

Morfología y comportamiento biomecánico de la falange proximal de la mano del caballo mestizo criollo

José Natali ^{1*}; Rita Cecilia Fioretti ¹; Rosana Moine ¹; Soledad Gigena ¹; Horacio Mouguelar ¹; Matías Varela ¹; Silvana Gonzalez Sanchez ¹; Rolando Quinteros ²; Ada Mónica Galán ¹

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

2- Departamento de Ciencias Básicas y Agropecuarias. Facultad de Agronomía y Veterinaria. Universidad Nacional de Río Cuarto, Córdoba, Argentina.

Palabras clave **Resumen.** Los objetivos de este trabajo fueron determinar las características mecánicas dinámicas y morfológicas de la falange proximal de la mano de caballo. Se estudiaron las falanges proximales de 19 caballos mestizos criollos. Se tomó peso y longitud del hueso. A la falange proximal derecha se le practicó una osteotomía transversal en la parte media de la diáfisis y se midió en la superficie de sección: área cortical, medular y total. A la falange proximal izquierda se la sometió a prueba de impacto en la mitad de su diáfisis mediante el método de Charpy. Los datos fueron analizados mediante análisis de varianza de efectos fijos usando el paquete estadístico InfoStat (2009). Se observan diferencias significativas entre áreas ($p < 0,0001$). El área cortical depende linealmente del peso del hueso ($R^2=0,75$, $p < 0,0001$), a medida que aumenta el peso del hueso aumenta el área cortical. La resistencia del hueso depende linealmente del área cortical ($R^2= 0,92$, $p < 0,0001$). Entre grupos etarios (G1 y G2), no hubo diferencias significativas de resistencia ante la prueba de impacto, mientras que los huesos de machos presentaron una resistencia mayor que los huesos de hembras.

Palabras clave: caballo, falange proximal, morfología, biomecánica, prueba de impacto

Citar como: Natali, J., Fioretti, R., Moine, R., Gigena, S., Mouguelar, H., Varela, M., Gonzalez Sanchez, S., Quinteros, R., Galán, A. M. (2019). Morfología y comportamiento biomecánico de la falange proximal de la mano del caballo mestizo criollo. *Revista Científica FAV-UNRC Ab Intus* 3 (2): 56-62

Recibido: 17-10-18 - Aceptado: 27-3-19

* **Autor para correspondencia:** José Natali. Email: jnatali@ayv.unrc.edu.ar. Ruta Nac. 36, Km 601, Río Cuarto, Córdoba, Argentina.

Financiamiento: Este trabajo fue financiado por Secyt UNRC (Res. 331/16). PPI 2016-2018.



Morphology and biomechanical behavior of the proximal phalanx of the hand of the crossbred horse

Key words **Abstract.** The objectives of this work were: to determine the dynamic morphological and mechanical characteristics of the proximal phalanx of the hand of the horse. The proximal phalanges of 19 crossbred horse have been studied. Bone weight and length bone were taken. A transverse osteotomy was performed on the right proximal phalanx in the middle part of the diaphysis and it was measured in the section surface: cortical, medullary and total area. The left proximal phalanx was subjected to an impact test in the middle of its diaphysis using the Charpy method. The data were analyzed by analysis of variance of fixed effects using the statistical package InfoStat (2009). We observed significant differences between areas ($p < 0.0001$). The cortical area depends linearly on the weight of the bone ($R^2 = 0.75$, $p < 0.0001$), as the weight of the bone increases, as the cortical area increases. The resistance of the bone depends linearly on the cortical area ($R^2 = 0.92$, $p < 0.0001$). Among age groups (G1 and G2), there were no significant differences in resistance to the impact test, whereas the bones of males presented a greater resistance than the bones of females.

