



UNIVERSIDAD NACIONAL DE RÍO CUARTO
FACULTAD DE AGRONOMÍA Y VETERINARIA

Tesis para acceder al título de Doctor
En el Doctorado Binacional en Ciencia, Tecnología e Innovación Agropecuaria de la FAV y
la FCEF-Q y N de la UNRC y la Univ. Federal Rural de Río de Janeiro (Brasil).

**“CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DINÁMICAS DEL HUESO
METACARPIANO III DE EQUINO MESTIZO CRIOLLO A TRAVÉS
DE LA PRUEBA DE IMPACTO PARA APLICABILIDAD A LA
CLÍNICA ANIMAL”**

Doctorando: MSc. Rosana Maricel Moine.

DIRECTORA: Dra. Adriana Beatriz Vivas.

CODIRECTOR: MSc. José Natali.

Río Cuarto, Noviembre 2017

COMISIÓN ASESORA Y JURADO

Nombre y Apellido: Carlos Fernando Lüders **Lugar de trabajo:** Universidad de Temuco
Chile

Nombre y Apellido: Juan Tomás Wheeler **Lugar de trabajo:** UNRC

Nombre y Apellido: María Cristina Romanini **Lugar de trabajo:** UNRC

DEFENSA ORAL Y PÚBLICA

Lugar y fecha.....

Calificación.....

JURADO

Firma.....**Aclaración**.....

Firma.....**Aclaración**.....

Firma.....**Aclaración**.....

Financiación:

Secretaría de Ciencia y Técnica PPI

Proyecto:

Características mecánicas dinámicas del metacarpiano III de caballo mestizo criollo: comportamiento biomecánico del hueso sometido a prueba de impacto en el tercio proximal y distal de la diáfisis” (Resol. Rec. 852-11). Director: MSc. José Natali.

Dedicada a mi esposo **GUSTAVO** y a nuestros hijos **ALVARO** y **AUGUSTO** por la ternura, comprensión y apoyo incondicional.

El caballo compañero noble,
dócil y resistente del hombre.
Assuncao, F.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional de Río Cuarto por la oportunidad y facilidades ofrecidas.

A la SECYT por el apoyo financiero.

A la Dra, Adriana Vivas y el MSc. José Natali por su apoyo, asesoramiento y orientación.

A la Cátedra de Anatomía: José Natali, Ada Mónica Galán, Soledad Gigena, Horacio Mouguelar, Cecilia Fioretti, Matías Varela y Silvana González Sánchez por su apoyo y por su colaboración prestada para la ejecución de este trabajo.

A la MSc. María del Carmen Rivera por iniciarme en el estudio del tejido óseo del metacarpiano III equino.

Al MSc. Mario Salvi y Méd. Vet. Rafael Audap Soubie por su colaboración en la recolección de las muestras.

Al frigorífico General Pico Las Higueras por proporcionar las muestras de manera desinteresada.

A mi familia por permitirme concretar mis aspiraciones.

Y a todos aquellos que directa o indirectamente cooperaron con la realización de este trabajo.

INDICE

INDICE DE TABLAS-----Pág. VIII

INDICE DE FIGURAS-----Pág. XII

RESUMEN -----Pág. XVIII

SUMMARY-----Pág. XIX

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN -----Pág. 1

El caballo como modelo experimental:

1.1 Taxonomía y Evolución del Caballo. -----Pág. 2

1.2 Caballo Mestizo Criollo.-----Pág. 3

1.3 Anatomía de la región metacarpiana.-----Pág. 6

1.4 Afecciones Clínicas del Hueso Metacarpiano III.-----Pág. 11

1.5 Propiedades Morfométricas, Prueba de Impacto, Histología y Determinación de calcio y fósforo del Metacarpiano III-----Pág. 13

1.6 Propiedades Morfométricas-----Pág. 20

1.7 Prueba de impacto-----Pág. 22

1.8 Histología del tejido óseo-----Pág. 26

1.9 Determinación de calcio y fósforo-----Pág. 33

CAPÍTULO II: HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 Hipótesis-----Pág. 35

2.2 Objetivo general-----	Pág. 35
2.3 Objetivo específicos-----	Pág. 35
CAPÍTULO III: MATERIALES Y MÉTODOS-----	Pág. 36
Toma y Procesamiento de la muestra -----	Pág. 37
Morfometría -----	Pág. 37
Prueba de impacto, Test Mecánico -----	Pág. 42
Histología del tejido óseo-----	Pág. 46
Determinación calcio y fósforo -----	Pág. 45
Análisis de los datos -----	Pág. 47
CAPÍTULO IV: RESULTADOS-----	Pág. 48
CAPÍTULO V: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES-----	Pág. 77
CAPÍTULO VI: BIBLIOGRAFÍA-----	Pág. 95
CAPÍTULO VII: PERSPECTIVAS-----	Pág. 107
ANEXOS-----	Pág. 109

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I. Medidas resumen del hueso metacarpiano III izquierdo.-----	Pág. 49
Tabla II: Análisis de la varianza para la variable edad.-----	Pág. 51
Tabla III: Análisis de la varianza para la variable sexo.-----	Pág. 51
Tabla IV: Análisis de la varianza para la variable espesor.-----	Pág. 52
Tabla V. Prueba de Tukey para la comparación de cuadrantes.-----	Pág. 53
Tabla VI: Regresión para la variable área cortical vs. peso-----	Pág. 53
Tabla VII: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso.---	Pág. 53
Tabla VIII. Análisis de la varianza para la variable peso. -----	Pág. 53
Tabla IX. Análisis de regresión para las variables área cortical vs. longitud. Coeficiente de determinación.-----	Pág. 54
Tabla X. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable longitud.--	Pág. 54
Tabla XI. Análisis de la varianza para la variable longitud.-----	Pág. 54
Tabla XII. Análisis de la varianza para la variable edad.-----	Pág. 56
Tabla XIII. Análisis de la varianza para la variable sexo.-----	Pág. 57

Tabla XIV. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. área total. Coeficiente de determinación.-----Pág. 57

Tabla XV. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable área total.-----
-----Pág. 57

Tabla XVI. Análisis de la varianza para la variable área total.-----Pág. 57

Tabla XVII. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. área cortical. Coeficiente de determinación.-----Pág. 58

Tabla XVIII. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable área cortical.
-----Pág. 58

Tabla XIX. Análisis de la varianza para la variable área cortical.-----Pág. 58

Tabla XX. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. peso. Coeficiente de determinación.-----Pág. 59

Tabla XXI. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso.-- Pág. 59

Tabla XXII. Análisis de la varianza para la variable peso.-----Pág. 59

Tabla XXIII. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. longitud.-----Pág. 60

Tabla XXIV. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable longitud.-----
-----Pág. 60

Tabla XXV. Análisis de la varianza para la variable longitud.-----	Pág. 60
Tabla XXVI. Medidas resumen de los % de calcio y fósforo en los tercios: externo, medio e interno tomadas en el cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo.-----	Pág. 71
Tabla XXVII. Análisis de la varianza para la variable calcio.-----	Pág. 72
Tabla XXVIII: Prueba de Tukey para la Comparación de la variable calcio en los tres tercios.-----	Pág. 72
Tabla XIX. Análisis de la varianza para la variable fósforo.-----	Pág. 73
Tabla XX: Prueba de Tukey para la Comparación de la variable fósforo en los tres tercios.-----	Pág. 73
Tabla XXI: Análisis de regresión lineal para las variables área cortical vs. calcio.-----	Pág. 74
Tabla XXII: Análisis de regresión lineal para las variables área cortical vs. fósforo.-----	Pág. 74
Tabla XXIII: Análisis de regresión lineal para las variables peso del hueso vs. calcio.-	Pág. 74
Tabla XXIV: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso del hueso.-----	Pág. 75
Tabla XXV: Análisis de regresión lineal para las variables peso del hueso vs. fósforo.-	Pág. 75
Tabla XXVI: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso del hueso.-----	Pág. 75
Tabla XXVII: Análisis de regresión lineal para las variables resistencia vs. calcio.-----	Pág. 75
Tabla XXVIII: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados la variable calcio.-	Pág. 75

Tabla XXIX: Análisis de regresión lineal para las variables resistencia vs. fósforo.----Pág. 76

Tabla XXX: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados. Pág. 76

ÍNDICE DE FIGURAS

- Fig. 1.** Esquema de la evolución del caballo.-----Pág. 3
- Fig. 2.** Metacarpiano III de Equino, vista palmar.-----Pág. 6
- Fig.3.** Metacarpiano III de Equino, vista dorsal y lateral.-----Pág. 7
- Fig. 4.** Vista lateral de la mano del caballo una vez retirada la piel.-----Pág. 10
- Fig. 5.** Curva de deformación del hueso en función del esfuerzo.-----Pág. 19
- Fig. 6.** Fuerzas que actúan sobre el hueso.-----Pág. 20
- Fig. 7.** Hueso compacto-----Pág. 23
- Fig. 8.** Tipos de células óseas: osteoprogenitoras u osteógenas (1), osteoblasto (2), osteocito (3), y osteoclasto (4). -----Pág. 25
- Fig. 9.** Metacarpianos III derechos e izquierdos de equino (con piel).----- Pág. 35
- Fig. 10.** Metacarpianos III derechos e izquierdos de equino disecada la piel.-----Pág. 35
- Fig. 11.** Registro de los Metacarpianos III de equino.-----Pág. 36
- Fig. 12.** Disección para extraer metacarpiano III de equino.-----Pág. 36
- Fig. 13** Determinación del peso del metacarpiano III de equino con balanza tara 2600 g.-----
-----Pág. 37
- Fig. 14.** Medición de la longitud del metacarpiano III de equino con regla milimétrica.-----
-----Pág. 37
- Fig. 15.** Medición del diámetro dorso palmar en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equino con escalímetro.-----Pág. 38

Fig. 16. Corte transverso en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equino.-----	
-----	Pág. 38
Fig. 17. Determinación del Espesor de los cuadrantes del hueso del metacarpiano III de equino con escalímetro.-----	
-----	Pág. 38
Fig. 18. Determinación del Diámetro latero-medial de la cavidad medular del hueso del metacarpiano III de equino con escalímetro.-----	
-----	Pág. 39
Fig. 19. Hueso Metacarpiano III. Diámetro del hueso dorso-palmar. Diámetro del hueso latero-medial. Diámetro cavidad medular dorso-palmar. Diámetro cavidad medular latero-medial. Cuadrante dorsal.-----	
-----	Pág. 39
Fig. 20. Máquina de ensayo de impacto modelo: PW 30/15 K-E.-----	
-----	Pág. 41
Fig. 21. Hueso Metacarpiano III derecho ubicado en los soportes.-----	
-----	Pág. 42
Fig. 22. Péndulo elevado hasta su posición de impacto -----	
-----	Pág. 42
Fig. 23. Péndulo previo al impacto -----	
-----	Pág. 42
Fig. 24. Esquema del fundamento del Método Charpy. Tomado de González Arias y Palazón-----	
-----	Pág. 44
Fig. 25. Corte transverso en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equino Cuadrante dorsal. -----	
-----	Pág. 44
Fig. 26. Muestra montada -----	
-----	Pág. 45
Fig. 27. Metalizadora Balzers Unión CED010.-----	
-----	Pág. 45
Fig. 28. Microscopio FE-SEM.-----	
-----	Pág. 46
Fig. 29. Diagrama de barras para las áreas total, cavidad medular y cortical en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo.-----	
-----	Pág. 50

Fig.30. Diagrama de barras para área cortical vs. edad en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III-----	Pág. 50
Fig. 31. Diagrama de barras para área cortical vs. sexo en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III.-----	Pág. 51
Fig. 32. Diagrama de barras para los cuadrantes dorsal, medial, lateral y palmar en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo.-----	Pág. 52
Fig. 33. Regresión lineal simple para la variable área cortical vs. peso.-----	Pág. 54
Fig.34. . Regresión lineal simple para la variable área cortical vs. longitud-----	Pág. 55
Fig.35. Diagrama de barras para resistencia y edad en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III.-----	Pág. 51
Fig. 36. Diagrama de Caja y Bigotes para resistencia en los distintos sexos en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III.-----	Pág. 52
Fig. 37. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. área total.-----	Pág. 58
Fig. 38. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. área cortical.-----	Pág. 59
Fig. 39. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. peso.-----	Pág. 60
Fig. 40. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. longitud.-----	Pág. 60
Fig. 41. Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Fibras paralelas. Osteones primarios dispuestos en filas ordenadas.-----	Pág. 62
Fig. 42. Corte Transverso por desgaste. G1. Tercio externo del cuadrante dorsal. Formación de osteones primarios desde el periostio.-----	Pág. 62
Fig. 43. Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Osteones primarios dispuestos e filas ordenadas.-----	Pág. 63
Fig. 44. Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Osteones primarios conductos de Havers, Conductos de Volkmann-----	Pág. 63
Fig.45. Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Osteón primario, lagunas osteocíticas, tejido intersticial canalículo-----	Pág. 64

- Fig. 46.** Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteones primario, osteón secundario-----Pág. 65
- Fig. 47.** Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteón secundario, línea de cementación (flecha amarilla), cavidad de resorción-----Pág. 65
- Fig.48.** Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteones secundario, conductos de Volkmann-----Pág. 66
- Fig. 49.** Corte Transverso por desgaste. Tercio interno del cuadrante dorsal.-----Pág. 67
- Fig. 50.** Corte Transverso. Tercio externo. Capa circunferencial externa, espesor de la circunferencial externa-----Pág. 68
- Fig. 51.** Corte Transversal por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteón secundario, osteón primario cavidad de resorción-----Pág. 68
- Fig. 52.** Corte Transversal por desgaste. Tercio interno del cuadrante dorsal. Osteones secundario, conductos de Volkmann-----Pág. 69
- Fig. 53.** Corte Transversal por desgaste. Tercio interno del cuadrante dorsal. Circunferencial interna -----Pág. 69
- Fig. 54.** Diagrama de barras para la variable calcio en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III.-----Pág. 72
- Fig.55.** Diagrama de barras para la variable fósforo en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III.-----Pág. 73

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

Altura: h

Cavidad: cav.

Centímetro: cm

Centímetro cuadrado: cm²

Cuadrante: Cuad.

Diámetro: Diám.

Diámetro cavidad medular dorso-palmar: DMC-DP

Diámetro del hueso latero-medial: DH-LM

Diámetro del hueso dorso-palmar: DH-DP

Diámetro cavidad medular latero-medial: DCM-LM

Dorsal: Dor.

Dorso-palmar: D/P

Figura: Fig.

Grado: °

Grados celsius: ° C

Gramo: g

Grupo: G

Joule: J

Lateral: Late.

Latero-medial: L/M

Longitud: L

Masa: m

Milibar: mbar

Milímetro: mm

Medular: med.

Metro/segundo: m/s

Número: n

Otros autores: et al.

Palmar: pal.

Porcentaje: %

Tercio: t.

Tercio interno: TI

Tercio medio: TM

Tercio externo: TE

Versus: vs.

RESUMEN

El desarrollo del esqueleto es de máxima importancia en caballos de trabajo y alta competencia. Los miembros torácicos sostienen el 60% del peso corporal y están sometidos a mayores esfuerzos biomecánicos que los predisponen a lesiones. La cara dorsal del hueso metacarpiano III es uno de los sitios con mayores incidencias de patologías. Hipótesis: las características mecánicas y la resistencia a la flexión en la cortical dorsal de la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equinos mestizos criollos varían de acuerdo a las propiedades morfométricas, citoarquitectura y contenido de minerales, influenciadas por la edad y el sexo. Objetivos: Aportar conocimientos biomecánicos del metacarpiano III en caballos mestizos-criollos aplicables a la clínica animal y determinar las propiedades morfométricas, histológicas y minerales del hueso metacarpiano III en la cortical en la parte media de su diáfisis y su relación con la resistencia ósea. Se estudiaron los huesos metacarpiano III de 26 equinos hembras y machos, entre 18 meses y 5 años, divididos en dos grupos etarios, provenientes del frigorífico Gral. Pico. Se determinó: peso, longitud total del hueso, diámetro latero-medial y dorso-palmar del hueso y de la cavidad medular en la parte media de la diáfisis. Al metacarpiano III izquierdo se le practicó una osteotomía transversal en la parte media de la diáfisis para determinar: espesor de la cortical, área cortical, medular y total. Se tomaron muestras del cuadrante dorsal, para observar las estructuras microscópicas y se determinó los valores de calcio y fósforo. Al metacarpiano III derecho se le realizó “prueba de impacto” mediante el Método de Ensayo Charpy. Los datos fueron analizados mediante análisis de varianza de efectos fijos a una vía de clasificación usando el paquete estadístico InfoStat (2009), con un nivel de significación de 0,05. Los resultados muestran que la resistencia del hueso depende de las siguientes variables: peso ($R^2=0,86$, $P < 0,0001$), longitud del hueso ($R^2=0,84$, $P < 0,0001$), área cortical ($R^2=0,87$, $P < 0,0001$), área total ($R^2=0,86$, $P < 0,0001$), calcio ($R^2=0,91$, $P < 0,0001$), fósforo ($R^2=0,98$, $P < 0,0001$), sexo y tejido osteonal maduro. De los resultados se infiere que a medida que aumenta el área cortical, área total, peso, longitud del hueso, la abundancia de osteones secundarios y la menor remodelación ósea, aumenta la energía absorbida del hueso. En este mismo sentido, existe influencia de sexo, el hueso de macho resiste más que el de hembra. Los huesos más mineralizados resisten más el impacto.

PALABRAS CLAVE: equino, metacarpiano III, morfometría, prueba de impacto, osteones, calcio, fósforo.

"MECHANICAL DYNAMICS CHARACTERISTICS OF METACARPAL III BONE IN CROSSBRED CRIOLLO EQUINE THROUGH THE IMPACT TEST FOR APPLICABILITY TO ANIMAL CLINIC"

Director: Dra. Adriana Beatriz Vivas. Codirector: MSc. José Natali. Thesis: MSc. Rosana Maricel Moine. Career: Doctorate in Agricultural Science, Technology and Innovation. FAV. UNRC.

SUMMARY

Development of the skeleton is of primordial importance in working and high competition horses. The thoracic limbs hold 60% of body weight, and are subject to biomechanical efforts that predispose them to injury. The dorsal face of metacarpal III bone is one of the sites with the highest incidence of pathology. Hypothesis: the mechanical properties and resistance to bending in the dorsal cortex of the middle part of diaphysis of metacarpal III vary according to the thickness of the cortical, cytoarchitecture, mineral content, age and sex. General objectives: Provide biomechanical knowledge of metacarpal III in crossbred criollo horses apply to the animal clinic and to determine the mechanical and morphometric, histological characteristics and minerals of the metacarpal III bone in the dorsal cortex in the middle of its diaphysis. Twenty six metacarpal III bones were studied, female and male horses between 18 months and 5 years, divided into two age groups, from the frigorific General Pico. Be determined: weight, length, diameter latero-medial and dorso-palmar in the middle of the diaphysis. It will perform to left metacarpal III a transverse osteotomy in the middle of the diaphysis to determine: cortical thickness, cortical, medullary and total area. Dorsal quadrant samples will be taken to observe the microscopic structures and determine the values of calcium and match. At right metacarpal III were tested on "impact proof" by Charpy Test Method. The data will be analyzed by analysis of variance of fixed effects one-way classification using the statistical package InfoStat (2009), with a significance level of 0.05. The results show that bone strength depends on the following variables: weight ($R^2 = 0.86$, $P < 0.0001$), bone length ($R^2 = 0.84$, $P < 0.0001$), cortical area ($R^2 = 0.87$, $P < 0.0001$), total area ($R^2 = 0.86$, $P < 0.0001$), calcium ($R^2 = 0.91$, $P < 0.0001$), phosphorus ($R^2 = 0.98$, $P < 0.0001$), sex and mature osteonal tissue. From the results it is inferred that as the cortical area, total area, weight, bone length, abundance of secondary osteons and the smaller bone remodeling increase, the absorbed energy of the bone increases. In this same sense, there

is sex influence, the male bone resists more than the female one. The more mineralized bones resist the impact more.

Keywords: equine, metacarpal III, morphometry, osteons, calcium. match. impact test.

CAPITULO 1:
INTRODUCCIÓN

Taxonomía y Evolución del Caballo

El caballo (*Equus ferus caballus*) es un mamífero, forma parte de la familia de los équidos y se encuentran dentro del orden de los ungulados imparadigitados (Curtis, 1989).

La evolución del caballo puede seguirse a través del registro fósil hasta llegar a *Hyracotherium* (también llamado *Eohippus*), un pequeño mamífero herbívoro que vivió durante el Eoceno, hace 55 millones de años, en América del Norte. Se supone que de él descienden todos los équidos posteriores, incluido el género *Equus Hyracotherium*.

Tenía un tamaño que oscilaba entre los 20 y los 40 cm de altura, con cuatro dedos en las extremidades torácicas y tres en las pélvicas terminando cada uno en una uña (no en un casco, como las especies actuales). A primera vista era similar a un perro pequeño.

La evolución posterior de *Hyracotherium* le hizo aumentar su altura hasta los 115 cm y perder sus dedos hasta hacerse monodáctilo, es decir, con un solo dedo. Poco a poco, su único dedo se endurecería mediante mutaciones, hasta desarrollar cascos que les permitían huir de los depredadores.

En esa época, aparecieron a la vez en Norteamérica y Eurasia diversas especies y géneros relacionados. Parece ser que las especies euroasiáticas desaparecieron. Sin embargo, las especies americanas dieron lugar durante el Oligoceno al género *Mesohippus*, del tamaño de una gacela, que tenía sólo 3 dedos en los miembros torácicos y que ya presentaban el extremo distal con forma de casco.

Algo más tarde, en el Mioceno, a *Mesohippus* le sucedió *Hypohippus* y *Anchitherium*; se cree que ambas especies colonizaron después Eurasia desde América del Norte. Otros descendientes de *Mesohippus* fueron *Miohippus* y *Merychippus*; este último género desarrolló dientes con coronas muy altas, lo que le permitió, a diferencia de *Hyracotherium*, que pastaba hierba, ramonear las hojas, brotes de árboles y arbustos. Entre los descendientes de *Merychippus* estaba *Hipparion*, que durante el Plioceno se desplazó y expandió desde Norteamérica hasta Eurasia, y *Pliohippus* (primer antepasado de un solo dedo), antecesor de *Pleshippus* y de su sucesor, el caballo moderno, es decir, el género *Equus*, que apareció hace 5 millones de años (fig. 1).

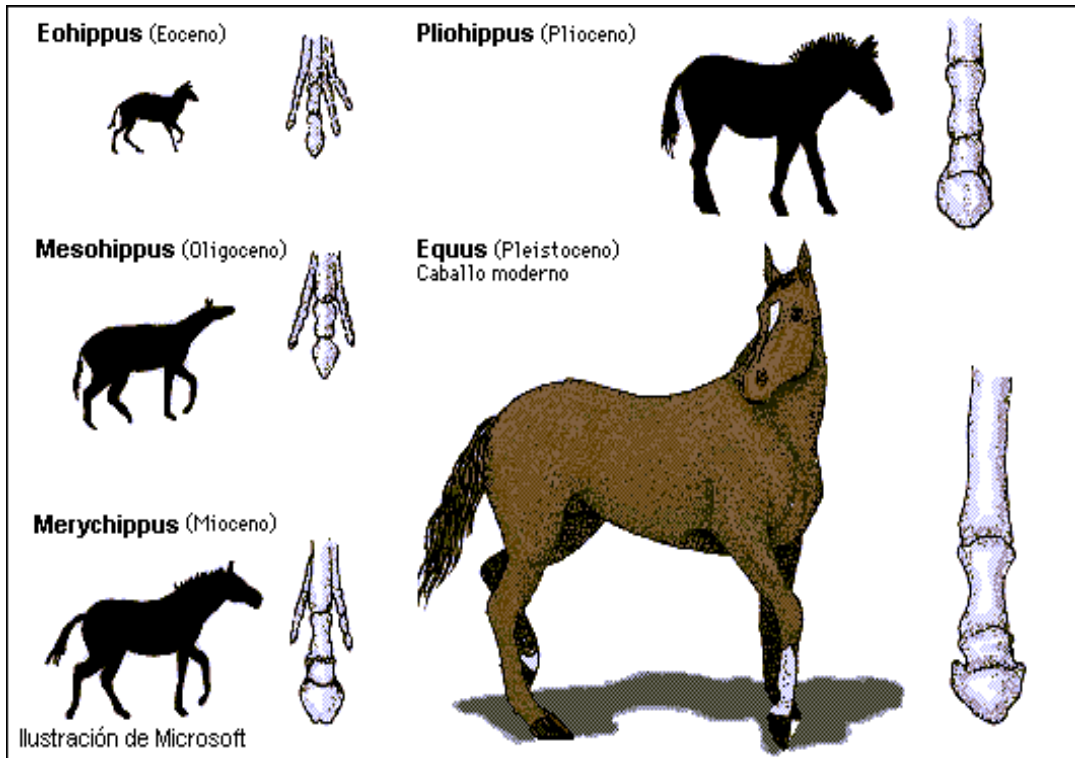


Fig. 1. Esquema de la evolución del caballo. Tomado de ane-caballos. blogspot.com.

Se cree que durante el Pleistoceno, hace unos 15.000 años, el género *Equus* extendió su área de distribución desde Norteamérica a Eurasia y África cruzando el estrecho de Bering. Hace unos 10.000 años, los caballos se extinguieron en Norteamérica, por causas aún desconocidas, quizá por algún cataclismo climático que modificó los ecosistemas americanos (LeQuire, 2004). Diversos hallazgos en cuevas de Europa indican que el caballo era un animal muy abundante durante la edad de piedra en dicho continente; se han encontrado suficientes restos de esqueletos de caballos dentro y en los alrededores de estas cuevas como para afirmar que eran consumidos por el ser humano. El número de caballos disminuyó en el neolítico, cuando Europa estaba cubierta por bosques en su mayor parte. Se han encontrado restos de la edad del bronce, embocaduras y piezas de arneses, que demuestran que el caballo ya estaba domesticado en esta época. Esta domesticación, siglos más tarde, permitió tras el descubrimiento de América, que los caballos fueran reintroducidos por los conquistadores españoles en el continente que los vio surgir (Assuncao, 1996).

Caballo Mestizo Criollo

El caballo criollo de América Latina es el descendiente directo de los caballos importados al Nuevo Mundo desde Cristóbal Colón, por los conquistadores españoles en el año 1492. Fueron los caballos españoles (particularmente los andaluces), portugueses y árabes

los que transmitieron su sangre y sus principales características morfológicas a la raza criolla del Río de La Plata. Años después, cuando Don Pedro de Mendoza abandonó Buenos Aires, los potros descendientes de estos animales se extendieron libremente por la extensa llanura Argentina. Ya en el año 1583 se avistó a los indios araucanos del Sur utilizando el caballo como herramienta de guerra. A través de los siglos se fue desarrollando un animal fuerte, valiente, sufrido, de gran rusticidad y resistencia, producto de la selección natural en la que sólo sobrevivieron los más fuertes. El caballo criollo se distribuye por toda la región de América del Sur y es de interés internacional. Es criado con diferentes características y denominaciones, según el país. En la Argentina se lo destaca por ser un animal de gran potencia, resistente, veloz, ágil y de andares sueltos. Es capaz de recorrer grandes distancias durante largo tiempo, sin consecuencias funestas. Su temperamento se caracteriza por ser tenaz y voluntarioso, es un animal extremadamente enérgico, activo y dócil. Otras dos características que definen esta raza son su longevidad y su fertilidad.

El mayor desarrollo del caballo es adquirido a la edad de cuatro años y la esperanza de vida varía entre los veinticinco y los treinta años. La característica anatómica más notable del caballo moderno es la pezuña con un único dedo en cada una de sus extremidades, ya que las formaciones óseas que corresponden a los dedos laterales desaparecieron por la falta de uso, (Assuncao, 1996). El equino posee un único dedo funcional, bien organizado para el apoyo y la anticoncusión, a base de compactos segmentos óseos, órganos elásticos y suspensores (ligamentos y tendones), formaciones amortiguadoras (almohadillas digitales, cartílagos angulares) y protectoras (sinoviales articulares y tendinosas, casco) (Sandoval, 1998).

El caballo se convirtió en un compañero indispensable para el hombre, ya que fue el factor principal de las civilizaciones conquistadoras. En Europa y en América contribuyó también a la expansión de los pueblos y apenas hace un siglo y medio, era en tierra el único medio de locomoción y de transporte rápido.

Particularmente en nuestro país, fue el gaucho quien encontró en el caballo un vehículo indispensable que lo trasladó sobre la dilatada llanura característica de la Argentina. Desde su domesticación, el caballo ha sido empleado para todo tipo de trabajo. Incluso actualmente, cada raza tiene un trabajo específico para el cual es más apto.

En un principio se utilizó para carga y se mantuvo en este papel hasta comienzos del Siglo XX. Los equinos de tipo ligero, más pequeños, se utilizaban para este trabajo, mientras

que los más grandes y potentes, se empleaban en la guerra. El caballo también jugó un papel importante en la agricultura. Al comienzo, los arados fueron tirados por bueyes, ya que era un trabajo demasiado pesado para los caballos de tipo ligero. Pero ya en el Siglo XVIII comenzaron a utilizarse maquinarias agrícolas y hacía falta rapidez e inteligencia en los animales de tiro, de este modo el caballo de tiro liviano pasó a hacer trabajos de campo. Además es usado para los deportes ecuestres y estas actividades se encuentran en pleno auge.

Las aptitudes más reconocidas de la raza criolla son los trabajos ganaderos, en los cuales demuestra gran facilidad, y los realizados con silla, gracias al equilibrio armónico que posee. La adaptación a las condiciones del medio ambiente, le permitió desarrollar sus cualidades de resistencia a las enfermedades. Es un animal eumétrico y mesomorfo (medidas y formas medianas), es musculoso, modelado en fuerza, pero ágil y rápido en sus movimientos. Se considera al criollo, como un animal de constitución robusta, musculosa y fuerte. No es un animal muy pesado, generalmente ronda entre los cuatrocientos kilogramos. Es un animal de poca alzada, cuya talla ideal es de 1,46 metros. Estos caballos poseen mucho pecho y caja, el tronco es de gran desarrollo, posee costillas bien arqueadas, cuello musculoso y algo corto de forma triangular, perfil rectilíneo, espalda muy desarrollada, miembros fuertes y musculosos con cañas cortas, nítidas y con tendones fuertes y bien destacados. Los nudos son también fuertes y nítidos, y las cuartillas son de longitud e inclinación mediana. Por último los cascos, están bien conformados. Son de volumen proporcionado al cuerpo, resistentes, tensos y bien aplomados. Grupa llovida con inserción de cola baja, crines abundantes. Son animales aptos para alimentarse con bajos recursos forrajeros, utilizados para el trabajo y la destreza gaucha (Assuncao, 1996).

