of the suspensory ligament-a comparative study of the normal equine anatomy. *Eq Vet J*. 2006; 38: 508-516.

Blaszczyk J.W. Sway ratio- a new measure for quantifying postural stability. *Acta Neurobiol Exp (Warsaw)*. 2008; 68: 51-7.

Blaszczyk J.W. The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait Posture*. 2016; 44: 1±6. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.014.

Blaszczyk J.W., Lowe D.L., Hansen P.D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait Posture*. 1994; 2: 11±17.

- Blaszczyk J.W., Beck M., Sadowska D. Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: vision and gender effects. *Acta Neurobiol Exp (Warsaw)*. 2014; 74: 433-42.
- Bolet G., Busoni V., Jacqmot O., Snaps F. Sonographic anatomy of the palmarodistal aspect of the equine digit. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. 2007; 48: 270-275.
- Booth T.M. Lameness associated with the bicipital bursa in an Arab stallion. *Vet Rec*. 1999; 145:194.
- Bottaro A., Casadio M., Morasso P.G., Sanguineti V. Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? *Hum Mov Sci*. 2005; 24: 588±615. doi: 10.1016/j.humov.2005.07.006.
- Buchner H.H.F., Savelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C. Kinematics of treadmill vs overground locomotion in horses. *Vet Q*. 1994a; 16: S87- S90.
- Buchner H.H.F., Savelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C., Merkens A., Barneveld A. Habituation of horses to treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal Supplement*. 1994b; 17: 13-15.
- Buchner H.H., Salvelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C., Barneveld A. Bilateral lameness in horses-a kinematic study. *Veterinary Quarterly*. 1995a; 17: 103-105.
- Buchner H.H., Salvelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C., Barneveld A. Temporal stride patterns in horses with experimentally induced fore-and hindlimb lameness. *Equine Vet J Supplement*. 1995b; 18: 161-165.
- Buchner H.H., Savelberg H.H., Schamhardt H.C., Barneveld A. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore-or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*. 1996a; 28: 71-76.
- Buchner H.H., Savelberg H.H., Schamhardt H.C., Barneveld A. Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore-or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*. 1996b; 28: 63-70.
- Buchner H.H., Obermuller S., Scheidl M. Body center of mass movement in the lame horse. *Equine Vet J Suppl*. 2001; 33: 122±127.

Budras K.D., Sack W.O., Röck S., Wünsche A., Henschel E. Capítulo 2: miembro pelviano. En: Atlas de anatomía del caballo, Edición española, ediciones S. 2005; pp.14-27. ISBN: 84-87736-58-0.

Carpenter M.G., Frank J.S., Winter D.A., Peysar G.W. Sampling duration effects on center of pressure summary measures. *Gait and Posture*. 2001; 13: 35-40.

Chambers M.D., Martinelli M.J., Baker G.J., Kneller S.K., Twardock A.R. Nuclear medicine for diagnosis of lameness in horses. *J Am Vet Med Assoc*. 1995; 206: 792-796.

Clayton H.M. Cinematographic analysis of the gait of lame horses V: fibrotic myopathy. *Journal of Equine Veterinary Science*. 1988; 8: 297-301.

Clayton H.M., Lanovaz J.L., Schamhardt H.C., Willemen M.A., Colborne G.R. Net joint moments and powers in the equine forelimb during the stance phase of the trot. *Equine Vet J*. 1998; 30: 384-389.

Clayton H.M., Schott H.C., Littlefield L., Lanovaz J.L. Center of pressure analysis in the normal and neurological horses. *J Vet Int Med*. 1999; 13: 241.

Clayton H.M., Hodson E., Lanovaz J.L., Colborne G.R. The hind limb in walking horses: net joint moments and joint powers. *Equine Vet J*. 2001; 33: 44-48.

Clayton H.M., Bialska D.E., Lavovaz J.L., Mullineaux D.R. Assessment of the reliability of a technique to measure postural sway in horses. *Am J Vet Res*. 2003; 64: 1354-9.

Clayton H.M., Lynch J.A., Mullineaux D.R. The reliability of force platform data from trotting horses *Equine and Comparative Exercise Physiology*. 2005; 2: 129-132.

Climent S., Sarasa M., Dominguez L., Muniesa P., Terrado J. Capítulo 11: Huesos, articulaciones y músculos del pie. En: *Manuel de anatomía y embriología de los animales domésticos. Conceptos básicos y datos aplicativos*. Editorial Acribia, S.A. 2011; pp: 237-260.

Colborne G.R., Innes J.F., Comerford E.J., Owen M.R., Fuller C.J. Distribution of power across the hind limb joints in Labrador Retrievers and Greyhounds. *Am J Vet Res*. 2005; 66 (9): 1563-1571.

Cole K., Abbs J.H. Coordination of three-joint digit movements for rapid finger/thumb grasp. *J. Neurophysiol*. 1986; 55: 1407-1423.

Cordeiro T.L., Frade M.A., Barros A.R., Foss N.T. Postural balance control of the leprosy patient with plantar sensibility impairment. *Occup Med Health Aff.* 2014; 2: 3.

Cruz A.M., Maninchedda U.E., Burger D., Wanda S., Vidondo B. Repeatability of gait pattern variables measured by use of extremity-mounted inertial measurement units in nonlame horses during trotting. *Am J Vet Res.* 2017; 78 (9): 1011-1018. Doi: 10.2460/ajvr.78.9.1011.

Curry T.S., Dowdley J.E., Murray R.C. Computed tomography. In Curry T.S., Dowdley J.E., Murry R.C.: Christensen's physics of diagnostic radiology, ed 4TH, Philadelphia. 1990, Lea and Febiger.

