

178
24



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

DIVISION DE ESTUDIOS PROFESIONALES
FACULTAD DE MEDICINA VETERINARIA Y ZOOTECNIA

DETERMINACION DE LOS MODULOS DE COM-
PRESION, TORSION, FLEXION Y ELONGACION
EN LOS TERCEROS METACARPANOS DE
CABALLOS

TESIS CON
FALSA DE ORIGEN

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
MEDICO VETERINARIO ZOOTECNISTA
P R E S E N T A :
EUGENIO QUIROZ ROTHE

ASESORES: DR. JOSE RAMON ALUJA
DR. RAUL ARMENDARIZ FELIX



MEXICO, D. F.

AGOSTO 1990



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE	Pág.
Contenido	
I) Resumen	1
II) Introducción	1
IIa) Antecedentes	3
IIb) Composición ósea y su relación con la biomecánica	3
IIc) Conceptos sobre biomecánica	5
IId) Relaciones de las fuerzas y la biomecánica	5
IIe) Resistencia de materiales, deformaciones y esfuerzos mecánicos	7
IIf) Hipótesis y Objetivos.	12
III) Material y Métodos	13
IIIa) Animales experimentales	13
IIIb) Pruebas mecánicas	13
IIIc) Cálculo de ecuaciones de esfuerzos mecánicos	14
IIId) Determinación de los niveles de Calcio y Fósforo	15
IIIe) Pruebas estadísticas	17
IV) Resultados	17
IVa) Relación de los esfuerzos a comprensión, elongación, torsión y flexión en tercer metacarpiano de caballos y yeguas	17
IVa1) Rango de esfuerzos a comprensión, flexión, torsión y elongación en tercer metacarpiano de caballos y yeguas con respecto a la edad y con respecto al peso	17
IVa2) Pruebas de estimación (T de Student) para esfuerzo a flexión, torsión, elongación y comprensión en III metacarpianos en caballos y yeguas.	17
IVb) Determinación de niveles de calcio y fósforo en tercer metacarpiano de caballos y yeguas expuestos a esfuerzos de comprensión, flexión, torsión y elongación.	19
V) Discusión.	85
VI) Conclusiones.	86
VII) Literatura citada.	87

I. Resumen

Quiroz Rothe Eugenio. Determinación de los módulos de compresión, torsión, flexión y elongación en los terceros metacarpianos de caballos. Asesores: Dr. José Ramón Aluja y Dr. Raúl Armendariz Félix. México, D.F. 1990.

Objetivo. Determinar los módulos biomecánicos de compresión, elongación, flexión y torsión de los III metacarpianos de caballos y yeguas de acuerdo con el peso, edad y condición nutricional con la finalidad de tener una relación más exacta de dichos valores y lograr una base de información fidedigna en estudios posteriores sobre la relación metal hueso en las osteosíntesis.

En este experimento se usaron 40 equinos (20 caballos y 20 yeguas) a los cuales se les disecaron los terceros metacarpianos de ambos miembros, teniendo entonces un total de 80 huesos.

Los animales eran de raza criolla de 4 a 6 años y peso de 148 kg a 217 kg en yeguas y de 192 a 266 kg en caballos, todos con diferentes condiciones nutricionales. Estos animales se sacrificaron en el rastro de Iztapalapa, D.F., México.

Se les practicaron pruebas de tipo mecánico dividiéndose en subgrupos de 5 animales por prueba (10 huesos). Teniendo un rango, en caballos como sigue: compresión (1026 a 776 kg/cm) elongación (130 a 192 kg/cm), torsión (17.9 a 13.3 kg/cm) y flexión (431.2 a 733 kg/cm) y un rango en yeguas de 490 a 819 kg/cm para compresión, de 81.6 a 110 kg/cm para elongación de 13.5 a 16.34 para torsión y de 331 a 593 kg/cm para flexión.

Se encontraron diferencias en los valores de esfuerzos con respecto a peso, sexo, edad y condición nutricional de cada animal.