horse
proximal phalanx
morphology
biomechanics
impact test

INTRODUCCIÓN

El caballo se usa para trabajo, fines terapéuticos-educativos, deporte y se expone con relativa frecuencia a lesiones en su aparato locomotor. Moine *et al.*, (2001) y Galán *et al.*, (2002) abordaron en sus investigaciones distintos aspectos sobre las propiedades biomecánicas del hueso metacarpiano III de caballo. Singer *et al.*, (2015), demostraron en estudios de pruebas de esfuerzos *in vitro* sobre la articulación metacarpofalángica de la mano del caballo, que la variabilidad de la superficie del terreno puede influir en las ocurrencias de fracturas de la falange proximal. Durante el entrenamiento o en la competencia, la falange proximal de la mano del caballo puede presentar fracturas no conminutas, mediosagitales completas e incompletas, sagitales en el tercio distal, oblicuas e incluso también se presentan “chips” en el extremo proximal del hueso (Markel y Richardson, 1985). En estudios morfológicos y biomecánicos realizados en huesos de la mano del caballo, Moine *et al.*, (2004) observaron que en el hueso metacarpiano III de caballo durante el primer año de vida, ocurren importantes cambios en las propiedades geométricas, influenciado esto por el sexo, la raza, el ejercicio y la alimentación. Moine *et*

al., (2015), estudiaron las propiedades morfológicas en la diáfisis del hueso metacarpiano III de caballo y en su trabajo concluyeron que la intensidad de carga a que está expuesto el hueso condiciona el crecimiento del espesor de la cortical y observaron que hay asociación entre el peso del hueso y el área cortical. Currey (1984), dijo que el aumento de la corteza del hueso puede atribuirse a la adaptación por cargas de tensión y compresión sobre el tejido óseo. Harrison *et al.*, (2014) expresaron que, para entender las afecciones de la superficie articular proximal y del tejido subcondral de la articulación metacarpofalángica del caballo es importante determinar la distribución de cargas que recibe la superficie articular de la falange proximal y observaron que las lesiones se dan por cargas repetitivas sobre dichas áreas. Singer *et al.*, (2013), cuantificaron las cargas sobre la falange proximal midiendo su movimiento relativo luego de aplicar una carga de 10,500 N en sentido axial sobre la articulación metacarpofalángica, y sugirieron que la alteración en la magnitud y la dirección de la carga, en máxima extensión de la articulación, puede suponer una teoría biomecánica para definir las ocurrencias de fracturas sagitales en la falange proximal. Por lo expuesto entonces, se considera que un conocimiento detallado de las pro-

propiedades biomecánicas de los huesos de la mano es esencial desde el punto de vista quirúrgico en aquellos procedimientos de osteosíntesis y reparación de fracturas. Fioretti *et al.*, (2018) en sus estudios sobre resistencia del fémur de perro, observaron que ante una prueba de compresión en la mitad de la diáfisis del hueso, presentó una resistencia promedio de 9,32 KN. Demostraron además, la importancia de las propiedades estructurales en general y del tamaño del área cortical en particular como factor determinante a la hora de evaluar la resistencia del hueso ante una prueba de compresión. En este sentido, Natali *et al.*, (2008), en sus estudios biomecánicos de fémur de perro con la aplicación de una placa ortopédica, infirieron que los huesos en los cuales prevalece el tamaño del área de sección total, no necesariamente responden con una mayor resistencia a la compresión, dicho proceso está condicionado por la relación área cortical - área medular. Shanmugam *et al.*, (2015) hicieron pruebas de compresión axial, flexión dorsopalmar y mediolateral de la falange proximal de humanos con la aplicación de implantes ortopédicos. Dzierzecka y Charuta (2012), destacaron en sus estudios densitométricos y geométricos de las falanges proximales de ambos miembros torácicos de caballos, que los cambios más importantes entre las variables estudiadas son causadas por cargas asimétricas entre los dos miembros y se dan en la metáfisis proximal del hueso, donde el tejido esponjoso es más abundante. Fioretti *et al.*, (2011, 2013) han publicado estudios sobre comportamientos mecánicos de los huesos fémur y tibia de perros, utilizando ensayos mecánicos de impacto. En su trabajo, observaron que la tibia ofrece más resistencia ante el impacto que el hueso fémur ipsilateral, con valores promedios de resistencias de 11,57 J y 30 J, respectivamente y consideraron que se debe a la mayor área cortical de la tibia en relación al fémur.

