Propiedades estructurales y resistencia a la flexión en tres puntos en la parte media de la diáfisis de la falange proximal de la mano del caballo

Structural properties and resistance to bending at three points in the middle part of the diaphysis of the proximal phalanx of the horse's manus

Rosana Maricel Moine¹, Rita Cecilia Fioretti¹, Ada Mónica Galán¹, María Soledad Gigena¹, Mario Alfredo Salvi², Rafael Fernando Audap Soubie², Pablo Varela³, Matías FranciscoVarela¹, Silvana Gonzalez Sanchez¹, José Natali¹.

1-Departamento de Anatomía Animal. Facultad de Agronomía y Veterinaria. Universidad Nacional de Río Cuarto, Córdoba, Argentina.

2- Departamento de Clínica Animal. Facultad de Agronomía y Veterinaria. Universidad Nacional de Río Cuarto, Córdoba, Argentina.

3- Departamento de Mecánica. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Río Cuarto, Córdoba, Argentina.

Palabras clave

caballo falange proximal propiedades estructurales prueba de flexión Resumen. Las enfermedades del sistema músculo-esquelético producen incapacidades en caballos. El estudio morfológico óseo refleja la importancia de aportar conocimientos biomecánicos. Los objetivos de este trabajo fueron determinar las propiedades estructurales de la falange proximal del dedo de la mano y su relación con la resistencia a la flexión en tres puntos, en diferentes grupos etarios en caballos. Se estudiaron las falanges proximales de 10 caballos mestizos criollos, en dos grupos etarios. Se registraron el peso y la longitud del hueso, se practicó una osteotomía transversal en la parte media de la diáfisis, se midieron: los espesores corticales y las áreas. A la falange proximal derecha se la sometió a una prueba de flexión en tres puntos. Las variables en estudio fueron sometidas a análisis estadísticos descriptivos e inferenciales. Se observan diferencias entre áreas, el área total es mayor que el área cortical y esta última mayor que la cavidad medular (p < 0,05). El área total depende del peso del hueso (R²= 0,70, p =0,0026), el 70 % del área total está explicada por el peso. La resistencia del hueso depende del área total ($R^2 = 0,77, p = 0,0008$), del peso $(R^2 = 0,73, p=0,0015)$ y de la edad de los animales, los caballos de mayor edad presentaron mayor resistencia (p < 0,05).



Internacional http://creativecommons.org/ licenses/by-nc-sa/4.0/deed.es AR **Cómo citar este artículo:** Moine, R., Fioretti, R., Galán, A., Gigena, M., Salvi, M., Audap Soubi R., ...Natali, J.(2020) Revista FAV-UNRC *Ab Intus* 6(3) 47-56

Artículo recibido: 30/10/2020. Artículo aceptado: 23/12/2020

*Autor para correspondencia: Rosana Maricel Moine, Ruta Nacional 36, Km. 601, 5800 Río Cuarto, Córdoba, Argentina; E MAIL rmoine@ayv.unrc.edu.ar

Financiamiento: SECyT- UNRC

Key words

horse proximal phalanx structural properties

flexion test

Abstract. Diseases of musculokeletal system produce disabilities in horses. Morfological study of the bone reflects the importance of providing biomechanical knowledge. The aims of this work were to determine the structural properties of the proximal phalanx of the finger of manus, and its relationship with the resistance to flexion at three points in different age groups in horses. The proximal phalanges of 10 creole mongrel horses were studied in two age groups, weight and length of the bone were taken, a transverse osteotomy was performed in the middle part of the diaphysis, and it was measured cortical thickness and areas. The right proximal phalanx was subjected to a three point flexion test. The variables under study were subjected to descriptive and inferential statistical analyses. Differences are observed between areas, the total area is greater than the cortical area and the cortical area is greater than the medullary cavity (p <0,05). The total area depends on the weight of the bone (R²= 0,70, p =0,0026), 70% of the total área is explained by weight. The strength of the bone depends on the total área (R²= 0,77, p =0,0008), weight (R²= 0,73, p=0,0015) and age of animals, the olders horses showed greater resistance (p < 0,05).