Se practicó con 60 metacarpianos de 30 animales (15 caballos y 15 yeguas) la determinación de Ca y P como prueba de calidad ósea, después de haber expuesto los huesos a los esfuerzos de compresión, elongación, flexión y torsión relacionado los cambios en los niveles de dichos minerales con los esfuerzos encontrando lo siguiente:

El rango y promedio de los niveles de calcio y fósforo en tercer metacarpianos de caballos expuestos a los diferentes esfuerzos fué en:

Compresión: De 22.11 a 30.6 por ciento con un promedio de 27.78 por ciento de Calcio y de 53.3 a 30 por ciento con un promedio de 43.47 por ciento de Fósforo.

Elongación: De 12.84 a 6.80 por ciento con un promedio de 10.35 por ciento de Calcio y de 26.4 a 5.4 por ciento con un promedio de 15.59 por ciento de Fósforo.

Torsión: De 15.36 a 7.46 por ciento con un promedio de 12.5 por ciento de Calcio y de 22.6 a 27.3 por ciento con un promedio de 25 por ciento de Fósforo.

Flexión: De 15.3 a 18.6 con un promedio de 18.5 por ciento de Calcio y de 33.3 a 27 por ciento con un 29.43 por ciento de Fósforo.

Los niveles de Calcio y Fósforo de tercer metacarpianos de yeguas expuestas a diferentes esfuerzos tuvieron un rango y un promedio en:

Compresión: De 25.65 a 11.13 por ciento con un promedio de 20.92 por ciento de Calcio y de 51.21 a 27.7 con un promedio de 35.15 por ciento de Fósforo.

Elongación: De 12.29 a 6.83 por ciento con un promedio de 7.96 por ciento de calcio y de 23.3 a 13.8 por ciento con un promedio de 17.15 por ciento de Fósforo.

Torsión: De 12.01 a 9.2 por ciento con un promedio de 12.11 por ciento de Calcio y de 21.9 a 17.6 por ciento con un promedio de 20.21 por ciento de Fósforo.

Flexión: De 18.91 a 11.8 por ciento con un promedio de 14.95 por ciento de Calcio y de 28.26 a 18.01 por ciento con un promedio de 22.63 por ciento de Fósforo.

Se observaron diferencias en los niveles de Fósforo y Calcio con respecto a la edad, peso corporal, condición nutricional, sexo y valor del esfuerzo que soporta cada hueso.

Se observa una relación de Calcio Fósforo de 1: :2, lo cual nos podría indicar un hipoparatiroidismo secundario; siendo compatible con la condición nutricional de los animales.

II) Introducción.

IIa) Antecedentes.

Los módulos biomecánicos se definen como la razón de un esfuerzo a la correspondiente deformación unitaria y siempre que no sobrepase un cierto límite se considera que ésta razón será experimentalmente constante y característica del material dado, siendo sus unidades fuerza sobre unidad de superficie, es decir Kg fuerza de presión/cm². (7,8,58)

En la literatura existen multitud de datos sobre módulos biomecánicos de huesos de diferentes especies que han sido utilizados en osteosíntesis, reemplazos articulares y alargamientos. (14, 17, 29 - 80).

Un estudio consciente lleva a la conclusión de que esas cifras de módulos carecen de las características de las especies, encontrando una falta de uniformidad en los datos. En la mayoría de los informes se desconocen edades, peso corporal, sexo, tipo de trabajo, condición nutricional y enfermedades concomitantes, factores básicos dentro de la biomecánica de los vertebrados.

Son datos que no ayudan a conocer la calidad ósea de cada caso que vaya a ser tratado de problemas traumáticos y no pueden instituirse normas universales de tratamiento mientras no tengamos establecidos los módulos biomecánicos por sexo, edad, peso corporal, condición nutricional y enfermedades concomitantes (3, 5, 6, 10, 13, 16, 20, 38, 35).

Representa en nuestro medio un problema esencial, el desconocimiento de los módulos biomecánicos de los huesos de caballos con diferentes pesos corporales, sexo, edad, raza, condición de trabajo y condición nutricional.