Las pruebas de impacto (ensayos de choque) determinan la fragilidad o capacidad de un material de absorber cargas instantáneas. Existen ensayos de impacto realizados sobre los más diversos materiales, entre ellos los biológicos. Desde la clínica veterinaria se plantean interrogantes sobre el comportamiento biomecánico de los huesos y una de las formas de dar respuesta es cuantificar sus características biomecánicas. El modelo escogido en este trabajo es el ensayo dinámico de choque (Ensayo

Charpy). Los objetivos de este trabajo fueron determinar las características mecánicas dinámicas de la falange proximal del dedo de la mano del caballo mestizo criollo y relacionar las características morfológicas con la resistencia del hueso ante la prueba de impacto.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se estudiaron las falanges proximales de la mano de 19 caballos mestizos criollos, 11 machos y 8 hembras, con aplomos normales, provenientes del frigorífico Gral. Pico S.A. Las Higueras, Río Cuarto. La muestra equina se dividió en 2 grupos etarios, G1: menor a 3 años; G2: de 3 a 5 años, estos grupos se definieron en base a la remodelación ósea. La edad se determinó a través de cronología dentaria. Las falanges se aislaron de la mano por desarticulación metacarpofalángica e interfalángica proximal. Mediante disección convencional, los huesos fueron liberados de los tejidos blandos circundantes y se conservaron en gasa humedecida con solución fisiológica a - 20° C por no más de 60 días. Luego de descongelar la muestra, se tomó el peso y la longitud del hueso, los diámetros latero-medial y dorso-palmar en la parte media de la diáfisis. A la falange proximal derecha se le practicó una osteotomía transversal en la parte media de la diáfisis (figura 1) y en la superficie de sección se midió: espesor cortical, área cortical, área medular y área total. Se utilizó para las mediciones y osteotomía: balanza (tara 2600 g), regla milimétrica (escala 300 mm); calibrador milimétrico (escala 0,02 mm), analizador de imágenes y sierra sinfín. A la falange proximal izquierda se la sometió a prueba de impacto con orientación dorsopalmar en la mitad de su diáfisis mediante el método de Charpy. Previo a la prueba de impacto, los huesos se descongelaron de forma natural y se llevaron a temperatura ambiente. Se usó para la prueba una máquina de ensayo de impacto modelo: PW 30/15 K-E, fabricante Amsler-Wolpert (figura 2), dentro de las normas ISO 10350-1. Los valores de resistencia se expresan en joules (J). Las variables en estudio, fueron analizadas mediante estadística descriptiva, de correlación y regresión, de varianza (ANOVA) con significancia $p \leq 0,05$. 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 del Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería, UNRC.



Figura 1. falange proximal con osteotomía transversal en la parte media de la diáfisis.



Figura 2. Máquina de ensayo de impacto modelo: PW 30/15 K-E. Fabricante Amsler-Wolpert.

RESULTADOS

La tabla I muestra las medidas de tendencia central de cada variable tomadas en la parte media de la diáfisis de la falange proximal de caballo mestizo criollo y su resistencia a la prueba de impacto. Los valores de resistencia al impacto se expresan en (J) joules para la fuerza absorbida. La figura 3 muestra

el diagrama de barras para las áreas: total, medular y cortical en la parte media de la diáfisis de la falange proximal, en la cual se observa que hay diferencias significativas entre ellas ($p < 0,0001$). El 65,10 % del área total en la parte media de la diáfisis de la falange proximal está ocupada por el área cortical del hueso.

Tabla 1. Medidas resumen de la falange proximal y resistencia a prueba de impacto (n= 19).

Variable	Media	D.E.	E.E.	Mín	Máx
Edad/años	3,34	1,03	0,24	2,00	5,00
Peso hueso (g)	151,53	18,98	4,35	122,00	191,00
Longitud hueso (cm)	9,43	0,50	0,12	8,50	10,30
Diámetro total D/P (cm)	2,66	0,15	0,03	2,40	3,00
Diámetro total L/M (cm)	3,68	0,20	0,05	3,40	4,15
Espesor cortical cuadrante dorsal (cm)	0,66	0,04	0,01	0,58	0,73
Espesor cortical cuadrante palmar (cm)	0,58	0,05	0,01	0,50	0,66
Espesor cortical cuadrante lateral (cm)	0,66	0,07	0,02	0,55	0,79
Espesor cortical cuadrante medial (cm)	0,76	0,11	0,03	0,60	0,96
Diámetro cavidad medular D/P (cm)	1,43	0,14	0,03	1,20	1,70
Diámetro cavidad medular L/M (cm)	2,32	0,19	0,04	2,10	2,84
Área total (cm ²)	7,86	0,83	0,19	6,60	9,72
Área medular (cm ²)	2,75	0,47	0,11	2,10	3,86
Área cortical (cm ²)	5,12	0,55	0,13	4,23	6,28
RESISTENCIA (J)	124,24	41,88	9,61	58,50	242,00