ANATOMÍA

REGION METACARPIANA

Base ósea

La región metacarpiana del caballo tiene como base ósea tres huesos metacarpianos, conocidos como metacarpianos II, III y IV (fig. 2).

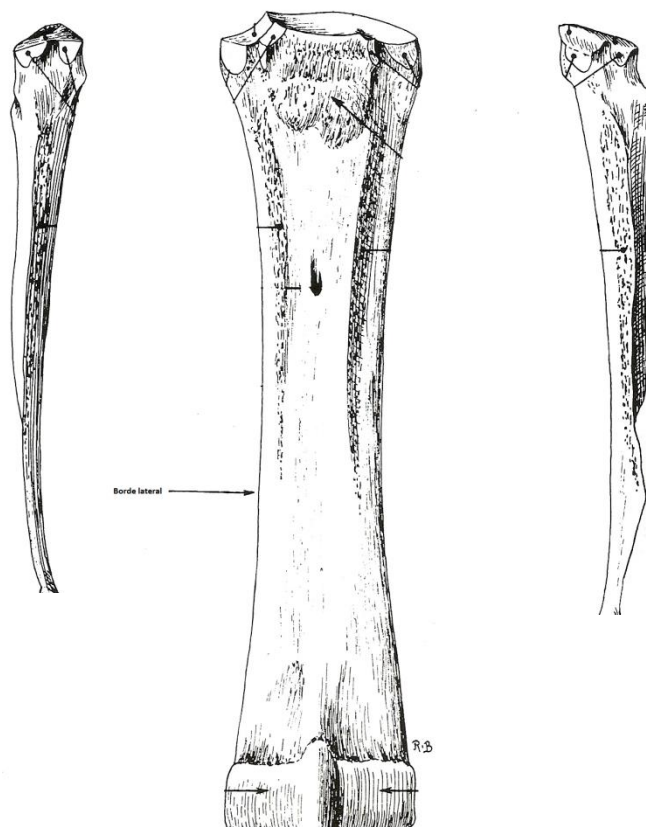


Fig.2. Metacarpiano II, III Y IV de Equino, vista palmar. Tomada de Barone 2010.

El diferente desarrollo de los tres huesos metacarpianos del caballo, haciendo que prevalezca en longitud y grosor el tercero sobre los congéneres segundo y cuarto, evoca la condición perisodáctila que caracteriza al autopodo del équido. Así pues, el tercer metacarpiano (fig. 3), articula con las falanges del único dedo funcional (el dedo central o tercero), por lo que es también eje de referencia de todo el autopodo (Sandoval, 1998).

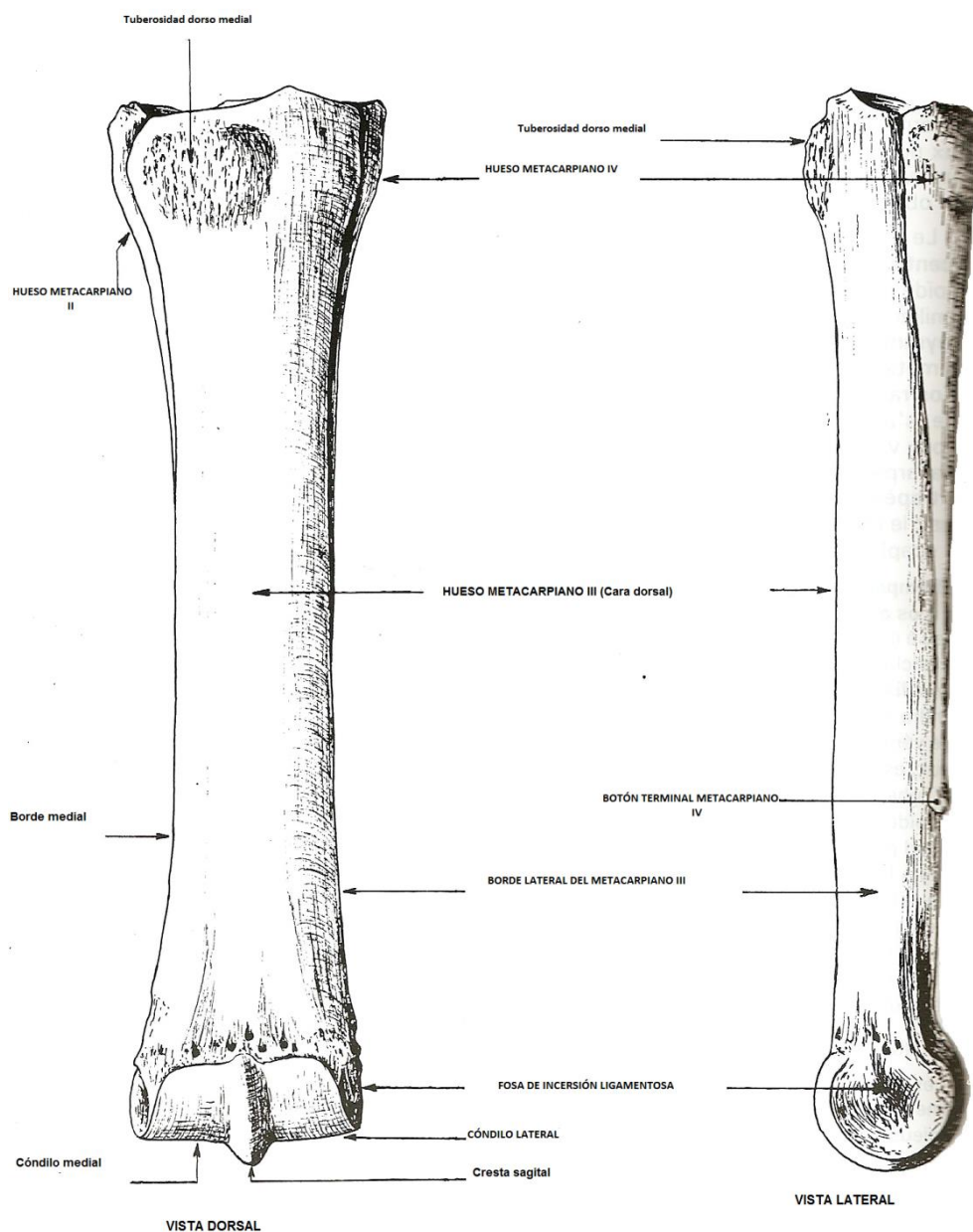


Fig. 3. Metacarpiano III de Equino, vista dorsal y lateral. Tomada de Barone 2010.

La superficie articular carpiana que presenta su base lo suficientemente amplia para abarcar y hacerse congruente con huesos correspondientes de la fila distal del carpo, muy especialmente con los huesos tercero y cuarto carpianos; en esta misma base, hacia el reborde dorso-medial, manifiesta una fuerte tuberosidad destinada a la inserción del tendón del músculo extensor radial del carpo. La tróclea del extremo distal del hueso queda dividida en dos cilindros articulares por una saliente cresta sagital. Los otros dos componentes del metacarpo o huesos metacarpianos segundo y cuarto son rudimentarios y permanecen estrechamente vinculados a los respectivos límites medio-palmar y latero-palmar del gran

metacarpiano por nexos fibrosos (sindesmosis) que llegan a osificarse con la edad en sinostosis estos pequeños metacarpianos contribuye a ampliar la superficie articular carpiana del metapodio, puesto que una parte de los huesos segundo y cuarto carpianos apoyan directamente en ella. Casi siempre el cuerpo del metacarpiano medial (II) es más largo que el lateral (IV), aunque en ningún caso se prolongan más allá de los dos tercios proximales del metacarpiano III. Dicha terminación viene marcada por un botón o rudimento de cabeza, palpable en el animal vivo (Sandoval, 1998).

Estructuras tendinosas

Las estructuras tendinosas que se ubican en la zona palmar del metacarpo son:

- Músculo interóseo
- Tendones de los músculos flexores digitales:
 - Profundo (+ligamento accesorio)
 - Superficial
- Vaina sinovial común de los tendones flexores

Músculo interóseo

El músculo interóseo se inicia en forma de un amplio tendón interóseo, procedente de la cara palmar de la fila distal de los huesos carpianos, así como de la cápsula articular y extremo proximal del tercer metacarpiano; desde aquí desciende ceñido a la cara palmar de este hueso y a unos ocho cm. de la interlínea articular metacarpofalángica, se bifurca en las ramas sesamoideas que se dirigen hacia las superficies interóseas (abaxiales) de los correspondientes huesos sesamoideos proximales (Sandoval,1998).

Una parte importante de sus fibras profundas se insertan aquí, otras derivan hacia los ligamentos sesamoideos colaterales y otras más superficiales, prosiguen como ramas extensoras convergentes hacia el tendón del músculo extensor digital común, al que se unen a la altura del tercio distal de la falange proximal. En realidad, la estructura fibrosa descrita es una parte de todo un sistema o “aparato suspensor interóseo-sesamoideo”, en el que intervienen también los ligamentos sesamoideos propios y distales (Sandoval, 1998).

Músculo flexor digital profundo

Es el más profundo de los flexores digitales, por lo que su masa carnosa se adapta a la cara caudal de los huesos del antebrazo, a partir de sus tres cabezas de origen: una cabeza humeral originada en el epicóndilo medial del húmero, una cabeza cubital que lo hace desde

la cara medial del olecranon y una cabeza radial desde el tercio medio de la cara caudal del radio. Los vientres musculares que prolongan dichas cabezas de origen se unen en el tercio distal del antebrazo en un tendón común o tendón del músculo flexor profundo, el cual surca distalmente la cara flexora del carpo (acompañado en superficie por el tendón del músculo flexor digital superficial), hasta que alcanza el metacarpo (fig. 4). Este único tendón, surca siempre la cara flexora de la articulación metacarpofalángica por el interior del anillo o manguito que desarrolla a este mismo nivel el músculo flexor superficial (manica flexora); dicho manguito es incompleto en profundidad, por lo que una parte del tendón del músculo flexor profundo se pone en contacto directo con el escudo proximal y se desliza sobre él. Ya en pleno metacarpo, sobre el tendón del músculo interóseo, se hace más denso y cilíndrico, recibiendo a este nivel una brida de refuerzo, o ligamento accesorio, procedente del ligamento palmar del carpo. Más distalmente, antes de alcanzar la interlínea metacarpofalángiana, se incorpora al manguito tubular del músculo flexor superficial, que le conduce sobre el escudo proximal, continuando desde aquí por la cara palmar del dedo hasta su inserción en la cara flexora y línea semilunar de la falange distal. Previamente a esta inserción principal, el tendón delega en profundidad un pequeño fascículo de inserción complementaria en plena cara palmar de la falange media (Sandoval, 1998).

Músculo flexor digital superficial

Se prolonga a lo largo del antebrazo y mano, sobre el músculo flexor profundo, pero está mucho menos desarrollado que este último. Además, tiene un origen muy concreto en el epicóndilo medial del húmero. El vientre muscular único aparece densamente infiltrado de fibras tendinosas y mayormente cubierto por el músculo flexorcubital del carpo. Antes de alcanzar el carpo diferencia un robusto tendón común (tendón músculo flexor superficial) cuyo borde medial recibe un ligamento de refuerzo o ligamento accesorio, procedente del reverso medial del cuerpo del radio. Luego, el tendón desciende por el carpo (bajo el retináculo) en posición medio-palmar respecto al tendón del músculo flexor profundo (fig. 4), si bien a lo largo del metacarpo se va haciendo plenamente palmar a este último. Ya a nivel del escudo proximal desarrolla un amplio manguito (tendón perforado) que abraza al tendón del músculo flexor digital profundo (perforante), terminando por cada lado en dos fascículos divergentes de inserción: el proximal se fija en el extremo disto-medial de la falange proximal, mientras que el fascículo distal lo hace lateral y medialmente en la tuberosidad flexora de la falange media (Sandoval, 1998).

Vaina sinovial común de los músculos flexores

Se trata de una amplia vaina que envuelve a los tendones flexores digitales del caballo en su transcurso por el surco carpiano. No obstante, rebasa los límites de este último, pues proximalmente se prolonga por el extremo distal del antebrazo unos 8-10 cm. Y distalmente llega a alcanzar el tercio medio del metacarpo fig. 4 (Sandoval, 1998).

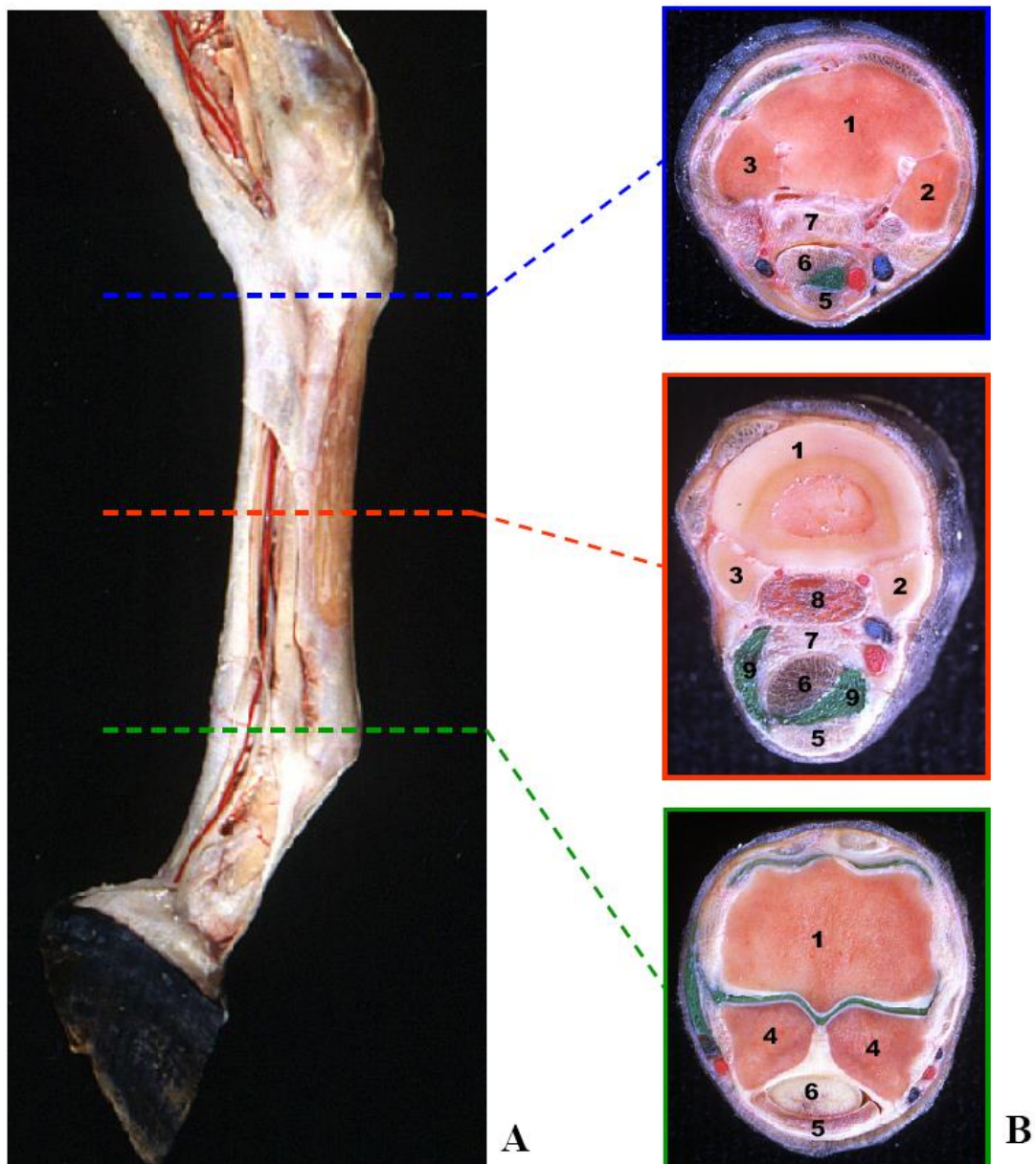


Fig. 4. Vista lateral de la mano del caballo una vez retirada la piel y el tejido subcutáneo, con látex rojo, azul y verde se han replecionado las arterias, venas y estructuras sinoviales respectivamente. Las líneas discontinuas indican los niveles de las secciones transversales que se muestran en las fig. 4B. 1: III metacarpiano. 2: II metacarpiano (medial). 3: III metacarpiano (lateral). 4: Sesamoideos proximales. 5: M. Flexor digital superficial. 6: M. Flexor digital profundo. 7: Ligamento accesorio del tendón del M. Flexor digital profundo. 8: Ligamento suspensor. 9: Vaina de los tendones flexores. (Tomada de Latorre et al., 2001).

Afecciones Clínicas del Hueso Metacarpiano III

Periostitis y fracturas en la superficie dorsal del metacarpo

La periostitis y la fractura por estrés de la superficie dorsal del tercer metacarpiano, constituyen un espectro de enfermedades observadas a menudo en los caballos que realizan entrenamientos muy jóvenes, aunque la mayor incidencia se describe en los Pura Sangre de carrera. También se diagnostica en los Quarter Horse, siendo los miembros anteriores mucho más afectados que los posteriores (Bertone, 2004).

Causas

Síndrome Cañeras (SC)

Esta patología es conocida como SC, periostitis metacarpiana. Parece estar asociada con los caballos jóvenes cuando ejercitan a gran velocidad. La condición se puede dar en Pura Sangre, Quarter Horse y Standardbred. Se ha informado que el 70% de los caballos jóvenes de carrera Pura Sangre puede desarrollar la lesión por las repetitivas cargas que se dan en el entrenamiento en el hueso metacarpiano III.

La lesión se produce por la fatiga del hueso. Generalmente, se presenta en los caballos de dos años, durante los primeros seis meses de entrenamiento, depende del sentido en que se entrene el caballo (Nunamaker, 2002).

El SC comprende la cortical dorsal del metacarpiano III y muy rara vez el metatarsiano. Este síndrome representa una interacción mal comprendida de los aspectos biológicos de la modelación y la remodelación del hueso, combinada con los aspectos mecánicos de la fatiga y el deslizamiento (Nunamaker, 1998).

La patología se ha descrito por generaciones en los caballos Pura Sangre de carrera. La descripción clásica de su etiología y patogenia se asocia con fracturas de hueso. Básicamente, se ha visto una hemorragia subperióstica y microfracturas en la superficie del metacarpiano III como resultado del ejercicio a altas velocidades, contusión y traumatismo externo. Dentro de la patogénesis es importante considerar la fisiología del hueso y los cambios que se producen en el animal con el entrenamiento, tanto en forma normal como anormal.

Fracturas por estrés del metacarpo

Estas fracturas ocurren en animales de tres años o más, pero dependen de cuándo se inicia el entrenamiento. En la mayoría de los casos, los animales que desarrollan estas fracturas son los que comienzan a desarrollar el SC al inicio de su actividad deportiva. Por lo

general, las lesiones radiográficas están en la cara dorsal o, con mayor frecuencia, en la dorso-lateral del metacarpiano III y se identifican por una línea radiolúcida oblicua que progresa hacia la mitad de la corteza dorso-lateral. La lesión puede ocurrir en cualquier parte de la longitud del hueso y es frecuente observar múltiples lesiones en el mismo hueso (Nunamaker, 1998).

La especulación acerca de la patogénesis involucra la coincidencia del SC con las subsecuentes fracturas por estrés. Si durante el progreso del SC, la remodelación ósea se encuentra desviada de lo normal durante todo el tiempo que el nuevo hueso perióstico está soportando cargas y se modela sobre su superficie externa, la cortical acumularía fatiga cíclica.

Fracturas de los cóndilos del metacarpiano III

Las fracturas de los cóndilos del metacarpiano III, también llamadas fracturas condilares o articulares longitudinales, se producen con mayor frecuencia en los caballos de carrera jóvenes (Nunamaker, 1998). Estudios describen una mayor predisposición en machos (Bertone, 2004).

La mayoría de estas fracturas afecta a los extremidades anteriores, mostrando ambos miembros igual tasa de compromiso (Bertone, 2004). Nixon (2008) difiere en el último punto indicando que el sitio predominante de fractura es la extremidad anterior izquierda. Los cóndilos laterales son los afectados con mayor frecuencia (Wright, 2010). Por otra parte, las fracturas de los cóndilos mediales son más frecuentes en el miembro posterior. La mayoría de las fracturas se inician al centro del cóndilo y se extienden proximalmente, para emerger por la cortical (Bertone, 2004).

Fracturas del metacarpiano III

Las fracturas del metacarpiano III se producen a cualquier edad y en cualquier raza, pero son más comunes en los caballos jóvenes. El metacarpo, tiene especial susceptibilidad a la fractura debido a la escasa cobertura de tejidos blandos (Bertone, 2004). Por esta misma razón, más de la mitad de las fracturas suelen hacerse abiertas inmediatamente después de producida la lesión (Nunamaker, 1998).

Las fracturas del metacarpiano III pueden asumir una configuración variable, desde una fisura simple hasta una grave conminuta. Los caballos más jóvenes parecen sufrir fracturas con una menor fragilidad y una menor predisposición a astillarse. Las fracturas pueden producirse en cualquier parte del hueso y pueden afectar tanto a la articulación

proximal como a la distal. Las fracturas simultáneas de los pequeños huesos rudimentarios son frecuentes (Bertone, 2004).

Generalmente las fracturas en los potrillos son metafisarias o diafisarias y pueden ser simples, transversas u oblicuas. Las conminutas son más frecuentes. Las fracturas fisarias (Salter tipos I y II) también ocurren en este grupo de animales. Por otro lado en los caballos adultos jóvenes aparecen con frecuencia. En ocasiones se ven fracturas incompletas del tercio proximal del metacarpiano III, fracturas con avulsión de la superficie palmar proximal del metacarpiano III y fracturas frontales del tercio proximal del metacarpiano III (Nunamaker, 1998).

Además se observan, **Periostitis:** inflamación del periostio. **Osteítis:** inflamación de la cortical del hueso, **Osteoperiostitis:** inflamación del periostio y la cortical del hueso, **Enostosis:** Inflamación del endostio (lado interno de la cortical del hueso, cavidad medular), **Osteítis intermetacarpianas** más frecuentes del lado medial por la acción de las fuerzas compresivas, **Osteítis profunda**, por tracción del Ligamento Suspensor del nudo, de la fascia profunda del carpo y tendones de los músculos flexores digital superficial y profundo, causas: largos de cuartilla, sentados de nudo, suelos blandos, desparejos, fatiga (Salvi, 2010).

Propiedades Morfométricas, Prueba de Impacto, Histología y Determinación de Calcio y Fósforo del Metacarpiano III.

El esqueleto es un sistema orgánico de carácter dinámico que constituye aproximadamente el 17% del peso corporal de un animal. Como órgano, participa en las funciones hematopoyéticas y en la homeostasis del metabolismo mineral y como sistema (músculo-esquelético), aporta estructura de soporte y protección para otros órganos, a la vez que posibilita el movimiento y la locomoción del cuerpo.

Morfológicamente, el tejido óseo es un tejido conectivo altamente especializado, compuesto por una matriz ósea extracelular (combinación estructurada de diferentes componentes orgánicos e inorgánicos) y un componente celular, en el que las distintas subpoblaciones celulares óseas (células de revestimiento, osteoclastos, osteoblastos, osteocitos y sus precursores) interaccionan entre sí en diferentes procesos de formación, resorción y transformación del hueso (Kini and Nandeesh, 2012).

Las alteraciones del aparato locomotor producen posiblemente el grupo de enfermedades más frecuentes dentro del grupo 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, este uso exige sobre-esfuerzo del aparato locomotor. El desarrollo del sistema esquelético es un importante requerimiento para un potencial de caballo de competición y trabajo (Glade et al., 1984; Bigot et al., 1996 y Nielsen et al., 1998).

Una de las principales funciones del esqueleto es proporcionar un sistema de palancas para ser usado en la locomoción. En este sentido los miembros son partes esenciales en la locomoción, y para ello se estructuran como columnas de soporte y como órganos de impulsión. Los miembros torácicos sostienen en mayor medida el peso corporal, ya que el 60% del peso del caballo se encuentra apoyado en ellos debido a la posición craneal del centro de la gravedad. Los miembros torácicos están sometidos a un mayor esfuerzo biomecánico, estando obligados a especializarse en el apoyo. Están más predispuestos que los miembros pélvicos a lesiones por concusión y traumas (entre ellas las fracturas transversas y longitudinales de hueso metacarpiano III). El metacarpiano III soporta la mayor carga entre los huesos del cuerpo (Bartel et al., 1978). El metacarpiano III tiene como principal función la transmisión de fuerzas en ambos sentidos a movimientos de flexión y extensión (Agüera et al., 1999). Es un hueso robusto, como todo hueso largo presenta dos extremidades ensanchadas, las epífisis y una parte tubular, la diáfisis, que encierra la cavidad medular, donde se encuentra el tejido hematopoyético (Getty, 1982; Dyce et al., 1998; Lovaridge, 1999). La sustancia compacta del metacarpiano III es de gran espesor dorsal y medial, es un material complejo que posee plasticidad y fuerza considerable, con capacidad para soportar la deformación y recuperar la forma. Además, cumple funciones mecánicas y protectoras (Getty, 1982; Dyce et al., 1998). Su sección transversal cambia drásticamente en respuesta a la sobrecarga del entrenamiento, lo que evidencia su gran vulnerabilidad. El metacarpiano III del caballo posee poca cobertura de tejidos blandos, excepto en su cara palmar (Richardson, 2006). Normalmente, los tejidos blandos ayudan a absorber la energía del impacto ante un trauma, lo que explica la especial susceptibilidad a sufrir lesiones y fracturas que tiene el tercer metacarpiano en su cara dorsal (Bertone, 2004).

El estudio de las características morfométricas del metacarpiano III del caballo es importante por su implicancia en la clínica veterinaria. Las lesiones musculoesqueléticas en la región de la mano se presentan como resultado de fuerzas biomecánicas de intensidad,

duración y/o frecuencia distintas. A esta etiología se le suman las enfermedades hereditarias o congénitas que se expresan durante el desarrollo y el crecimiento, como así también se manifiestan las enfermedades de orígenes nutricionales y metabólicas (Agüera et al., 1999).

Dentro de las patologías musculoesqueléticas que afectan al 70% de los equinos tanto de deporte como de trabajo, está la “enfermedad metacarpiana dorsal” que afecta la cara dorsal del tercio medio del hueso metacarpiano III. Dicha patología involucra la claudicación más común que afecta a animales de carrera de dos años de edad durante su primera temporada de entrenamiento, así también a animales de trabajo sometidos a sobre esfuerzos a edades muy tempranas (Stover et al., 1992). Puede asociarse esta enfermedad con inmadurez ósea, fuerzas excesivas en la parte dorsal del metacarpiano III, desbalances en el suministro de minerales en la dieta. Al respecto, Stover (1992) expresa que la organización mineral del hueso es responsable de la alta resistencia a la compresión en todas las direcciones de carga. La “enfermedad metacarpiana dorsal” afecta principalmente a los miembros torácicos de manera bilateral en la parte media de la diáfisis. Las principales implicancias son la periostitis, osteítis (sobrecaña) y las microfracturas (fracturas por estrés) (Adams et al., 1987).

El tejido óseo es afectado por dos grandes procesos generales: cambio de tamaño, forma y remodelación de la arquitectura interna. Los estímulos que recibe el hueso hacen que el mismo responda con esfuerzo para resistir a las fuerzas de tensión, torsión y compresión (Currey et al., 1984). Las propiedades estructurales del hueso son afectadas también por distintos factores, entre ellos edad, sexo, especie, origen del hueso, contenido de minerales y ejercicios (Currey, 1984; Lawrence, 1994). Estas propiedades influyen sobre la habilidad del metacarpiano III para resistir el peso (Hanson et al., 1994).

Propiedades Morfométricas

El hueso es el único tejido corporal capaz de experimentar adaptaciones mecánicas y cambios en su cantidad, calidad y geometría en respuesta a las presiones impuestas cumpliendo la Ley de Wolff (Smith, 1985).

Durante la vida del animal las propiedades mecánicas del hueso son afectadas por fuerzas intrínsecas y extrínsecas. Las primeras pueden ser consideradas fisiológicas, mientras que las fuerzas extrínsecas no tienen límites en su magnitud y dirección. Ambos tipos de fuerzas causan cambios en las medidas y formas que consecuentemente terminan en una remodelación estructural: geometría del hueso, características microscópicas, densidad, grado de mineralización, orientación y disposición de las fibras de colágeno (Smith, 1985). Tanto

para Currey (1998), como para Cartes (1976), estos cambios afectan las propiedades mecánicas del tejido óseo.

En el hueso metacarpiano III, las fuerzas pasan a lo largo del hueso (Turner et al., 1998). Sus cuadrantes desempeñan distintas funciones: el cuadrante dorsal y medial soportan más tensión (Martín et al., 1996), mientras que el cuadrante lateral y palmar soportan más compresión, en el cuadrante lateral influye la acción del músculo extensor digital lateral (Bigot, 1996). Las áreas son indicadores de formación y resorción de tejido óseo durante el crecimiento (Nunamaker et al., 1991).

Las propiedades geométricas son afectadas por distintos factores que incluyen la edad, el sexo, la especie, el origen del hueso y los ejercicios (Currey, 1984; Lawrence et al., 1994). Estas propiedades influyen sobre el metacarpiano III para resistir el peso (Hanson et al., 1994). El tejido óseo es influenciado por dos procesos generales: en cuanto a los aspectos morfológicos, cambios en el tamaño y forma, además hay remodelación de la arquitectura interna. Estos cambios se encontraron predominantemente en caballos jóvenes y con menor frecuencia en caballos adultos (Stover et al., 1992).

Las propiedades morfométricas del metacarpiano III de equinos mestizos criollos, tales como peso, longitud total, diámetro latero-medial y dorso-palmar del hueso y de la cavidad medular, espesor de los cuadrantes en la parte media de la diáfisis, resultan de interés ya que las mismas inciden en la microestructura, la mineralización y biomecánica del hueso.