Estas condiciones repercuten en las osteosíntesis utilizadas de forma preferencial en animales que han sufrido fracturas y que son sometidos a procedimientos quirúrgicos, en los que los implantes ejercen fuerzas importantes sobre el hueso siendo la causa de resultados indeseables en la práctica veterinaria y en el hombre. Es necesario conocer y comparar que a través de la variación de los módulos biomecánicos y de la calidad ósea se puede lograr una rela

ción más exacta entre metal y hueso, se espera que estas pruebas sean solo el principio de trabajos posteriores y que a través de las pruebas que se realicen y las conclusiones que se obtengan se pueda comenzar a resolver algunos de los problemas que se presentan tanto en animales como en el hombre, a fin de obtener un óptimo beneficio de la osteosíntesis. † 2,26,55)

Con el rápido auge de aplicación de implantes de fijación interna y externa de fracturas, y su proceso de reconstrucción se notaron cambios en el hueso que parecían ser inducidos por el implante, y ante la discrepancia entre propiedades mecánicas del tejido, del implante y el entorno mecánico de los tejidos se comprobó que se alteraba el remodelaje biológico, influyendo obviamente fuerzas de comprensión, torsión, flexión y elongación. (5,14)*

Se debe de enfatizar que mucha información se basará en experiencias estudiadas en humanos (53,56,67).(34)

Para osteotomizar y/o osteosintetizar un hueso es necesario conocer los módulos biomecánicos y la calidad ósea con pruebas como densitometrías óseas, medición de espesores corticales o determinación de minerales. (8,10,13) 14,15,21,30,40,50,52,69,62,65)

El espesor cortical esta formado en el adulto por tejido Haversiano y en el joven por unidades estructurales llamadas osteones. Sus medidas sobre diferentes huesos han sido estudiadas por Heinrich, Laval, Jeantet, Virtamma y Helela. (4,8,50,57,52,51,68,8).

Los índices de medición que se realizan en huesos largos son tan buenos como una densitometría para detectar una osteoporosis (70,72,73)

La densitometría ósea se basa en la opacidad del hueso dada por la cantidad de Calcio y Fósforo y otros minerales que absorben los rayos X, siendo entonces lógico deducir que la densidad del tejido óseo esta dada por la cantidad de minerales por unidad de volúmen, la cuál varía y se mide por la densitometría, permitiendo evaluar la mineralización del hueso por métodos no agresivos, o en su defecto algún método para determinación de minerales (Calcio y Fósforo principalmente), los cuales variarán en sus porcentajes en el hueso por acción de las cargas que este reciba, afectando su volúmen y densidad (12,18,23,24,30,32,41,42,44,53).

En el presente estudio se analizarán los módulos biomecánicos y de

* Comunicación personal con Aluja J. R. México, D.F. 1990.

terminarán niveles de Calcio y Fósforo como complemento de calidad del hueso, debiéndose realizar en trabajos posteriores otras pruebas de calidad ósea para obtener los resultados deseados en la práctica quirúrgica diaria.

Algunos trabajos que reportan la variación de minerales en el hueso por acción de fuerzas biomecánicas son los de Dalen, Currey, Evans y Vicentelli (23,24,29,30,42,59,56,62) (45)

IIb) Composición ósea y su relación con la biomecánica.

El hueso es un tejido vivo, con vasos sanguíneos, linfáticos y nervios que forman un armazón orgánico de tejido especializado, tejido fibroso, tejido conjuntivo , con células y fibras incluidas en una substancia intercelular calcificada y células de intercambio. (3,4,9,15,17)

También existen sales minerales que dan rigidez al hueso. De acuerdo al tipo de hueso poseen o no cavidad medular y contienen médula roja o amarilla con propiedades hematopoyéticas y almacén de minerales. (15,17,18,24,37,38,39)

El hueso consta de lámina externa de substancia compacta, dentro de la cual se dispone la sustancia esponjosa, la substancia compacta difiere en grosor de acuerdo a la situación de ella en la corteza ósea y se debe al esfuerzo y palancas que necesita el hueso como organo para resistir el movimiento. (40,43,46,56,65,70,72,76)

Se observan engrosamientos en aquellos lugares que están sometidos a una mayor fuerza, presión, atracción. La substancia compacta se compone de una substancia intersticial calcificada y mineralizada con una matriz ósea estratificadas en capas llamadas lamelas. La substancia esponjosa se forma por laminillas que se entrecruzan en distintas direcciones, la dirección y orientación de ellas depende de las exigencias biomecánicas. Su colocación establece entonces, zonas de compresión y tracción que dependen de las líneas de compresión mecánica y de la fuerza de tracción que ejercen ligamentos y tendones (4,8,9,10,17,21,28,29,37,40,46) .