INTRODUCCIÓN

Las alteraciones del aparato locomotor ocasionan el grupo de enfermedades más frecuentes dentro de la clínica equina. En las últimas décadas esta frecuencia de presentación se ha visto considerablemente aumentada con el uso del caballo como animal de deporte y de trabajo, estos usos exigen sobre-esfuerzo del aparato locomotor(Bigot et al., 1996). Varios autores han realizado pruebas de impacto y de compresión en el tejido óseo: Quiroz-Rohte, E. (1990), realizó pruebas de resistencia ósea en equinos y concluye que la resistencia depende del tipo de tejido óseo. Fioretti et al., (2011, 2013) realizaron ensayos de impacto y compresión en fémur y tibia de perros mestizos, ellos consideran que la resistencia tiene relación con el área cortical del hueso. Natali et al., (2008), realizaron pruebas de compresión en huesos fémur de perros mestizos, ellos señalan que el área total influye en la resistencia del tejido óseo. Moine et al., (2015), analizaron las propiedades morfológicas y biomecánicas en la diáfisis del hueso metacarpiano III de caballo, y concluyen que la intensidad de la carga a la que está expuesto el hueso condiciona el crecimiento del espesor de la cortical. Moine et al., (2001, 2015) y Galán et al., (2002) abordaron en sus investigaciones aspectos de las propiedades morfométricas del hueso metacarpiano III de equinos, expresan que el diámetro latero-medial del hueso y de la cavidad medular es mayor que el diámetro dorso-palmar tanto del hueso como de la

cavidad medular y que el área total depende principalmente del área cortical. Singer et al., (2015), demostraron en sus estudios de pruebas de esfuerzos in vitro que la variabilidad de la superficie del terreno puede influir en las ocurrencias de fracturas en la extremidad proximal de la falange proximal de caballos pura sangre. Dzierzecka y Charuta (2012) en sus estudios de las propiedades mecánicas de la falange proximal de la mano de caballo, concluyen que hay diferencias significativas en lo que respecta a la proporcionalidad del tejido compacto y el tejido esponjoso del hueso entre caballos de sangre tibia y caballos de sangre fría, también hay diferencias significativas en cuanto a la forma del hueso entre los distintos grupos de caballos. Bigley et al., (2006) trabajaron con fuerzas compresivas en metacarpianos III equino y observó que la mayor resistencia a la compresión es en equinos con mayor área total. Fioretti et al., (2018) realizaron análisis de densidad mineral ósea y la relacionaron con la resistencia del fémur de perro, ellos expresan que ésta última depende de la densidad mineral del hueso. Natali et al., (2019), analizaron la morfología y el impacto en la falange proximal de equinos, y concluyen que la energía absorbida en el impacto depende del área cortical. Sin embargo, no hay información sobre las características biomecánicas de la falange proximal sometida a prueba de flexión en tres puntos y su relación con las propiedades estructurales y en distintos grupos etarios de caballos mestizos criollos. En