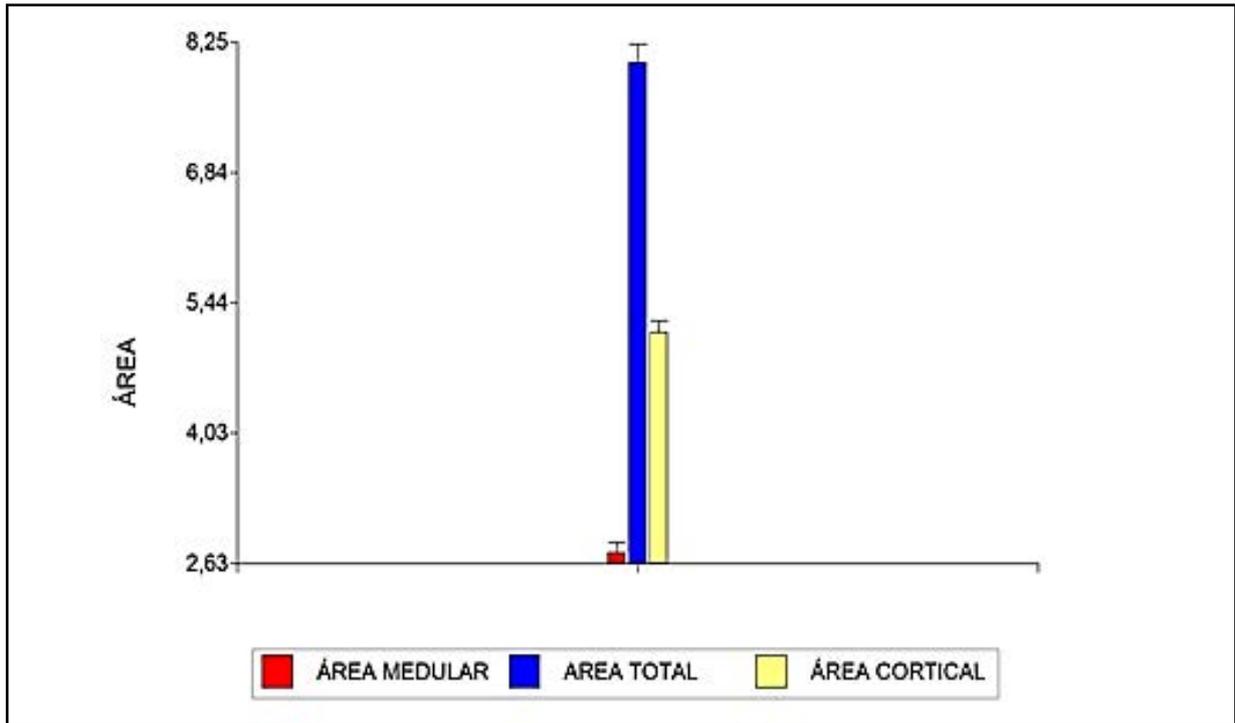


Figura 3. Diagrama de barras para las áreas: total, medular y cortical en la parte media de la diáfisis de la falange proximal (n= 19).

La figura 4 muestra la regresión lineal simple para las variables peso vs. área cortical, a mayor peso del hueso, corresponde una mayor área cortical en la mitad de su diáfisis. En la figura 5 se observa que la

resistencia del hueso depende linealmente del área cortical ($R^2= 0,92$, $p<0,0001$), a mayor área cortical se corresponde con una mayor resistencia del hueso ante el impacto.