El hueso es un tejido dinámico que se renueva y remodela durante toda la vida de los mamíferos. Su organización es única ya que proporciona la mayor resistencia a la tracción con la mínima cantidad de peso que cualquier otro tejido. (46,48,49,56,58,59) .

La matriz ósea está constituida por fibras colágenas y substancia fundamental formada por substancias orgánica e inorgánica, ésta última representa cerca del 50% del peso de la matriz ósea, esta constituida principalmente por cristales de calcio, fósforo, es posible determinar la presencia de iones de magnesio, sodio, potasio, aniones de citrato, lactato, carbonato, cloro en pequeñas cantidades. Los iones de calcio pueden presentarse en dos formas: como fosfato de calcio amorfo o como cristales de hidroxiapatita, dichos cristales están constituidos por hidroxilos de calcio y fósforo (18,24,39,44,) Podemos decir que ésta matriz ósea, da al hueso junto con el espesor cortical las características más importantes tanto de rigidez, dureza y resistencia siendo básico su comprensión entonces en la biomecánica. (10,24, 28,29,37,38,66,68,70,72,)

El espesor cortical como se mencionó formado en los jóvenes por unidades estructurales denominadas osteones la dirección de estos coincide con las líneas de fuerza compresiva, aunque se ha comprobado incorrectamente al ver que los huesos largos están sujetos a una moderada curvatura deduciéndose entonces que la dirección está sujeta al crecimiento y cargas que recibe el hueso (7,8,13,42,54).

Todos los cambios que sufren los huesos bajo la acción de una fuerza ya sea de fuerza o volumen, dependen de las fuerzas existentes entre sus moléculas y las fuerzas externas, esto lo podríamos ejemplificar con la compresión que es la fuerza exterior ejercida sobre un hueso que tiende a disminuir su volumen y aumentar su densidad siendo entonces la tracción lo contrario, afectando en sus niveles de mineralización. (8,24,30,39,44,62,75,)

Algunos autores que reportan influencia de fuerzas mecánicas impuestas a los tejidos son Mc Master, Rodan y Rodan, Norton y Bürk.

(16,66,67) .

La región metacarpiana está integrada por tres huesos de los cuales el más desarrollado es el tercero y se encuentra mediano de los otros, de ellos el más medial es el segundo y el más lateral es el cuarto. Las fracturas generalmente de origen traumático directo se presentan con más frecuencia en: huesos del carpo, tercer, segundo y cuarto metacarpiano, falangemedial, falange proximal y falange distal, huesos del tarso y huesos largos en general. El orden men-

cionado es más o menos la incidencia con que se presentan en México (20,22,25,27,31)48,59,74,76,79,80)

En el tercer metacarpiano es donde se presentan con mayor frecuencia las fracturas en potros. Siendo entonces este un hueso tan afectado, es importante conocer sus módulos biomecánicos y calidad ósea para lograr una mayor calidad de osteosíntesis. (27,31)

IIc) Conceptos sobre biomecánica.

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas o aceleraciones que actúan sobre los seres vivos, siendo de importancia a nivel de sistema músculo-esquelético-articular. (19,29,35,38,42,43,46,49)

Ya que los animales se encuentran sujetos a las mismas leyes y normas físicas que la materia inanimada, se explica que la biomecánica sea análoga de la mecánica física, subdividiéndose entonces en dos disciplinas: biodinámica y bioestática. La biodinámica es la parte de la mecánica que estudia las leyes de los movimientos en relación con las piezas que los producen. La biodinámica posee dos ramas de estudio: la biocinémática y la biocinética.