este sentido, desde la clínica veterinaria se plantean interrogantes sobre el comportamiento biomecánico de la falange proximal de equinos. Una de las formas de dar respuesta, es escogiendo un modelo experimental que permita cuantificar las características mecánicas del hueso. Con ello se ofrecerá un aporte anatómico significativo en la biomecánica de la falange proximal de la mano del caballo que no describe la literatura. Los objetivos de este trabajo fueron determinar las propiedades estructurales de la falange proximal del dedo de la mano y su relación con la resistencia a la flexión en tres puntos en diferentes grupos etarios en caballos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se estudiaron las falanges proximales del dedo de la mano, provenientes de 10 caballos mestizos-criollos, con edades que oscilaron entre 18 meses y 5 años, y que no presentaron problemas aparentes de aplomo. Para un mejor estudio se dividió al conjunto de animales en dos grupos etarios: G1: (18 meses-2 años), G2: (2-5 años) la edad se determinó por cronometría dentaria. Las muestras se obtuvieron del frigorífico General Pico (Las Higueras). Una vez extraídas las falanges proximales se conservaron congeladas a - 20º C hasta el procesamiento. Posteriormente se liberó a los huesos de los tejidos blandos, por disección convencional. Se pesaron las falanges proximales derecha e izquierda, con balanza marca Ohaus (tara 2600 g), posteriormente se midió la longitud con regla milimétrica (escala 300 mm), y el diámetro latero-medial y dorso-palmar del hueso, estas dos últimas medidas se tomaron con calibrador milimétrico (escala 0,02 mm) en la parte media de la diáfisis. Se seccionó en forma transversal la parte media de la diáfisis de la falange proximal izquierda, con sierra sinfín. Se midió con calibrador milimétrico (escala 0,02 mm) el espesor de sus paredes en los cuadrantes: dorsal, palmar, medial y lateral. Se evaluó el área total, cortical y cavidad medular, en la parte media de la diáfisis de la falange izquierda, con calibrador milimétrico (escala 0,02 mm). A la falange proximal derecha se la sometió a un ensayo estático de flexión, con orientación dorso-palmar en la mitad de su diáfisis, mediante el método de flexión en tres puntos. Previo a dicho ensayo, los huesos se descongelaron de forma natural y se llevaron a temperatura ambiente. Se utilizó para la prueba una máquina universal de ensayos servohidráulica marca Amsler, modelo 6PZD 1406 (figura 1), dentro de las normas ISO 10350-1. El test proporcionó curvas de fuerza-deformación con 16 datos por segundo (8 datos de fuerza y 8 datos de deformación). Cada muestra se colocó entre una placa y un dispositivo específico para realizar la flexión en tres puntos (figura 1). Los valores de resistencia se expresan en kilonewton (kN). Las variables en estudio, fueron analizadas mediante estadística descriptiva, de correlación y regresión, de varianza (ANOVA) con significancia $p \le 0,05$. Se usó el programa InfoStat versión 2009, bajo licencia de la FCA de la UNC, Argentina. El trabajo se realizó en los laboratorios de Anatomía de la Facultad de Agronomía y Veterinaria y en el Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería, UNRC.

Figura 1. Falange proximal montada en la Máquina de ensayo servohidráulica marca Amsler, modelo 6PZD 1406.



RESULTADOS

Las medidas de tendencia central de cada variable tomadas en la falange proximal se muestran en la Tabla 1. Se observa en ella el peso y la longitud del hueso; el diámetro dorso- palmar y latero-medial del hueso, el espesor de los cuadrantes, el diámetro de la cavidad medular dorso-palmar y latero-medial, las áreas: total, cortical, y de la cavidad medular en la parte media de la diáfisis. Podemos apreciar que el diámetro latero-medial del hueso y de la cavidad medular fue mayor que el diámetro dorso-palmar tanto del hueso como de la cavidad medular. El espesor de la cortical del cuadrante medial en el tercio medio de la diáfisis, fue mayor que el espesor de los otros tres cuadrantes. El área total fue mayor que el área cortical y ésta última a su vez es mayor que la cavidad medular. Los valores de resistencia a la flexión en tres puntos se expresan en kilonewton (kN) (para la fuerza absorbida).

Tabla 1. Medidas resumen de la falange proximal y resistencia a la prueba de flexión en tres puntos (n=10).

Variable	Media	E.E.	DE	Mín	Máx
Edad/años	3,30	0,33	1,03	2,00	5,00
Peso hueso (g)	160,40	5,93	18,76	138,00	193,00
Longitud hueso (cm)	9,58	0,15	0,49	9,00	10,50
Parte media de la diáfisis					
Diámetro total D/P (cm)	2,79	0,04	0,13	2,62	3,00
Diámetro total L/M (cm)	3,82	0,07	0,21	3,59	4,20
Cuadrante dorsal (cm)	0,67	0,03	0,08	0,54	0,77
Cuadrante palmar (cm)	0,64	0,03	0,08	0,55	0,79
Cuadrante lateral (cm)	0,69	0,03	0,08	0,57	0,82
Cuadrante medial (cm)	0,83	0,03	0,09	0,72	0,98
Diámetro CM D/P (cm)	1,42	0,04	0,13	1,29	1,60
Diámetro CM L/M (cm)	2,31	0,06	0,20	2,00	2,69
Área total (cm2)	8,57	0,24	0,76	7,54	9,92
Área medular (cm2)	2,74	0,15	0,47	2,20	3,61
Área cortical (cm2)	5,83	0,14	0,44	5,22	6,53
Fuerza máxima (kN)	28,09	3,76	11,90	15,62	43 <u>,88</u>