Daniel A.J., Judy C.E., Rick M.C., Saveraid T.C., Herthel D.J. Comparison of radiography, nuclear scintigraphy, and magnetic resonance imaging for detection of specific conditions of the distal tarsal bones of horses: 20 cases (2006–2010). *Journal of the American Veterinary Medical Association.* 2012; 240: 1109-1114.

Denoix J.M. Joints and miscellaneous tendons. In *Equine Diagnostic Ultrasonography.* Rantanen N.W., McKinnon A.O., eds. Williams and Wilkins, Philadelphia. 1998a; pp: 475-514.

Denoix J.M. Ultrasonographic examination in the diagnosis of joint disease. In: McIlwraith C.W., Trotter G.W. (eds): *Joint disease in the horse.* 1st ed. Philadelphia: WB Saunders. 1998b; pp: 165-202.

Denoix J.M. The equine distal limb: an atlas of clinical anatomy and comparative imaging. London: M. Manson; 2000.

Denoix J.M.; Crevier N., Azevedo C. Ultrasound examination of the pastern in horses. *Proceedings 37th Ann Convention Am Assoc Equine Pract.* 1991; 37: pp: 363-380.

Denoix J.M., Jacot S., Bousseau B., Perrot P. Ultrasonographic anatomy of the dorsal and abaxial aspect of the equine fetlock. *Equine Vet J.* 1996; 28: 54-62.

Denoix J.M., Busoni V. Ultrasonography of joints and synovia. In *Current Techniques in Equine Surgery and Lameness.* 2nd ed. White N.A., Moore J.N., eds. W.B. Saunders, Philadelphia. 1998; 643-654.

Denoix J.M., Audigie F. Ultrasonographic examination of joints in horses. *Am Assoc Equine Pract.* 2001; 46: 366-375.

Denoix J.M., Audigié F. Capítulo 10: Imágenes del aparato musculoesquelético equino. En medicina y cirugía en los equinos de deporte. Editores: Kenneth W. Hinchcliff, Andris J. Kaneps, Raymond J. Geor. Editorial Inter-Médica S.A.I.C.I. 2007; pp: 184-211. ISBN: 978-950-555-327-3.

Dik K.J. Ultrasonography in the diagnosis of equine lameness. *Vet Ann.* 1990; 30: 162-171.

Dik K.J., Leitch M. Soft tissue injuries of the tarsus. *Vet Clin North Am Equine Pract.* 1995; 11: 235-247.

Dow S.M., Leendertz J.A., Silver I.A., Goodship A.E. Identification of subclinical tendon injury from ground reaction force analysis. *Equine Vet J.* 1991; 23: 266-272.

Drevemo S., Dalin G., Fredricson I., Hjerten G. Equine locomotion: 1. The analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting standardbreds. *Equine Vet J.* 1980; 12: 60-65.

Dyce K.M., Sack W.O., Wensing C.J.G. Capítulo 24: Miembro pélvico del caballo. En: Anatomía Veterinaria, 4º Edición. Editorial El Manual Moderno, S.A de C.V. 2012; pp: 624-643. ISBN: 978-607-448-120-4.

Dyson S.J. Chapter 15: Radiography and Radiology, in: Diagnosis and Management of Lameness in the horse (Mike W. Ross and Sue J. Dyson). Saunders, Elsevier. 2003; pp: 153-166. ISBN-13:978-0-7216-8342-3; ISBN-10:0-7216-8342-8.

Dyson S.J., Kidd L. Five cases of gastrocnemius tendinitis in the horse. *Equine Vet J.* 1992; 24: 254-256.

Dyson S., Romero J. An investigation of injection techniques for local analgesia of the equine distal tarsus and proximal metatarsus, *Equine Vet J.* 1993; 25:30.

Dyson S.J., Denoix J-M. Tendon, tendon sheath, and ligament injuries in the pastern. *Vet Clin North Am: Equine Pract.* 1995; 11: 217-233.

Dyson S.J., Weekes J.S., Murray R.C. Scintigraphic evaluation of the proximal metacarpal and metatarsal regions of horses with proximal suspensory desmitis. *Veterinary Radiology and Ultrasound.* 2007; 48 (1) pp: 78-85.

Fanchon L., Grandjean D. Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. Am J Vet Res. 2007; 68: 1089±1094. doi: 10.2460/ajvr.68.10.1089. Static Posturography in a Lame Canine Model. PLOS ONE | DOI: 10.1371/journal.pone.0170692 January 23, 2017 11 / 13.

Forssberg H., Nather L.M. Ontogenetic development of postural control in man: Adaptation to altered support and visual conditions during stance. Journal of Neuroscience. 1982; 2: 545-552.

Fuller C.J., Bladon B.M., Driver A.J., Barr A.R.S. The intra- and inter-assessor reliability of measurement of functional outcome by lameness scoring in horses. Vet J. 2006; 171: 281-286.

Galisteo A.M., Cano M.R., Morales J.L., Miro F., Vivo J., Aguera E. Kinematics in horses at the trot before and after an induced forelimb supporting lameness. Equine Veterinary Journal Supplement. 1997; 23: 97-101.

García-López J.M. Chapter 20: Computed Tomography. In: Diagnosis and Management of Lameness in the horse (Mike W. Ross and Sue J. Dyson). Saunders, Elsevier. 2003; pp: 213-215. ISBN-13:978-0-7216-8342-3; ISBN-10:0-7216-8342-8.

Garret P.D. Anatomy of the dorsoscapular ligament of horses. J Am Vet Med Assoc. 1990; 196: 446.