La bioestática estudia las fuerzas y su equilibrio que actúan sobre los animales y sus órganos en estado de reposo o en movimiento a una velocidad constante y en línea recta; para dar un ejemplo práctico podemos pensar en el análisis de las fuerzas actuantes en el cuerpo de un caballo en pie es decir en cuadrípedestación inmóvil. (46,49,59,73)

La biomecánica tiene un gran significado en la práctica veterinaria pues ha llegado a ser aparente y generalmente aceptado que muchos desórdenes y afecciones traumáticas y su terapéutica en el sistema locomotor, tiene una base mecánica. (46,49,72,73)

IIId) Relaciones de las fuerzas y la biomecánica.

Se entiende como fuerza a la acción o empuje de un cuerpo o cuando tiramos de él, es decir es la causa que produce o tiende a producir un cambio en el estado existente de reposo o de su movimiento uniforme en línea recta y ésta acción puede ser producida por objetos inanimados (fuerza gravitatoria o peso corporal).

Para especificar completamente una fuerza, son obligatorios las si-

guientes características:

- 1) La magnitud expresada en Kg. o Newtons
- 2) Su punto de aplicación
- 3) Su línea de actuación

Una fuerza puede descomponerse en varias fuerzas distintas según los efectos causados y en diferentes líneas de aplicación. (19,35,38 70)
Ordinariamente un cuerpo está sometido a la vez a un cierto número de fuerzas que tienen diferentes valores, direcciones, y puntos de aplicación, como es el caso de la comprensión, flexión, torsión, y elongación. (10,19,38,46,49,70)

El movimiento como cambio continuo de posición relacionado íntimamente con la dinámica explica que las fuerzas exteriores implican un cambio de valor de la dirección, de todas las estructuras de un organismo, al realizar un trabajo o esfuerzo, y por lo tanto el punto de aplicación y línea de actuación de la fuerza serán de importancia en el hueso al recibir la acción de las diversas fuerzas que actúan sobre su superficie. (14,17,29,46,49,56, 68)

Los huesos largos actúan como palancas y columnas de soporte, resistiendo fuerzas de todo tipo, tanto en reposo como en movimiento, debido a que existe una tensión permanente que varía en la magnitud de sus componentes en el sistema locomotor. Se puede asegurar que se encuentra un gran número de adaptaciones a estas tensiones y el aparato locomotor está constituido de tal forma que las fuerzas de tensión están lo más cerca posible al eje central de los huesos, mientras que las fuerzas se distribuyen en un área lo más extensa posible. (46,68,70,72)

Desde el punto de vista estático, los huesos son barras bien sólidas o huecas sujetas a una moderada tendencia a la curvatura en condiciones de carga excéntrica. (68,70,71,78,84)

Para poder comprender los efectos internos de las fuerzas que actúan en un cuerpo no se considerarán rígidos como en estática ya que uno de los principales objetivos del estudio de la resistencia de materiales será el cálculo de las deformaciones de cuerpos de diversas formas bajo distintas cargas.

La distribución de la carga sobre los miembros está relacionada con la localización del centro de gravedad el cuál tiene su sostén en

el tipo de soporte, la mano y el pie en los animales sostienen fuerzas en tres direcciones principalmente: dorso palmar, dorso plantar, craneo caudal y mediano lateral y estos son modos específicos de postura y progresión. (59,70,76, 78)

Excesivas fuerzas mecánicas aplicadas abruptamente a los tejidos musculoesqueléticos provocan destrucción, como ejemplo las fracturas, microfracturas y deformación plástica o elástica. (67,68, 82,83,84) Un efecto de las fuerzas es alterar las dimensiones o formas del cuerpo sobre el que actúa (comprensión, elongación), otro consiste en modificar su estado de movimiento (torsión, flexión), sin embargo cuando varias fuerzas actúan simultáneamente sobre algún cuerpo, sus efectos se compensan entre si dando como resultado que no haya cambios, es decir el cuerpo permanece en reposo o equilibrio si las fuerzas que se aplican sobre él están perfectamente iguales, se deriva entonces el concepto de reacción que se emplea para distinguir la resistencia que ofrece un cuerpo a otro, sobre el se ha aplicado una fuerza, es decir para cada fuerza debe haber otra igual pero opuesta. (46,49,65,70)

Con todo lo expresado se verá que las fuerzas o cargas y los esfuerzos compresivos, tensiles, flexionantes, o de torsión que actúan sobre los huesos son en muchísimas ocasiones de una potencia extraordinaria, lo cuál no hace pensar que la formación y conformación del hueso es muy especializada para soportar tracciones, compresiones, presiones, y flexiones, las cuales se ha demostrado se pueden calcular en una sección determinada del sistema locomotor. (71, 72,74,78)

IIb) Resistencia de materiales, deformaciones y esfuerzos mecánicos.