Referencias: D/P= dorso-palmar; L/M= latero-medial; CM = cavidad medular; kN= kilonewton.

En el Gráfico de Barras de la figura 2 se muestra la media para las tres categorías de la variable área en la parte media de la diáfisis de la falange proximal, observándose que el área total fue mayor que el área cortical y ésta última a su vez, mayor que la cavidad medular. Se observó que hay diferencias significativas entre ellas (p < 0,0001). El 68,02 % del área total en la parte media de la diáfisis de la falange proximal está ocupada por el área cortical del hueso.



Figura 2. Diagrama de Barras para las áreas: total, medular y cortical en la parte media de la diáfisis de la falange proximal (n= 10).

En el análisis de correlación para las variables área total vs. peso (r= 0.88), se observó que hay asociación entre ellas, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de (p < 0,05). El análisis de regresión lineal de las variables área total vs. peso del hueso, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados y el análisis de la varianza se muestran en las tablas: 2, 3 y 4, respectivamente. La figura 3 representa la recta de regresión de dichas variables. Se muestra que el área total depende del peso del hueso (R²= 0,70, p=0,0026), a medida que aumenta el peso aumenta el área total.

Tabla 2. Análisis de regresión para las variables área total vs. peso. Coeficiente de determinación (n=10).

Variable	Ν	R²
<u>Área total</u>	10	0,70

Tabla 3. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados (n=10).

Coef Est.	E.E.	LI(95%	5)LS(95%	ն) T p-valor Cp	Mallow	/s VIF
const 3,11	1,28	0,16	6,05	2,43 0,0410		
Peso/g 0,03	0,01	0,02	0,05	4,31 0,0026	17,60	1,00

F.V.	SC	gl	СМ	F	p-valor
Modelo.	3,68	1	3,68	18,55	0,0026
Peso hueso /g	3,68	1	3,68	18,55	0,0026
Error	1,59	8	0,20		
Total	5,26	9			

Tabla 4. Análisis de la varianza (n=10).



Figura 3. Regresión lineal simple para las variables área total (cm²) vs. peso (g) (n=10).

Mediante el análisis de correlación para las variables fuerza máxima vs. área total (r= 0.88) se observó que hay asociación entre dichas variables a nivel poblacional, trabajando con un nivel de significación de (p < 0,05). El análisis de regresión lineal de las variables fuerza máxima vs. área total, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados y el análisis de la varianza se muestran en las tablas: 5, 6 y 7, respectivamente. En la figura 4 se muestra la recta de regresión para la variable fuerza máxima de la falange proximal en función de su área total. Las variables fuerza máxima y área total están correlacionadas positivamente (R²= 0,77, p=0,0008), pudimos observar que el 77 % de la fuerza está explicada por el área total del hueso.

Tabla 5. Análisis de regresión para las variables fuerza máxima vs. área total. Coeficiente de determinación (n=10).

Variable	N	R ²
<u>F máx (KN)</u>	10	0,77

Tabla 6. Coeficientes de regre	sión y estadísticos	asociados (n=10).
--------------------------------	---------------------	-------------------

Coef	Est.	E.E.	LI(95%)	LS(95%)	Т	p-valor	CpMallows	VIF
const	-89,25	22,45	-141,03	-37,47	-3,97	0,0041		
<u>Área T</u>	13,69	2,61	7,67	19,71	5,24	0,0008	25,56 1	<u>,00</u>

Tabla 7. Análisis de la varianza (n=10).