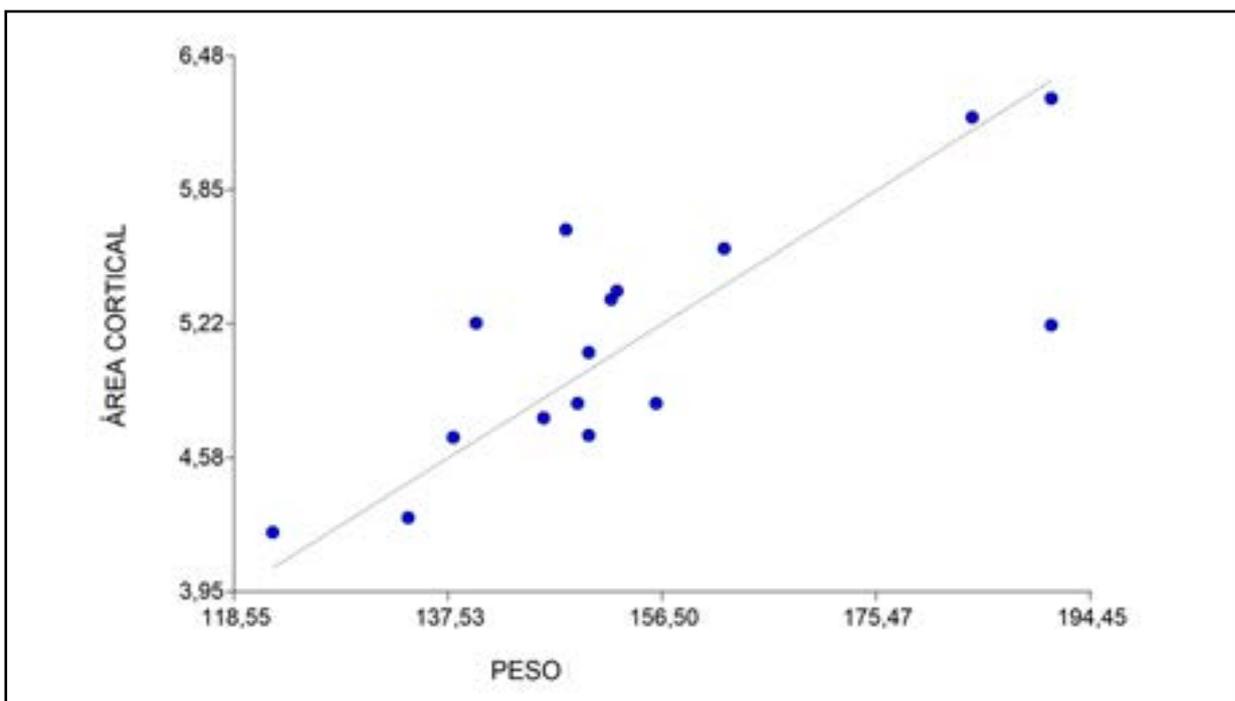


Figura 4. Regresión lineal simple para las variables área cortical (cm2) vs. resistencia (n=19).