La resistencia de materiales y la deformación son dos conceptos importantes que amplían el estudio de las fuerzas que abarca la mecánica, pero existe una diferencia obvia entre ambas, pues el campo de la mecánica abarca fundamentalmente relaciones entre las fuerzas que actúan sobre un sólido indeformable, lo cuál es totalmente incierto en el caso de los huesos. En contraste con la mecánica la resistencia de materiales estudia y establece las relaciones entre las cargas exteriores aplicadas y sus efectos en el interior de los sólidos suponiendo que los sólidos no son idealmente indeformables, sino que las deformaciones por pequeñas que sean tienen gran interes. (68,78)

El fin que persigue la resistencia de materiales es asegurar que las estructuras puedan soportar los máximos efectos internos que pueden producirse por cualquier combinación de cargas. (8,14,17,20,78)

La resistencia de materiales es la relación entre la fuerza (carga) de la superficie y el esfuerzo. Las deformaciones son cambios de forma que acompañan a un determinado estado de fuerzas, ya sean axiales (compresión cuando actúan hacia la barra, mientras que si está dirigida en sentido de alejarse de la barra, se dice que esta sometida a tracción o elongación) y de torsión y flexión. (29,35,37,47,58,68,78)

Se ha reconocido ampliamente que la deformación mecánica del hueso se asocia al marcado cambio en el crecimiento y remodelación de éste aunque los mecanismos precisos para su explicación permanecen por el momento desconocidos. (47,48,58,69,70,73,78,82,83)

Con base a la definición de la resistencia de materiales y su estudio se suele hacer un corte ideal en el sólido por una sección de exploración, buscando que fuerzas deben de actuar en esta sección para mantener el equilibrio del cuerpo libre en cada una de las partes en que ha quedado dividido. En general, el sistema de fuerzas internas equivale a una fuerza y un par de resultantes que por conveniencia se descomponen según la tangente y la normal longitudinales. (19,28,32,35,46,58,)

Los huesos como estructuras se comparan a cilindros huecos, sometidos a un presión interior uniforme en las paredes produciéndose tensiones normales en dos direcciones. Las que actúan en la dirección del eje geométrico del cilindro se llaman axiales o longitudinales y las que lo hacen en dirección perpendicular, tangentes. (63,68)

Se supone que las tensiones de tracción o compresión que existen en la pared del cilindro se pueden considerar uniformemente distribuidas en el espesor de la pared. Asimismo se supone que las cargas, tensiones y deformaciones en las membranas cilíndricas son simétricas respecto al eje del cilindro. (60,67,78)

El origen del sistema de ejes coordenados se considera siempre en el centroide que es el punto de referencia de la sección. (78)

La fuerza por unidad de área que soporta un material se suele denominar esfuerzo en el material expresado como la carga aplicada sobre el área de la sección transversal. El esfuerzo máximo de tensión

o compresión tiene lugar en una sección perpendicular a la carga. No se puede inferir sin embargo que si la carga es tal que su línea de acción pasa por el centroide de la sección resulte siempre una distribución uniforme de esfuerzos. (10,49,59,)

En tales zonas los esfuerzos están muy localizados en ciertos puntos y sólo se puede determinar mediante la teoría matemática de la elasticidad o por algunos métodos experimentales como el de fotoelasticidad. (49,63,53,78,67)

Cada componente de las fuerzas representa un efecto distinto de las fuerzas aplicadas a un sólido, en esta sección y recibe un nombre especial que se indica a continuación:

-Fuerza axial: Corresponde a la acción de jalar, tirar o empujar sobre la sección. Tirar o jalar representa una fuerza de extensión o tracción que tiene a alargar el sólido, disminuyendo su densidad y aumentando su volumen, mientras que empujar representa una fuerza de compresión que tiene a acortarlo, aumentado su densidad y disminuyendo su volúmen.