F.V.	SC	gl	СМ	F	p-valor
Modelo.	986,75	1	986 <i>,</i> 75	27,50	0,0008
Área total	986,75	1	986,75	27,50	0,0008
Error	287,01	8	35 <i>,</i> 88		
Total	1273,76	9			



Figura 4. Regresión lineal simple para las variables fuerza máxima (kN) vs. área total (cm²) (n=10).

Mediante el análisis de correlación para las variables fuerza máxima vs. peso (r= 0.86) se observó que hay asociación entre dichas variables a nivel poblacional, trabajando con un nivel de significación de p < 0,05. El análisis de regresión lineal de las variables fuerza máxima vs. peso del hueso, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados y el análisis de la varianza se muestran en las tablas: 8, 9 y 10, respectivamente. En la figura 5 se muestra la recta de regresión para la variable fuerza máxima de la falange proximal en función del peso. Las variables fuerza máxima y peso están correlacionadas positivamente (R^2 = 0,73, *p*=0,0015), pudimos observar que el 73 % de la fuerza está explicada por el peso del hueso.

Tabla 8. Análisis de regresión para las variables fuerza máxima vs. peso. Coeficiente de determinación (n=10).

Variable	Ν	R ²
<u>F máx (KN)</u>	10	0,73

Tabla 9. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados (n=10).

Coef	Est.	E.E.	LI(95%)	LS(95%	6) T	p-valor	CpMallows	VIF
const	-59 <i>,</i> 04	18,66	-102,08	-16,01	-3,16	0,0133		
Peso/	g 0,54	0,12	0,28	0,81	4,70	0,0015	20,72	1,00

F.V. SC F gl CM p-valor Modelo. 934,83 1 934,83 22,07 0,0015 Peso hueso /g 934,83 1 934,83 22,07 0,0015 Error 338,93 42,37 8 Total 1273,76 9 47.29 39.02

Tabla 10. Análisis de la varianza (n=10).



Figura 5. Regresión lineal simple para las variables fuerza máxima (kN) vs. peso (g) (n=10).

En el Gráfico de Barras de la figura 6 se muestra la fuerza máxima en la parte media de la diáfisis de la falange proximal para las dos categorías de la variable edad, donde se observó mayor fuerza máxima en los animales de dos a cinco años (G2) que en los animales de dieciocho meses a dos años (G1).



Figura 6. Diagrama de Barras para las variables fuerza máxima (kN) vs. edad (n=10). *Diferencias significativas (p < 0,05)

DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

Los miembros del caballo son partes esenciales en la locomoción, y para ello se estructuran como columnas de soporte y como órganos de impulsión. El miembro torácico, soporta gran parte del peso, tiene como principal función la transmisión de fuerzas en ambos sentidos (Agüera y Sandoval, 1999). Las propiedades estructurales de la falange proximal de la mano del caballo están íntimamente relacionadas con las propiedades biomecánicas del hueso. Teniendo en cuenta el espesor de la cortical tomada en la parte media de la diáfisis de la falange proximal, se observa que el cuadrante medial presenta un espesor mayor (0,83 cm) que los otros tres cuadrantes, coincidiendo con lo publicado por Natali et al., (2019) donde el cuadrante de mayor espesor es el medial (0,76 cm). Esto puede atribuirse a una adaptación de las cargas que aumentan con la velocidad del ejercicio y para contrarrestar tensiones y fuerzas de compresión (Currey, 1984). El cuadrante palmar es el de menor tamaño y los cuadrantes dorsal y lateral son similares; probablemente se deba a los tejidos blandos que lo rodean. En este trabajo los valores promedios observados en la superficie de sección de la mitad de la diáfisis del hueso son para área total: (8,57 cm²; área cortical 5,83 cm² y área medular 2,74 cm²), se observa que hay diferencias significativas entre ellas (p< 0,0001). Estos resultados son similares a los publicados por Natali et al., (2019) en su estudio en la falange proximal de caballos. Observándose que el área total es mayor que el área cortical y ésta última a su vez es mayor que la cavidad medular, el 68,02 % del área total en la parte media de la diáfisis de la falange proximal está ocupada por el área cortical del hueso. A un incremento de área total, lo acompaña un incremento mayor de área cortical que de área medular, durante los primeros 5 años de vida (Moine et al., 2001, 2015 y Galán et al., 2002). El área total aumentó principalmente a expensas del crecimiento del área cortical, el aumento de la corteza se puede atribuir a la adaptación de las cargas de tensión y compresión.