Autores como Schryver, et al., (1978) estudiaron la morfometría de los cuadrantes en caballos. El Shorafa et al., (1979) investigaron la relación entre edad, contenido de minerales y el área cortical en caballos. Hanson et al., (1994) estudiaron los diámetros del hueso y el espesor de los cuadrantes: dorsal, palmar, medial y lateral en equinos de distintas razas y edades. Hanson, et al., (1995) analizaron las propiedades geométricas del metacarpiano III en caballos. Bigot, et al., (1996) investigaron las propiedades mecánicas de la cortical en el hueso metacarpiano III en caballos. Las variaciones de las áreas total y cortical del metacarpiano III fueron estudiadas por Reilly et al., (1997) y Nunamaker et al., (1989).

Lawrence et al., (1994) analizaron la relación entre contenido de minerales, geometría, fuerza y elasticidad del metacarpiano III en caballos. Moine et al., (2001) estudiaron la morfometría del metacarpiano III en yeguas mestizas criollo. Galán et al., (2004) estudiaron las medidas geométricas del metacarpiano III en potrillos mestizo criollo. Los tratados clásicos de anatomía (Getty, 1982; Nickel, et al., 1981; Dyce, et al., 2002; Barone, 1986;

König, et al., 2005), no dan información detallada sobre morfometría del metacarpiano III en caballos. No, obstante ello, hay poca información que compare las propiedades estructurales y biomecánicas de la cortical en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de caballos mestizos criollos entre distintos grupos etarios y sexo.

Prueba de impacto

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que afectan el movimiento de los seres vivos. La biomecánica presenta dos subdisciplinas llamadas biodinámica y bioestática. La biodinámica se subdivide en cinemática se refiere a la descripción de los movimientos, tales como el desplazamiento, velocidad y aceleración, independientemente de las fuerzas que actúan sobre el organismo y la cinética estudia las causas que provocan el movimiento del cuerpo/objeto, incluyendo los conceptos de masa, fuerza y energía (Roush, 2003).

La bioestática es la rama de la Biomecánica que estudia las características de las fuerzas que actúan sobre los seres vivos en estado de reposo como, por ejemplo, la fuerza de la gravedad y el peso corporal. Uno de sus objetivos es comprender los desórdenes y las afecciones traumáticas del sistema locomotor así como su terapéutica. Un cuerpo está sometido a un cierto número de fuerzas, cada una de las cuales se descompone a su vez en varias con valores, direcciones y puntos de aplicación diferentes. El sistema músculo esquelético está constituido y adaptado de manera que las fuerzas a las que se ve sometido, actúen lo más cerca posible del eje longitudinal de los huesos y sus componentes se distribuyan en un área lo más extensa posible (Hainaut, 1976; Gies et al., 1982; Quiroz-Rothe, 1990).

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, para poder comprender los efectos internos de las fuerzas que actúan sobre ellos. 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 las 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 (Hainaut, 1976; Quiroz-Rothe, 1990).

La resistencia de materiales estudia las relaciones entre las cargas exteriores y sus efectos en el interior de los sólidos, suponiendo que éstos no son indeformables (Hainaut, 1976; Jeffcot, 1988; Quiroz-Rothe, 1990). La acción de un sistema de fuerzas en un cuerpo es de dos tipos. Axial o longitudinal cuando actúa en dirección del eje geométrico del cilindro como, por ejemplo, la compresión aumentando la densidad y disminuyendo el volumen del cuerpo. Cuando la fuerza actúa alejándose de la barra será una fuerza de tracción, disminuyendo la densidad y aumentando el volumen del sólido. Cuando la fuerza es tangencial o perpendicular actúa por torsión y la flexión. Consideremos una barra sujeta rígidamente en un extremo y sometida en el otro a un sistema de fuerzas aplicado en el plano perpendicular al eje, esa barra está sometida a una torsión. Debemos entender que la flexión está íntimamente relacionada con fuerzas de compresión y elongación que actúan inversamente en un sólido apoyado sobre dos puntos (Hainaut, 1976; Jeffcot, 1988; Quiroz-Rothe, 1990). La fuerza por unidad de área que soporta un material se suele denominar esfuerzo. Las relaciones entre los esfuerzos y las deformaciones axiales y tangenciales son constantes en el conjunto de la estructura. La fuerza de torsión no se distribuye uniformemente dentro de una sección y tiene dos tipos de efectos, la fuerza cortante y el momento flexor.

La resistencia de materiales analiza las relaciones geométricas entre las deformaciones elásticas, junto con las condiciones de equilibrio y las relaciones de fuerza de deformación (Hainaut, 1976; Gies, 1982). La resistencia de un material no es el único criterio que se debe utilizar en bioestática; la rigidez, la dureza, la tenacidad y la ductilidad también influyen en la elección del material. Estas propiedades se determinan mediante pruebas que comparan los resultados obtenidos con patrones establecidos (Jeffcot, 1988; Quiroz-Rothe, 1990).

Las propiedades mecánicas de los huesos son importantes para una mejor comprensión de su biomecánica normal, evaluación de patologías y procesos de rehabilitación (Camargo, 2002; Galán, et al., 2002). Debido a su composición (hidroxiapatita, colágeno y elementos celulares), los huesos antes de romperse experimentan una deformación elástica (reversible), es temporal y se mantiene durante el tiempo de aplicación de la fuerza y recupera la forma original, si la fuerza aumenta entra en la fase plástica (irreversible). Cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura (fig. 5). La resistencia, rigidez y absorción de energía del hueso dependen de sus propiedades materiales (composición, morfología, porosidad), aspectos estructurales (geometría, largo, curvatura) y factores

mecánicos (velocidad y orientación de las cargas) (Currey, 1984, Nunamaker et. al., 1989, Roush, 2003).

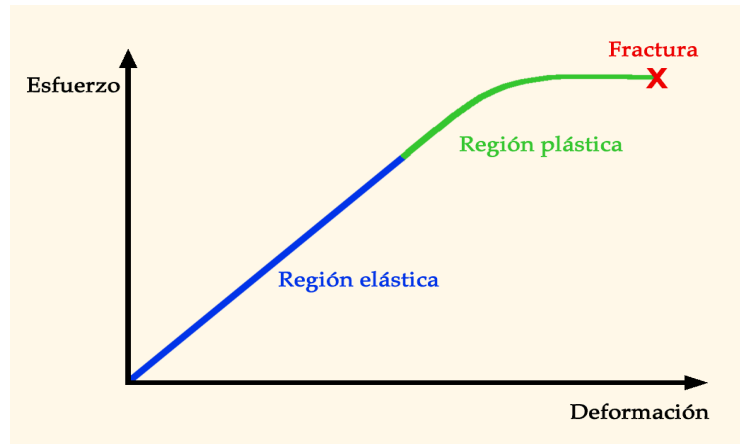


Fig. 5. Curva de deformación del hueso en función del esfuerzo. Tomada de Reina, N. 2014.

El hueso puede adaptarse mecánicamente y modificar sus propiedades materiales y estructurales respondiendo a cargas que se le impongan (Currey, 1984). Las propiedades mecánicas del hueso son modeladas por fuerzas intrínsecas y extrínsecas. Las fuerzas intrínsecas o fisiológicas son estáticas y dinámicas, siendo el resultado del contacto directo de las superficies articulares, ligamentos que rodean a las articulaciones e inserciones de los músculos sobre el hueso. Las fuerzas extrínsecas se originan a partir del ambiente y carecen de limitaciones sobre su magnitud y dirección, por lo cual son potencialmente productoras de fracturas (Currey, 1994).

La estructura ósea puede estar expuesta a las siguientes fuerzas extrínsecas: Compresión: también actúa en el eje largo del hueso intentando acortarlo, interviene en las fracturas por impacto o con hundimiento. Flexión: actúa sobre un punto focal específico sobre el hueso, generando fracturas transversas u oblicuas cortas. Corte: las fuerzas deslizantes son transmitidas en paralelo al eje largo del hueso. Causa fracturas de prominencias óseas a lo largo de la línea de la fuerza o en las configuraciones de fracturas oblicuas. Torsión: actúa sobre el eje largo del hueso e interviene en las fracturas en espiral. Las fracturas conminutas a menudo se deben a fuerzas múltiples que operan sobre el hueso junto a cargas rápidas y cizallamiento (fig. 6) (Roush, 2003).

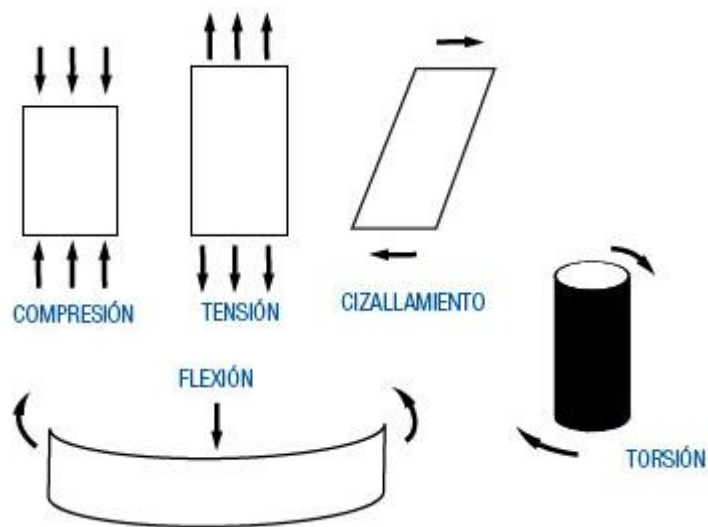


Fig. 6. Fuerzas que actúan sobre el hueso. Tomada de Guede, D. 2013.

Si la magnitud de la aplicación de la carga impuesta no excede la elasticidad límite del hueso, no ocurre la fractura y el hueso elásticamente deformado, retorna a su estado anterior. Cuando la energía externa (cinética) impartida sobrepasa la capacidad de almacenaje ocurre la fractura del hueso, dado que tiene una limitada capacidad de absorción de energía. Entre los factores importantes en la génesis de las fracturas se encuentran la magnitud, duración y dirección de las fuerzas que actúan sobre el hueso (Camargo, 2002).

El hueso está sometido normalmente a grandes fuerzas de flexión, éstas pueden ser intrínsecas y extrínsecas o ambas a la vez. Durante la marcha, el mismo acto de locomoción alterna tensión y compresión sobre la corteza ósea, otorgando un equilibrio biomecánico en la dinámica del hueso. Si se aplican grandes fuerzas extrínsecas en forma perpendicular a la diáfisis del hueso, se puede generar elevada tensión (tracción) en su superficie convexa, si esto excede a su fortaleza, se produce la fractura. Debido a que los huesos largos tienen una cavidad medular, ante una carga, presentan mayor resistencia que si fuese un material completamente macizo. Por lo tanto, la forma de tubo le provee al hueso una alta resistencia al encorvamiento con una menor cantidad de material (Alexander, 1985).

Los huesos largos, formados fundamentalmente por tejido óseo compacto o cortical, son elásticos y poco plásticos. En estos huesos, la resistencia será mayor cuando la fuerza se aplica de forma vertical al sentido de la carga. Cuando la fuerza se aplica de forma oblicua, la fase plástica se acorta y el hueso se fractura con más rapidez. En los huesos integrados por tejido óseo esponjoso, la resistencia es mayor cuando la fuerza se aplica a lo largo del eje

vertical de las trabéculas vertebrales. Estos huesos, al ser menos densos que los formados por tejido óseo cortical, son menos elásticos y más plásticos, por lo que pueden presentar deformaciones mayores (Schryver, 1978).

Los huesos largos como el metacarpiano III en el equino, tiene función de palanca y columna de soporte, resistiendo fuerzas de todo tipo, tanto en reposo como en movimiento. Un efecto de la fuerza es modificar las dimensiones o formas del cuerpo, como las fuerzas de compresión y tensión (Smith, 1985; Quiroz Rothe, 1990).

Varios autores han realizado pruebas de impacto y de compresión en el tejido óseo: Quiroz-Rohte, E. (1997), realizó pruebas de resistencias en equinos, Fioretti et al., (2011) estudiaron impactos en fémur de perro mestizo, Natali et al., (2008), realizaron pruebas de compresión en fémur de perro mestizo. Reich, (2006), realizó prueba de impacto en un modelo in vitro de fémur aviar.

Sin embargo, no hay información sobre las características biomecánicas del hueso metacarpiano III sometidos a prueba de impacto y su relación con las propiedades estructurales y en distintos grupos etarios y sexo de caballos mestizos criollos. En este sentido, desde la clínica veterinaria se plantean interrogantes sobre el comportamiento biomecánico del hueso metacarpiano III del caballo. Una de las formas de dar respuesta, es escogiendo un modelo experimental que permita cuantificar las características mecánicas del hueso.

Histología del tejido óseo

El tejido óseo es una estructura biomecánica formada por células especializadas rodeadas por una matriz mineralizada. Está constituido, fundamentalmente por un componente mineral (65%), por una matriz orgánica (33%) y por un componente celular (2%) (Meeseguer, 1996; Miller, 2009).

La fracción orgánica de la matriz está compuesta por proteínas estructurales, mayoritariamente colágeno y otras proteínas denominadas generalmente como proteínas no colágenas. Hasta un 90% de las proteínas estructurales corresponden a colágeno tipo I, aunque también se ha detectado colágeno tipo III y V (Bayliss et al., 2012; Lichte et al., 2013). El colágeno forma un microesqueleto donde se depositan los cristales en forma ordenada. Este ordenamiento aporta cierta elasticidad al hueso permitiendo una mayor resistencia a las fuerzas de tracción que debe soportar el hueso (Bayliss et al., 2012). Además, el colágeno es

el andamiaje natural por donde migran los osteoblastos que formaran el hueso (Rocha et al., 2002).

El tercer metacarpiano es un hueso largo, recubierto externamente por una envoltura conocida como periostio, mientras que el interior está revestido por el endostio. El espesor cortical está formado por tejido compacto que está por debajo del periostio, este tejido tiene alta resistencia a la torsión y flexión, su función es principalmente mecánica y protectora (Hadjidakis et al., 2006). Dentro de las epífisis se encuentra hueso trabecular o esponjoso, este hueso está dispuesto en trabéculas organizadas de tal manera que forman cavidades en las que se ubica la médula ósea, es un hueso menos denso, más flexible y participa activamente en la homeostasis metabólica (Miller, 2009). En el hueso compacto, las laminillas óseas se organizan de tal manera que dan origen a los sistemas de Havers, intersticial y circunferencial. Los sistemas de Havers u osteonas constan de: un conducto central que tiene un trayecto longitudinal y que contiene vasos sanguíneos y nervios llamado conducto de Havers. Una serie de laminillas concéntricas rodean al conducto de Havers, dentro de las laminillas se disponen lagunas, que contienen los osteocitos, de estas lagunas salen pequeños conductos denominados canalículos por donde los osteocitos emiten prolongaciones celulares para interconectarse. Los canalículos se abren a los canales de Havers por donde viajan los vasos sanguíneos, y desde donde los osteocitos obtienen los nutrientes (fig. 7). La forma en que se orientan los sistemas de Havers en cada zona del hueso compacto guarda estricta relación con los requerimientos mecánicos a que el hueso está sometido. Si cambian los requerimientos mecánicos se produce su reabsorción parcial o total y la formación de nuevos sistemas de Havers, proceso conocido como remodelación interna del hueso compacto o Haversiano (Banks, 1996; Uhlhor, 2000).

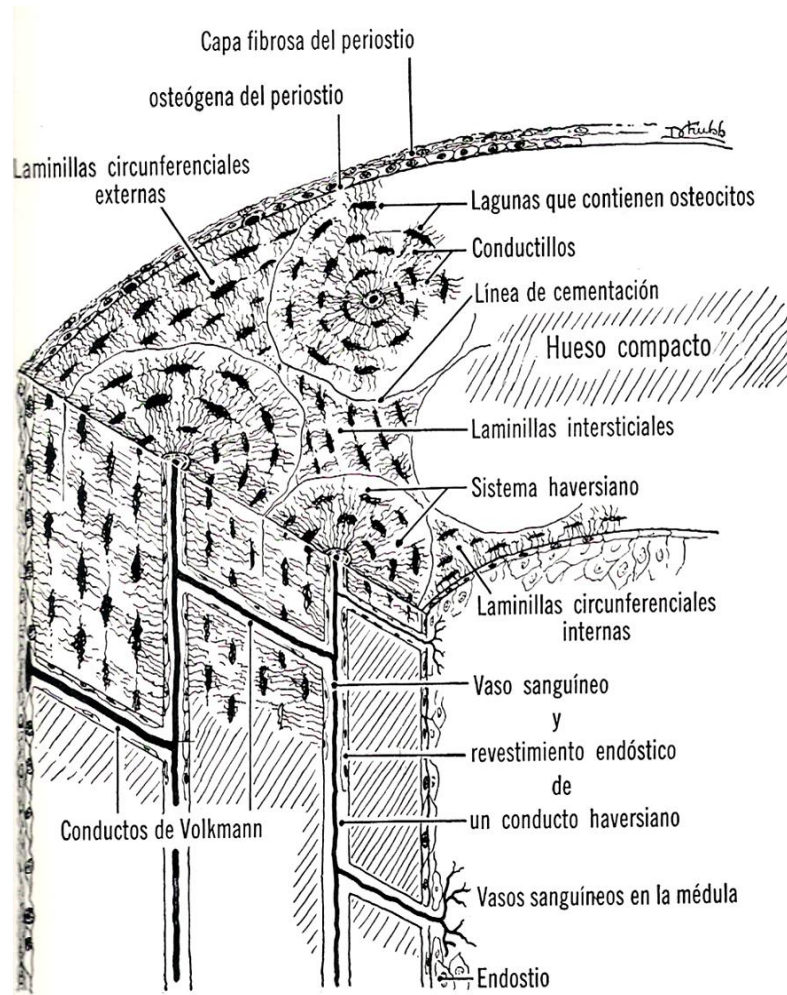


Fig. 7. Hueso compacto. Tomada de Banks 1996.

Los sistemas de laminillas intersticiales son grupos de laminillas paralelas de forma irregular que ocupan los espacios entre sistemas de Havers y sistemas circunferenciales. Ellos corresponden a restos de sistemas de Havers que han sido parcialmente removidos durante los procesos de crecimiento y de remodelación ósea.

Los sistemas de laminillas circunferenciales interno y externo consisten en laminillas óseas paralelas entre sí que forman bandas de grosor variable bajo el periostio y el endostio, recibiendo los osteocitos su nutrición desde vasos sanguíneos del tejido conjuntivo (Banks, 1996).

La matriz intercelular presenta componentes orgánicos e inorgánicos. Los principales componentes orgánicos consisten en fibras colágenas, proteínas no colágenas y proteoglicanos. La mayor parte son fibras colágenas tipo I, que se ordenan en forma

helicoidal. En la superficie de las fibras colágenas, se depositan los minerales que aportan la dureza al hueso. La matriz intercelular está interrumpida por espacios donde se encuentran las células óseas (Uhlhor, 2000).

El tejido óseo presenta los siguientes tipos de células: osteoprogenitoras u osteógenas, osteoblasto, osteocito y osteoclasto.

Las **células osteoprogenitoras u osteógenas**: provienen del mesénquima en el embrión, poseen una forma de huso (fig. 8). En el adulto, se encuentran en la capa celular interna del periostio y del endostio. Su diferenciación depende de las condiciones del medio: si la tensión parcial de oxígeno es alta, se diferenciarán en osteoblastos; si la tensión parcial de oxígeno es baja, se desarrollarán células condrógenas (Banks, 1996; Lepage et al., 1996).

Los **osteoblastos**, pertenecen a la línea de células mesenquimales multipotenciales, su diferenciación se produce durante el desarrollo, pero también pueden diferenciarse bajo condiciones de estrés o daño óseo (Sammer et al., 1992). Son células cuboidales con citoplasma basófilo que se ubican en grupos alineados a lo largo de la superficie del hueso (fig. 8). (Fitzgerald et al., 2004; Sammer et al., 1992). Los osteoblastos tienen una alta tasa metabólica y son los responsables de la producción de proteínas colágenas y no colágenas que darán lugar a la matriz ósea, también producen una serie de moléculas bioactivas y factores de crecimiento que regulan en forma autócrina y parácrina el propio osteoblasto.

Aproximadamente el 15 % de los osteoblastos son rodeados por la matriz ósea y se diferencian en osteocitos (Fitzgerald et al., 2004).

Los **osteocitos**, son las principales células del hueso maduro. Poseen una tasa metabólica mucho menor que el osteoblasto, pero aun así pueden producir algunas proteínas de la matriz. Se diferencian de los osteoblastos en que han sido rodeados por la matriz ósea mineralizada, ubicándose en lagunas que se conectan entre sí por canalículos (fig. 8). Los osteocitos intervienen en el mantenimiento de la matriz orgánica y liberan calcio desde el hueso cuando se incrementa su demanda (Summer et al., 1992). Estas células poseen prolongaciones que forman una red de finos canalículos que recorren el hueso, por donde se comunican con otras células y reciben nutrientes (Hadjidakis et al., 2006). Están ampliamente relacionados con la mecanotransducción, proceso en el que reaccionan a la tensión ejercida liberando cAMP (monofosfato de adenosina cíclico), osteocalcina y somatomedinas lo que induce a la adición de osteoblastos para la remodelación del hueso (Lepage et al., 1996).

Los **osteoclastos**, tienen como función la resorción ósea. Por su origen hematopoyético, constituyen los "macrófagos del hueso". Ubicados en las lagunas de Howship pueden llegar a ser células gigantes (hasta 150 micrómetros de diámetro), con varios núcleos (fig. 8). El osteoclasto lleva a cabo su función de reabsorción. En este sitio de sellado el osteoclasto bombea protones que baja el pH (acidifica el medio), para disolver el material óseo. El interior ácido del compartimiento favorece la liberación de hidrolasas ácidas lisosomales y proteasas, como gelatinasa y colagenasa (por el aparato de Golgi, el retículo endoplasmático y las vesículas del borde), que eliminan las sales de calcio y degradan el colágeno y componentes orgánicos de la matriz ósea (Lepage et al., 1996). Estas células tienen una alta tasa metabólica ya que sintetizan varias enzimas lisosómicas que reabsorben hueso por acidificación y proteólisis y encapsulan los cristales de hidroxapatita. Su función está regulada localmente por citoquinas y sistémicamente por hormonas (Mills, 2007).

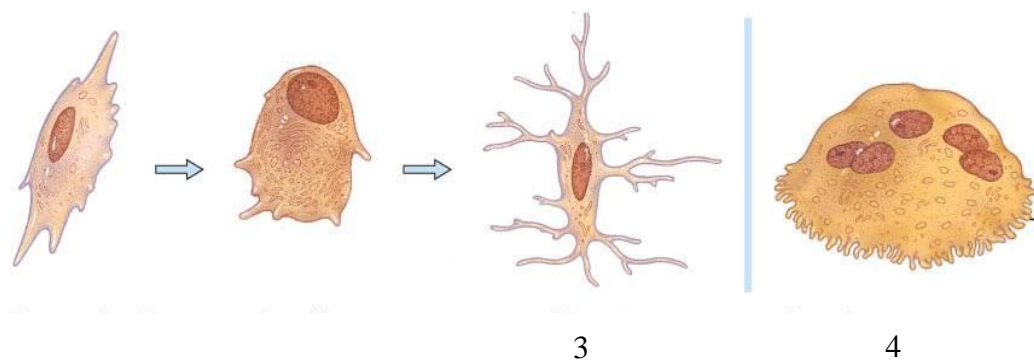


Fig. 8. Tipos de células óseas: osteoprogenitoras u osteógenas (1), osteoblasto (2), osteocito (3), y osteoclasto (4). Tomado de mi anatomía. wordpress.com.

El tejido óseo ha conservado la habilidad de adaptarse a cambios ambientales y modificar la estructura. Las variaciones estructurales son producidas como respuesta a procesos de crecimiento, modelación y remodelación (Stover et al., 1992; Enlow, 1996; Lepage et al., 1996). El hueso crece por aposición es decir por depósito de nuevo tejido óseo en una superficie preexistente ello trae como consecuencia el aumento de diámetro de la diáfisis lo que requiere un ensanchamiento compensatorio de la cavidad medular La adaptación y la regeneración se producen por la acción de dos procesos integrados modelación y remodelación. Estas variaciones estructurales son producidas como respuestas a procesos de crecimiento y remodelación (Stover, 1992; Enlow, 1996; Skedros et al., 1996).

La modelación del hueso se refiere a la adición de tejido óseo a partir de la superficie del hueso, necesaria para que se mantengan las dimensiones relativas de la pared y de la cavidad medular, este proceso permite que los huesos conserven su forma durante el crecimiento. La remodelación ósea consiste en la resorción del hueso y la formación de nuevo tejido óseo en un sitio determinado. En la remodelación se produce el recambio de hueso antiguo o dañado por hueso neoforado mediante las acciones coordinadas de osteoclasto y osteoblasto (Fitzgerald et al., 2004). El cono perforante o conducto de reabsorción contiene osteoclastos activos adyacentes a los cuales avanzan removiendo el tejido óseo que no está respondiendo a tracción ni compresión y van formando un conducto de unos 200 μ m de diámetro, a expensas de partes de sistemas de Havers existentes y porciones de sistemas de laminillas intersticiales el cual va siendo ocupado por un asa capilar con pericitos y rodeada de células preosteoblásticas. El diámetro de este conducto establece el diámetro del nuevo sistema de Havers que se va a formar en él. Las células preosteoblásticas se diferencian a osteoblastos y comienzan a sintetizar la matriz orgánica del hueso (osteóide) y a depositarla sobre las paredes del conducto en laminillas sucesivas. Posteriormente la matriz ósea de cada laminilla se mineraliza. A medida que avanza el depósito de laminillas hacia el centro del conducto los osteoblastos van quedando atrapados en la matriz ósea, transformándose en osteocitos y el diámetro del conducto se va estrechando hasta alcanzar el diámetro del conducto de Havers maduro, el cual contiene vasos sanguíneos y linfáticos, nervios y células de revestimiento óseo (Banks, 1996; Enlow, 1996, Stover, 2002). En un individuo adulto en equilibrio homeostático las acciones de los osteoblastos y osteoclasto están balanceadas manteniendo la densidad ósea constante y permitiendo que el hueso neoforado se adapte mecánicamente a la fuerza y carga que debe soportar (Fitzgerald et al., 2004).

Numerosos factores estimulan la remodelación ósea: la producción de microfracturas, factores nutricionales que alteran el reservorio mineral, las señales endócrinas alteradas y el aumento de la tensión biomecánica sobre el hueso que requiere de la reposición y la reorientación de las osteonas. La remodelación estructural acompaña el crecimiento del hueso (Banks, 1996). En el 50 % de los caballos, el hueso formado durante la etapa fetal y el primer año de vida es reemplazado por tejido maduro (Uhlhorn, 2000). En equinos de 18 meses de edad se produce un incremento de la remodelación en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equinos, en respuesta al inicio del entrenamiento. Las fuerzas de tensión en los cuadrantes dorsal y medial generan mayor ritmo de remodelación que el cuadrante lateral (Stover et. al., 1992).

Además el remodelado influye en el grado y la homogeneidad de la mineralización. También el remodelado es el mecanismo básico de reparación del daño por fatiga, lo que indica que una supresión excesiva del remodelado, como ocurre tras la radiación del tejido óseo, o una supresión excesiva farmacológica podrían, teóricamente, aumentar su fragilidad. En la malla de colágeno también actúa como factor de renovación, al reemplazar moléculas viejas más deterioradas por otras jóvenes más competentes mecánicamente. Actualmente hay controversia sobre cuál es el nivel óptimo de remodelado óseo que puede reflejar un estado fisiológico que permita la mejor resistencia ósea.

Currey, (1984) manifiesta que el hueso es un tejido dinámico, que está en permanente cambio, para mantener su propia fuerza y adaptarse a las fuerzas externas. Esto involucra una continua actividad de construcción y destrucción (osteoblastos-osteoclastos) que producen como consecuencia la remodelación.

La corteza dorsal del metacarpiano III del caballo está sujeta a grandes desórdenes como resultado de las intensas presiones que padece Norwood, (1978). Estas alteraciones son la consecuencia de los constantes y repetidos esfuerzos, de las peligrosas fatigas o el cansancio mecánico (Nunamaker, 1990).

En la superficie dorsal del metacarpiano III equino se producen microfracturas. Estas absorben energía que contribuyen a la propagación de fracturas mayores. Las microfracturas se relacionan estrechamente con las características microestructurales del hueso (Really, et al., 1997).

Currey, et al., (1984) estudiaron la estructura del tejido óseo en equinos, Stover, et al., (1992) estudió el metacarpiano III en caballos de carrera. Enlow, et al., (1996) investigó los diferentes tipos de tejido óseo en los distintos animales y en distintas edades. Moine, et al., (2001) estudió la microscopia del cuadrante dorsal en yeguas. Lepaje, et al., (1997) investigó en équidos de tallas inferiores pony shetland el tejido óseo del metacarpiano III.

No obstante es escasa la información de los cambios histológicos del tejido óseo que ocurren en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de hembras y machos equinos en diferentes grupos etarios, siendo importante desde el punto de vista clínico ya que la cortical dorsal es lugar de asiento de numerosas patologías.

Determinación de calcio y fósforo

El tejido óseo es el principal tejido de sostén y protección en los animales vertebrados, además, tiene otras funciones como almacén y regulación metabólica de elementos como el calcio y el fósforo. La matriz ósea inorgánica está constituida principalmente por cristales de calcio, fósforo, magnesio, sodio, potasio y aniones de citrato, lactato, carbonato y cloro. Los iones de calcio se presentan en dos formas: como fosfato de calcio amorfo ó como cristales del complejo hidroxiapatita, constituidos por hidroxilos de calcio y fósforo. Estos minerales están dispuestos formando cristales que proporcionan al hueso la resistencia a la carga y a las fuerzas compresivas (Bayliss et al., 2012; Lichte et al., 2011).

La matriz orgánica formada por colágeno forma un enrejado, siendo un importante factor que regula el anclaje de los minerales, el aumento del enrejado del colágeno sirve para fortalecer el hueso. La orientación de las fibras de colágeno varía con el tipo de tejido óseo y las fuerzas mecánicas que le son aplicadas (Lepage, 1996).

Las fibras de colágeno, tienen gran fuerza tensil mientras que las sales de calcio tienen gran fuerza de compresión (Quiroz Rote, 1990). Esta composición confiere al tejido óseo una gran consistencia, dureza, resistencia a la compresión y cierta elasticidad (Banks, 1996; Lepage et al., 1996).