Genovese R.L., Rantanen N.W., Hauser M., Simpson B.S. Diagnostic ultrasonography of equine limbs. Vet Clin North Am Equine Pract. 1986; 2: 145.

Genovese R.L., Rantanen N.W., Simpson B.S. The use of ultrasound in the diagnosis and management of injuries to the equine limb, Compend Contin Educ Vet Pract. 1987; 9: 945-955.

Getty R., editors: Sisson and Grossman's the anatomy of domestic animals, ed 4th, Philadelphia, WB Saunders. 1953.

Getty R. Sisson and Grossman's The Anatomy of the Domestic Animal, Vol I, 5th ed. Philadelphia: WB Saunders. 1975.

Getty R. Capítulo 15: Osteología de los equinos. En:Sisson and Grossman's Anatomía de los Animales Domésticos, Vol I, 5th ed. Philadelphia: WB Saunders. Edición en español. 1982a; pp: 289-391.

Getty R. Capítulo 16: Sindesmología de los equinos. En:Sisson and Grossman's Anatomía de los Animales Domésticos, Vol I, 5th ed. Philadelphia: WB Saunders. Edición en español. 1982b; pp: 392-422.

Gillis C.L., Meagher D.M., Pool R., Stover S.M., Craychee T.J. Ultrasonographically detected changes in equine superficial digital flexor tendons during the first months of race training. American Journal of Veterinary Research. 1993; 54: 1797-1802.

Gillis C., Meagher, DM., Cloninger A., Locatelly L., Willis N. Ultrasonographic cross-sectional area and mean echogenicity of the superficial and deep digital flexor tendons in 50 trained Thoroughbred racehorses. American Journal of Veterinary Research. 1995a; 56: 1265-1269.

Gillis C., Sharkey N., Stover S. Effect of maturation and ageing on material and ultrasonographic properties of equine superficial digital flexor tendon. American Journal of Veterinary Research. 1995b; 56: 1345-1350.

Gómez Álvares C.B., Gustås P., Bergh A., Rhodin M. Vertical head and pelvic movement symmetry at the trot in dogs with induced supporting limb lameness. The Veterinary Journal. 2017; 229: 13-18.

Gustås P., Pettersson K., Honkavaara S., Lagerstedt A-S., Byström A. Kinematic and temporospatial assessment of habituation of Labrador retrievers to treadmill trotting. The Veterinary Journal. 2013; 198 (1): 114-119. doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.044

Hagen-Ansert S.L. Textbook of Diagnostic Ultrasonography, 3rd ed. St. Louis, CV Mosby. 1989.

Hoskinson J.J. Equine nuclear scintigraphy: indications, uses and techniques. Vet Clin North Am: Equine Pract. 2001; 17: 63-74.

Ingle-Fehr J., Baxter G.M. Endoscopy of the calcaneal bursa in horses, Vet Surg. 1998; 27: 561.

Ishihara A., Bertone A.L., Rajala-Schultz P.J. Association between subjective lameness grade and kinetic gait parameters in horses with experimentally induced forelimb lameness. Am Vet Res. 2005; 66: 1805-1815.

Jeffcott L.B., Rossdale P.D., Freestone J., Frank C.J., Towers-Clark P.F. An assessment of wastage in Thoroughbred racing from conception to 4 years of age. *Equine Vet J.* 1982; 14: 185-198.

Kainer R.A. Functional anatomy of the equine locomotor organs. In Adams' Lameness in Horses, 4th ed. Stashak TS, ed. Lea and Febiger, Philadelphia. 1987; pp: 1-70.

Kainer R.M., Fails A.D. Capítulo 1: Anatomía funcional del aparato musculoesquelético del equino. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter-Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 3-74. ISBN: 978-950-555-430-0.

Karpovich P.V., Herden E.L., Asa M.M. Electrogoniometric study of joints. *U.S. Armed Forces Med. J.* 1960; 11: 425-450.

Keegan K.G. Evidence-based lameness detection and quantification. *The Veterinary Clinics of North America. Equine Practise.* 2007; 23: 403-423.

Keegan K.G. Capítulo 3: Examen de las claudicaciones (Cinemática/Cinética). En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter-Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 177-185. ISBN: 978-950-555-430-0.

Keegan K.G., Wilson D.A., Wilson D.J., Smith B., Gaughan E.M., Pleasant R.S., Lillich J.D., Kramer J., Howard R.D., Bacon-Miller C., Davis E.G., May K.A., Cheramie H.S., Valentino W.L., van Harreveld P.D. Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *Am J Vet Res.* 1998; 59: 1370-1377.

Keegan K.G., Wilson D.A., Smith B.K., Wilson D.J. Changes in kinematic variables observed during pressure-induced forelimb lameness in adult horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research.* 2000; 61: 612-619.

Keegan K.G., Yonezawa Y., Pai P.F., Wilson D.A. Accelerometer-based system for the detection of lameness in horses. *Biomedical Sciences Instrumentation.* 2002; 38: 107-112.

Keegan K.G., Yonezawa Y., Pai P.F., Wilson D.A., Kramer J. Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research.* 2004a; 65: 665-670.