Se observó asociación entre área total y peso (r= 0.88) a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de (p < 0,05). El área total depende del peso del hueso (R²= 0,70, p=0,0026), es decir a medida que aumenta el peso también lo hace el área total, esto concuerda con lo expresado por Natali *et al.*, (2019) en la falange proximal de caballos mestizos criollos y con Fioretti *et al.*, (2011, 2013), en huesos largos de perros.

La morfología del hueso tiene mucha importancia en su resistencia a la fractura (Yeni et al., 1997). Desde el punto de vista estático, los huesos se consideran barras sólidas o huecas sujetas a una tendencia moderada a la curvatura al aplicarles una carga excéntrica. La distribución de la carga sobre los miembros está relacionada con la localización del centro de gravedad, el cual tiene su sostén en el tipo de soporte (Les et al., 1997; Lawrence et al., 1994). Las fuerzas mecánicas excesivas provocan fracturas, microfracturas y deformaciones plásticas o elásticas debidas a la acción de fuerzas de compresión, elongación, torsión y flexión. Cuando varias fuerzas actúan simultáneamente sobre un cuerpo, sus efectos se compensan entre sí permaneciendo entonces en estado de equilibrio (Quiroz-Rothe, 1990).

En este trabajo los resultados indican que la fuerza máxima depende linealmente del área total del hueso (R^2 = 0,77, p=0,0008). Se puede observar que el 77 % de la fuerza está explicada por el área total del hueso, por lo cual a medida que aumenta el área total aumenta la fuerza máxima absorbida. Ello coincide con Fioretti et al., (2011,2018) quienes expresan que la resistencia del fémur en perros mestizos, depende del área total; observaron en sus estudios que la resistencia del fémur, presentó un coeficiente de correlación (r = 0,63) respecto al área total. Se puede inferir que a medida que aumenta el área total aumenta la energía de impacto absorbida. También concuerda con Bigley et al., (2006) que trabajaron con fuerzas compresivas en metacarpianos III equino y observaron que la mayor resistencia a la compresión se da en equinos con mayor área total. Se observó que hay asociación de las variables fuerza máxima con peso (r= 0,86), ya que las variables fuerza máxima y peso están correlacionadas positivamente (R²= 0,73, *p=0,0015*) y así podemos observar que el 73 % de la fuerza está explicada por el peso del hueso. Además existe concordancia con Caeiro et al., (2013) quienes expresan que el tamaño del hueso influye en la resistencia del mismo. En este trabajo se observó que la edad del caballo influye en la resistencia del tejido óseo, se presentó mayor fuerza máxima en los animales de dos a cinco años (G2) que en los animales de dieciocho meses a dos años (G1) (p=0,05), esto coincide con Lawrence et al., (1994) quienes expresan la capacidad del metacarpiano III de equinos para soportar fuerzas en función de la edad. Quiroz-Rothe, (1990), manifiestan que los módulos biomecánicos de compresión, flexión, elongación y torsión del metacarpiano III en caballos y yeguas, están influenciados por la edad. Se concluye que la resistencia ante la flexión en tres puntos (fuerza máxima) en la cara dorsal de la falange proximal de la mano del caballo depende linealmente del tamaño de su área total y del peso del hueso. Los huesos provenientes de animales de G2 presentan mayor resistencia ante la prueba de flexión en tres puntos que aquellos de G1. Las propiedades mecánicas de los huesos son importantes para una mejor comprensión de su biomecánica normal, evaluación de patologías y procesos de rehabilitación.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Agüera, E. y Sandoval, J. (1999). Anatomía aplicada del caballo. Segunda edición. Harcourt Brace. España. 113-121.Ane-caballos.blogspot.com

Bigot, G., Boudizi, A., Rumelhart, C. and Martin-Rosset, W. (1996). Evolution during growth of the mechanical properties of the cortical bone in equine cannon-bones. Medical Engineering & Physics.18 (1): 79-87.