La reserva de calcio del hueso es necesaria para adaptaciones continuas como la modelación y la remodelación, para responder al crecimiento del hueso, los microdaños y los cambios por demandas mecánicas

Factores hormonales y nutricionales regulan los minerales. La alimentación tiene un papel importante en prevenir los trastornos del metabolismo óseo que alteran el desarrollo y la solidez del esqueleto, además, en yeguas los últimos 90-120 días de gestación es un período crítico pues se está desarrollando las terceras partes del feto, sumado a esto la entrada en la lactancia, una adecuada alimentación con buen aporte de calcio es fundamental todo esto condiciona la plasticidad del tejido óseo (Walsh, et al., 1994). Todo retraso en este terreno producido por un desequilibrio nutricional es de grave consecuencia en los equinos sometidos cada vez más temprano al entrenamiento y obligados a trabajos muy duros (Nielsen, et al., 1997). La dieta y el ejercicio son dos grandes factores que afectan la densidad ósea y la fuerza del hueso (Porr, et al., 1998).

Las características mecánicas del hueso son muy sensibles al contenido de minerales. El módulo de elasticidad del hueso cortical aumenta con el contenido de calcio (Currey, et al., 1999).

En los equinos con actividad deportiva, con mayor espesor de la región metacarpiana tienen un menor riesgo de fractura. Teniendo en cuenta la alta frecuencia de lesiones óseas, especialmente las grietas del tercer metacarpiano de los animales destinados a actividades deportivas. La resistencia del hueso varía con la densidad mineral, características trabecular, la porosidad, la fuerza y la duración de las propiedades biomecánicas aplicadas (Bogna et al., 2005).

Los distintos grados de mineralización, la orientación de las fibras de colágeno y trabéculas óseas de enlaces, podrían explicar las variaciones de propiedades inherentes al cuadrante dorsal en su resistencia a la tensión Schryver, (1978), Stover, (1992). Esto sucede tanto al caballo de deporte como al caballo de trabajo, con las particularidades propias de cada caso.

El hueso metacarpiano III debido a la posición anatómica, la forma del hueso, la distribución uniforme de los tejidos blandos y alta susceptibilidad a las lesiones del aparato locomotor y la magnitud de las fuerzas de compresión a la que se somete es asiento de muchas lesiones (Adams, 1996; Okuno et al., 2003).

El Shorafa, et al., (1979) investigaron la relación entre edad, contenido de minerales y el área cortical en caballos. Lawrence, et al., (1994) analizaron la relación entre contenido de minerales, geometría, fuerza y elasticidad del metacarpiano III en caballos. Shedros, et al., (1994) investigaron la relación entre el contenido de minerales y las propiedades mecánicas. Currey, et al., (1999) analizaron la relación entre el contenido de minerales y las fracturas. Moine, et al., (2001) determinaron los valores de calcio y fósforo en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III en yeguas mestizas con criollo.

Consecuentemente con lo descrito, el propósito de este trabajo es brindar información sobre las propiedades morfométricas, características histológicas, contenido de minerales, resistencia a la flexión del hueso de la cortical dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III del caballo, y comparar las propiedades estructurales y resistencia entre los distintos grupos etarios y sexo. Con ello se ofrecerá un aporte anatómico significativo en la biomecánica del hueso metacarpiano III del caballo que no describe la literatura.

CAPÍTULO 2:
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS

Las características mecánicas y la resistencia a la flexión en la cortical dorsal de la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equinos mestizos criollos varían de acuerdo a las propiedades morfométricas, cito-arquitectura y contenido de minerales, influenciadas por la edad y el sexo.

OBJETIVOS

- a. GENERALES:

-Aportar conocimientos biomecánicos del metacarpiano III en caballos mestizos-criollos aplicables a la clínica animal.

-Determinar las propiedades morfométricas, características histológicas y minerales del hueso del metacarpiano III en la cortical dorsal en la parte media de la diáfisis en caballos mestizos-criollos en diferentes grupos etarios y sexo.

- b. ESPECIFICOS:

-Determinar la resistencia a la flexión del hueso metacarpiano III en la cortical dorsal de la parte media de la diáfisis.

-Determinar y comparar las propiedades morfométricas del hueso metacarpiano III en la parte media de la diáfisis entre distintos grupos etarios y sexo.

-Determinar las características microscópicas, del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III en diferentes grupos etarios y sexo.

-Determinar el contenido de minerales del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III.

- Determinar la relación entre la resistencia al impacto y las propiedades morfométricas del hueso metacarpiano III.

- Determinar la relación entre la resistencia al impacto y la citoarquitectura del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III.

- Determinar la relación entre la resistencia al impacto y el contenido de minerales del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III.

- Determinar la relación entre la resistencia al impacto con referencia a la edad y el sexo de los equinos mestizos criollos.

CAPÍTULO 3:
MATERIALES Y MÉTODOS

Toma y Procesamiento de las muestras

Se estudiaron ambos huesos metacarpianos III, provenientes de 26 equinos (n. total=26), mestizos-criollos, de distinto sexo 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 extraídos los huesos metacarpianos III (fig. 9) se conservaron congelados a - 20° C hasta el procesamiento. Posteriormente se liberó a los huesos de todos los tejidos blandos, por disección convencional (fig. 10, 11 y 12).



Fig. 9. Metacarpianos III derechos e izquierdos de equino con piel (flecha), provenientes de frigorífico, metacarpiano III.



Fig. 10. Metacarpianos III derechos e izquierdos (flecha) de equino disecada la piel.

Morfometría

Se pesaron con balanza marca Ohaus (2610 g. Tara, sensibilidad 0,1 g.) (fig. 13) los huesos metacarpianos III izquierdos (no se extrajeron los hueso metacarpianos II y IV), posteriormente se midió la longitud con regla milimétrica (escala 300 mm.) desde la cresta dorso-palmar proximalmente hasta la cresta sagital distalmente (fig. 14 y 19 a L), luego se midió el diámetro latero-medial y dorso-palmar del hueso (fig. 15), estas dos últimas medidas se tomaron con calibrador milimétrico (escala 0,02 mm.) en la parte media de la diáfisis de los huesos metacarpianos III izquierdo (fig. 19 b). Se seccionó en forma transversal la parte media de la diáfisis de los huesos metacarpianos III izquierdo (figs. 16 y 19 a), con sierra sinfín. Se midió con calibrador milimétrico (escala 0,02 mm.) el espesor de sus paredes en los cuadrantes: dorsal (fig. 17), palmar, medial y lateral. Se evaluó el área total, cortical y cavidad medular (figs. 19 y 19 b), en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo, con calibrador milimétrico (escala 0,02 mm.).



Fig. 13. Determinación del peso del metacarpiano III de equino con balanza (de tara 2610 g).



Fig. 14. Medición de la longitud del metacarpiano III de equino con regla milimétrica.



Fig. 15. Medición del diámetro dorso palmar en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equino con escalímetro.



Fig. 16. Corte transverso en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equino.



Fig. 17. Determinación del Espesor de los cuadrantes del hueso del metacarpiano III de equino con escalímetro.

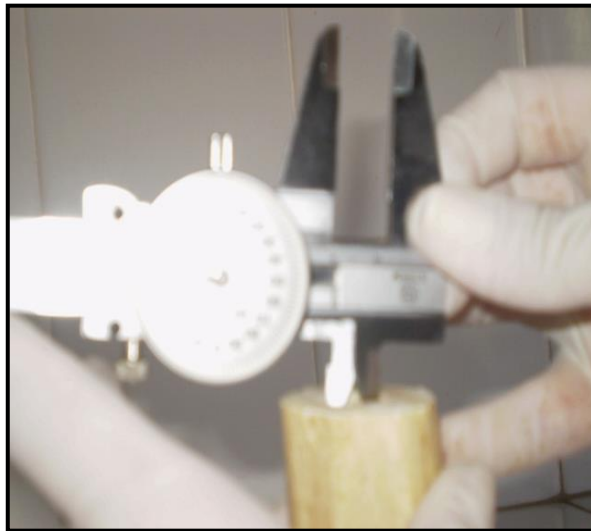


Fig. 18. Determinación del Diámetro latero-medial de la cavidad medular del hueso del metacarpiano III de equino con escalímetro.

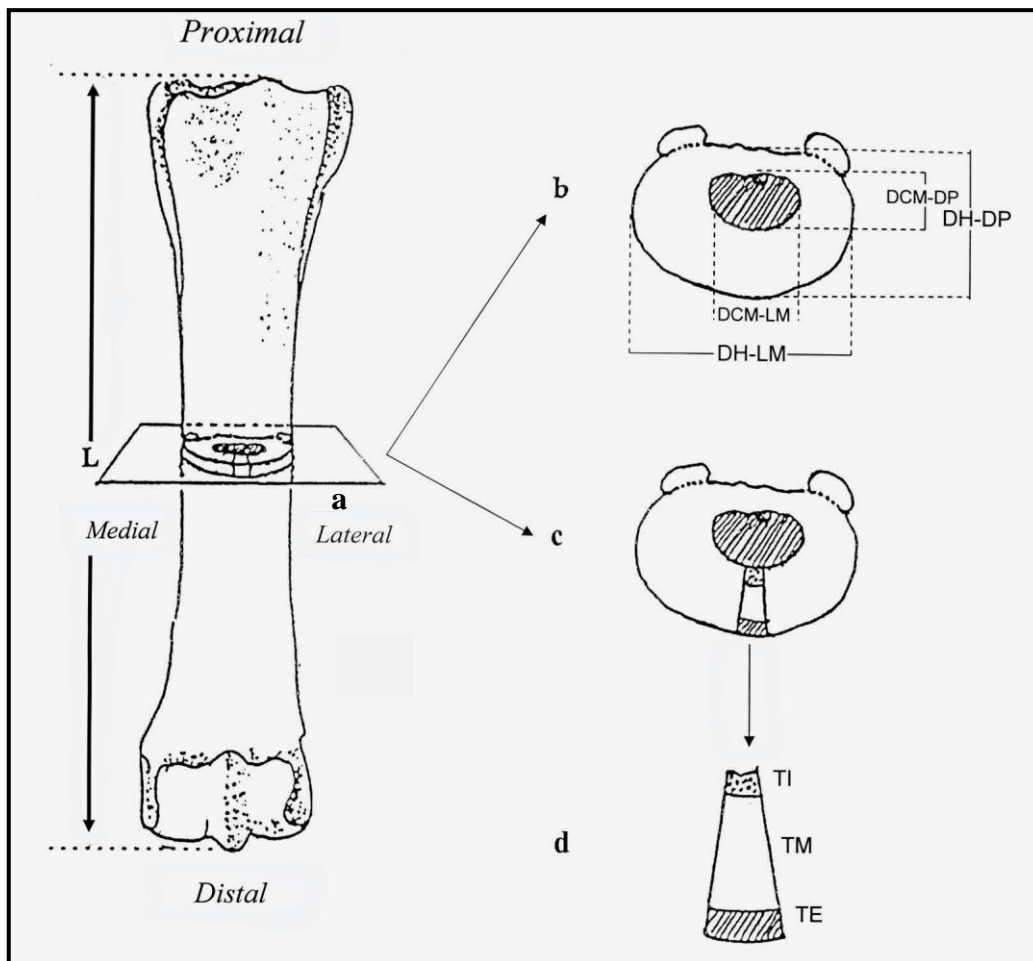


Fig. 19.- Hueso Metacarpiano III. a) Sección en la parte media de la diáfisis. L: longitud. b) DH-DP: diámetro del hueso dorso-palmar. DH-LM: diámetro del hueso latero-medial. DMC-DP: diámetro cavidad medular dorso-palmar. DCM-LM: diámetro cavidad medular latero-medial. c) Cuadrante dorsal. d) TI: tercio interno. TM: tercio medio. TE: tercio externo.

Prueba de impacto, Test Mecánico

Para la prueba se utilizó una máquina de ensayo de impacto modelo: PW 30/15 K-E. Fabricante AMSLER-WOLPRT. (fig. 20), que se encuentra en el laboratorio de de Ensayo de Materiales de la Facultad de Ingeniería de la UNRC.

Características de la máquina:

Distancia entre los soportes: 40 mm (+0,5_-0)

Radio de curvatura de los soportes: 1mm a 1,5 mm

Inclinación de los soportes: 1: 5

Angulo de la punta de del martillo: $30^{\circ} \pm 1^{\circ}$

Radio de curvatura de la punta del martillo: 2mm a 2,5 mm

Velocidad del martillo en el momento del golpe: 4,5 m/s a 7 m/s.

La energía de impacto de la máquina es de 300 +- 10 J.

En este trabajo la velocidad que alcanza el martillo se estandarizó en 5 m/s.

El martillo debe oscilar en un plano vertical y el centro de percusión debe coincidir con el centro de impacto.

La graduación de la escala de la máquina debe permitir determinar la energía absorbida, con un error de +/- 0,5 % de la energía máxima disponible.

Se recomienda verificar frecuentemente el funcionamiento de la máquina por medio de un ensayo en vacío (verificación del 0). El error admisible debido a pérdidas por rozamiento no debe exceder de 0,4 % del alcance máximo de la escala.

De acuerdo a las normas IRAM-IAS U 500-106* se debe tener en cuenta:

La máquina de ensayo debe estar construida e instalada de modo que permanezca rígida y estable, para que sea despreciable la pérdida de energía originada por traslación, rotación y vibración durante el ensayo

Según el Manual de Operación del Equipo (L.EM., 2008) para llevar a cabo el procedimiento de Impacto se debe tener en cuenta lo siguiente:

1) Puesta en marcha del equipo y cuidados:

Verificar que la protección mecánica contra proyecciones efectivamente aisle al exterior.

Verificar que el sistema de freno no está accionado.

Enganchar el péndulo con el sistema de elevación.

Levantar el péndulo alrededor de 15° con respecto a su estado de reposo de menor energía potencial (girando el volante) dando espacio para la colocación del material o probeta (hueso) (fig. 21).

-Colocar el hueso en el porta probeta, simplemente apoyándolo, sin colocar los dedos en la trayectoria del péndulo.

-Debe tenerse la precaución de que no haya ningún objeto en la trayectoria del péndulo

-Eleva el péndulo hasta su posición de ensayo (la aguja debe marcar 300 J) (fig. 22).

-Activar el sistema de cierre y protección mecánica de la máquina.

-Poner en 0 la aguja arrastrada del indicador de la máquina.

-Desenganchar el péndulo y dejar caer.

-Una vez que la masa impactó y rompió la muestra, accionar el freno y dejar el péndulo en el lugar de menor energía potencial.

-Registrar la medición de energía absorbida por el hueso.

2) Parada del equipo:

-Dejar el péndulo en la posición de mínima energía.

-Dejar perfectamente cerrado el sistema de protección mecánica contra proyecciones



Fig. 20. Máquina de ensayo de impacto modelo: PW 30/15 K-E. Fabricante



Fig. 21. Hueso Metacarpiano III derecho ubicado en los soportes.



Fig. 22. Péndulo elevado hasta su posición de impacto.



Fig. 23. Péndulo previo al impacto.

Las muestras del metacarpiano III derecho, para la prueba mecánica fueron conservadas, luego de la disección convencional de los tejidos blandos, a -20°C y embebidas con gasas en solución fisiológica hasta la prueba de impacto, preservando de esta manera las propiedades óseas (Yeni, 1998). Reich y Gefen (2006) establecieron que las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular no se ven afectadas por la congelación de -20°C hasta un máximo de 100 días. La descongelación se realizó a temperatura ambiente.

Para la prueba se utilizó la máquina de impacto denominada péndulo o martillo pendular, en la que se verifica el comportamiento del material al ser golpeado por una masa conocida que se deja caer desde una altura determinada (fig. 24) (González Arias y Palazón, 1969). Dentro de dichos procedimientos se ha diseñado el método de Ensayo Charpy a la flexión por impacto, cuyo nombre se debe a su creador, Augustin Georges Albert Charpy.

Se utilizó dicho método que consiste en romper de un solo golpe en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III derecho con martillo pendular, con el hueso apoyado en sus extremos. La energía absorbida determinará el valor del impacto. La masa (m) la cual se encuentra acoplada al extremo del péndulo de longitud (l) se deja caer desde una altura (h), mediante la cual se controla la velocidad de aplicación de la carga en el momento del impacto.

Una vez conocido el ángulo inicial (α) de aplicación de la carga y el ángulo final (β) al que se eleva el péndulo después de la rotura completa del hueso, se puede calcular la energía absorbida ($E\alpha$) por el hueso, la cual se determina a través de la diferencia de energía potencial del péndulo antes y después del impacto. Una vez conocido el ángulo inicial de aplicación de la carga y el ángulo final al que se eleva el péndulo después de la rotura completa del hueso, se puede calcular la energía. Esta diferencia es la energía de impacto absorbida por la muestra durante la rotura, la que se expresa en joule (j) (Ortega, 2006). Las pruebas de impacto Charpy, se realizan según normas internacionales, las normas ISO 10350-1. (1997), acorde a ISO 179-2.

El impacto se realizó en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III derecho, la fuerza se aplica a mitad de distancia entre los soportes en la cara dorsal de la parte media de la diáfisis del hueso (fig.23), a una velocidad de deformación de 5m/seg.

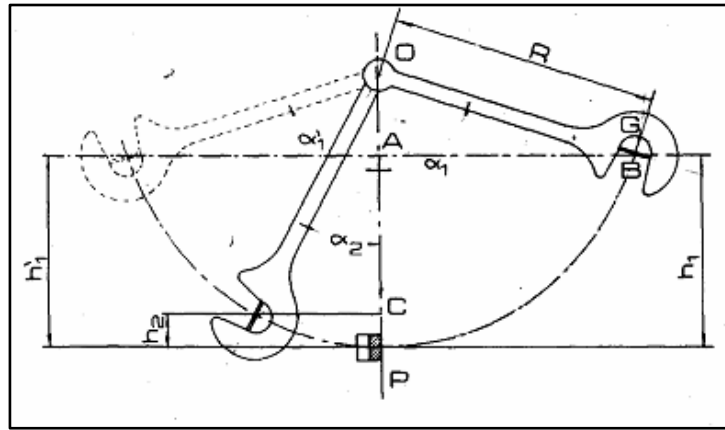


Fig. 24. Esquema del fundamento del Método Charpy.

Tomado de González Arias y Palazón.

Histología del tejido óseo

Se obtuvieron muestras del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III (fig. 19c y 25). Debido a la impregnación del colágeno con sales calcáreas, los huesos adquieren una rigidez tal que no es posible cortarlos. Para estudiar este tejido se desgastaron las muestras hasta que fueron lo suficientemente delgadas para permitir el paso de la luz en la observación microscópica.

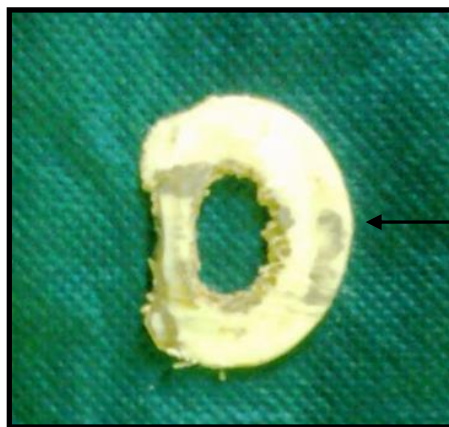


Fig. 25. Corte transversal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equino. Cuadrante dorsal flecha).

Para su estudio se utilizó el método de desgaste

Desgaste

El pulido de las muestras del cuadrante dorsal se realizó con agua en forma manual. Posteriormente se lavaron con xilol, agua con detergente no iónico y agua, en cada medio permanecieron 24 hs. Luego se secaron en camas aeróbicas por espacio de 24 hs.

Se montaron los preparados con bálsamo de Canadá. Se observaron las muestras en microscopio óptico y de luz polarizada. Para un mejor estudio el cuadrante dorsal se lo dividió en tres tercios: externo, medio, interno (fig. 19 d).

Determinación de Calcio y Fósforo

Se tomaron muestras del cuadrante dorsal del hueso metacarpiano III izquierdo en la parte media de la diáfisis (fig.19 c), mediante análisis por espectrometría de rayos X se determinaron los valores de Calcio y Fósforo. El mencionado análisis se realizó en el Laboratorio de Microscopía Electrónica de la UNC. Para la medición de estos minerales el cuadrante dorsal se lo dividió en tres tercios: externo, medio, interno (fig. 19 d).

Preparación de muestras y observación

Se limpió la superficie con alcohol y se la pego al portamuestras con una cinta doble faz de carbono (fig. 26), luego se le hizo un depósito de 20 nm de carbono. El vacío se hizo posterior a la limpieza en la metalizadora una Balzers Unión CED010 (fig. 27) donde se realizó el depósito de carbono y fue de 0.04 mbar.

Posteriormente se la observó en un FE-SEM Sigma de Carl Zeiss con un detector Xmas de Oxford (fig. 28).



Fig. 26. Muestra montada.



Fig. 27. Metalizadora Balzers Unión CED010.



Fig. 28. Microscopio FE-SEM.

Análisis estadístico

Los datos una vez tabulados, fueron analizados mediante estadística descriptiva e inferencial, para esta última los supuestos de normalidad y homocedasticidad de las varianzas se corroboraron aplicando las pruebas de Shapiro Wilks y el test de Levene, respectivamente.

El grado de asociación de las variables: área cortical vs. peso; área cortical vs. longitud; resistencia vs. área total; resistencia vs. área cortical; resistencia vs. peso; resistencia vs. longitud, resistencia vs. porcentaje de calcio y resistencia vs. porcentaje de fósforo se evaluó mediante un análisis de correlación de Pearson. En el caso de ser la asociación significativa se realizó análisis de regresión simple, para poder explicar a través de un modelo lineal cuales son los parámetros del mismo, relacionar ambas variables y usar este modelo como predictor. En cambio para establecer las diferencias entre grupo de variables: área cortical vs. edad; área cortical vs. sexo; espesor vs. cuadrantes se aplicó un análisis de varianza de una vía, en el caso de haber diferencias se aplicó el test a posteriori de Tukey a un nivel de significación del 5 %.

El análisis estadístico se realizó con el programa InfoStat versión (2009), bajo licencia de la FCA de la UNC, Argentina.

Los resultados se tabularon con las medias y sus respectivas desviaciones estándar, valores máximo y mínimo. En los casos que se realizan procedimientos inferenciales (Regresión y ANOVA), se adjunta una tabla con los coeficientes estimados y su significancia. Para los estudios de correlación se informa el valor estimado de r . Se realizaron gráficos de barra y para la determinación del modelo lineal subyacente se realizaron gráficos de dispersión con la recta ajustada.

CAPÍTULO 4:
RESULTADOS

Morfometría y Resistencia:

En este estudio se trabajó con una muestra de 26 equinos (hembras y machos), con edades entre 18 meses y cinco años.

Las medidas de tendencia central de cada variable tomadas en el metacarpiano III izquierdo 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, de la cavidad medular y la resistencia al impacto en la parte media de la diáfisis. Podemos apreciar 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. El espesor de la cortical del cuadrante medial en el tercio medio de la diáfisis, es mayor que el espesor de los otros tres cuadrantes.

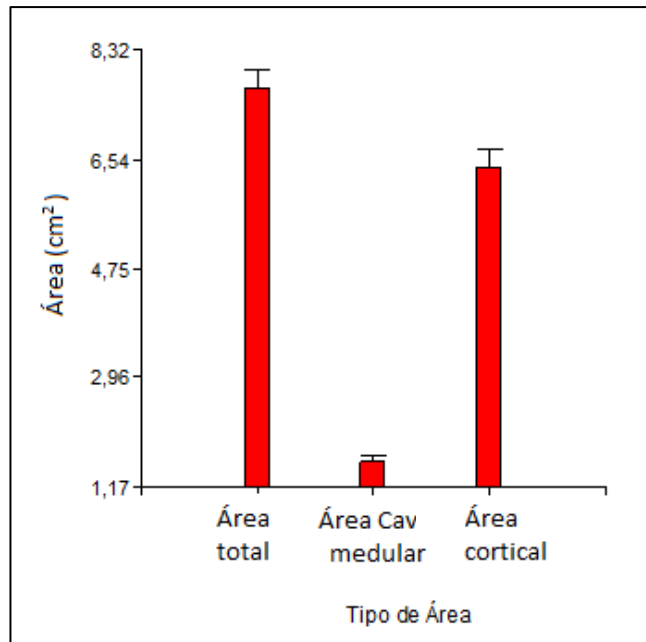
El área total es mayor que el área cortical y ésta última a su vez es mayor que la cavidad medular.

Tabla I. Medidas resumen del hueso metacarpiano III izquierdo. (n=26).

Variablen	n	Media	E.E.	Mín.	Máx.
Peso del hueso (g.)	26	401,99	20,42	266,00	688,00
Longitud del hueso (cm.)	26	23,83	0,34	20,60	28,40
<u>Parte media de la diáfisis</u>					
Diámetro D/P del hueso	26	2,81	0,06	2,30	3,42
Diámetro L/M del hueso	26	3,42	0,08	2,75	4,21
Espesor cuadrante dorsal	26	0,89	0,12	0,69	4,00
Espesor cuadrante palmar	26	0,57	0,02	0,38	0,77
Espesor cuadrante lateral	26	0,86	0,02	0,63	1,06
Espesor cuadrante medial	26	1,07	0,04	0,79	1,55
Diám. cav. med. D/P	26	1,16	0,03	0,90	1,82
Diám. cav. med. L/M	26	1,61	0,07	0,37	2,10
Área total	26	7,69	0,31	5,01	11,13
Área cav. medular	26	1,54	0,09	0,37	3,02
Área cortical	26	6,14	0,26	3,47	9,47
Resistencia (J)	26	105,38	9,78	42,00	244,00

Referencias: Diám. = diámetro; cav. = cavidad; med. = medular; D/P= dorso-palmar; L/M= latero-medial.

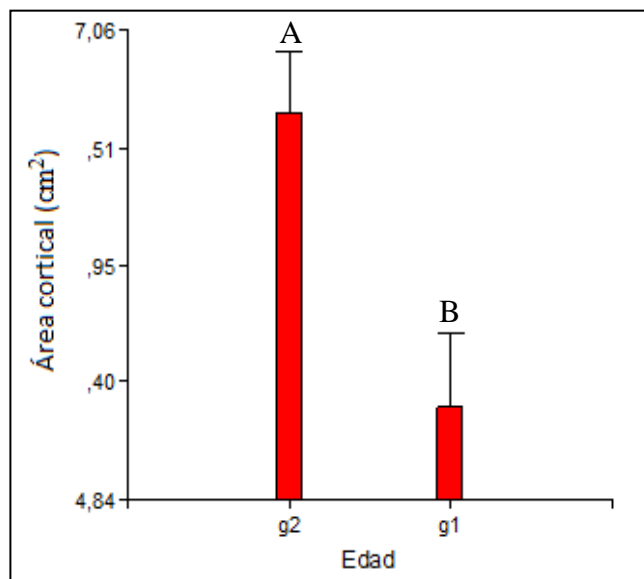
En el Gráfico de Barras de la fig. 29 se muestra la media para las tres categorías de la variable área en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo, observándose que el área total es mayor que el área cortical y ésta última a su vez es mayor que la cavidad medular.



Referencia: Cav= cavidad.

Fig. 29. Diagrama de Barras para las áreas: total, cavidad medular y cortical en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo. (n= 26).

En el Gráfico de Barras de la fig. 30 se muestra la media del área cortical en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo para las dos categorías de la variable edad, donde se observa mayor área cortical en los animales de dos a cinco años (G2) que en los animales de dieciocho meses a dos años (G1). En la tabla II se muestra el análisis de varianza para la variable edad, ya que aporta información adicional. Se observan diferencias significativas entre el área cortical de animales de dos a cinco años con los de dieciocho meses a dos años ($P = 0,0054$).



Referencias: g1 = equinos de 18 meses a dos años;
g2 = equinos de dos a cinco años.

Fig. 30. Gráfico de Barras para área cortical vs. edad en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III. (n= 26). *Letras distintas indican diferencias significativas. ($P < 0, 05$).*

Tabla II. Análisis de la varianza para la variable edad.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	11,87	1	11,87	9,34	0,0054
Edad	11,87	1	11,87	9,34	0,0054
Error	30,51	25	1,27		
Total	42,38	26			

En el Gráfico de Barras de la fig. 31 se muestra la media del área cortical en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo para las dos categorías de la variable sexo, donde no se observan diferencias entre el área cortical de machos y hembras. En la tabla III se muestra el análisis de varianza para la variable sexo. No se observan diferencias significativas entre el área cortical de hembras y machos ($P = 0,29$).

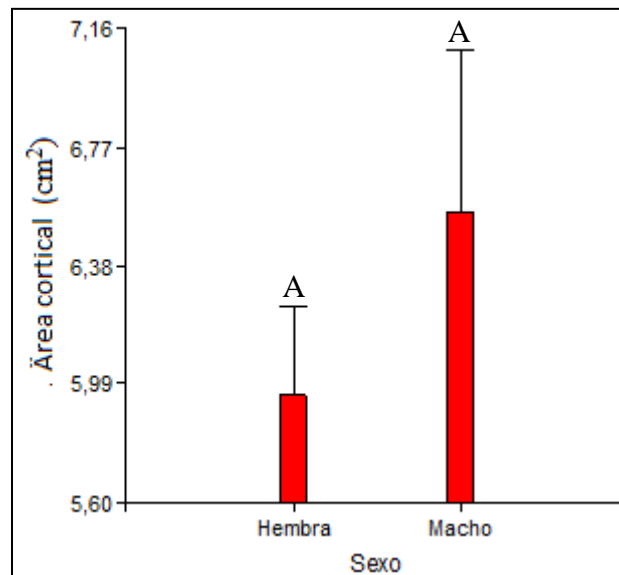
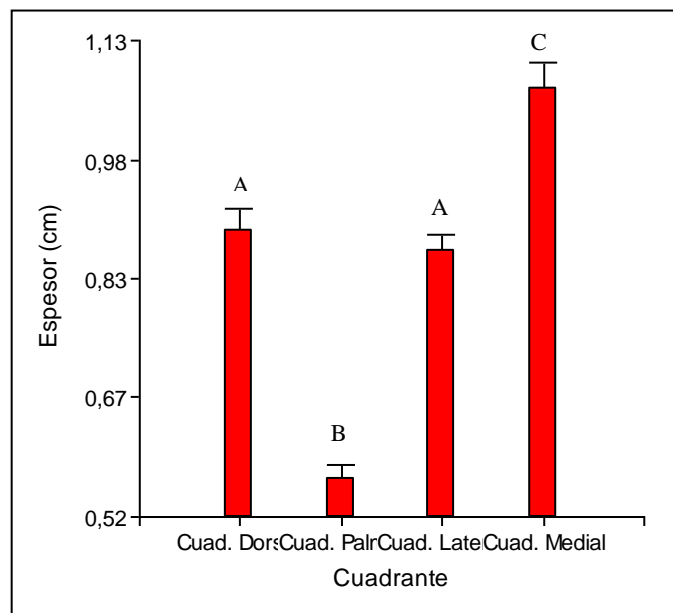


Fig. 31. Diagrama de Barras para área cortical vs. sexo en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III. ($n= 26$). Letras iguales indican que no hay diferencias significativas. ($P > 0,05$).