- Keegan K.G., Dent E.V., Wilson D.A., Janicek J., Kramer J., Lacarrubba A., Walsh D.M., Cassells M.W., Esther T.M., Schiltz P., Frees K.E., Wilhite C.L., Clark J.M., Pollitt C.C., Shaw R., Norris T. Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. *Equine Vet J.* 2010; 42: 92-97.
- Keegan K.G., Kramer J., Yonezawa Y., Maki H., Pai P.F., Dent E.V., Kellerman T.E., Wilson D.A., Reed S.K. Assessment of repeatability of a wireless, inertial sensor-based lameness evaluation system for horses. *American Journal of Veterinary Research.* 2011; 72: 1156-1163.
- Keegan K.G., MacAllister C.G., Wilson D.A., Gedon C.A., Kramer J., Yonezawa Y., Maki H., Pai F.P. Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. *Am J Vet Res.* 2012; 73: 368-374.
- Kelmer G., Keegan K.G., Kramer J., Wilson D.A., Pai F.P., Singh P. Computer-assisted kinematic evaluation of induced compensatory movements resembling lameness in horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research.* 2005; 66: 646-655.
- Khumsap S., Lanovaz J.L., Clayton H.M. Verification of skin-based markers for 3-dimentional kinematic analysis of the equine tarsal joint. *Equine Vet J.* 2004; 36: 655-658.
- King M.R., Haussler K.K., Kawcak C.E., McIlwraith C.W., Reiser R.F. Effect of underwater treadmill exercise on postural sway in horses with experimentally induced carpal joint osteoarthritis. *American Journal of Veterinary Research.* 2013; 74: 771.
- Kraft S.L., Gavin P. Physical principles and technical considerations for equine computed tomography and magnetic resonance imaging. *Vet Clin North Am Equine Pract.* 2001; 17: 115-130.
- Kramer J., Keegan K.G., Wilson D.A., Smith B.K., Wilson D.J. Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic. *American Journal of Veterinary Research.* 2000; 61: 1031-1036.

- Kramer J., Keegan K.G., Kelmer G., Wilson D.A. Objective determination of pelvic movement during hind limb lameness by use of a signal decomposition method and pelvic height differences. *Am J Vet Res.* 2004; 65: 741-747.
- Kramer J. y Keegan K. Capítulo 13: Cinemática de la claudicación. En medicina y cirugía en los equinos de deporte. Editores: Kenneth W. Hinchcliff, Andris J. Kaneps, Raymond J. Geor. Editorial Inter-Médica S.A.I.C.I. 2007; pp: 266-282. ISBN: 978-950-555-327-3.
- Kraus-Hansen A.E., Jann H.W., Kerr D.V., Fackelman G.E. Arthrographic analysis of communication between the tarsometatarsal and distal intertarsal joints of the horse. *Vet Surg.* 1992; 21: 139-144.
- Kremkau F.W. Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments, 4th ed. Philadelphia, WB Saunders, 1993.
- Kremkau F.W. Diagnostic ultrasound: principles and instruments, 6th ed. Philadelphia: W.B. Saunders. 2002; xiv, pp: 428, pp: 440 of plates.
- Lamb C.R., Koblik P. Scintigraphic evaluation of skeletal disease and its application to the horses. *Vet Radiol.* 1988; 29: 16.
- Langlois B., Froidevaux J., Lamarche L., Legault C., Legault P., Tassencourt L., Théret M. Analyse des liaisons entre la morphologie et l'aptitude au galop, au trot et au saut d'obstacles chez le cheval. *Annales de Génétique et de Sélection Animale*, 1978; 10: 443-474.
- Latorre R., Arencibia A., Gil F., Rivero M., Henry R.W., Ramírez G., Váquez J.M. Correlation of magnetic resonance images with anatomic features of the equine tarsus. *Am J VeT Res.* 2006; 67: 756-761.
- Le Clair K., Riach C. Postural stability measures: What to measure and for how long. *Clinical Biomechanics.* 1996; 11: 176-178.
- Leach D.H., Cymbaluk N.F. Relationship between stride length, stride frequency, velocity and morphometrics of foals. *Am J Vet Res.* 1986; 47: 2090-2097.
- Leach D.H., Dyson S. Instant centres of rotation of equine limb joints and their relationship to standard skin marker locations. *Equine Vet J.* 1988; 20 (6): 113-119.

Love T.J. Thermography as an indicator of blood perfusion, Ann N Y Acad Sci. 1980; 335: 429.

Mack L.A., Scheible W. Diagnostic ultrasound, radiography, and related diagnostic techniques in the evaluation of bone, joint, and soft tissue diseases. In: Diagnosis of Bone and joint Disorders, 3rd ed. Resnik D, ed. W.B. Saunders Co., Philadelphia. 1995; pp: 219-236.

Maliye S., Voute L., Lund D., Marshall J.F. An inertial sensor-based system can objectively assess diagnostic anesthesia of the equine foot. Equine Veterinary Journal. 2013; 45: 26-30. Doi: 10.1111/evj.12158.

Malouin F., Bedard P. Evaluation of head motility and posture in cats with horizontal torticollis. Exp. Neurol. 1983; 81: 559-570.

Marghitu D.B., Swaim S.F., Rumph P.F., Cojonaru D., Gillette R.L., Scardino M.S. Dynamics Analysis of Ground Contact Pressure of English Pointer Dogs. Nonlinear Dyn. 2003; 33: 253±265.

Marshall J.F., Lund D.G., Voute L.C. Use of a wireless, inertial sensor-based system to objectively evaluate flexion tests in the horse. Equine Veterinary Journal. 2012; 44: 8-11. Doi: 10.1111/j. 2042-3306.2012.00611. x.

Martinez- Méndez R., Sekine M., Tamura T. “Postural Sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults”. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. In press, 2011a.

Martinez- Méndez R., Sekine M., Tamura T. “Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors”. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2011b; 8 (1): 17.

Martinez-Méndez R., Huertas M.R. Uso de sensores iniciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud. Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería. 2013.  
<https://www.researchgate.net/publication/263198667>.