Bigley, R., Griffin L., Christensen L., Vandenbosch, R. (2006). Osteon interfacial strenght and histomorfometry of equine cortical bone. Journal of Biomechanics. 39: 1629-1640.

Caeiro, J., González, P., Guede, D. (2013). Biomecánica y hueso (II): Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral. 5 (2):99-108.

Currey, J. D. (1984). The mechanical properties of materials and the estructure of bone. In: The Mechanical Adaptation of Bone. University Press. Princeton, USA. Pág. 3-37.

Dzierzecka, M. & Charuta A. (2012). The analysis of densitometric and geometric parameters of bilateral proximal phalages in horses with the use peripheral cuntirative computed tomography. Acta Veterinaria Scandinavica. 54:41.

Fioretti, C., Natali, J., Galán, A., Rivera, M. C., Moine, R., Varela, P., *et al.* (2011). Características Mecánicas Dinámicas del Fémur Aislado de Perro, Sometido Prueba de Impacto. International Journal of Morphology. 29: 716:722.

Fioretti, C., Galán, A., Moine, R., Varela, M., Varela, P., Mouguelar, H., *et al.* (2013). Características Mecánicas Dinámicas de la Tibia Aislada de Perro Sometida a Prueba de Impacto. International Journal of Morphology. 31 (2): 562-569.

Fioretti, R.C., Moine, R., Varela, M., Quinteros, R., Varela, P., Galán, A.M., *et al.* (2018). Densidad mineral ósea y resistencia ante la prueba de compresión en la mitad de la diáfisis del hueso fémur de perro. Ab Intus. 1 (1): 43-52.

Galán, A, Rivera, C., Moine R., Ferraris, G., Gigena, S., Natali, J. (2002). Propiedades morfométricas del metacarpiano III de potrillos mestizos. Revista chilena de Anatomía. 20(3): 285-290.

Lawrence, L., Ott, E., Miller, G., Paulos P., Piotrowski, G., Asquith, R. (1994). The mechanical properties of equine third metacarpals as affected by age. Journal Animal Science. 72 (10): 2617-2623.

Les, C., Stover S., Kayak, J., Taylor, K., Williks, N. (1997). The distribution of material properties in the equine third metacarpal bone serves to enhance sagittal bending. Journal Biomechanics. 30 (4): 355-361.

Moine, R., Galán, M., Vivas, A., Fioretti, C., Varela, M., Bonino, F., *et al.* (2015). Propiedades Morfológicas en la Parte Media de la Diáfisis del Hueso Metacarpiano III de Equino Mestizo Criollo. International Journal of Morphology. 33 (3): 955-961.

Moine, R., Rivera, C., Vivas, A., Ferraris, G, Galán, A., Natali, J. (2001). Morfometría y determinación de calcio y fósforo en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III en yeguas mestiza con criollo. Archivo de Medicina Veterinaria. 1: 63 - 68.

Natali, J., Wheeler, J.T., Kohl, R., Varela, P. (2008). Comparación de las Características Mecánicas Estáticas del Fémur Aislado de Perro, con y sin la Colocación de una Placa de Ortopedia Fabricada en polipropileno. International Journal of Morphology. 26 (4): 791-797.

Natali, J., Fioretti, R., Moine, R., Gigena, M., Mouguelar, H., Varela, M., *et al.* (2019). Morfología y comportamiento biomecánico de la falange proximal de la mano del caballo mestizo criollo. Ab Intus. 3 (2): 56-62. Singer, E., Garcia, T., Stover, S. (2015). Hoof position during limb loading affects dorsoproximal bone strains on the equine proximal phalange. Journal of biomechanics. 49. 1930-1936.

Yeni, Y.; Brown, C.; Wang, Z., Norman, T. (1997). The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia. Bone. 21 (5): 453-459.