Tabla III. Análisis de la varianza para la variable sexo.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	1,97	1	1,97	1,17	0,2900
Sexo	1,97	1	1,97	1,17	0,2900
Error	40,41	25	1,68		
Total	42,38	26			

En el Gráfico de Barras de la fig. 32 se muestra la media para las cuatro categorías de la variable cuadrantes en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo y en las tablas IV y V el análisis de la varianza y prueba de Tukey para la comparación de cuadrantes respectivamente. Se muestran diferencias de espesor entre los cuadrantes ($P < 0,0001$), siendo el cuadrante medial el de mayor espesor y el palmar el de menor espesor. Los cuadrantes dorsal y lateral no presentaron diferencias estadísticamente significativas, sí se observaron, en cambio diferencias estadísticamente significativas entre el espesor de los cuadrantes medial y palmar; entre el medial y el dorsal; entre medial y lateral. A su vez, hubo diferencias estadísticamente significativas entre el espesor de los cuadrantes palmar y lateral, palmar y dorsal, palmar y medial.



Referencias: Cuad.= cuadrante; Dor= dorsal; Pal,= palmar; Late.= lateral

Fig. 32. Diagrama de Barras para los cuadrantes: dorsal, medial, lateral y palmar en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo. (n= 26). *Letras distintas indican diferencias significativas.* ($P < 0,05$).

Tabla IV. Análisis de la varianza para la variable espesor.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	3,25	3	1,08	57,04	<0,0001
Cuadrante	3,25	3	1,08	57,04	<0,0001
Error	1,90	103	0,02		
Total	5,16	104			

Tabla V. Prueba de Tukey para la comparación de cuadrantes. Nivel de significación = 0,05.

Error: 0,0190 gl: 100

Cuadrante	Medias	n	E.E.	
Cuad. Medial	1,06	26	0,03	A
Cuad. Dorsal	0,89	26	0,03	B
Cuad. Lateral	0,86	26	0,03	B
Cuad. Palmar	0,57	26	0,03	C

Cuad. = cuadrante

Medias con una letra común no son significativamente diferentes ($P > 0,05$)

Letras distintas indican diferencias significativas.

En el análisis de correlación para las variables área cortical vs. peso ($r= 0.95$) y área cortical vs. longitud ($r= 0.81$), muestra que hay asociación entre las variables área cortical y peso; y área cortical con longitud, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$). El análisis de regresión lineal de las variables área cortical vs. el peso del hueso y del área cortical vs. la longitud del hueso, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados y el análisis de la varianza se muestran en las tablas: VI, VII, VIII, IX, X y XI respectivamente. Las figs. 33 y 34 representan la recta de regresión de dichas variables. Se muestra que el área cortical depende linealmente del peso del hueso ($R^2= 0,99$, $P<0,0001$) y de la longitud del hueso ($R^2= 0,98$, $P<0,0001$) a medida que aumenta el área cortical aumenta el peso del hueso y la longitud del mismo.

Tabla VI. Análisis de regresión para las variables área cortical vs. peso. Coeficiente de determinación.

Variable	n	R ²
Área cortical (cm ²)	26	0,99

Tabla VII. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
Peso (g)	0,02	2,1E-04	0,01	0,02	60,01	<0,0001

Tabla VIII. Análisis de la varianza para la variable peso.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	1015,76	1	1015,76	3601,10	<0,0001
Peso gr.	1015,76	1	1015,76	3601,10	<0,0001
Error	7,05	25	0,28		
Total	1022,81	26			

En la fig. 33 se muestra la recta de regresión para la variable área cortical en función del peso del metacarpiano III izquierdo. Las variables área cortical y peso están correlacionadas positivamente ($r=0,95$) podemos observar que el 99 % del área cortical esta explicada por el peso del hueso.

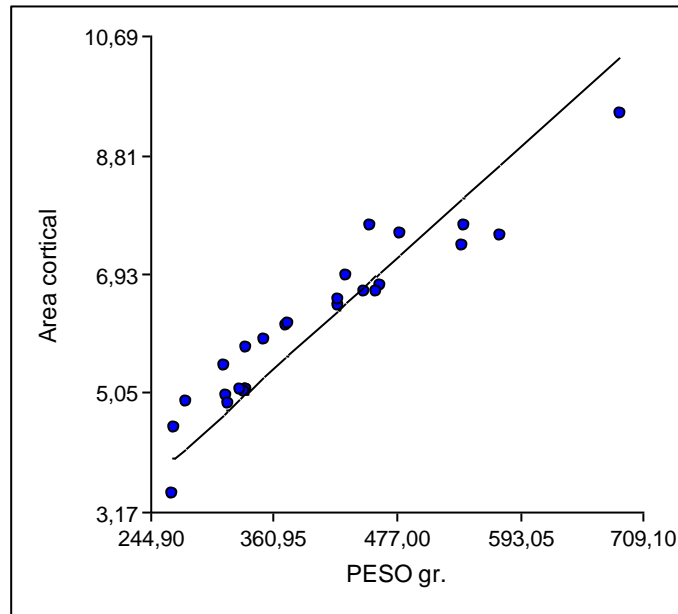


Fig. 33. Regresión lineal simple para la variable área cortical (cm^2) vs. peso (g). ($n=26$).

Tabla IX. Análisis de regresión para las variables área cortical vs. longitud. Coeficiente de determinación.

Variable	n	R ²
Área cortical (cm^2)	26	0,98

Tabla X. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable longitud.

	Coef	Est.	E.E.	LI(95%)	LS(95%)	T	p-valor
Longitud (cm)	0,26	0,01	0,24	0,28	32,36	<0,0001	

Tabla XI. Análisis de la varianza para la variable longitud.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	998,96	1	998,96	1046,86	<0,0001
Longitud cm	998,96	1	998,96	1046,86	<0,0001
Error	23,86	25	0,95		
Total	1022,81	26			

En la fig. 34 se muestra la recta de regresión para la variable área cortical en función de la longitud del metacarpiano III izquierdo. Las variables área cortical y longitud están correlacionadas positivamente ($r= 0,81$) podemos observar que el área cortical depende linealmente de la longitud del hueso, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$).

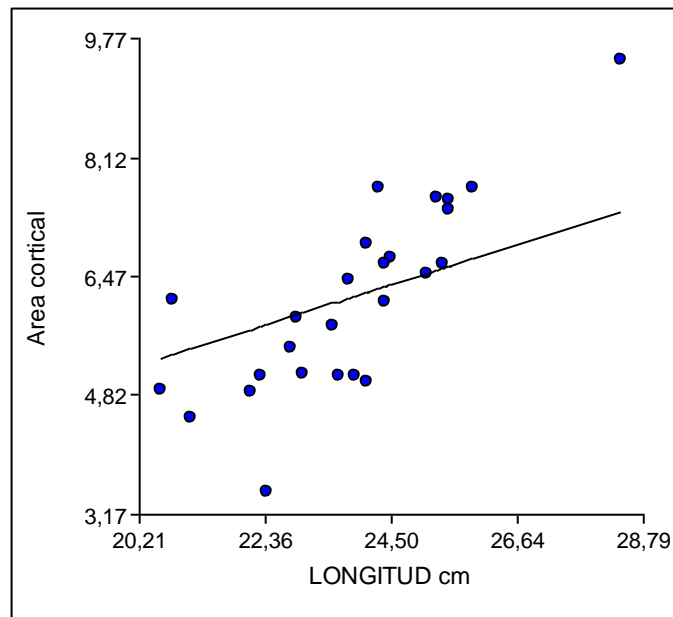
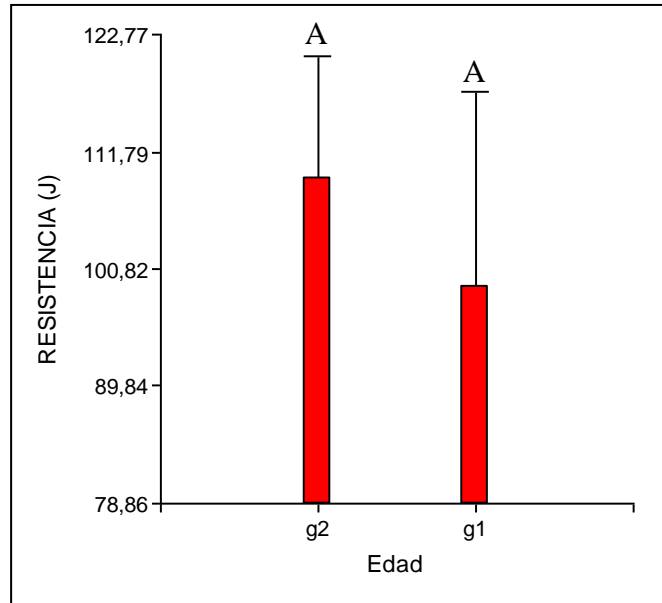


Fig. 34. Regresión lineal simple para la variable área cortical (cm²) vs. longitud (cm). (n=26).

Resistencia

La influencia de las variables edad y sexo en la resistencia al impacto del hueso metacarpiano III en la mitad de su diáfisis, se muestran en las figs. 35 y 36. En la tabla XII se muestra el análisis de varianza para la variable edad, la cual aporta información adicional. No se observan diferencias significativas entre la resistencia al impacto del metacarpiano III entre el grupo de equinos de dos a cinco años (G2) con el grupo de equinos de dieciocho meses a dos años (G1) ($P= 0,62$). En la tabla XIII se muestra el análisis de varianza para la variable sexo, ya que proporciona información adicional. Los metacarpianos III que provienen de equinos machos presentan una mayor resistencia al impacto que aquellos que provienen de hembras ($P= 0,0078$).



Referencias: g1 = equinos de 18 meses a dos años;
g2 = equinos de dos a cinco años.

Fig. 35. Gráfico de Barras para resistencia vs. edad en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III. (n= 26). *Letras iguales indican que no hay diferencias significativas.* (P > 0,05).

Tabla XII. Análisis de la varianza para la variable edad.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	641,82	1	641,82	0,25	0,6213
Edad	641,82	1	641,82	0,25	0,6213
Error	61488,34	25	2562,01		
Total	62130,15	26			

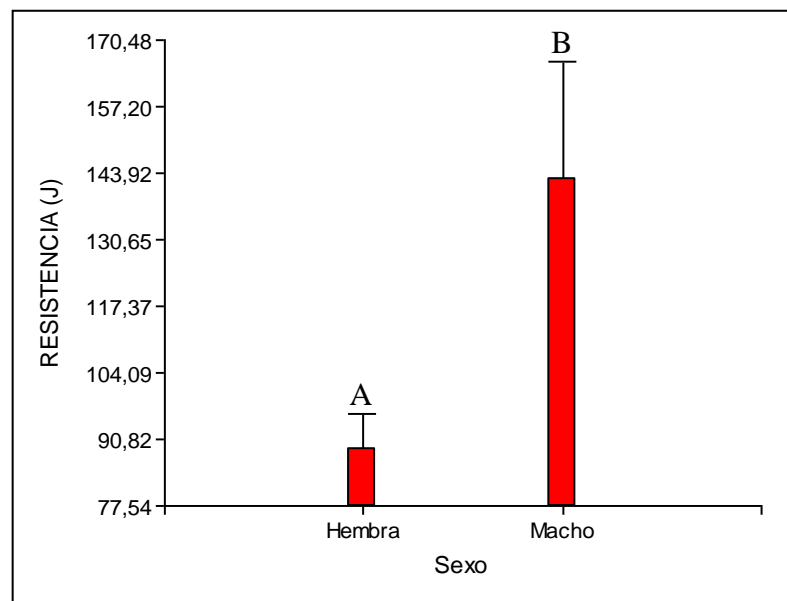


Fig. 36. Gráfico de Barras para resistencia vs. sexo en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III. (n= 26). *Letras distintas indican diferencias significativas.* (P < 0,05).

Tabla XIII. Análisis de la varianza para la variable sexo.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	16133,54	1	16133,54	8,42	0,0078
Sexo	16133,54	1	16133,54	8,42	0,0078
Error	45996,61	25	1916,53		
Total	62130,15	26			

En el análisis de correlación de resistencia vs. área total ($r= 0.81$) y resistencia vs. área cortical de ($r= 0.82$) muestra que hay asociación entre las variables resistencia y área total; y resistencia con área cortical, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$). El análisis de regresión lineal de la resistencia vs. el área total y de la resistencia vs. área cortical del hueso, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados y el análisis de la varianza se muestran en las tablas: XIV, XV, XVI, XVII, XVIII y XIX respectivamente. Las figs. 37 y 38 representan la recta de regresión de dichas variables. Se muestra que la resistencia depende linealmente del área total ($R^2= 0,86$, $P<0,0001$) y del área cortical ($R^2= 0,87$, $P<0,0001$) a medida que aumenta el área total y cortical aumenta la resistencia del hueso.

Tabla XIV. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. área total. Coeficiente de determinación.

Variable	N	R ²
Resistencia (J)	26	0,86

Tabla XV. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable área total.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
Área total (cm ²)	13,74	1,10	11,47	16,02	12,45	<0,0001

Tabla XVI. Análisis de la varianza para la variable área total.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	302180,42	1	302180,42	155,11	<0,0001
Área total	302180,42	1	302180,42	155,11	<0,0001
Error	48703,58	25	1948,14		
Total	350884,00	26			

En la fig. 37 se muestra la recta de regresión para la variable en resistencia en función del área total del metacarpiano III izquierdo. Las variables resistencia y área total están correlacionadas positivamente ($r= 0,81$) a nivel poblacional trabajando con un nivel de

significación de $P < 0,05$, y allí podemos observar que la resistencia depende linealmente del área total del hueso.

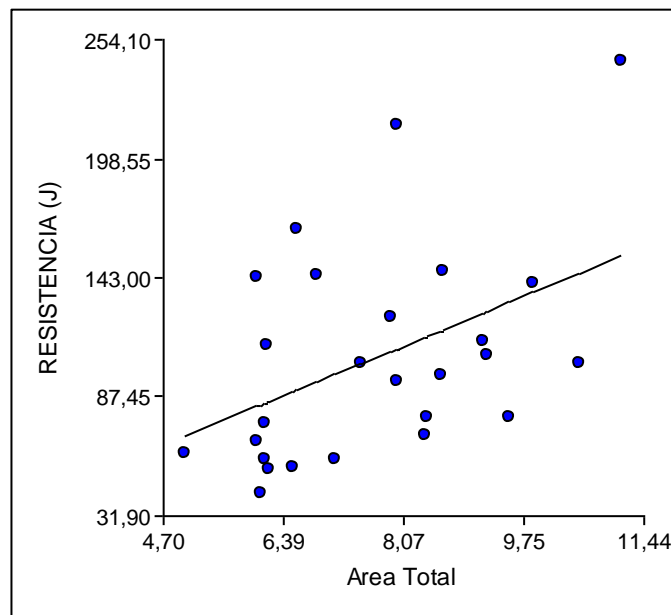


Fig. 37. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. área total (cm²). (n=26).

Tabla XVII. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. área cortical. Coeficiente de determinación.

Variable	N	R ²
Resistencia (J)	26	0,87

Tabla XVIII. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable área cortical.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
Área cortical(cm ²)	17,23	1,36	14,43	20,03	12,67	<0,0001

Tabla XIX. Análisis de la varianza para la variable área cortical.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	303580,39	1	303580,39	160,44	<0,0001
Área cortical	303580,39	1	303580,39	160,44	<0,0001
Error	47303,61	25	1892,14		
Total	350884,00	26			

En la fig. 38 se muestra la recta de regresión para la variable en resistencia en función del área cortical del metacarpiano III izquierdo. Las variables resistencia y área cortical están

correlacionadas positivamente ($r= 0,82$) y allí podemos observar que la resistencia depende linealmente del área cortical del hueso.

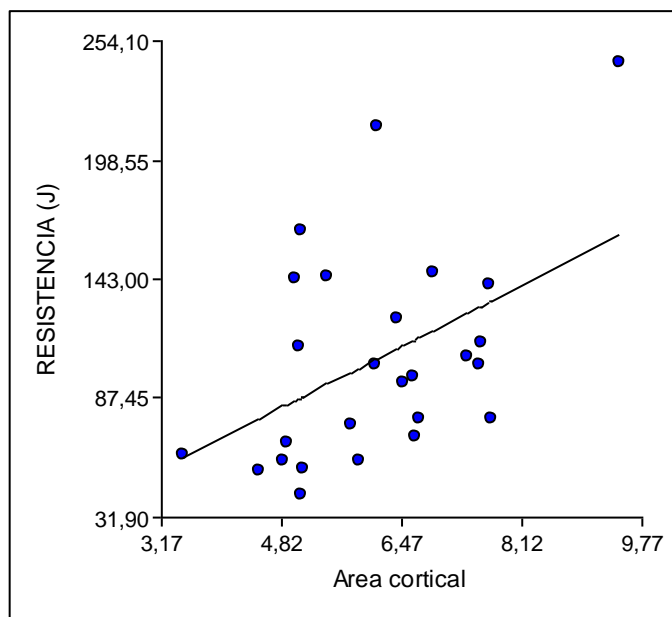


Fig. 38. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. área cortical (cm^2). ($n=26$).

En el análisis de correlación de resistencia vs. peso ($r= 0.82$) y resistencia vs. longitud ($r= 0.81$), muestra que hay asociación entre las variables resistencia y peso; y resistencia con longitud, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$). El análisis de regresión lineal de la resistencia versus longitud y de la resistencia versus el peso del hueso, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados y el análisis de la varianza se muestran en las tablas: XX, XXI, XXII, XXIII, XIV y XXV respectivamente. Las figs. 39 y 40 representan la recta de regresión de dichas variables. Se muestra que la resistencia depende linealmente del peso ($R^2= 0,86$, $P<0,0001$) y de la longitud ($R^2= 0,84$, $P<0,0001$) a medida que aumenta el peso y la longitud aumenta la resistencia del hueso.

Tabla XX. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. peso. Coeficiente de determinación.

Variable	N	R^2
Resistencia (J)	26	0,86

Tabla XXI. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
Peso gr.	0.26	0.02	0.22	0,30	12,50	<0,0001

Tabla XXII. Análisis de la varianza para la variable peso.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	302491,84	1	302491,84	156,27	<0,0001
Área cortical	302491,84	1	302491,84	156,27	<0,0001
Error	48392,16	25	1935,69		
Total	350884,00	26			

En la fig. 39 se muestra la recta de regresión para la variable en resistencia en función del peso del metacarpiano III izquierdo, y allí podemos observar que la resistencia depende linealmente del peso del hueso.

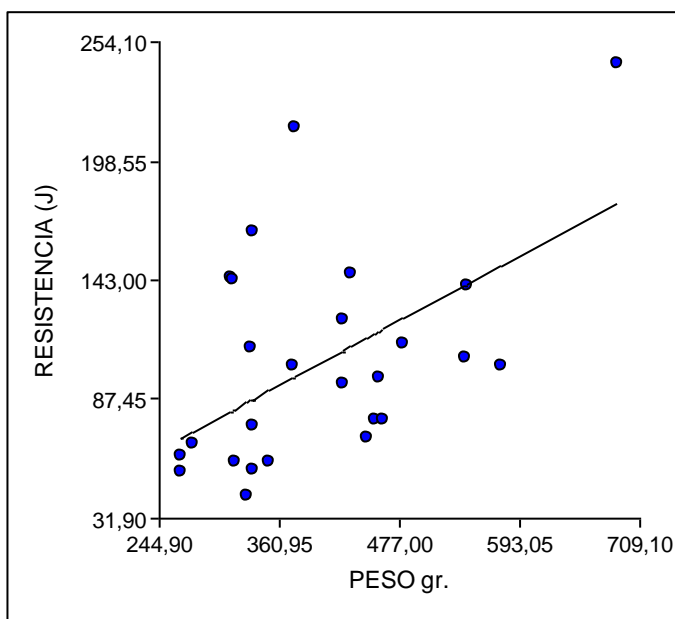


Fig. 39. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. peso. (n=26).

Tabla XXIII. Análisis de regresión para las variables resistencia vs. longitud.

Coefficiente de determinación.

Variable	N	R ²
Resistencia (J)	26	0,84

Tabla XXIV. Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable longitud.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
Longitud (cm)	4.46	0.39	3,66	5,26	11,50	<0,0001

Tabla XXV. Análisis de la varianza para la variable longitud.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	295096,41	1	302491,84	156,27	<0,0001
Longitud cm	295096,41	1	302491,84	156,27	<0,0001
Error	55787,25	25	1935,69		
Total	350884,26	26			

En la fig. 40 se muestra la recta de regresión para la variable en resistencia en función de la longitud del metacarpiano III izquierdo, y allí podemos observar que la resistencia depende linealmente de la longitud del hueso.

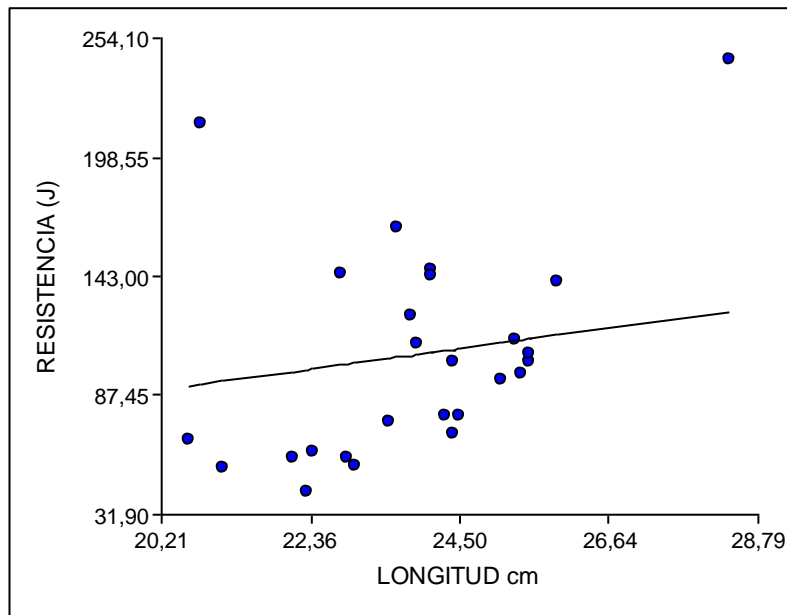


Fig. 40. Regresión lineal simple para la variable resistencia vs. longitud. (n=26).

Histología:

Descripción de las observaciones del cuadrante dorsal, en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III, por desgaste observadas en microscopio óptico y luz polarizada.

Cuadrante dorsal:

GI (18-24 meses):

Tercio externo:

En la parte periférica se observan dos patrones, uno formado por una capa circunferencial externa constituida por fibras paralelas, intercaladas con osteones primarios, los que se depositan bajo la superficie del hueso (fig. 41). El otro patrón está formado por estructuras circulares completas e incompletas que pertenecían a osteones primarios en formación (fig. 42). Esto pone de manifiesto el crecimiento de la corteza. Por debajo de la circunferencial externa, se observa osteones primarios dispuestos en filas horizontales (fig. 43), compuestos por laminillas concéntricas, los osteocitos (fig. 45) se ubican en lagunas de forma redondeadas o lenticulares, alrededor de un conducto

osteonal o de Havers (fig. 44), estos conductos se comunican entre sí por los conductos de Volkmann (fig. 44). Además conectados con la superficie periostial, los que se aprecian de manera abundante en la mayoría de los individuos. Entre los osteones se observa el tejido intersticial (fig. 45). Pocas cavidades de resorción entre los osteones primarios, situadas entre el tercio externo y medio. Se observa crecimiento por aposición. Se encontraron muy pocos osteones secundarios ubicados en la unión entre el tercio externo y el tercio medio.

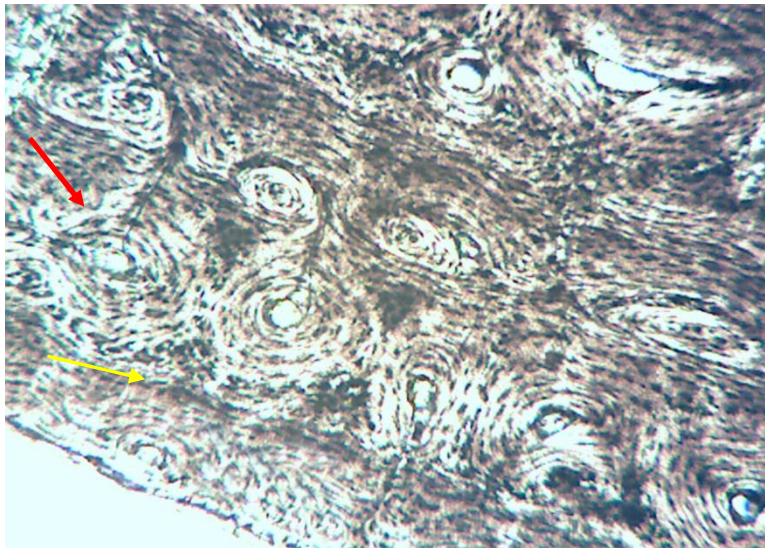


Fig. 41:-Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Fibras paralelas (flecha amarillas). Osteones primarios dispuestos en filas ordenadas (flecha roja). (20x Microscopio Óptico).

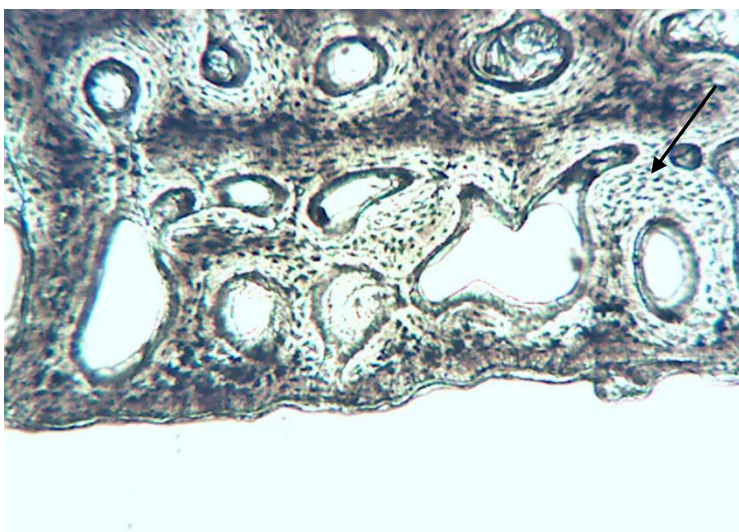


Fig. 42:-Corte Transverso por desgaste. G1. Tercio externo del cuadrante dorsal. Formación de osteones primarios desde el periostio (flecha negra). (20x Microscopio Óptico).

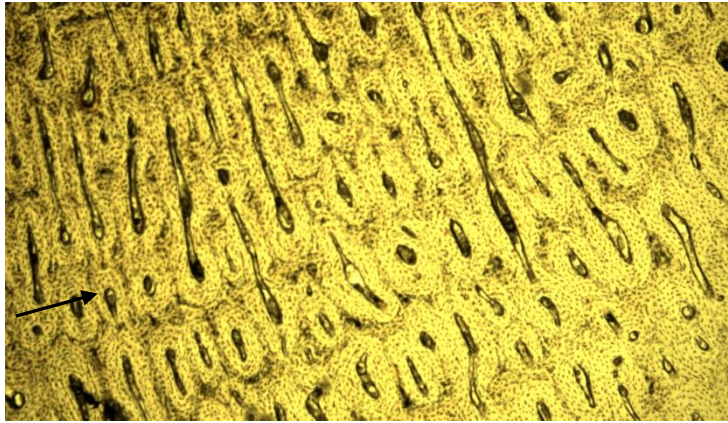


Fig. 43:-Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Osteones primarios dispuestos en filas ordenadas (flecha negra). (5x, luz transmitida, rayos convergentes, polares paralelos).

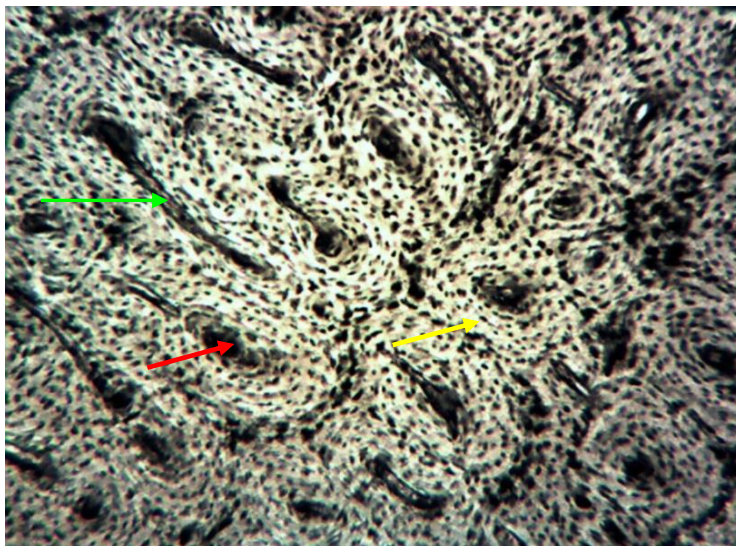


Fig. 44:-Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Osteones primarios (flecha amarilla), conductos de Havers (flecha roja). Conductos de Volkmann (flecha verde). (20x Microscopio óptico).

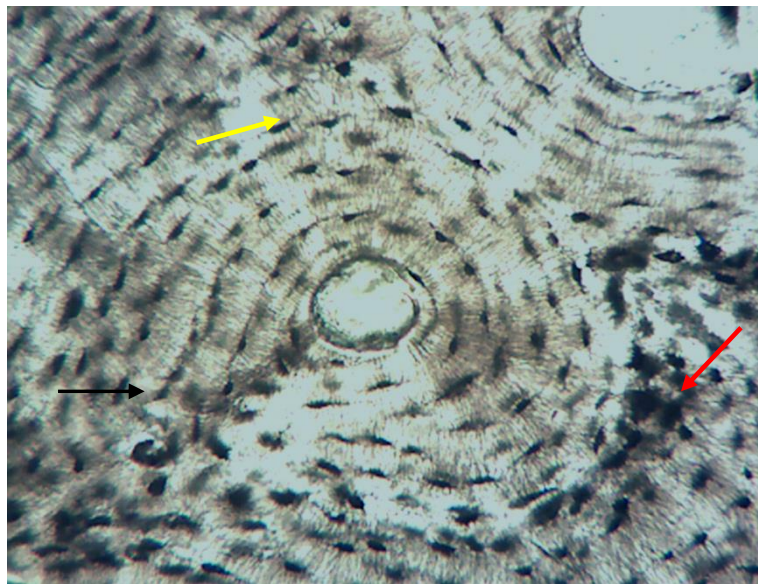


Fig.45:-Corte Transverso por desgaste. Tercio externo del cuadrante dorsal. Osteón primario (flecha negra), lagunas osteocíticas (flecha amarilla), tejido intersticial (flecha roja) canaliculos. (40 x, luz polarizada, rayos convergentes, polares paralelos).