Maurer C., Peterka R.J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. J Neurophysiol. 2005; 93: 189±200. doi: 10.1152/jn.00221.2004.

May S.A., Wyn-Jones G. Identification of hindleg lameness. Equine Veterinary Journal. 1987; 19: 185-188.

McCune W.J., Dedrick D.K., Aisen A.M. Sonographic evaluation of osteoarthritic femoral condylar cartilage-correlation with operative findings. Clin Orthop. 1990; 254: 230.

McIlwraith C.W., Nixon A.J., Wright I.M. In Diagnostic and Surgical Arthroscopy of the Horse, 3rd ed. Mosby Elsevier, Edinborough. 2005.

McLaughlin R.M. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. Vet Clin N Am-Small. 2001; 31: 193-01.

Mirza M.H., Bommala P., Richbourg H.A., Rademacher N., Kearney M.T., Lopez M.J. Gait Changes Vary among Horses with Naturally Occurring Osteoarthritis Following Intra-Articular Administration of Autologous Platelet-Rich Plasma. Frontiers in Veterinary Science. 2016. <https://doi.org/10.3389/fvets.2016.00029>.

Morris E.A., Seeherman H.J. Clinical evaluation of poor performance in the racehorse: the results of 275 evaluations. Equine Vet J. 1991; 23: 169-174.

Nielson C., Stover S.M., Schultz K.S., Hubbard M., Hawkins D.A. Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk. Am J Vet Res. 2003; 64: 609-617.

Nixon A.J. Endoscopy of the digital flexor tendon sheath in horses. Vet Surg. 1990; 19: 266.

Nyland T.G., Mattoon J.S., Wisner E.R. Physical principles, instrumentation, and safety of diagnostic ultrasound. In Nyland T.G., Mattoon J.S. (eds): Veterinary Diagnostic Ultrasound. Philadelphia, WB Saunders, 1995.

Nyland T.G., Mattoon J.S. Small Animal Diagnostic Ultrasound, WB Saunders, Philadelphia. 2002; pp: 1-28.

O'Callaghan M.W. The integration of radiography and alternative imaging methods in the diagnosis of equine orthopedic disease. Vet Clin North Am Equine Pract. 1991; 7: 339-364.

Olney S.J., Griffin M.P., Monga T.N., McBride I.D. Work and power in gait of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil. 1991; 72: 309-314.

Olsen E., Andersen P.H., Pfau T. Accuracy and precision of equine gait event detection during walking with limb and trunk mounted inertial sensors. Sensors (Basel). 2012; 12: 8145-8156.

Oosterlinck M., Pillea F., Sonneveld D.C., Oomen A.M., Gasthuys F., Back W. Contribution of dynamic calibration to the measurement accuracy of a pressure plate system throughout the stance phase in sound horses. Vet J. 2012; 193: 471-4.

Oosterlinck M., Royaux E., Pille F. A preliminary study on pressure-plate evaluation of forelimb toe-heel and mediolateral hoof balance on a hard vs. a soft surface in sound ponies at the walk and trot. Equine Veterinary Journal. 2014; 46 (6): 751-755.

Patterson-Kane J.C., Firth E.C., Goodship A.E., Parry D. Age-related differences in collagen crimp patterns in the superficial digital flexor tendon core region of untrained horses. Australian Veterinary Journal. 1997; 1: 39-44.

Pavol M.J. Detecting and understanding differences in postural sway: Focus on “A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control”. Journal of Neurophysiology. 2005; 93: 20-21.

Pease A.P., Redding W.R. Capítulo 4: Procedimientos Diagnósticos. Tomografía computarizada. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter-Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 478-487. ISBN: 978-950-555-430-0.

Peham C., Licka T., Girtler D., Scheidl M. Hindlimb lameness: clinical judgement versus computerized symmetry measurement. Vet Rec. 2001; 148: 750±752.

Pickersgill C.H., Marr C.M., Reid S.W. Repeatability of diagnostic ultrasonography in the assessment of the equine superficial digital flexor tendon. Equine Veterinary Journal. 2001; 33: 33-37.

Post E.M., Singer E.R., Clegg P.D., Smith R.K., Cripps P.J. Retrospective study of 24 cases of septic calcaneal bursitis in the horse. Equine Vet J. 2003; 35: 662-668.

Powis R.L. Ultrasound science for the veterinarian. Vet Clin North Am [Equine pract]. 1986; 2:3-27.

Powis R.L. Ultrasound Science for the Veterinarian. Equine Diagnostic Ultrasonography. Rantanen N.W., McKimmon A.O., eds. Williams and Wilkins, Baltimore. 1998; pp: 1:18.

Purohit R.C., McCoy M.D. Thermography in the diagnosis of inflammatory processes in the horse. Am J Vet Res. 1980; 41: 1167-1169.

Purohit R.C., McCoy M.D., Bergfeld W.A. Thermographic diagnosis of Horner's syndrome in the horse. Am J Vet Res. 1980; 41: 1180-1181.

Raes E.V., Bergman E.H., van der Veen H., Vanderperren K., Van der Vekens E., Saunders J.H. Comparison of cross-sectional anatomy and computed tomography of the tarsus in horses. American Journal of Veterinary Research. 2011; 72 (9): 1209-1221.

Rantanen N.W. Instrumentation and physical principles of ultrasound use. Proceedings of the 39th Annual Meeting of the American Association of Equine Practice. 1993; pp: 3-4.

Rantanen N.W. Examination procedures and normal anatomy. In Rantanen N.W., McKinnon A.O., eds. Equine diagnostic ultrasonography. The Williams and Wilkins Co., Baltimore. 1998; pp: 114-117.