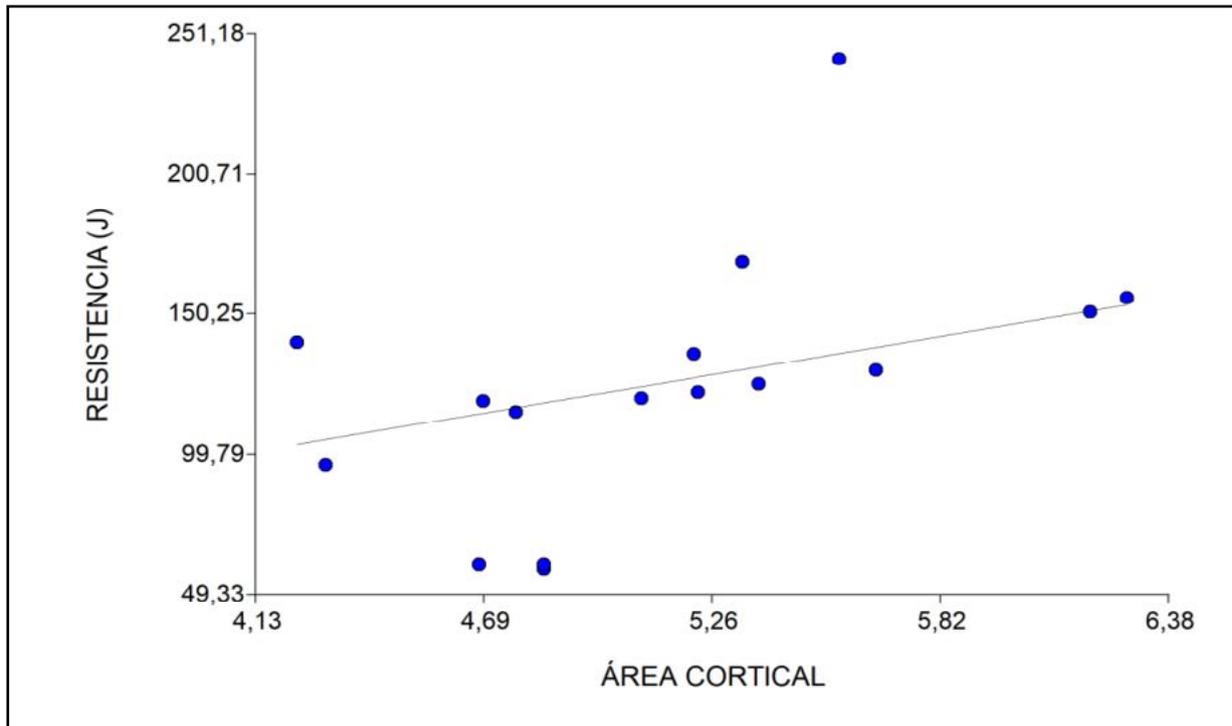


Figura 5. Regresión lineal simple para las variables área cortical (cm²)

La figura 6 muestra el diagrama de barras para las variables edad vs. resistencia en la parte media de la diáfisis de la falange proximal, donde se observa que no hubo diferencias significativas entre G1 (menor a 3 años) y G2 (de 3 a 5 años). La figura 7 muestra el diagrama de barras para las variables sexo vs. resistencia en la parte media de la diáfisis de la falange proximal, donde se observa que las falanges que provienen de animales machos presentan una resistencia mayor que aquellas falanges que provienen de animales hembras.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

El test mecánico de impacto de este trabajo fue realizado en condiciones de temperatura ambiente constante (23° a 25° C) previo descongelado de las muestras. Se usó para la totalidad de los ensayos, la misma máquina de impacto. Los resultados de este trabajo muestran que el área cortical depende linealmente del peso ($R^2= 0,75$, $P<0,0001$), a medida que aumenta el peso del hueso aumenta el área cortical, coincidiendo esto con Moine *et al.*, (2015) quienes observaron que hay asociación entre el peso del hueso y su área cortical. Se observan diferencias significativas entre las áreas cortical, medular y total del hueso ($P < 0,0001$), el área cortical representa un alto porcentaje (65%) del área total del hueso en la mitad de la diáfisis de la falange

proximal (área cortical= 5,12 cm², área total= 7,86 cm²). Estos valores de área cortical hallados en este trabajo, son importantes al momento de evaluar la resistencia del hueso y coincide en el mismo sentido con conceptos vertidos por Caeiro *et al.*, (2013) y Currey (1984). La cortical del cuadrante medial en la mitad de la diáfisis de la falange proximal resultó de mayor espesor ($T=0,76$ cm), mientras que los cuadrantes dorsal y lateral son semejantes ($\bar{x}=0,66$). La cortical del cuadrante palmar resultó ser el de menor espesor ($\bar{x}=0,58$ cm). La resistencia del hueso depende linealmente del área cortical ($R^2= 0,92$, $P= 0,0001$), resultados que concuerdan con Natali *et al.*, (2008) y Fioretti *et al.*, (2011, 2013) quienes, también trabajaron con pruebas biomecánicas, realizando en sus estudios pruebas de compresión y de impacto sobre huesos de perro. Si tomamos la resistencia promedio de los huesos provenientes de animales machos, fue mayor que la resistencia promedio de aquellos huesos provenientes de animales hembras, coincidiendo estos resultados con lo hallado por Fioretti *et al.*, (2018), quienes observaron en la variable sexo, comportamientos óseos similares de resistencia ante pruebas de compresión y de impacto. Se concluye que a mayor peso de la falange proximal, mayor es el tamaño de área cortical; a mayor tamaño del área cortical, el hueso es más resistente ante una prueba de impacto; las falanges proximales de animales machos son más resistentes ante una prueba de impacto que las falanges proximales de animales hembras.