Tercio medio:

Los osteones primarios se observa dispuestos en filas ordenadas, los mismos eran de diámetro más pequeño que los osteones primarios del tercio externo (fig. 46), estos se encontraron en filas de distribución lineal horizontal más ordenadas que en el tercio externo. Se observaron pocas cavidades de resorción e irregulares (fig. 47). En la unión del tercio medio con el externo se observó la aparición de osteones secundarios (fig. 47), lo que dio indicio del comienzo de la remodelación. Los osteones secundarios (fig. 47) son de mayor diámetro que los osteones primarios, se observaron más brillantes con luz polarizada que los osteones primarios, estos osteones se observaron rodeados de una línea de cementación (fig. 47). El tejido intersticial se observó de manera entrelazada entre los osteones primarios y secundarios y paralelo entre las filas. Se encontraron abundantes conductos de Volkmann en la mayoría de los individuos (fig. 48).

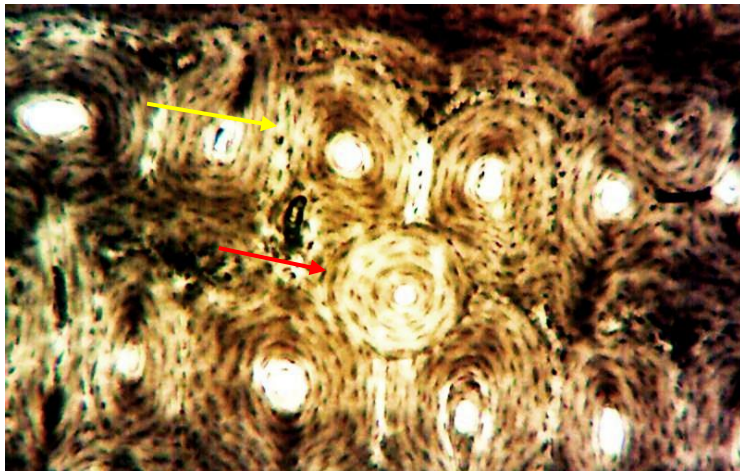


Fig. 46:-Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteones primarios (flecha amarilla), osteón secundario (flecha roja). (32x, luz polarizada, rayos convergentes, polares paralelos).

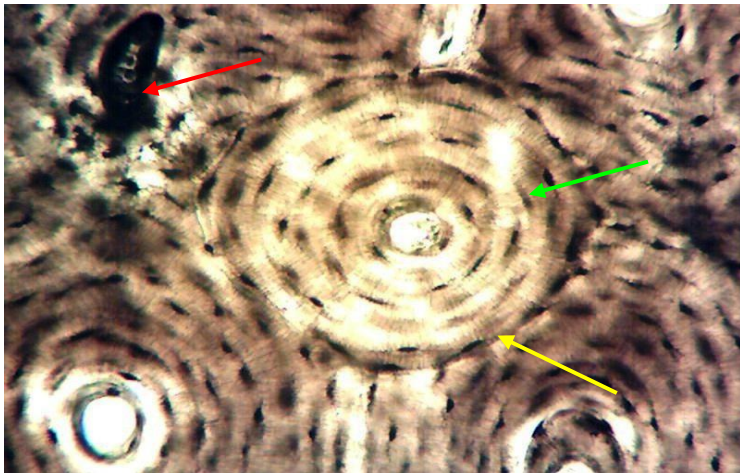


Fig. 47:-Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteón secundario (flecha verde), línea de cementación (flecha amarilla), cavidad de resorción (flecha roja). (40x, luz polarizada, rayos convergentes, polares paralelos).



Fig.48:-Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteones secundario (flecha roja), conductos de Volkmann (flecha amarilla). (20 x, Microscopio óptico).

Tercio interno:

Los osteones primarios se observaron dispuestos en filas y de mayor tamaño que los otros tercios, además se encontraron algunas cavidades de resorción y la aparición de pocos osteones secundarios. Se observó tejido intersticial más abundante que en los otros tercios, de manera entrelazada entre los osteones primarios y secundarios. Al igual que lo observado en el tercio externo y medio se apreciaron abundantes conductos de Volkmann en la mayoría de los individuos.

En contacto con la cavidad medular se observó tejido circunferencial interno, en distintas etapas del desarrollo, las laminillas óseas se dispusieron de manera paralela, el borde se presentó irregular y espacios intercalados (fig. 49).



Fig. 49:-Corte Transverso por desgaste. Tercio interno del cuadrante dorsal. Tercio interno (flecha roja). (20x, Microscopio óptico).

G2 (2-5 años):

Tercio externo:

Se observó la capa circunferencial externa (fig. 50) bien desarrollada en todos los individuos. Por debajo de esta capa se observaron los osteones primarios dispuestos en filas ordenadas, pero en algunas partes se rompe la arquitectura por la aparición de osteones secundarios. La distribución de los osteones secundarios no guarda un orden, se encontraron muy dispersos y separados por tejido intersticial. Aparecieron cavidades de resorción y osteones secundarios más abundantes que en G1.

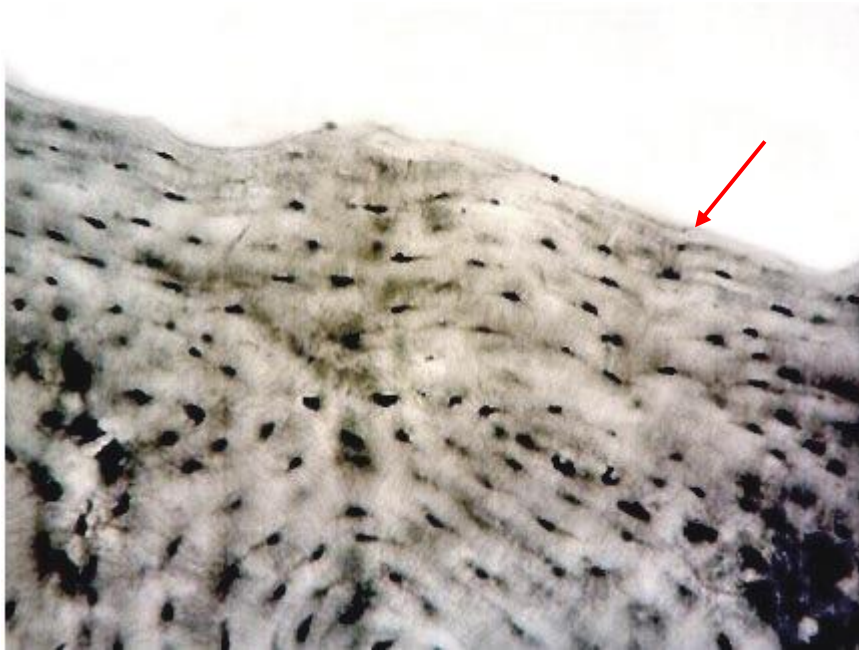


Fig. 50:-Corte Transverso. G2. Tercio externo. Capa circunferencial externa, (flecha roja). (40x, Microscopio óptico).

Tercio medio:

En la unión con el tercio externo la remodelación fue muy activa, desapareció la estructura en filas ordenadas del hueso osteonal primario. Los osteones primarios disminuyeron y aumento la densidad de los osteones secundarios. Los osteones primarios se encontraron entremezclados con los osteones secundarios y entre ellos se ubicó el tejido intersticial. Los osteones secundarios fueron numerosos en el límite con el tercio externo y se observaron abundantes cavidades de resorción (fig. 51).

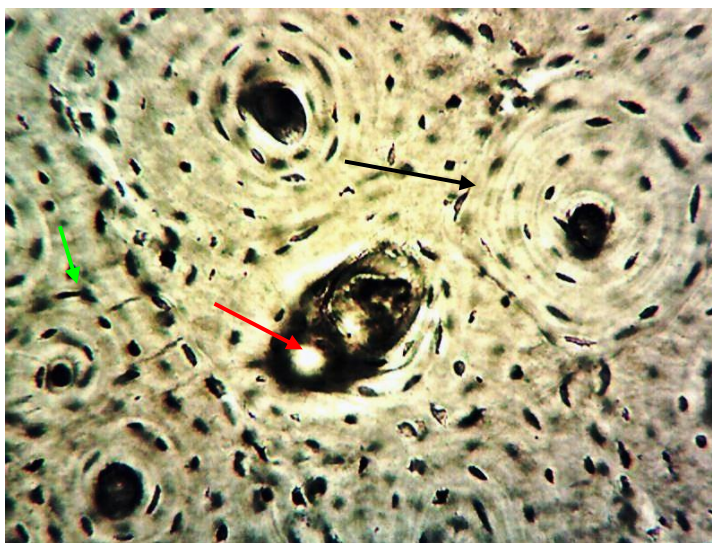


Fig. 51:-Corte Transverso por desgaste. Tercio medio del cuadrante dorsal. Osteón secundario (flecha negra), osteón primario (flecha verde), cavidad de resorción (flecha roja). (40x, luz polarizada, rayos convergentes, polares paralelos).

Tercio interno:

Los osteones primarios disminuyeron y aumentaron los osteones secundarios y las cavidades de resorción. Los osteones primarios se encontraron más desordenados que en el tercio externo y medio (fig. 52). Entre los osteones primarios y secundarios se encontró tejido intersticial. En relación a la cavidad medular se observó una capa circunferencial interna bien desarrollada, el borde de la cavidad medular irregular se empareja (fig. 53).



Fig. 52:-Corte Transversal por desgaste. Tercio interno del cuadrante dorsal. Osteones secundarios (flecha roja), conductos de Volkmann (flecha negra). (10x, Microscopio óptico).

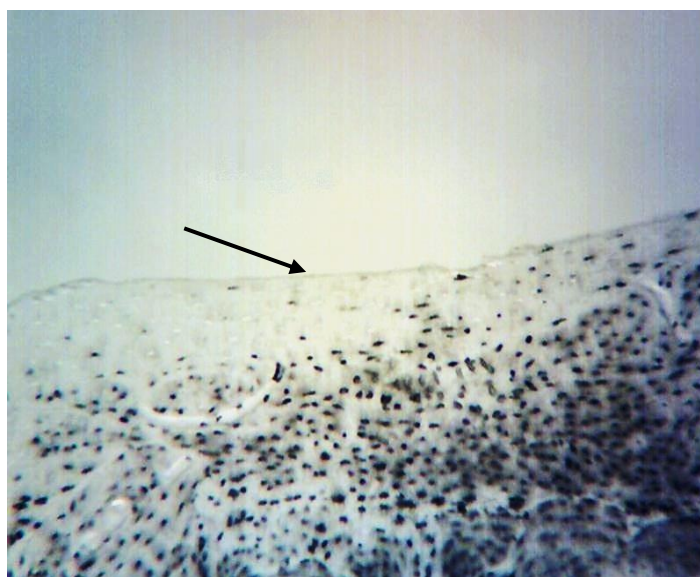


Fig. 53:-Corte Transversal por desgaste. Tercio interno del cuadrante dorsal. Circunferencial interna (flecha). (20x, Microscopio óptico).

No se observaron diferencias microscópicas entre machos y hembras, en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III de equinos mestizos criollos.

Minerales:

Las medidas de tendencia central de los tercios: externo, medio e interno tomadas en el cuadrante dorsal de las variables calcio y fósforo tomadas en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo se muestran en la Tabla XXVI. Se observa que el mayor porcentaje de calcio y fósforo se encuentran en el tercio medio e interno y en el tercio externo menor porcentaje de calcio y fósforo.

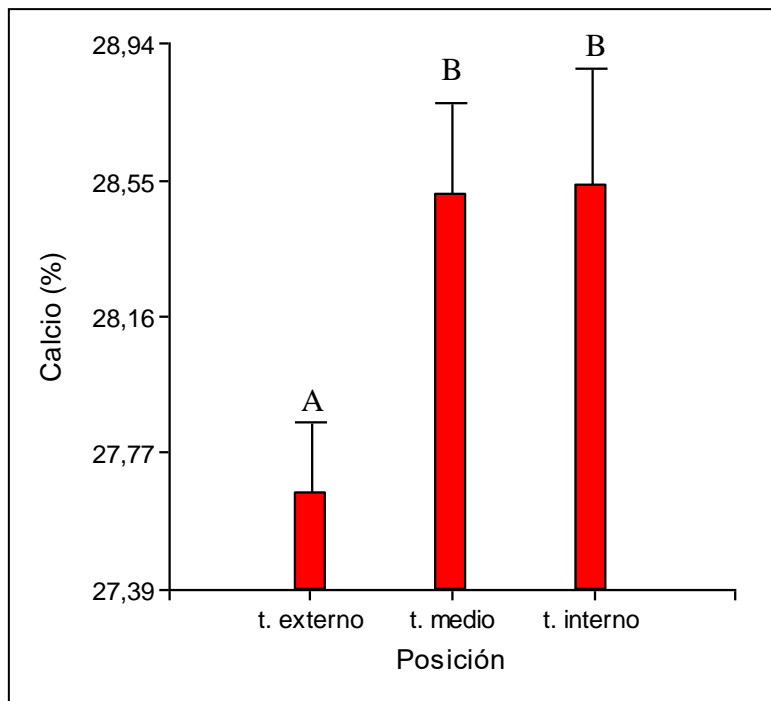
Tabla XXVI. Medidas resumen de los % de calcio y fósforo en los tercios: externo, medio e interno tomadas en el cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo.

Posición	Variable	n	Media	D.E.	E.E	Mín	Máx
t. externo	Calcio (%)	26	27,66	0,61	0,20	26,69	28,35
t. externo	Fósforo (%)	26	15,39	0,35	0,12	14,61	15,72
t. interno	Calcio (%)	26	28,53	1,01	0,34	27,41	30,93
t. interno	Fósforo (%)	26	15,75	0,25	0,08	15,43	16,14
t. medio	Calcio (%)	26	28,51	0,78	0,26	27,48	30,28
t. medio	Fósforo (%)	26	15,82	0,15	0,05	15,63	16,07

Referencia: t: tercio.

Medidas resumen del metacarpiano III izquierdo. n=26.

En el Gráfico de Barras de la figura 54 se muestra la media para la variable calcio en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo, observándose mayor porcentaje de calcio en el tercio interno y medio; y menor porcentaje en el tercio externo. En la tabla XXVII y XXVIII se muestra el análisis de varianza y prueba de Tukey para la comparación entre los tercios del cuadrante dorsal. Se muestran diferencias de porcentajes de calcio entre los tercios ($P = 0,49$). Los tercios medio e interno no presentaron diferencias estadísticamente significativas; en cambio diferencias estadísticamente significativas se observaron entre los porcentajes de calcio del tercio medio y externo, y entre el tercio interno y externo.



Referencia: t: tercio

Fig. 54. Diagrama de Barras para la variable calcio en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III. Letras distintas indican diferencias significativas. ($P < 0,05$).

Tabla XXVII. Análisis de la varianza para la variable calcio

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	4,42	2	2,21	3,32	0,49
Posición	4,42	2	2,21	3,32	0,49
Error	15,96	77	0,67		
Total	20,39	78			

Tabla XXVIII: Prueba de Tukey para la Comparación de la variable calcio en los tres tercios. Nivel de significación=0,05:

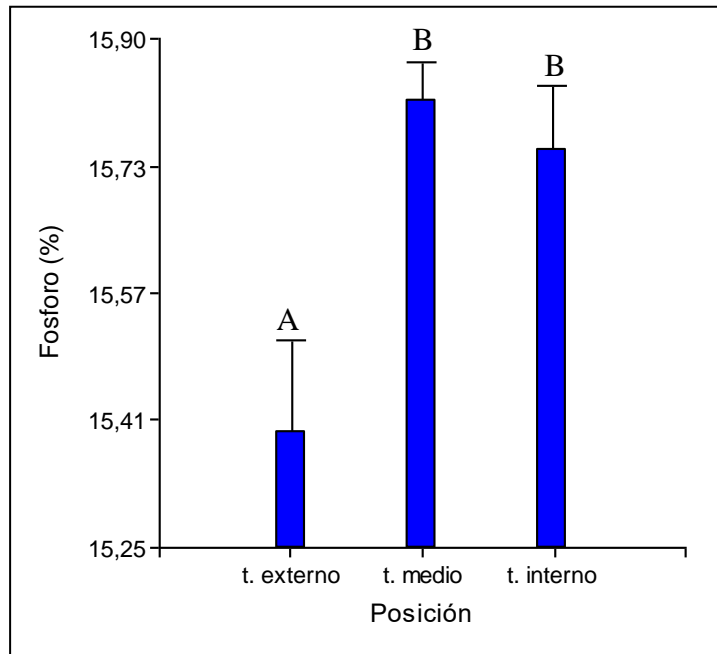
Error: 0,6654 gl: 24

Posición	Medias	n	E.E.	
t. externo	27,66	26	0,27	B
t. medio	28,51	26	0,27	A
t. interno	28,53	26	0,27	A

Referencia: t: tercio.

En el Diagrama de Barras de la figura 55 se muestra la media para la variable fósforo en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo, observándose mayor porcentaje de fósforo en el tercio interno y medio; y menor porcentaje en el tercio externo. En la tabla XIX y XX se muestra el análisis de varianza y prueba de Tukey para la comparación entre los tercios del cuadrante dorsal. Se muestran diferencias estadísticamente significativas del porcentaje de fósforo entre los tercios ($P=0,0044$). Los tercios medio e interno no presentaron diferencias estadísticamente

significativas; en cambio diferencias estadísticamente significativas se observaron entre los porcentajes de fósforo del tercio medio y externo, y entre el tercio interno y externo.



Referencia: t: tercio

Fig.55. Diagrama de Barras para la variable fósforo en los tres tercios del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III. Letras distintas indican diferencias significativas. ($P < 0,05$).

Tabla XIX. Análisis de la varianza para la variable fósforo

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo.	0,94	2	0,47	6,85	0,0044
Posición	0,94	2	0,47	6,85	0,0044
Error	1,64	77	0,07		
Total	2,58	78			

Tabla XX: Prueba de Tukey para la Comparación de la variable fósforo en los tres tercios.

Nivel de significación=0,05:

Error: 0,0684 gl: 24

Posición	Medias	n	E.E.	
t. externo	15,39	26	0,09	A
t. interno	15,75	26	0,09	B
t. medio	15,82	26	0,09	B

Referencia: t: tercio.

En el análisis de correlación para las variables área cortical vs. calcio ($r= 0.96$) y área cortical vs. fósforo de ($r= 0.97$), muestra que hay asociación entre las variables área cortical y

calcio; y área cortical con fósforo, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$. El análisis de regresión lineal de las variables área cortical vs. calcio y del área cortical vs. fósforo, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados se muestran en las tablas: XXI y XXII respectivamente. Se muestra que el área cortical depende linealmente del calcio del hueso ($R^2= 0,94$, $P<0,0001$) y del fósforo del hueso ($R^2= 0,95$, $P<0,0001$) a medida que aumenta el área cortical aumenta el calcio del hueso y el fósforo del mismo.

Tabla XXI: Análisis de regresión lineal para las variables área cortical vs. calcio

Variable	N	R ²
Media gral. P(%)	26	0,94

Se observa que el área cortical depende linealmente del calcio del hueso ($R^2= 0,94$).

Tabla XXII: Análisis de regresión lineal para las variables área cortical vs. fósforo

Variable	N	R ²
Media gral. P(%)	26	0,95

Se observa que el área cortical depende linealmente del fósforo del hueso ($R^2= 0,95$).

En el análisis de correlación para las variables peso del hueso vs. calcio ($r= 0.96$) y peso del hueso vs. fósforo de ($r= 0.98$), muestra que hay asociación entre las peso del hueso y calcio; y peso del hueso con fósforo a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$). El análisis de regresión lineal de las variables peso del hueso vs. calcio y peso del hueso vs. fósforo, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados se muestran en las tablas: XXXI, XXXII, XXXIII y XXXIV respectivamente. Se muestra que el peso del hueso depende linealmente del calcio del hueso ($R^2= 0,94$, $P<0,0001$) y del fósforo del hueso ($R^2= 0,98$, $P<0,0001$) a medida que aumenta el peso del hueso aumenta el calcio del hueso y el fósforo del mismo.

Tabla XXIII: Análisis de regresión lineal para las variables peso del hueso vs. calcio

Variable	N	R ²
Media gral. P(%)	26	0,94

Se observa que el peso del hueso depende linealmente del calcio del mismo ($R^2= 0,94$).

Tabla XXIV: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso del hueso.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
CpMallows	VIF					
Media gral. P(%)	25,33	2,17	20,33	30,33	11,69	<0,0001
121,57	1,00					

Tabla XXV: Análisis de regresión lineal para las variables peso del hueso vs. fósforo

Variable	N	R ²
Media gral. P(%)	26	0,95

Se observa que el peso del hueso depende linealmente del fósforo del mismo ($R^2= 0,95$).

Tabla XXVI: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados para la variable peso del hueso.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
CpMallows	VIF					
Media gral. P(%)	25,33	2,17	20,33	30,33	11,69	<0,0001
121,57	1,00					

En el análisis de correlación para las variables resistencia vs. calcio ($r= 0,95$) y resistencia vs. fósforo de ($r= 0,98$), muestra que hay asociación entre las variables área cortical y calcio; y área cortical con fósforo, a nivel poblacional trabajando con un nivel de significación de $P < 0,05$). El análisis de regresión lineal de las variables área cortical vs. calcio y del área cortical vs. fósforo, los coeficientes de regresión con sus estadísticos asociados se muestran en las tablas: XXXV, XXXVI, XXXVII y XXXVIII respectivamente. Se muestra que la resistencia depende linealmente del calcio del hueso ($R^2= 0,91$, $P<0,0001$) y del fósforo del hueso ($R^2= 0,98$, $P<0,0001$) a medida que aumenta el área cortical aumenta el calcio del hueso y el fósforo del mismo.

Tabla XXVII: Análisis de regresión lineal para las variables resistencia vs. calcio.

Variable	N	R ²
Resistencia/J	26	0,91

Se observa que la resistencia del hueso depende linealmente del calcio del hueso ($R^2= 0,91$).

Tabla XXVIII: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados la variable calcio.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
CpMallows						
VIF						
Media gral. Ca (%)	2,76	0,30	2,07	3,45	9,26	<0,0001
76,38						
1,00						

Tabla XXIX: Análisis de regresión lineal para las variables resistencia vs. fósforo.

Variable	N	R ²
Resistencia/J	26	0,92

Se observa que la resistencia del hueso depende linealmente del calcio del hueso ($R^2= 0,92$).

Tabla XXX: Coeficientes de regresión y estadísticos asociados.

Coef	Est.	E.E.	LI (95%)	LS (95%)	T	p-valor
CpMallows						
VIF						
Media gral. P(%)	4,99	0,52	3,79	6,20	9,58	<0,0001
81,77						
1,00						

CAPÍTULO 5:
DISCUSIÓN CONCLUSIONES

El aparato locomotor del caballo está conformado anatómicamente por diversas estructuras del sistema musculoesquelético. Los huesos, articulaciones, músculos, tendones y ligamentos interactúan de manera armónica durante la locomoción. Tanto los tejidos blandos como el tejido óseo están diseñados para resistir fuerzas de manera repetitiva de distinta intensidad, sin sufrir cambios en su estructura y funcionamiento. Sin embargo, cada tejido tiene una capacidad de resistencia determinada que depende de su composición, ubicación anatómica y función. Es así como los tejidos del sistema musculoesquelético mantienen un equilibrio fisiológico constante. Al romperse dicho equilibrio, la capacidad de resistencia de un tejido es superada por un exceso de demanda física, lo cual induce a la disminución de la función tisular y la presentación de un daño en la estructura del tejido que se traduce como una lesión (Southwood, L, 2000).

Los miembros del caballo son partes esenciales en la locomoción, y para ello se estructuran como columnas de soporte y como órganos de impulsión. Son importantes tanto en el equilibrio como en la actividad locomotora. Para cumplir su función, los miembros están constituidos por sólidos radios óseos, debidamente articulados y con disposiciones angulares compensadas. Los miembros torácicos soportan la mayor parte del peso corporal del 55 % al 65 %, estando especializados en el apoyo. En el miembro torácico, el metacarpiano III soporta gran parte del peso, tiene como principal función la transmisión de fuerzas en ambos sentidos (Agüera et al., 1999). La fuerza a lo largo del hueso es de alrededor de dos veces el peso del cuerpo en la marcha y cuatro veces el peso del cuerpo en el trote (Bartel et al., 1978). Las propiedades morfométricas del metacarpiano III del caballo están íntimamente relacionadas con las propiedades biomecánicas y estructurales del hueso. El hueso contrarresta las cargas mediante adaptaciones en su geometría que involucra una actividad continua y coordinada de construcción y destrucción (Currey, 1984).

Los resultados de este trabajo muestran que el peso promedio del metacarpiano III izquierdo es de 401,99 g \pm 100,44, valor inferior a lo observado por Moine et al., (2001), en yeguas mestizas criollas (427,20 g \pm 48,50 y 428,60 g \pm 48,50) derecho e izquierdo respectivamente y superiores a los encontrados por Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos (383,20 g \pm 52,45 y 382,20 g \pm 52,53) derecho e izquierdo, respectivamente.

El valor promedio de longitud del hueso metacarpiano III izquierdo encontrados en este estudio es: 23,83 cm \pm 1,74. Siendo estos valores similares a los encontrados por Moine et al., (2001) en yeguas mestizas criollas: 24,07 cm \pm 0,79 y 24,05 cm \pm 0,81 derecho e

izquierdo respectivamente. Se observa que los equinos muestreados presentan medidas de longitud menores que las observadas por Hanson et al., (1994) en caballos, como promedio para el hueso metacarpiano III una longitud de: $26,8 \text{ cm} \pm 0,22$ y similares a los observados por Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos cuyos valores fueron: $23,89 \text{ cm.} \pm 1,14$ y $23,86 \text{ cm.} \pm 1,14$ derecho e izquierdo respectivamente.

La longitud del metacarpiano III tiene implicancias en la marcha, mientras más corto sea el metacarpo en relación al miembro, mayor avance se obtiene en el paso y mientras más largo sea éste se obtiene una mayor elevación del carpo durante la marcha. Además, al ser corto, el metacarpo es menos frágil y normalmente de mayor espesor óseo (Agüera et al., 1999).

Las diferencias de peso y longitud están relacionadas con las distintas edades, pesos corporales, sexo y actividades de los animales muestreados (Nunamaker, 1989).

Este trabajo muestra que el diámetro dorso-palmar promedio en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III izquierdo es de $2,81 \text{ cm} \pm 0,28$, siendo estos valores similares a los encontrados por Moine et al., (2001) en yeguas quienes publicaron valores de $2,72 \text{ cm} \pm 0,17$ para el hueso derecho y $2,73 \text{ cm} \pm 0,17$ para el hueso izquierdo. Hanson et al., (1995), publicaron valores superiores de $3,0$ a $3,1 \text{ cm} \pm 0,06$ en sus estudios en caballos.

Galán, et al., (2002) reportaron valores promedios de $2,60 \text{ cm} \pm 0,13$ y $2,60 \text{ cm} \pm 0,12$ para el metacarpiano III derecho e izquierdo respectivamente, en potrillos dichos valores son inferiores a los encontrados en este trabajo.

Las medidas latero-mediales promedio del hueso en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III son $3,42 \text{ cm} \pm 0,40$, similares a lo encontrado por Moine et al., (2001) en yeguas cuyos valores fueron $3,65 \text{ cm} \pm 0,18$ y $3,65 \text{ cm} \pm 0,17$ para el hueso derecho e izquierdo respectivamente. Galán et al., (2002) en sus estudios en potrillos mestizos criollos encontró valores similares $3,45 \text{ cm} \pm 0,21$ y $3,45 \text{ cm} \pm 0,22$ para el hueso derecho e izquierdo respectivamente.

Se observa que el promedio del diámetro dorso-palmar del hueso es menor que el diámetro latero-medial, lo cual manifiesta la forma característica del hueso que estaría ligado a su biomecánica. Los diámetros del hueso están asociados a su forma, es así como se diseñan para neutralizar las tensiones por efecto de la flexión resultante de la carga y las fuerzas opuestas generadas por la masa muscular (Gupta and Zioupos, 2008).

En este trabajo, las medidas dorso-palmar promedio de la cavidad medular, en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III izquierdo, son de $1,16 \text{ cm} \pm 0,17$, siendo similares a las encontradas en yeguas por Moine et al., (2001): $1,12 \text{ cm} \pm 0,17$ para el hueso derecho y $1,11 \text{ cm} \pm 0,16$, para el hueso izquierdo y a las observadas por Galán et al., (2002) en metacarpianos III de potrillos mestizos criollos que fueron de: $1,13 \text{ cm} \pm 0,15$ y $1,14 \text{ cm} \pm 0,15$ derecho e izquierdo respectivamente.

Las medidas latero-mediales promedios de la cavidad medular en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo son de $1,61 \text{ cm} \pm 0,34$, siendo similares a las encontradas en yeguas por Moine et al., (2001): $1,53 \text{ cm} \pm 0,17$ y $1,52 \text{ cm} \pm 0,17$ para el hueso derecho e izquierdo respectivamente; las medidas de este estudio fueron superiores con las encontradas por Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos en el metacarpiano III derecho cuyos valores fueron de $1,56 \text{ cm} \pm 0,21$ y $1,70 \text{ cm} \pm 0,27$ para el hueso izquierdo.

Las diferencias entre las medidas dorso-palmares y las medidas latero-mediales del hueso y de la cavidad medular parecen deberse a la forma del hueso, que está en relación con los patrones de ejercicio que el animal experimenta (Nunamaker, 1989). Los diámetros del hueso están diseñados para neutralizar las tensiones por efecto de la flexión resultante de la carga por un lado, y las fuerzas opuestas generadas por la masa muscular por el otro (Banks, 1996; Gupta and Zioupos, 2008).