Rantanen N.W., Jorgensen J.S., Genovese R.L. Ultrasonographic evaluation of the equine limb. In: Diagnosis and Management of Lameness in the Horse. Ross M.W., Dyson S.J., eds. WB Saunders, Philadelphia. 2003; pp: 166-188.

Ratzlaff M. Quantitative Methods for the Analysis of Equine Locomotion and Their Applications to Other Species. American Zoologist. 1989; 29: 267-285.

Raymakers J.A., Samson M.M., Verhaar H.J.J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter (s). Gait Posture. 2005; 21: 48-58.

Redding WR. Sonographic examination of the joints of horses; Part 1: Indications, techniques and equipment. Eq Vet Educ Aug. 2001a; 3 (4): 250-259.

Redding W.R. Sonographic examination of the joints of horses; Part 2: Examination of articular structures. Eq Vet Educ. 2001b; 13 (5): 275-279.

Redding W.R. Capítulo 4: Procedimientos diagnósticos, Ecografía. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter-Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 356-397. ISBN: 978-950-555-430-0.

- Reef VB. Capítulo 1: Physics and Instrumentation, en Equine diagnostic ultrasound. Philadelphi: Saunders. 1998a; pp: 1-23. ISBN-13: 978-0-7216-5023-4; ISBN-10: 0-7216-5023-6.
- Reef V.B. Capítulo 3: Muculoskeletal Ultrasonography, en Equine diagnostic ultrasound. Philadelphi: Saunders. 1998b; pp: 39-186. ISBN-13: 978-0-7216—5023-4; ISBN-10: 0-7216-5023-6.
- Reef V.B. The musculoskeletal system. In: Atlas of equine ultrasonography. St. Louis: Mosby. 1998c; pp: 39-186.
- Reef V.B. Superficial digital flexor tendon healing ultrasonographic evaluation of therapies. Veterinary Clinic North America: Equine Practice. 2001; 17: 159-179.
- Reimers J.M. Musculoskeletal ultrasonography. In: Equine diagnostic ultrasound. St Louis: Mosby. 1998; pp: 1-108.
- Rhodin M., Bergh A., Gustås P., Gómez-Álvarez C.B. Inertial sensor-based system for lameness detection in trotting dogs with induced lameness. The Veterinary Journal. 2017; 222: 54-59.
- Rodríguez E.J.A., Ocampo J.W.M., Ortega C.A.S. Medidores de deformación por resistencia: galgas extensiométricas. Scientia et technical. 2007; 1; núm 34.
- Røgind H., Lykkegaard J.J., Bliddal H., Danneski old-Samsøe B. Postural sway in normal subjects aged 20-70 years. Clinical Physiology and Functional Imaging. 2003; 23: 171-176.
- Rose P.L., Seeherman H., O'Callaghan M. Computed tomographic evaluation of comminuted middle phalangeal fractures in the horse. V Radiol and Ultrasound. 1997; 38 (6): 424-429.
- Rose P.L., Moore I. Imaging diagnosis-avulsion of the medial collateral ligament of the tarsus in a horse. Vet Radiol Ultrasound. 2003; 44 (6): 657-659.
- Ross M.W. Chapter 23: Arthroscopic Examination. In: Diagnosis and Management of Lameness in the horse (Mike W. Ross and Sue J. Dyson). Saunders, Elsevier. 2003; pp: 226-230. ISBN-13:978-0-7216-8342-3; ISBN-10:0-7216-8342-8.

Rosddale P.D., Hopes R., Wingfield Digby N.J., Offord K. Epidemiological study of wastage among racehorses 1982 and 1983. *Vet Rec.* 1985; 11: 66-69.

Rubin C.T., Lanyon L.E. Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. *Journal of Experimental Biology.* 1982; 101: 187-211.

Sack W., Habel R. Rooney's Guide to the Dissection of the Horse, Rooney J. ed. Veterinary Textbook, Ithaca. 1977; pp: 542-595.

Sack W., Orsini P. Distal intertarsal and tarsometatarsal joints in the horse: communication and injection sites. *J Am Vet Med Assoc.* 1981; 179: 355.

Sande R.D., Tucker R.L., Johnsten G.R. Diagnostic ultrasound: applications in the equine limb. In Rantanen N.W., McKinnon A.O, editors: *Equine Diagnostic Ultrasonography*, Baltimore, Williams and Wilkins. 1998.

Sandoval J. Capítulo 21: Miembro pelviano, esqueleto y articulaciones del miembro pelviano. En: *Tratado de Anatomía Veterinaria, Tomo II Aparato Locomotor*, 4º edición, imprenta Sorles. 1998; pp. 183-216. ISBN: 84-605-1299-1.

Schlueter A.E., Orth M.W. Equine osteoarthritis: a brief review of the disease and its causes. *Equine Comp Exerc Physiol.* 2004; 1: 221-31. Doi: 10.1079/ecp 200428.

Schmid M., Conforto S., Camomilla V., Cappozzo A., D'Alessio T. The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. *Med Eng Phys.* 2002; 24: 623-631.

Schramme M., Redding W.R. Capítulo 4: Procedimientos Diagnósticos. Resonancia magnética. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter-Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 439-477. ISBN: 978-950-555-430-0.

Scivoletto G., Romanelli A., Mariotti A., Marinucci D., Tamburella F., Mammone A., Cosentino E., Sterzi S., Molinari M. Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine.* 2008; 33: 259± 264. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181626ab0.