BIBLIOGRAFÍA

Caeiro, J.R., 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. *Rev. Osteoporos. Metab. Miner.* 5 (2):99-108.

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

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

Fioretti, C., Galán, A., Moine, R., Varela, M., Varela, P., Mouguelar, H., Gigena, S., Bonino, F., Quinteros, R., Natali, J. (2013). Características Mecánicas Dinámicas de la Tibia Aislada de Perro Sometida a Prueba de Impacto. *Int. J. Morphol. Chile*. ISSN 0717 – 9502. 31 (2): 562-569.

Fioretti, R.C., Moine, R., Varela, M., Quinteros, R., Varela, P., Galán, A.M., Gigena, S., Mouguelar, H., Gonzalez Sanchez, S., Natali, N. (2018). Densidad mineral ósea y resistencia ante la prueba de compresión en la mitad de la diáfisis del hueso fémur de perro. *Ab Intus*. ISSN 1234-5678. Vol.1 (1): 43-52.

Fioretti, C.; Natali, J.; Galán, A.; Rivera, M. C.; Moine, R.; Varela, P.; Varela, M.; Bonino, F.; Quinteros, R. (2011). Características Mecánicas Dinámicas del Fémur Aislado de Perro, Sometido Prueba de Impacto. *Int. J. Morphol Chile*. Vol. 29 716:722.

Galan, A, Rivera, C., Moine R., Ferraris, G., Gigena, S., Natali, J. (2002). Propiedades morfométricas del metacarpiano III de potrillos mestizos. *Revista chilena de Anatomía*. Chile. ISSN 0716 – 9868. 20(3): 285-290.

Harrison, S.M., Whitton, R.C., Kawcak, C.E., Stover, S.M., Pandy, M.G. (2014). Evaluation of a subject-specific finite-element model of the equine metacarpophalangeal joint under physiological load. *J. Biomech.* 47 (1), 65-73.

Markel, M.D. y Richardson, D.W. (1985). Noncomminuted fractures of the proximal phalanx in 69 horses. *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 186:6, 573-9.

Moine, R., Galán, M., Vivas, A., Fioretti, C., Varela, M., Bonino, F., Quinteros, R., Natali, J. (2015). Propiedades Morfológicas en la Parte Media de la Diáfisis del Hueso Metacarpiano III de Equino Mestizo Criollo. *Int. J. Morphol. Chile*. ISSN 0717 – 9502. 33 (3): 955-961.

Moine, R.M., Rivera, M.C., Galan, A.M., Gigena, M.S., Natali, j., Ferraris, G.R. (2004). Morfometría en la corteza del hueso metacarpiano III en las partes proximal y distal de la diáfisis en potrillo mestizo con criollo. *Int. J. Morphol. Chile*. ISSN 0717 – 9502. 22(1): 19-23.

Moine, R., Rivera, C., Vivas, A., Ferraris, G., Galan, 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. *Arch. Med. Vet. Chile*. ISSN 0301 – 732X. XXXIII, N° 1, pag. 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. *Int. J. Morphol. Chile*. ISSN 0717 – 9502. 26(4): 791-797.

Shanmugam, R., Ernst, M., Stoffel, K., Fischer, M.F., Wah, D., Richards, R.G., Gueorguiev, B. (2015). Angular stable lateral plating is a valid alternative to conventional plate fixation in the proximal phalanx. A biomechanical study. *Clinical Biomechanics*. 30, 405-410.

Singer, E., Garcia, T., Stover, S. (2013). How do metacarpophalangeal joint extension, collateromotion and axial rotation influence dorsal surface strains of the equine proximal phalanx at different loads in vitro. *J. Biomech.* 46(4), 738-744.

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.