Considerando el espesor de la cortical tomada en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III izquierdo, se observa que el cuadrante medial presenta un espesor mayor ($1,07 \text{ cm} \pm 0,18$) que los otros tres cuadrantes. Este valor coincide con lo publicado por Hanson et al., (1995) donde el cuadrante de mayor espesor es el medial, éste presentó un valor promedio de $1,3 \text{ cm}$, también coincide con Galán et al., (2002) quienes hicieron estudios en potrillos mestizos criollos y encontraron valores de $1,01 \text{ cm} \pm 0,99$ y $1,08 \text{ cm} \pm 0,15$ derecho e izquierdo respectivamente que concuerda a lo encontrado por Moine et al., (2001) en sus estudios en yeguas mestizas criollas con valores de $1,16 \text{ cm} \pm 0,01$ y $1,16 \text{ cm} \pm 0,02$ para los huesos derecho e izquierdo respectivamente. El mayor espesor del cuadrante medial se debe a la acción de las fuerzas de compresión (Skedros et al., 1996). El aumento del espesor puede ser atribuido a una adaptación de las cargas que aumentan con la velocidad del ejercicio y para contrarrestar las tensiones y fuerzas de compresión (Currey, 1984).

El valor promedio del cuadrante dorsal es de $0,89 \text{ cm} \pm 0,61$, dicho valor es inferior a los observados por Moine et al., (2001) en yeguas mestizas criollas, $0,97 \text{ cm} \pm 0,05$ y $0,96$

cm \pm 0,01 derecho e izquierdo respectivamente; menor a los encontrados por Hanson et al. (1994) cuyos valores fueron de 1 cm y superiores a los observados por Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos cuyos valores fueron: 0,86 cm \pm 0,09 y 0,88 cm \pm 0,10 derecho e izquierdo respectivamente. Probablemente esto se deba a la banda de tensión que experimenta el hueso en el ejercicio, en concordancia con lo expresado por Turner (1998) quien destacó que la banda de tensión es dorsal.

El espesor del cuadrante lateral presento un valor promedio de 0,86 cm \pm 0,12, dicho valor es inferior a los encontrados por Moine et al., (2001) en yeguas mestizas criollas cuyos valores fueron 0,95 cm \pm 0,05 y 0,95 cm \pm 0,05 hueso derecho e izquierdo respectivamente y similares a los reportados por Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos quienes observaron los siguientes valores: 0,87 cm \pm 0,08 y 0,88 cm \pm 0,10 para los huesos derecho e izquierdo respectivamente.

El valor promedio del espesor del cuadrante palmar es el de menor tamaño: 0,57cm \pm 0,10, inferior con lo observado por Moine et al., (2001) en yeguas mestizas criollas cuyos valores fueron 0,61 cm \pm 0,08 y 0,62 cm \pm 0,01 hueso derecho e izquierdo respectivamente, coincidiendo con Hanson et al., (1995), donde el de menor tamaño de los cuadrantes fue el palmar, ellos encontraron valores promedios de 0,7 cm y concuerda con Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos que observaron los siguientes valores: 0,61 cm \pm 0,10 y 0,58 cm \pm 0,10 derecho e izquierdo respectivamente.

Probablemente esto se deba a lo observado por Schryver (1978) y Turner (1998) quienes expresan que el cuadrante palmar es resistente a la compresión.

El test de comparaciones múltiples da un nivel de significación del 0,05 donde las diferencias estadísticamente significativas están entre los cuadrantes dorsal y medial; dorsal y palmar; lateral y medial; lateral y palmar; medial y palmar, no observándose diferencias estadísticamente significativas entre los cuadrantes lateral y dorsal.

La diferencia del espesor de los cuadrantes estaría relacionada con la intensidad de la carga, el tendón del músculo extensor digital lateral sobre el cuadrante lateral y el tendón del músculo extensor digital común sobre el cuadrante dorsal (Bigot et al., 1996). Los cuadrantes medial y lateral del metacarpiano III resultaron más rígidos y cedieron menos a la deformación que el cuadrante dorsal y palmar (Bigot et al.; 1996; Less et al., 1997). Los índices de medición de los espesores corticales son útiles para detectar osteoporosis como lo es el empleo de densitometría ósea (Quiroz-Rothe, 1990).

En este trabajo los valores promedios observados en la superficie de sección de la mitad de la diáfisis del hueso metacarpiano III son para área total: $7,69 \text{ cm}^2 \pm 1,60$; área cortical $6,14 \text{ cm}^2 \pm 1,30$ y área medular $1,54 \text{ cm}^2 \pm 0,48$. Ellos son similares a los publicados por Moine et al. (2001) en su estudio en yeguas, que fueron: $7,98 \text{ cm}^2 \pm 0,77$ y $8,01 \text{ cm}^2 \pm 0,75$; $6,58 \text{ cm}^2 \pm 0,60$ y $6,63 \text{ cm}^2 \pm 0,58$; $1,40 \text{ cm}^2 \pm 0,32$ y $1,37 \text{ cm}^2 \pm 0,31$ para área total, cortical y medular para el metacarpiano III derecho e izquierdo respectivamente, siendo superiores a los encontrados por El Shorafa et al., (1979) en caballos cuyo valor fue para área cortical de: $7,4 \text{ cm}^2$, también son superiores a los encontrados por Nunamaker et al. (1989) donde el área cortical fue $5,6 \text{ cm}^2$ y superiores a los encontrados por Galán et al., (2002) en su estudio en potrillos mestizos criollos cuyos valores fueron: $7,18 \text{ cm}^2 \pm 0,77$ y $7,19 \text{ cm}^2 \pm 0,77$; $5,74 \text{ cm}^2 \pm 0,55$ y $5,56 \text{ cm}^2 \pm 0,51$; $1,42 \text{ cm}^2 \pm 0,37$ y $1,59 \text{ cm}^2 \pm 0,44$ para el hueso derecho e izquierdo respectivamente. Observándose un área total de mayor tamaño que el área cortical. Esta área es mayor que el área de la cavidad medular.

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. A igual que Nunamaker et al., (1989) se encontró que el área cortical aumenta claramente entre 1 y 5 años de edad al igual que el área total. 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. Si bien el área aumenta claramente con la edad y el ejercicio, hay un límite impuesto por el aumento concomitante del momento de inercia en el miembro para cuanto este puede aumentar la masa (Reilly et al., 1997). En los equinos con actividad deportiva los animales con mayor espesor de la región metacarpiana tienen un menor riesgo de fractura. Teniendo en cuenta la alta frecuencia de lesiones óseas, especialmente las grietas del tercer metacarpiano de los animales destinados a actividades deportivas.

Se observó asociación entre área cortical y peso ($r= 0.95$) y área cortical con longitud del hueso ($r= 0.81$), concuerda con lo expresado por Galán et al., (2002) en potrillos mestizos criollos. Se apreció una mayor área cortical en los animales de G1 (dos- cinco años) que en los de G2 (dieciocho meses a dos años) ($P= 0,0054$), al igual que (Skedros et al., 1996) quienes expresan que la edad del animal influye en el tamaño de área cortical. No se observaron diferencias estadísticamente significativas de área cortical entre sexo ($P= 0,29$). El tamaño del área cortical depende linealmente del peso, longitud del hueso y edad de los animales ($P<0001$). La intensidad de la carga a la que está expuesto el hueso condiciona el

crecimiento del espesor de la cortical. En los primeros 5 años de vida hay un crecimiento mayor del área cortical que el crecimiento simultáneo producido en el de área medular.

Los diversos parámetros morfométricos cuantifican entre otras variables el comportamiento biomecánico del tejido óseo, lo que al mismo tiempo está íntimamente ligado a la estructura ósea y contenido mineral.

El prueba mecánica de impacto en este trabajo fue realizado en condiciones de temperatura ambiente constante (23° a 25° C), previo descongelado de las muestras a temperatura ambiente. Reich y Gefen (2006), demostraron que las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular no se ven afectadas por la congelación de -20 ° C hasta un máximo de 100 días. La temperatura es muy importante en el método de ensayo Charpy, ya que a mayor temperatura es mayor la energía para romper el material, y con poca temperatura, el hueso se fractura con poca energía absorbida. A temperaturas elevadas, el material se comporta de manera dúctil con gran deformación y estiramiento antes de romperse. A temperaturas reducidas, el material es frágil y se observa poca deformación en el punto de fractura. La temperatura de transición es aquélla a la cual el material cambia de presentar una fractura dúctil a una frágil (Ortega, 2006).

Los metacarpianos III descongelados, permanecieron envueltos en gasas empapadas en solución salina hasta que se realizaron las pruebas de impacto, para evitar la desecación, que afecta las propiedades biomecánicas de los huesos (Lawrence, 1994, Samuel. et al., 2016). Las propiedades mecánicas del hueso compacto están influenciadas por una serie de factores: hidratación, temperatura, orientación del corte de la muestra.

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 (Hainaut, 1976; Quiroz-Rothe, 1990).

La respuesta del tejido óseo frente a las fuerzas que se aplican sobre su superficie dependerá del tipo de fuerza, del tipo de hueso, así como de la densidad, arquitectura y composición del tejido óseo.

La resistencia promedio del hueso metacarpiano III derecho es de $112,79 \text{ J} \pm 24,59$. Dicho valor es superior a los observados por Fioretti, et al., (2011) en fémur de perros mestizos cuyo valor fue de $6,30 \text{ J} \pm 2,45$. Esto se atribuye a la diferencia de especie, edad, peso, longitud y espesor cortical.

Los resultados de este trabajo, muestran que hay asociación de las variables resistencia con área cortical ($r= 0,82$) y resistencia con área total ($r= 0,81$), la resistencia del hueso depende linealmente del área cortical y del área total ($P < 0,0001$), coincide con Fioretti et al., (2011) quienes expresan que la resistencia del fémur en perros mestizos, depende del área total y cortical, observaron en sus estudios que la resistencia del fémur, presentó un coeficiente de correlación muestral $r = 0,71$ respecto al área cortical y de $0,63$ respecto al área total. Se puede inferir que a medida que aumenta el área cortical aumenta la energía de impacto absorbida. En cambio, un aumento en el área de cavidad medular no necesariamente implica una mayor cantidad de energía absorbida ya que estas variables no se correlacionan. Natali et al., (2008) expresan que en los fémur de perros mestizos en los cuales prevalece el tamaño del área de sección cortical, responden con una mayor resistencia ante la compresión axial, en cambio en los huesos en los cuales prevalece el área de sección total, no necesariamente responden con una mayor resistencia. Concuerta con Bigley et al., (2006) que trabajó con fuerzas compresivas en metacarpianos III equino y observó que la mayor resistencia a la compresión es en equinos con mayor espesor cortical.

Reich & Gefen (2006), quienes realizaron impactos en fémur de pollos y determinaron que el grosor de la cortical y la integridad del hueso trabecular es fundamental para resistir cargas de impacto. El aumento de la corteza se puede atribuir a la adaptación de las cargas de tensión y compresión, lo cual mejoraría la resistencia del hueso frente al impacto Currey (1984). La matriz ósea, junto con el espesor cortical, son los principales responsables de las características que dictaminan la rigidez, la dureza y la resistencia del hueso (Quiroz, Rothe, 1990).

Este trabajo muestra que hay asociación de las variables resistencia con peso ($r= 0,86$) y resistencia con longitud del hueso ($r= 0,81$), la resistencia depende linealmente del peso y longitud del hueso ($P < 0,0001$). En concordancia con Caeiro Rey (2017) quien expresa que la el tamaño del hueso influye en la resistencia del tejido óseo. Además la resistencia depende del sexo, siendo mayor la resistencia en machos que en hembras ($P= 0,0078$), no se observan diferencias estadísticamente significativas en los animales de distintas grupos etarios ($P= 0,62$). En este trabajo no se observa que la edad del caballo influye en la resistencia del tejido

óseo, esto podría deberse al intervalo pequeño de edad de los animales muestreados. Lawrence et al. (1994) quienes expresan que la capacidad del metacarpiano III de equinos 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. No obstante a edad avanzada se asocia con una declinación en la resistencia, rigidez ósea y capacidad del hueso para absorber energía. En los huesos largos la forma del hueso constituye un factor relevante en el funcionamiento biomecánico de los mismos (Wang, 2010). En la osteoporosis debido a la pérdida de espesor de la cortical y la microarquitectura trabecular se produce un deterioro y debilitamiento del tejido óseo lo cual impone mayores cargas fisiológicas en el hueso cortical (Syahrom, 2011; Green, 2011).

Por lo tanto, a una mayor área total se corresponde una mayor área cortical, el espesor cortical del cuadrante medial es mayor que los otros tres cuadrantes; la resistencia ante el impacto en la cara dorsal del hueso metacarpiano III depende linealmente del tamaño de su área cortical, área total, peso, longitud, los huesos provenientes de animales machos presentan una mayor resistencia ante la prueba de impacto; no hay diferencia significativa de resistencia ósea entre los distintos grupos etarios.

La morfología del hueso tiene mucha importancia en la resistencia a la fractura de los huesos (Yeni et al., 1997).

- El cuadrante dorsal del metacarpiano III el lugar de mayor asiento de patologías entre ellas la enfermedad metacarpiana dorsal es por ello que se estudió la histología y contenido de minerales.

Histología

El metacarpiano III es un hueso largo formado por tejido óseo compacto, la cortical está formada por capas: circunferencial externa, osteonal y circunferencial interna. El periostio rodea a la capa circunferencial externa y el endostio está en contacto con la capa circunferencial interna.

El periostio que rodea la corteza ósea presenta células formadoras de tejido óseo, a partir del cual se produce un crecimiento oposicional del hueso. El aumento de diámetro de un

hueso se debe en su mayor parte a una función de deposición del tejido periosteal (Enlow, 1996) y las fuerzas de compresión y de torsión que actúan en el hueso y dan como resultado un espesamiento de las paredes (Stover, 2001).

La formación de un nuevo hueso periosteal, es estimulado por los daños que se producen en la corteza asociados con el ejercicio resultando una modelación del hueso, que consiste en la expansión de la corteza dorso-medial (Currey, 1984).

El hueso, es un tejido dinámico, sufre una serie de procesos que se suceden cíclicamente y son de crecimiento, modelado, remodelado y reparación (Frost, 1964). El tejido óseo formado parece ser dependiente de la clase de crecimiento óseo aposicional y de los procesos de remodelación y modelación (Stover et al., 1992).

En el presente trabajo se observa en el G1 un activo crecimiento de la corteza, abundante tejido osteonal primario y canales de Volkmann. Pocos osteones secundarios y cavidades de resorción ubicados en la unión del tercio externo con el tercio medio, que da indicio del comienzo de la actividad de remodelación, una circunferencial interna irregular. Se observa crecimiento por aposición. Este tipo de citoarquitectura ósea fue observada por Moine et al., (2001) en yeguas mestizas criollas y por Stover et al., (1992) en equinos.

Los osteones primarios no están rodeados por una línea de cementación. Esto concuerda con lo observado por Currey, (1984) y Enlow, (1996), Moine et al., (2001) la ausencia de la línea de cementación en los osteones primarios.

Moine et al., (2001) observaron que los osteones primarios de origen perióstico poseen capas concéntricas que se engloban y son atravesadas por fibras colágenas, lo que no ocurre en los osteones de reemplazo. Al igual que Stover, et al., (1992) quienes hicieron sus estudios también en equinos encontraron, que las fibras de colágeno atraviesan las capas de los osteones primarios.

La escases de osteones secundarios y la orientación de las fibras de colágeno estarían relacionadas con la incidencia a las fracturas en los animales de dos años Moine et al., 2001. Stover, et al., (1992) expresan que los huesos provenientes de equinos menores de dos años podrían ser más susceptibles a fatiga por la baja proporción de fibras colágenas orientadas circunferencialmente y menos osteones secundarios.

El G2 se caracteriza por la presentación de una capa circunferencial externa bien organizada sin osteones primarios inmersos entre las capas. Coincide con lo observado en

caballos pony por Lepage, et al., (1996) quienes destacan la presencia también de una capa circunferencial externa organizada en animales de 3 años.

Se observa en este trabajo abundantes osteones secundarios y cavidades de resorción. Los osteoclastos están dentro de las cavidades de Howship, las lagunas se continúan unas con otras como un espacio de resorción. La cantidad de osteoclastos puede correlacionarse con la edad y actividad de remodelación (Lepage, et al., 1996). Los bordes serrados de las lagunas de Howship son prueba de que el hueso se está remodelando, disminución de la velocidad de crecimiento y se observa una importante actividad de remodelación.

El remodelado es, en particular el fenómeno dinámico mediante el cual el tejido óseo es activamente reabsorbido y reemplazado por tejido nuevo durante toda la vida del individuo. La geometría ósea, que traduce la macroarquitectura otorga importantes propiedades biomecánicas al hueso. Dependiente del proceso de modelado y remodelado (Kolin Witting, et al., 2016).

La resorción y formación de hueso (remodelación), destruye osteones formados con anterioridad para construir osteones nuevos y producir residuos de hueso osteonal y circunferencial que en conjunto forma el hueso intersticial.

El proceso de remodelación permite la resorción y el reemplazo de porciones microscópicas de hueso sin que se altere el volumen. La esencia radica en lograr el recambio sin alterar la estructura ni la capacidad fisiológica de las unidades esqueléticas individuales, cuando la tensión es continua produce microfracturas (Nunamaker, 1989).

Los osteones secundarios observados son de mayor diámetro que los osteones primarios, y se observaron más brillantes con luz polarizada que los osteones primarios, estos osteones se observaron rodeados de una línea de cementación. El tejido intersticial se observaron de manera entrelazada entre los osteones primarios y secundarios y paralelo entre las filas.

En coincidencia con lo observado por (Stover, et al., 1992) en equinos de más de dos años quienes observaron que la presencia de osteones secundarios borra la arquitectura cortical primaria de los anillos óseos de fibras entrelazadas.

El brillo de los osteones secundarios se debe a la disposición alternante de las distintas capas de fibras de colágeno que lo componen, además poseen una línea de cementación formada por mucopolisacáridos ácidos que los circunscriben Lepage, et al., (1996). Stover, et al., (1992) y Martín et al., (1996) Moine et al., (2001), observaron que los osteones

secundarios son más refringentes, por la mayor proporción de fibras colágenas orientadas circunferencialmente.

La línea reversible que se observa rodeando los osteones secundarios constituye el límite periférico de eliminación de hueso y la superficie sobre la cual los osteoblastos depositan hueso nuevo una vez que dicha región termina la osteoclasia (Banks, 1996).

Muchos estímulos producen la actividad remodeladora entre ellos el aumento de la tensión biomecánica sobre el hueso que requiere reposición y reorientación de osteones, así mismo, tales tensiones pueden inducir al reemplazo de osteones primarios y laminillas circunferenciales óseas, por osteones secundarios (Stover, 2001). El modelado y remodelado induce cambios significativos en las propiedades mecánicas del hueso (Witting, N. et al., 2016).

Cuando se producen sobreesfuerzos por trabajo excesivo o por sobreentrenamiento se produce la remodelación en respuesta, si persiste el estímulo se producen microfracturas (Hanson, et al., 1994).

El hueso compacto es capaz de resistir a una deformación considerable y después recuperarse, las lamelas y osteones al principio se golpean unas con otras, si se dobla demasiado aparecen grietas en ángulo recto que luego se extienden hasta convertirse en fracturas, la mayoría están causadas por exceso de flexión, el lado menos extensible a la presión falla primero y esto explica porque el hueso compacto es resistente a la compresión (Really, et al., 1997) (Mirzzali, et al., 2015).

Las microfracturas absorben energía que pueden contribuir a la propagación de fracturas mayores junto con la línea de cementación de los osteones secundarios. La cantidad de microfractura se relaciona con el impacto de la fuerza y por la energía absorbida (Really, et al., 1997).

En el tercio interno los osteones primarios disminuyen y aumentan los osteones secundarios y las cavidades de resorción. Los osteones primarios se encontraron más desordenados que en el tercio externo y medio. En relación a la cavidad medular se observó una capa circunferencial interna bien desarrollada, el borde de la cavidad medular irregular comenzó a uniformarse.

En concordancia con lo observado por (Stover, et al., 1992) los huesos provenientes de caballos mayores de 4 años tienen varias generaciones de osteones secundarios, cavidades de

resorción, osteones primarios sustituidos parcialmente que las observadas en huesos provenientes de caballos más jóvenes.

A lo largo de cuatro años, en el tejido óseo del metacarpiano III del equino se producen importantes cambios microscópicos; observándose osteones secundarios en los tres tercios de los animales adultos lo que pone de manifiesto la intensa remodelación del hueso, quedando un hueso maduro para las actividades tanto de deporte como de trabajo.

El hueso es un tejido dinámico que experimenta ajustes continuos de su masa y la arquitectura, que resulta de estímulo mecánico impulsado por actividades físicas (Kemper et al., 2002). Sin embargo, durante el entrenamiento de atletas de los animales, la sobrecarga de los huesos puede dar lugar a la aparición de defectos microscópicos y microfracturas de acumulación. En estos casos, hay un aumento temporal de la porosidad, ya que no es la movilización de las reservas para la curación del hueso, lo que puede conducir a un debilitamiento de los huesos y aumenta el riesgo de fractura (Danova et al., 2003).

La enfermedad metacarpiana dorsal comprende la cortical dorsal del tercer metacarpiano y es una mala interacción entre los aspectos biológicos de la modelación y la remodelación del hueso, combinada con los aspectos mecánicos de la fatiga y el deslizamiento.

La superposición del entrenamiento y trabajos duros durante el crecimiento y el desarrollo del esqueleto, parecen tener incidencia en el desarrollo de la enfermedad metacarpiana dorsal. A medida que la fatiga ósea progresa, el hueso pierde rigidez aumentando las deformaciones que ocurren sobre su superficie ante una determinada carga. Esto hace que el hueso continúe sus esfuerzos para agregar nuevo tejido óseo (modelación) que aumenta las propiedades inerciales. Una vez que el hueso sobrepasa su límite para la formación del hueso laminar normal, comienza la formación de hueso en fibra. Este nuevo hueso perióstico es el primer signo radiográfico de la sobrecaña. Aunque los clínicos consideran este nuevo hueso perióstico anormal, es importante recordar que es una respuesta normal del hueso a las cargas que exceden la capacidad del hueso laminar normal (Colahan et al., 1998).

El cuadro histológico indica que es un área de intensa remodelación. La remodelación ósea se encuentra desviada de lo normal, el hueso está soportando cargas y se modela sobre su superficie externa, de esta forma la cortical acumularía fatiga cíclica.

El hueso también puede entrar en un período de aumento de la activación para la remodelación debido al momento de la resolución de la formación del nuevo hueso perióstico asociado con la enfermedad metacarpiana dorsal. El hueso podría convertirse en más poroso de lo normal quedando la estructura sujeta a la fatiga cíclica por alto estrés. El último esfuerzo previo a la fractura depende de su geometría y del contenido de minerales (Mc Clure, et al. 1994). Desde el punto de vista macroestructural dos son los factores determinantes de la resistencia ósea: la morfología y la proporción de los diferentes subtipos tisulares óseos que lo componen (Caeiro, J. et al., 2013). El tipo de tejido osteonal influye en la resistencia a la tensión y compresión (Mirzzali, et al., 2015).

Al observar la microestructura de la corteza dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III en caballos jóvenes, esta presenta variabilidad entre los tercios del cuadrante dorsal y en los distintos grupos etarios no observándose diferencia entre los distintos sexos. Los individuos con más remodelación ósea resistieron menos al impacto.

Minerales

En este trabajo los valores promedios encontrados de calcio y fósforo en el cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III son de Ca=28,23, P=15,67, dichos valores son inferiores a los encontrados por Moine et al., (2001) en yeguas mestizas con criollo Ca=44,54, P=32,99. Cooper et al., (1998) encontraron en caballos valores inferiores Ca=42,4 P=14,7 al igual que El Shorafa et al., (1979) en caballos de 1-33 años encontraron valores promedios de Ca=35, P=14. Las diferencias pueden atribuirse al sexo, alimentación, remodelación, actividad, factores hormonales y manejo (Porr, et al., 1998). Además Reichman P, (2004), menciona la edad y Cornelissen et al., (1999) el ejercicio, como variables que influye en el contenido mineral.

Existen diferencias estadísticamente significativas entre los porcentajes de calcio de los tres tercios del cuadrante dorsal con un ($P = 0,49$). El test de comparaciones múltiple de Tukey da un nivel de significación del 0,05, se observa que los tercios medio e interno no presentaron diferencias estadísticamente significativas; en cambio diferencias estadísticamente significativas se observaron entre los porcentajes de calcio del tercio medio y externo, y entre el tercio interno y externo.

Se observan diferencias estadísticamente significativas entre los porcentajes de fósforo de los tres tercios del cuadrante dorsal con un $P < 0,0001$. El test de comparaciones múltiple de Tukey da un nivel de significación del 0,05, muestra diferencias estadísticamente

significativas del porcentaje de fósforo entre los tercios ($P= 0,0044$). Los tercios medio e interno no presentaron diferencias estadísticamente significativas; en cambio diferencias estadísticamente significativas se observaron entre los porcentajes de fosforo del tercio medio y externo, y entre el tercio interno y externo. Esto estaría relacionado con el lugar por donde pasan las mayores líneas de fuerzas (Currey, 1988). Los resultados anteriores coinciden con Bigot, et al., (1996) quienes expresan que el contenido de calcio y fósforo varía dentro de un mismo cuadrante. A diferencia de Skedros et al., (1998) quienes registraron valores de minerales superiores en el tercio externo y medio. Al igual que Moine et al., (2001) encontraron en yeguas mestizas con criollo valores mayores de calcio y fósforo en el tercio medio y externo del cuadrante dorsal.

Las distintas cantidades de calcio y fósforo influirían en la tensión del cuadrante dorsal, debido a que la capacidad de resistir tensión estaría relacionada con el contenido de minerales (Lawrence, et al. 1994) y el cuadrante dorsal es resistente a la tensión (Turner, et al., 1998).

Se observó asociación entre las variables área cortical y calcio ($r= 0.96$) y área cortical y fósforo de ($r= 0.97$). El área cortical depende linealmente del contenido de calcio y de fósforo del hueso ($P<0,0001$) se observa que a medida que aumenta el área cortical aumenta el contenido de calcio y el fósforo del hueso. En concordancia con Moine et al, (2001) quienes encontraron en yegua, correlación positiva entre área cortical y minerales (Ca y P). Se areció asociación entre las variables peso del hueso y calcio ($r= 0.96$), peso del hueso y fósforo ($r= 0.97$). Al igual que Currey, (1984) observó asociación entre peso del hueso y contenido mineral. Además se observó asociación entre resistencia y calcio ($r= 0.95$) y entre resistencia y fósforo ($r= 0.98$). Caeiro Rey, (2017) observó que la mineralización osteonal es responsable, de la resistencia ósea y de la velocidad de transmisión de la energía necesaria para fracturar un hueso.

De los resultados se infiere que a medida que aumenta el área cortical y peso del hueso aumentan los valores de fósforo y de calcio; el tercio interno y medio tienen mayor porcentaje de fósforo y calcio que el tercio externo. A medida que aumentan los valores de calcio y fósforo aumenta la resistencia al impacto. La densidad mineral ósea influye en la resistencia a la fractura (Toth, et al., 2014).

Generalmente, el caballo experimenta un período de tiempo en el que el hueso se desmineraliza y después comienza a remineralizarse nuevamente, al terminar este proceso el

hueso es más grande, más denso y con mayor capacidad de soportar la tensión y presión ejercida durante el proceso de entrenamiento. Este proceso de cambio de forma y tamaño de los huesos, se ve comprometido por el inicio del entrenamiento; la curva de densidad ósea comienza a disminuir en los primeros días, evidenciándose su máxima pérdida de densidad un poco antes de los días 45 a 75, precisamente donde comienza el entrenamiento de velocidad resultando un hueso más poroso con poca resistencia a la presión, razón por la cual queda más predispuesto a sufrir lesiones (Chamberlain, 2005).

El hueso también puede entrar en un período de aumento de la activación para la remodelación, debido al momento de la resolución de la formación del nuevo hueso perióstico asociado con el metacarpiano III. Si esto es así, el hueso podría convertirse en más poroso de lo normal, quedando la estructura sujeta a la fatiga cíclica por alto estrés (Nunamaker, 1998). El contenido mineral del hueso puede sufrir variaciones según la edad, el sexo, la composición de la dieta, la estimulación mecánica y el grado de remodelación ósea (Uhlorn, 2000).

El grado de mineralización del tejido óseo es importante ya que las características mecánicas del hueso son muy sensibles a su contenido Lawrence et al., (1994). Currey, (1988) demostró que el modulo elástico del hueso cortical aumenta con la cuenta de energía del contenido de calcio y fósforo. La forma más lábil del calcio se encuentra en las osteonas que se han formado recientemente y no están del todo mineralizadas, y son por lo tanto las más sensibles a las variaciones iónicas (Wang, et al., 2016). La remodelación continua del esqueleto del adulto, proporciona una reserva de osteonas jóvenes que pueden responder a los mecanismos de regulación homeostática. Por otro lado, las osteonas maduras, tienen una función mecánica más importante, en lugar de la función metabólica de la que se encargan las osteonas jóvenes, principalmente Fawcett, (1995).

La morfología del hueso tiene mucha importancia en la resistencia a la fractura de los huesos (Yeni et al., 1997). La relación entre las propiedades estructurales, las propiedades materiales y el comportamiento mecánico del hueso ayuda a entender el comportamiento del hueso sometido a constantes cargas fisiológicas, identifica las áreas más susceptibles a la fractura y permite predecir los efectos de distintas patologías y de los tratamientos de las mismas en la resistencia del hueso (Guedes, et al. 2013).

La respuesta del tejido óseo frente a las fuerzas que se aplican sobre su superficie dependerá del tipo de fuerza, del tipo del hueso, contenido de minerales como así también la morfometría, citoarquitectura y composición del tejido óseo.

En concordancia con lo expresado por Syahrom (2011) quien dice que el funcionamiento biomecánico de los huesos largos está condicionado por factores claves, tales como: tamaño y forma del hueso, condiciones de carga y propiedades del material. Nosotros decimos que hay una estrecha relación entre los parámetros morfológicos del hueso y sus propiedades mecánicas. Caeiro Rey (2017) expresa que son factor determinantes la forma, tamaño, geometría del hueso, microarquitectura, grosor cortical, morfología y disposición espacial de los conductos de Havers y lamelas intersticiales y minerales en la resistencia ósea.

Para Gupta and Zioupos (2008), el rendimiento mecánico del hueso es de vital importancia para la calidad de vida. La integridad estructural de los huesos, su estructura jerárquica, organización y constitución físico-química, influyen en su capacidad para soportar cargas.