Seeherman H.J., Morris E., O'Callaghan M.W. The use of sports medicine techniques in evaluating the problem equine athlete. *Vet Clin North Am Equine Pract.* 1990; 6: 239-274.

- Seeherman H.J., Morris E., O'Callaghan M.W. Comprehensive clinical evaluation of performance. In Auer JA, editor: Equine surgery, Philadelphia. 1992, WB Saunders.
- Silva P.J.G, Nadal J., Infantosi A.F.C. Investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role on the body sway. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. 2012; 28 (4): 319-326.
- Sisson S. Equine Osteology, Syndesmology, and Myology. In Sisson and Grossman's The Anatomy of the Domestic Animals, 5th ed. Getty R, ed. W.B. Saunders Co, Philadelphia. 1975; pp: 255-453.
- Skopljak A., Muftic M., Sukalo A., Masic I., Zzunic L. Pedobarography in diagnosis and clinical application. Acta Inform Med. 2014; 6: 374-8.
- Soroko M., Howell K. Infrared Thermography: Current Applications in Equine Medicine. Journal of Equine Veterinary Science. 2018; 60: 90-96. - j-evs.com
- Souza A.N., Pinto A.C., Marvulle V., Matera J.M. Evaluation of vertical forces in the pads of German Shepherd dogs. Vet Comp Orthop Traumatol. 2013; 26: 6±11. doi: 10.3415/VCOT-11-07-0100.
- Souza A.N., Tatarunas A.C., Matera J.M. Evaluation of vertical forces in the pads of Pitbull's with cranial cruciate ligament rupture. BMC Vet Res. 2014; 10: 51. doi: 10.1186/1746-6148-10-51.
- Starke S.D., Williams E., Head M., May S.A., Pfau T. Proximal hindlimb flexion in the horse: Effect on movement symmetry and implications for defining soundness. Equine Veterinary Journal. 2012; 44: 657-663.
- Steckel R.R. The role of scintigraphy in the lameness evaluation. Vet Clin North Am Equine Pract. 1991; 7: 207-239.
- Steward M. Clinical applications of musculoskeletal scintigraphy in the horse. Aust Equine Vet. 1994; 12: 71-75.
- Stromberg B. Morphologic, thermographic and <sup>133</sup>Xe clearance studies on normal and diseased superficial digital flexor tendons in race horses. Eq Vet J. 1973; 5: 156-161.
- Stromberg B. The use of thermography in equine orthopedics. J Vet Radiol. 1974; 15: 94-97.

Sullins K.E. Capítulo 5: Claudicación originada en las extremidades: El tarso y la tibia. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 2, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter-Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 785-850. ISBN: 978-950-555-430-0.

Tamburella F., Scivoletto G., Molinari M. Balance training improves static stability and gait in chronic incomplete spinal cord injury subjects: a pilot study. Eur J Phys Rehabil Med. 2013; 49: 353±364.

Tapprest J., Audigé F., Radier C., Didierlaurent D., Mathieu D., Denoix J-M. Examen d'imagerie par résonance magnétique du pied du cheval. Prat Vet Equine. 2002; 34: 97-101.

Taylor B. M., Tipton C.M., Adrian M., Karpovich P.V. Action of certain joints in the legs of the horse recorded electrogoniometrically. Am. J. Vet. Res. 1966; 27: 85-89.

Tomas A., Marcellin-Little D.J., Roe S.C., Motsinger-Reif A., Lascelles B.D. Relationship between mechanical thresholds and limb use in dogs with coxofemoral joint OA-associated pain and the modulating effects of pain alleviation from total hip replacement on mechanical thresholds. Vet Surg. 2014; 43: 542-8.

Tucker R.L., Sande R.D. Computed tomography and magnetic resonance imaging in equine musculoskeletal conditions. Vet Clin North Am Equine Pract. 2001; 17: 145-157.

Turner T.A. Hindlimb muscle strain as a cause of lameness in horses. In Proceedings Am Assoc Eequine Pract. 1989; 34: 281-283.

Turner T.A. Diagnostic thermography. Vet Clin North Am (Equine Pract). 2001; 17: 95-114.

Turner T.A. Capítulo 4: Procedimientos diagnósticos, Termografía. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter- Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 495-503. ISBN: 978-950-555-430-0.

Turner T.A., Purohit R.C., Fessler J.F. Thermography: A review in equine medicine. Comp Cont Ed. 1986; 8: 855-858.

Twardock A.R. Scintigraphy. Nuclear medicine scans complement X-rays as equine diagnostic tool. Large Animal Veterinarian. 1995; 50: 30-31.

Uhlir C., Licka T., KÜbber P., Peham C., Scheidl M., Girtler D. Compensatory movements of horses with a stance phase lameness. Equine Veterinary Journal. Supplement. 1997; 23: 102-105.

Upchurch D.A., Renberg W.C., Roush J.K., Milliken G.A., Weiss M.L. Effects of administration of adipose-derived stromal vascular fraction and platelet-rich plasma to dogs with osteoarthritis of the hip joints. Am J Vet Res. 2016; 77: 940-5.

Updike S.J. Functional anatomy of the equine tarsocrural collateral ligaments. Am J Vet Res. 1984; 45: 867-874.

Valdés-Martínez A., Park R.D. Capítulo 4: Procedimientos diagnósticos, Radiología. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter- Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 223-355. ISBN: 978-950-555-430-0.

Valdés-Martínez A., Steyn P.F. Capítulo 4: Procedimientos diagnósticos, Medicina Nuclear. En: Adams y Stashak: Claudiación en el caballo. Tomo 1, sexta edición (Gary M. Baxter). Editorial: Inter- Médica S.A.I.C.I. 2014; pp: 398-438. ISBN: 978-950-555-430-0.

Van Shie, H.T., Bakker, E.M. Structure-related echoes in ultrasonographic images of equine superficial digital flexor tendons. American Journal of Veterinary Research. 2000; 61: 202-209.

Van Shie H.T., Bakker E.M., Jonker A.M., van Weeren P.R. Efficacy of computerized discrimination between structure-related and non-structure-related echoes in ultrasonographic images for the quantitative evaluation of the structural integrity of superficial digital flexor tendons in horses. American Journal of Veterinary Research. 2001; 62: 1159-1166.

van Weeren P.R., van den Bogert A.J., Barneveld A. A quantitative analysis of skin displacement in the trotting horse. Equine Vet J. 1990a; 22 (9): 101-109.

van Weeren P.R., van den Bogert A.J., Barneveld A. Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. Equine Vet J. 1990b; 22 (9): 110-118.

- van Weeren P.R., van den Bogert A.J., Barneveld A., Hartman W., Kersjes A.W. The role of the reciprocal apparatus in the hind limb of the horse investigated by a modified CODA-3 optoelectronic kinematic analysis system. *Equine Vet J.* 1990c; 22 (9): 95-100.
- Vilar J.M., Miró F., Santana A., Spinella G. Biokinematics Under Competitive Racing Conditions in Young Standardbred Trotter Horses: a Preliminary Report. 2010; doi: 10.1016/j.jevs.2010.07.002.
- Vilar J.M., Morales M., Santana A., Spinella G., Rubio M., Cuervo B., Cugat R., Carrillo J.M. Controlled, blinded force platform analysis of the effect of intraarticular injection of autologous adipose-derived mesenchymal stem cells associated to PRGF-Endoret in osteoarthritic dogs. *BMC Vet Res.* 2013; 9: 131. doi: 10.1186/1746-6148-9-131.
- Vilar J.M., Cuervo B., Rubio M., Sopena J., Domínguez J.M., Santana A., Carrillo J.M. Effect of intraarticular inoculation of mesenchymal stem cells in dogs with hip osteoarthritis by means of objective force platform gait analysis: concordance with numeric subjective scoring scales. *BMC Veterinary Research.* 2016; 12: 223.
- Vorstenbosch M., Buchner H., Savelberg H., Schamhardt H., Barneveld A. Modeling study of compensatory head movements in lame horses. *American Journal of Veterinary Research.* 1997; 58: 713-718.
- Walmsley J.P. Capítulo 11: Artroscopia y cirugía. En medicina y cirugía en los equinos de deporte. Editores: Kenneth W. Hinchcliff, Andris J. Kaneps, Raymond J. Geor. Editorial Inter-Médica S.A.I.C.I. 2007; pp: 212-240; ISBN: 978-950-555-327-3.
- Walton M.B., Cowderoy E.C., Wustefeld-Janssens B., Lascelles B.D.X., Innes J.F. Mavacoxib and meloxicam for canine osteoarthritis: a randomized clinical comparator trial. *Vet Rec.* 2014; 175: 280.
- Watanabe T., Saito H., Koike E., Nitta K. A preliminary test of measurement of joint angles and stride length with wireless inertial sensors for wearable gait evaluation system. *Computational Intelligence and Neuroscience.* 2011; Article ID 975193, 12 págs.
- Weaver M.P. Twenty years of equine scintigraphy-a coming of age? *Equine Vet J.* 1995; 27: 163-165.
- Weishaupt M.A., Wiestner T., Hogg H.P., Jordan P., Auer J.A. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing hindlimb lameness trotting on a

treadmill. Equine Veterinary Journal. 2004; 36: 727-733. Doi: 10.1016/j.tvjl.2004.09.004.

Whitcomb M.B. Ultrasonography of the equine tarsus. Proceedings Am Assoc Equine Pract. 2006; 52: 13-30.

Whiteside D., Elliott B.C., Lay B., Reid M. Coordination and variability in the elite female tennis serve. J Sports Sci. 2015; 33: 675±686. doi: 10.1080/02640414.2014.962569.

Whitton C., Murray R.C., Dyson S.J. Chapter 21: Magnetic Resonance Imaging. In: Diagnosis and Management of Lameness in the horse (Mike W. Ross and Sue J. Dyson). Saunders, Elsevier. 2003; pp: 216-222. ISBN-13:978-0-7216-8342-3; ISBN-10:0-7216-8342-8.

Widmer W.R. Acquisition hardware for digital imaging. Vet Mixed lytic-proliferative lesion in the left tibia. J Am Vet Med Radiol Ultrasound. 2008; 49: S2-8. Assoc 2002; 221:1251-1252.

Winter D.A. Differences between COG and COP. In: Winter D.A. (Ed), Biomechanics and Motor Control of Human Movements, Second Ed. John Wiley and Sons, New York, USA. 1990; pp: 93-96.

Winter D.A. Kinetics. In: The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2nd ed. Waterloo, ON: University of Waterloo Press. 1991; pp: 35-53.

Winter D.A. "Review Article: Human Balance and Posture Control During Standing and Walking". Gait and Posture. 1995; 3: 193-214.

Winter D.A., Prince F., Frank J.S., Powell C., Zabjek K.F. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J Neurophysiol. 1996; 75: 2334±2343.

Wright I.M. Ligaments associated with joints. Vet Clin North Am (Equine pract). 1995; 11: 249-291.

Wright I.M., Phillips T.J., Walmsley J.P. Endoscopy of the navicular bursa: A new technique for the treatment of contaminated and septic bursae. Equine Vet J. 1999; 31: 5-11.