CONCLUSIONES

- Las propiedades morfométricas del hueso metacarpiano III tienen influencia en la resistencia al impacto, de ellas el área cortical en la parte media de la diáfisis del hueso tiene un rol importante, a medida que aumenta el área cortical aumenta la resistencia ante el impacto.
- Las estructuras microscópicas, del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III tiene influencia en la resistencia al impacto, el tejido osteonal maduro resiste más al impacto.
- El contenido de minerales del cuadrante dorsal en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III tiene influencia en la resistencia al impacto, los huesos más mineralizados resisten más al impacto.
- Los machos resisten más al impacto que las hembras.
- Tras las pruebas de resistencia ante un impacto en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III de equinos, se infiere que a medida que aumenta el área cortical, el área total, peso y longitud del hueso; la abundancia de osteones secundarios y la menor remodelación ósea, aumenta la energía absorbida del hueso. En este mismo sentido, existe influencia de sexo, el hueso de macho resiste más que el de hembra. Los huesos más mineralizados resisten más el impacto.
- La resistencia ósea es resultado, por lo tanto, de la integración de: macroestructura, microestructura, contenidos de calcio y fósforo, sexo variables todas ellas dependientes a su vez del proceso de remodelación ósea. Cada uno de estos determinantes ayudarían, en conjunto, a establecer un hueso sano y biomecánicamente competente, mientras que sus alteraciones serían responsables del desarrollo de osteopatías fragilizantes, proceso que incrementa el riesgo de fracaso biomecánico del mismo. Por tanto, el conocimiento de estos factores, permiten a los profesionales de la medicina veterinaria poder diagnosticar precozmente, tratar y hacer un seguimiento más preciso de todos los pacientes con este tipo de enfermedades, cuyo mayor exponente, la enfermedad metacarpiana dorsal y las fracturas a ella asociadas.

CAPÍTULO 6:
BIBLIOGRAFÍA

ADAMS, D. 1987: Lameness in horse. Edit. Lea and Febiger.18-21, 596-599, 612-614.

AGUERA, E. Y SANDOVAL, J. 1999. Anatomía aplicada del caballo. Segunda edición. Harcourt Brace. España. 113-121.Ane-caballos.blogspot.com.

ALEXANDER, J. 1985. Leonard Orthopedic surgery of the dog and cat. Ed. W.B. Saunders Company. Phyladelphia. 3° edición. Cap .7 y 8. Pág. 49-99.

ASSUNCAO, F. 1996. El caballo criollo. Segunda edición. Emecé, Bs. As. Argentina.

BAYLISS, L.; MAHONEY, D.; PAUL MONK. P. 2012. Normal bone physiology, remodelling and its hormonal regulation. Surgery. 30, Issue 2, Pág. 47-53.

BANKS, W. J. 1996: Histología Veterinaria Aplicada. Segunda Edición. Editorial. El Manual Moderno. México.161-209.

BARONE, R. 1986: Anatomía Comparada de los Animales Domésticos. Tomo1. Osteología. París. Vigot. 57-63.

BARONE, R. et SIMOES, P. 2010: Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques. Tome 1 Osteologie. París, Vigot.

BARTEL, D.; SCHIRYVER, H.; LOWE, J. and PARKER, R. 1978: Locomotion in the horse: A Producer for computing the internal forces in the digit. American Journal Vererinary Research. 1721-1727.

BERTONE, A. 2004. Parte IV: El metacarpo y el metatarso. **In:** Stashak, T. Adams: Claudicaciones en Equinos. 5ª Edición. Inter-médica. Buenos Aires. Argentina. 857 - 879.

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. Med. Eng. Phys. 18(1). 79-87.

BIGLEY, R.; GRIFFIN L.; CHRISTENSEN L.;VANDENBOSCH R. 2006. Osteon

interfacial strength and histomorphometry of equine cortical bone. *Journal of Biomechanics*. 39. 1629-1640.

CAEIRO REY, J.; DAPÍA ROBLEDA, S.; VAQUERO CERVINO, E.; ROCA RUIZ L.; BLANCO RAMOS M. 2013. Factores determinantes de la resistencia ósea. Cirugía ortopédica y traumatología. Complejo hospitalario de ourense. Orense.

CAEIRO REY, J. 2017. Alteraciones estructurales y biomecánicas en la patología de la resistencia ósea de la investigación a la clínica . 14(4):26.

CAMARGO O.; MARTINS, P.; ANDRADE, M.; DURAN, C.; CROCI, A.; LEIVAS, T.; PEREIRA, C. and NETO, R. 2002. Comparative analysis of dog femur resistance after receiving circular and square holes. *Acta Ortop. Bras.* 10 (2): 41.

CORNELISSEN BP¹, VAN WEEREN PR, EDERVEEN AG, BARNEVELD A. 1999. Influence of exercise on bone mineral density of immature cortical and trabecular bone of the equine metacarpus and proximal sesamoid bone. *Equine Vet J Suppl.* ;(31):79-85.

LEIVAS, T.; PEREIRA, C. and NETO, R. 2002. Comparative analysis of dog femur resistance after receiving circular and square holes. *Acta Ortop. Bras.*10 (2): 41.

CHAMBERLAIN, R. 2005. Alimentación forma y función.] <<http://www.aqha.com/magazines/aqhrj/content/05jan/alimentacionformafuncion.pdf>.[Consulta: 31-05-10].

COOPER, S.; TOPLIFF, D.; FREEMAN, D.; COLLIER, M. and BALCH, O. 1998. Evaluation of bone mineral content in equine cadavers and pregnant mares. *Animal Science Research Report*. 125-131.

CURREY, J. 1984. The mechanical properties of materials and the structure of bone. In: *The mechanical Adaptation of Bone*. University Press Princeton. 3-37.

CURREY, J. 1998. The mechanical properties of vertebrate hard tissue. *Proc. Instn. Mech.* 339-410.

CURREY, J. 1999. The designed of mineralised hard tissue mechanical function. The journal of experimental biology. 3283-3294.

CURREY, J.; BREAR, K.; ZIOUPOS, P. 1996. The effects of agein and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora. Journal of Biomechanics. 29 (2) 257-260.

CURTIS, H. and SUE BARNES, N. 1989. Biología. Quinta edición, Médica Panamericana. Bs. As., Argentina. 1033:1035.

DELLMANN, H. 1993. Histología Veterinaria. Segunda edición. Editorial. Médica Panamericana S. 10-14.

DYCE, K. M., SACK, W. O., and WESING, C. J. G., 1998: Anatomía Veterinaria. Primera edición. Editorial. Acribia, Zaragoza. 8-14.

DYCE, K.; SACK, W. AND WENSING, C. 2002. Anatomía Veterinaria. 2º edición. Editorial Mc Graw –Hill Interamericana.

EL SHORAF, W.; FEASTER, J. and OTT, E. 1979: Horse metacarpal bone: age, ash content, cortical area and failure stress interrelationships. Journal of Animal Sci. 49:979-982.

ENLOW, D. H. 1996. An evaluation of the use of histology in forensic medicine and anthropology. In studies on the anatomy and function of bone and joints. Springer. New York. 93:112.

EVANS, G.; BEHIRI, J.; VAUGHAN, L. AND BONFIELD, W. 1992. The response of equine cortical bone to loading at strain rates experienced in vivo by the galloping horse. J. Equine Vet. 24:125-128.

EVANS F. 1973. Mechanical Properties of bone. Illinois: Charles C. Thomas Springfield.

EVANS, F. AND LEBOW, M. 1951. Regional differences in some physical properties of the human femur. J. Appl Physiol. 563-72.

FIORETTI, C.; NATALI, J.; GALÁN, A.; RIVERA, M.; MOINE,R.; VARELA, P.; VARELA, M.; BONINO, F.; QUINTEROS, R. 2011. Características Mecánicas Dinámicas del Fémur Aislado de Perro, Sometido Prueba de Impacto. Revista International Journal of Morphology. Chile. Vol. 29. 716:722.

FITZGERALD, R.; KAUFER, H.; MALKANI, A. 2004. Ortopedia. Panamericana.

GALÁN, A. M.; RIVERA, M. C.; MOINE, R.; FERRARIS, G.; GIGENA, M. S. & NATALI, J. 2002. Propiedades morfométricas del metacarpiano III de potrillos mestizos. Rev. Chil. Anat., 20(3):285-290.

GETTY, R., 1982: Anatomía de los animales domésticos. Quinta edición. Editorial. Salvat. S.A. Barcelona. España. 22-28, 55-95,307-332.

GIES, A. AND CARTER D. 1982. Experimental determination of whole long bone sectional properties. J. Biomech. 15:297-303.

GLADE, M.; BELLING, T. 1984. Growth plate cartilage metabolism, morphology and biomechanical composition in over and underfed horses. Growth. 48: 473.

GONZÁLEZ ARIAS, A.; PALAZON, A. 1969: Ensayos industriales de materiales, combustibles y lubricantes. Capítulo 8: Choque. Ed. Ediciones Litenia. Bs. As. Pág. 211-226.

GREEN, J.; WANG, J.; DIAB, T.; VIDA KOVIC, B.; GULDBERG, R. 2011. Age-related differences in the morphology of microdamage propagation in trabecular bone. J. Biomech. 44 (15):2659-66.

GUEDE, D.; GONZÁLEZ, P.; CAEIRO, J. 2013. Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. Rev Osteoporos Metab Miner. 5;1:43-50.

GUPTA, H. and ZIOUPOS P. 2008. Fracture of bone tissue: The ‘hows’ and the ‘whys’. Medical Engineering Physics. 30: 1209-1226.

HAINAUT, K. 1976. Introducción a la Biomecánica. 2ª edición. Editorial Gims. Barcelona.

HADJIDAKIS DJ¹, ANDROULAKIS II. 2006. Bone remodeling. *Ann N Y Acad Sci.* Dec; 1092:385-96.

HANSON, P. and MARKEL M. 1994. Radiographic geometric variation of equine long bones. *Am. J. Vet. Res.* 55(9): 1220-1227.

HANSON, P.; MARKEL. M. D. and RAY VANDERBY, J. 1995. Diaphysal structural properties of equine long bones. *Am. J. Vet. Res.* 56(2): 233-240.

HIB, J. 2001. *Histología de Difiore Texto y Atlas.* Primera edición. Editorial. El Ateneo. 54-76.

ISO 10350-1. 1997. Normas para el método de ensayo Charpy, acorde a ISO 179-2:1997 *Plastics - Determination of Charpy impact properties - Part 2: Instrumented impact test* International Organization for Standardization. 1: 1-17.

JEFFCOTT, L. 1988. Bone quality in horses. *J. Br. Vet.* 144:1-3.

KINI U, NANDEEHS BN. 2012. *Physiology of Bone Formation, Remodeling, and Metabolism.* En: Fogelman et al. (eds.), *Radionuclide and Hybrid Bone Imaging*, 29. Berlin: ©Springer-Verlag Berlin Heidelberg; pp. 29-57.

KØLLN WITTIG, N.; LINNEA, F.; ELHOLM, M.; LAUGESEN, M.; BRUEL. A.; SKOVHUS J.; BIRKEDAL H. 2016. Organ and tissue level properties are more sensitive to age than osteocyte lacunar characteristics in rat cortical bone. *Elsevier.* Pages 28–34

KÖNIG, H; LIEBICH, H. 2005. *Anatomía de los Animales Domésticos.* Tomo 1, 2ª edición. España, Editorial Médica Panamericana.

LAWRENCE, L.; OTT, E.; MILLER, G.; POULOS, P.; PIOTROWSKI, G. AND ASQUITH, R. 1994. The mechanical properties of equine third metacarpals as affected by age. *J. Anim. Sci.* 72:2617-2623.

LATORRE R., VAZQUEZ J., GIL F, RAMIREZ G., LÓPEZ-ALBORS O., ORENES M., MARTÍNEZ-GOMARIZ F. (2001). Teaching Anatomy of the Distal Equine Thoracic Limb with Plastinated Slices. *J. International Soc. For Plastination*. 16: 23-41.

LAWRENSE, L.; OTT, E.; MILLER, G.; PAULOS P.; PIOTROWSKI, G. and ASQUITH, R. 1994. The mechanical properties of equine third metacarpals as affected by age. *Journal Animal Sci.* 72(10): 2617- 2623.

LEQUIRE, E. 2004. «No Grass, No Horse". *The Horse*, online edition. Consultado el 08-06-2009.

LES, C.; STOVER S.; KAYAK, J.; TAYLOR, K. AND 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.

LITTLE, N.; ROGERS, B.; FLANERY, M. 2011. Bone formation, remodelling and healing. *Surgery*. 29. Issue: 4. Pág. 141-145.

LOVARIDGE, N. 1999. Bone more than a stick. *American Society of Animal Science and American Dairy Science Association*.190-196.

MARK, D.; MILLER, M. 1996. *Ortopedia y traumatología*. Elsevier. ISBN: 9788480864770. 788.

MCCORMACK, J.; STOVER S.; GIBELING, J.; FYHRIE, D. 2012. Effects of mineral content on the fracture properties of equine cortical bone in double-notched beams. *Journal Bone*. Volum50, Issue 6 1275–1280.

MESEGUER OLMO, L. 1996. Estudio de la respuesta ósea del compuesto b-fosfato tricalcico-colageno en la reconstrucción de defectos óseos. Modelo experimental en conejos. Ediciones de la Universidad de Murcia. ISBN 10: 8476847157 ISBN 13: 9788476847152.

MILLS, S. 2007. *Histology for patohologists*. Lippincott W and Wilkins.

MIRZAALI, M.; BURKI, A.; SCHWIEDRZIK, J.; ZYSSET, P.; WOLFRAMN, U. 2015. Continuum damage interactions between tension and compression in osteonal bone. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 49. 355-369.

MOINE, R.; RIVERA, M.; 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. *Arch. Med. Vet.* XXXIII. N°1. 63:68.

MOINE, R.; RIVERA, M.; FERRARIS, G.; NATALI, J.; GALÁN, A.; GIGENA, M.; BAROTTO, O.; VIVAS, S. 2001. Descripción histológica de la cortical dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III en yeguas mestiza. *Revista Chilena de Anatomía.* 19(1)39:43.

MOINE, R.; RIVERA, M.; GALAN, A.; GIGENA, M.; NATALI, J.; FERRARIS, G. 2004. Morfometría de la corteza del hueso metacarpiano III en las partes proximal y distal de la diáfisis en potrillos mestizo con criollo. *Int. J. Morphol.* 22(1): 19-23.

NATALI, J.; WHEELER, J.; 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.* 26(4): 791-797.

NICKEL, R.; SCHUMMER, A. and SEIFERLE, E. 1981. The anatomy of the domestic animals. Editorial. Paul Parey. Vol. III.

NIELSEN, R.; POTTER, G.; GREENE, L.; MORRIS, E.; MURRAYGERZIK, M.; SMITH, W. and MARTIN, M. 1998. Response of Young Horse in Training to Varying Concentration of Dietary Calcium and Phosphorus. Vol. 18. 397-404.

NIXON, A. 2008. Repairing complicated of third metacarpal and third metatarsal condylar fractures. **In:** XIV SIVE/FEEVA Congress. Venice, Italy. SIVE – FEEVA.152 – 158.

NORWOOD, G.1978. The buckedshin complex in thoroughbreds. Am. Assoc. Of Equine Practitioners. 24: 319-336.

NUNAMAKER, D.; BUTTERWERCK, D. AND PROVOST, M. 1989. Some geometric of third metacarpal bone: a comparision between the thoroughbred and standardbred racehorces. Journal of Veterinary Research, 22(2): 129-134.

NUNAMAKER, D.; BUTTERWERCK, D. AND BLACK, J. 1991. In vitro comparision thoroughbred and standardbred racehorces with regard to local fatigue failure of third metacarpal bone. Journal of Biomechanics. 52(1): 97-100.

NUNAMAKER, D. 1998. Fracturas del tercer Metatarsiano/metacarpiano. **In:** Colahan, P; Mayhew, I; Merritt, A; Moore, J; Medicina y Cirugía Equina. 4^a Edición. Inter-Médica. Buenos Aires, Argentina. V (2): 1298 – 1302.

NUNAMAKER, D. 2002. On Bucked Shins. AAEP Proceedings. V. (48): 76 - 89.

NUNAMAKER, D. and PROVOST, M. 1990: Fatige fractures in thoroughbreed racehorses: relationships with age, peak bone strain, and training. J. Orthop. Res. 8(4): 604-611.

ORTEGA, Y. 2006. Prueba de impacto: ensayo Charpy. Revista Mexicana de Física. 52(1): 51-57.

PORR, C.; KRONFELD, D.; LAWRENSE, L.; PLEASANT, R. and HARRIS, P. 1998. Deconditioning reduces mineral content of the third metacarpal bone in horses. American Society of Animal Science. 76:1875-1879.

QUIROZ-ROTHE, E. 1990. Determinación de los módulos de compresión, flexión, torsión y elongación en los terceros metacarpianos de caballos. Tesis de Licenciatura, Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia, Universidad Nacional Autónoma de México.

QUIROZ ROTHE, E. 2002. Relación exvivo de los módulos biomecánicos. Con la calidad ósea del metacarpiano II del equino. Universidad de Córdoba España. 1-15.

REICH, T. and GEFEN, A. 2006. Effect of trabecular bone loss on cortical strain rate during impact in an in Vitro model of avian femur. Biomedical Engineering On-line. 5 (1): 45-54.

REICHMANN, P.; MOURE, M.; REMIGLIO, H. 2004. Bone mineral content of the third metacarpal bone in Quarter Horse foals from birth to one year of age. *Journal of Equine Veterinary Science*. Volume 24, Issue 9. Pag.391–396

REILLY, G.; CURREY, J. AND GOODSHIP, A. 1997. Exercise of young thoroughbred horses increases impact strength of the third metacarpal bone. *Journal of Orthopaedic Research*. 15: 862-868.

REILLY, D. AND BURNSTEIN, A. 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech*. 8: 393-405.

REINA, N.; LAFFOSSE, J. 2014. Biomecánica del hueso: aplicación al tratamiento y a la consolidación de las fracturas. *Aparato locomotor. Elsevier Masson SAS*.47. 3. Pages 1-17.

RICHARDSON, D. 2006. Metacarpal and Metatarsal Bones. **In:** *Equine Surgery*. 3ª Edición. Elsevier. 1238 – 1253.

ROCHA LB¹, GOISSIS G, ROSSI MA. 2002. Biocompatibility of anionic collagen matrix as scaffold for bone healing. *Biomaterials*. 2002 Jan;23(2):449-56.

ROUSH, J. 2003. En Roberto Rodríguez Ricco, MVZ. *Biomecánica. Formación continua. Traumatología y Ortopedia*. Pág.42-43.

SANDOVAL J. 1998. *Tratado de Anatomía Veterinaria. Tomo II: Aparato locomotor*. Ed: Imprenta Sorles. Valdelafuente. 89-155.

MOINE, R.; RIVERA, M.; GALAN, A.; GIGENA, M.; NATALI, J.; FERRARIS, G. 2004. Morfometría de la corteza del hueso metacarpiano III en las partes proximal y distal de la diáfisis en potrillos mestizo con criollo. *Int. J. Morphol*. 22(1): 19-23.

SALVI, M. 2010. Afecciones óseas. Curso de posgrado, en el marco de la Maestría en Anatomía y Fisiología Veterinaria.

SCHALLER, O. 1992. *Nomenclatura Anatómica Veterinaria Ilustrada*. Edit. Acribia.

SCHRYVER, H. F. 1978. Bending properties of cortical bone of the horse. *Am. Journal of Veterinary Reserch.* 39(1): 25-28.

SKEDROS, J.; MASON M.; NELSON, M. AND BLOEBAUM, R. 1996. Evidence of structural and material adaptation to specific strain features in cortical bone. *The Anatomical Record.* 246: 47-63.

SMITH, G. K. Biomechanics Pertinent to Fracture Etiology. 1985. Reduction, and fixation. In: Newton, CH. A.; Nunamaker, D. M. & Lippincott, C. *Textbook of Small Animal Orthopaedics.* Philadelphia, Lippincott. 195-230.

SOUTHWOOD, L. and MCLWAITH, C. 2000. Arthroscopic removal of abaxial fracture fragments involving a portion of the base of the proximal sesamoid bone in horses. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 217(2): 236-240.

TÓTH, P.; HINTON, G.; HORVÁTH2, C.; FERENCZ, V.; TÓTH, B.; OTTÓ SZENCI, O.; BODÓ. G. 2014. Bone mineral density and computer tomographic measurements in correlation with failure strength of equine metacarpal bones. *ACTA VET.*, 83: 045–050; doi:10.2754/avb201483010045

MOINE, R.; RIVERA, M.; GALAN, A.; GIGENA, M.; NATALI, J.; FERRARIS, G. 2004. Morfometría de la corteza del hueso metacarpiano III en las partes proximal y distal de la diáfisis en potrillos mestizo con criollo. *Int. J. Morphol.* 22(1): 19-23. Bone is different between tension and compression. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 57. 128–138.

STOVER, S. M.; POOL, R. R.; MARTIN, R. AND MORGAN, J. 1992. Histological feature of dorsal cortex of the third Metacarpal bone midaphysis during postnatal growth in thoroughbred horses. *Journal of Anatomy.* (181): 455-469.

STOVER, S. 2000. How bone responds to training and injury: stress remodeling of long bones. Congreso de Veterinaria en Chile. En www.veterinaria. Uchile/Actividades/Congreso2000-Cd/professional/equinos2/15.do.

SUMNER, S. 1992. BONE IN CLINICAL ORTHOPEDIES. Ed. Germany: W.B. Co.

SYAHROM, A.; KADIR, M.; MUSLIM, D. 2011. Relationship between morphological parameters of cancellous bone and its mechanical properties. Biomedical Engineering and Sciences. Pág. 336 – 340.

TURNER, C. 1998. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. Biomechanics and biomaterials research center and Indiana University School of Medicine, Indianapolis. IN USA. 339-407.

UHLHORN, H. 2000. Third carpal bone sclerosis: Radiographic evaluation and clinical implication in Standardbred trotters. Doctoral thesis. Swedish University of agricultural Sciences. Uppsala.

WANG, X.; NYMAN, J.; DONG, X.; LENG, H.; REYES, M. 2010. Book. Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering. Cap. 3 y 4. Pág. 59-62.

WANG, Z.X.; LLOYD, A.; BURKET, J.; GOURION-ARSIQUAUD, S.; DONNELLY, E. 2016. Altered distributions of bone tissue mineral and collagen properties in women with fragility fractures. Bone. 84. 237–244.

WALSH, W. and GUZELSU, N. 1994. Compressive Properties of Cortical Bone-Mineral Organic Interfacial Bonding. Biomaterial. Vol. 15. 137-145.

WRIGHT, I. 2010. Fractures of the metacarpal and metatarsal condyles. **In:** Proceedings of the 16th Italian Association of Equine Veterinarians Congress. Carrara, Italia. SIVE. 169 – 173.

YENI, Y.; BROWN, C.; WANG, Z. AND NORMAN, T. 1997. The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia. Bone. 21 (5): 453-459.

CAPÍTULO 7:

PERSPECTIVAS FUTURAS

PERSPECTIVAS FUTURAS

El tejido óseo, estructura anatómica, está sometido a grandes cargas mecánicas en condiciones fisiológicas. Tiene cualidades de adaptación y remodelación pero, por encima de algunas cargas, las deformaciones producen fracturas o microfisuras por fatiga. El tratamiento de las fracturas necesita un conocimiento acabado de los huesos en sus diversas dimensiones. Es necesario conocer los procesos de consolidación en los aspectos biológicos y como complemento de los conceptos biomecánicos del hueso. La indicación de un tratamiento quirúrgico y la elección del material para la fijación es una decisión basada en estos conocimientos, teniendo en cuenta el paciente, los beneficios esperados y los posibles riesgos.

El dominio de este proceso de decisión es una de las claves para la recuperación, lo más rápido posible, de la autonomía del hueso. En este sentido y como perspectiva sería importante en estudios futuros considerar el estudio de la cortical desmineralizada del hueso metacarpiano III.

1. - Presentaciones a Reuniones científicas

<p>Cita completa: autores (subrayar Doctorando), título del trabajo, nombre de la reunión, lugar y fecha de presentación</p>
<p><u>MOINE, R.</u>; NATALI, J; GALÁN; A; FIORETTI; C; VARELA, M; BONINO, F; VARELA, P; VIVAS, A. Características Mecánicas Dinámicas del Hueso Metacarpiano III de Equinos criollos mestizos a través de la Prueba de Impacto. En el XIV Congreso y 11avas Jornadas de Educación Sociedad de Ciencias Morfológicas de La Plata. La Plata, Argentina. Septiembre 2012.</p>
<p><u>MOINE R.</u>; GALÁN M.; FIORETTI C.; VARELA M.; AUDAP SOUBIE, R.; VIVAS A.; NATALI J. Descripción histológica de la cortical dorsal en la parte media de la diáfisis del metacarpiano III equinos mestizos criollos. IV Congreso Nacional de Anatomistas, III Congreso Internacional de Educación e Investigación en Ciencias Morfológicas, I Jornadas Nacional Internacional de Morfología para Estudiantes de Ciencias de la Salud. Asociación de Anatomistas de Córdoba, Argentina. Septiembre del 2013.</p>
<p>-<u>MOINE R.</u>, VIVAS A., GALÁN M., FIORETTI C., VARELA M., GIGENA M., BONINO F., AUDAP SOUBIE R., QUINTEROS, R., VARELA P., NATALI J. "Prueba de impacto en hueso metacarpiano III de equinos mestizos criollos" VI Jornada Científico y Técnica de la Facultad de Agronomía y Veterinaria. FAV UNRC, Río Cuarto. Córdoba. Argentina. Noviembre 2013.</p>
<p>GALÁN M.; <u>MOINE R.</u>; GIGENA M., MOUGELAR, F.; FIORETTI C.; QUINTEROS, R.; BONINO F., SALVI, M. NATALI J. Propiedades morfométricas en el hueso metacarpiano III de equinos mestizos criollos". VI Jornada Científico y Técnica de la Facultad de Agronomía y Veterinaria. 2013. FAV UNRC, Río Cuarto. Córdoba. Argentina. Noviembre 2013.</p>
<p>GALÁN M.; <u>MOINE R.</u>; GIGENA M., MOUGELAR, F.; FIORETTI C.; QUINTEROS, R.; BONINO F., SALVI, M. NATALI J. Propiedades morfométricas en el hueso metacarpiano III de equinos mestizos criollos". IV Congreso Nacional de Anatomistas, III Congreso Internacional de Educación e Investigación en Ciencias Morfológicas, I Jornadas Nacional Internacional de Morfología para Estudiantes de Ciencias de la Salud. Asociación de Anatomistas de Córdoba, Argentina. Septiembre del 2013.</p>
<p>- NATALI J.; <u>MOINE R.</u>, GIGENA M., FIORETTI C., VARELA M., QUINTEROS, R.; BONINO F., SALVI, M. "GALÁN M., Propiedades estructurales de la parte proximal y distal de la diáfisis prueba del hueso metacarpiano III de equinos mestizos criollos" VI Jornada Científico y Técnica de la Facultad de Agronomía y Veterinaria. FAV UNRC, Río Cuarto. Córdoba. Argentina. Noviembre 2013.</p>
<p>*<u>MOINE, R.</u>; *GALÁN, A.; *VIVAS, A.; *FIORETTI, C.; *VARELA, M.; *GIGENA, M.; **BONINO, F.; **QUINTEROS, R. *NATALI, J. Determinación de calcio y fósforo en la cortical dorsal de la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano III de equino mestizo criollo. En el XVII Congreso y 14avas Jornadas de Educación Sociedad de Ciencias Morfológicas de La Plata. La Plata, Argentina. Septiembre 2015.</p>
<p>*NATALI, J.; <u>MOINE, R.</u>; *FIORETTI, C.; *GIGENA, M.; *GALÁN, A.; *VARELA, M.; **QUINTEROS, R. **BONINO, F.; SALVI, M. "GALÁN M. Morfometría y prueba de impacto en el tercio proximal de la diáfisis del hueso metacarpiano III de equino mestizo criollo. En el XVII Congreso y 14avas Jornadas de Educación Sociedad de Ciencias Morfológicas de La Plata. La Plata, Argentina. Septiembre 2015.</p>
<p>NATALI, J; <u>MOINE, R.</u>;GIGENA, MS; FIORETTI, C.; MOUGELAR, H; VARELA, M QUINTEROS, R; GONZALEZ SANCHEZ, S; GALÁN, A.M."Resistencia del hueso metacarpiano III de equino mestizo criollo: prueba de impacto en el tercio proximal de la diáfisis" 3 Congreso Virtual de</p>

Ciencias Morfológicas y 3. Jornada Científica de la Cátedra Santiago Ramón y Cajal. Morfovirtual 2016. Cuba. **2016**. La Habana Cuba. Desde el 1 al 30 de Noviembre del **2016**. Trabajo completo.

MOINE, R.; FIORETTI, R.; VARELA, M.; MOUGUELAR, H.; GONZALEZ SANCHEZ, S.; NATALI, J. -Determinación de medidas geométricas en la parte media de la diáfisis del hueso metacarpiano iii de equinos. 54° Congreso Argentino de Anatomía sobre la enseñanza de la Anatomía del siglo XXI. VI Congreso Internacional de Anatomía. V congreso Argentino de Técnicas Anatómicas y IX Jornadas Argentinas de Anatomía para estudiantes de la salud, en La Plata, Argentina. **2017**. Desde el 28 al 30 de Septiembre del **2017**. Carácter: Asistente, expositor y presentación de trabajo

2. Publicaciones Científicas

•

Cita bibliográfica completa: autores (subrayar Doctorando), título, año, revista/ libro, volumen/número, páginas, país

MOINE, R.*; GALÁN, A.*; VIVAS, A.*; FIORETTI, C.*; VARELA, M.*; BONINO, F.*; QUINTEROS, R.* & NATALI, J.*, Int. J. Morphol., Morphological Properties in the Mid Part of the Metacarpal III Bone Diaphysis of Equine Criollo Crossbreed. 2015. Int. J. Morphol. 33 (3): 955-961. Chile.

MOINE R., VIVAS A., GALÁN M., FIORETTI C., VARELA M., GIGENA M., BONINO F., AUDAP SOUBIE R., QUINTEROS, R., VARELA P., NATALI J. “Prueba de impacto en hueso metacarpiano III de equinos mestizos criollos” VI Jornada Científico y Técnica de la Facultad de Agronomía y Veterinaria. 2013. FAV UNRC, Río Cuarto. Córdoba. Pág. 16-17. Argentina.