-Momento torsionante: Esta componente mide la resistencia a la torsión del sólido en este caso del hueso considerado. Consideremos una barra sujeta rígidamente en un extremo y sometida en el otro a un sistema de fuerzas aplicando en un plano perpendicular al eje. Se dice entonces que esa barra está sometida a torsión, cuando se aplica una fuerza que haga girar a la barra estando fija en uno de sus extremos, o bien ejerciendo el giro en dirección contraria en cada uno de los extremos. (8,17,19,38,66,67)

-Momento flexionante: Estas resultantes miden la resistencia del cuerpo a curvarse o flexionarse. Debemos de entender que la flexión o pandeo esta intimamente relacionada con fuerzas de compresión y elongación que actúan inversamente en el sólido, al soportar ambas en un área entre apoyos llegando un momento en el cuál las de compresión son mayores provocando entonces el efecto de flexión o pandeo.

El efecto interno de un sistema de fuerzas exterior dada depende de la elección y orientación de la sección de exploración. (66,67,56,78)

En los estudios de deformación se analizan las relaciones geométricas entre las deformaciones elásticas que junto con las condiciones

de equilibrio y las relaciones de fuerza deformación, permiten resolver los problemas de fuerzas estáticamente indeterminados. (66,67)*

Cuando las fuerzas que actúan sobre un cuerpo no pueden determinarse sólo por ecuaciones de la estática, porque hay más fuerzas desconocidas que ecuaciones de equilibrio se dice que el sistema es estáticamente indeterminado. El método de estudio para éste sistema se llama método de la deformación, porque estudia las deformaciones en el sistema, y teniendo las ecuaciones de equilibrio estático correspondientes al mismo y luego suplementarlas con otras basadas en las deformaciones de la estructura. (56,66,67,78)

En el estudio de las fuerzas axiales y de flexión, no se ha tenido dificultad alguna en la aplicación de las relaciones entre esfuerzos y deformaciones, ya que en la mayoría de los casos las fuerzas y sus efectos, así como los esfuerzos internos o bien eran constantes en el conjunto de la estructura o su distribución entre las partes componentes se conocía perfectamente.

Con la torsión se inicia el estudio de los problemas en los que el esfuerzo no se distribuye uniformemente dentro de una sección. () Estos efectos son de dos tipos claramente diferenciados, la fuerza cortante y el momento flexionante. Estos dos efectos producen distintos tipos de esfuerzos en las secciones transversales de la estructura:

(1) un esfuerzo normal directamente proporcional al momento flexionante, y (2) un esfuerzo cortante que depende de la fuerza cortante. (56,78)

La resistencia de un material no es el único criterio que se debe utilizar, pues la rigidez suele tener la misma o mayor importancia en las estructuras y en menor grado otras propiedades como la dureza, la tenacidad, y la ductibilidad también influyen en la elección del material.

Estas propiedades se determinan mediante pruebas, comparando los resultados obtenidos con patrones establecidos.

Las cargas se simulan en el laboratorio colocando una probeta (muestra) entre las mordazas de una máquina de ensayo del tipo accionado eléctricamente o de una hidráulica, usadas en los laboratorios de resistencia de materiales. Al colocar una de estas probetas en una má-

* Comunicación personal con Olgüín Guzmán H.. Facultad de Ingeniería. UNAM. México, D.F. 1990.

quina de ensayos de tracción, compresión, flexión o torsión y se aplican dichas fuerzas se puede medir el cambio de su estructura para cualquier incremento predeterminado de la carga por medio de un aparato de medición mecánico y hallar a partir de esto un gráfico en el que ordenadas se llevan las cargas y en abscisas los correspondientes deformaciones. (19,49,53,56,59,60,69)

Dicho gráfico proporciona la siguiente información:

Límite de proporcionalidad: Esto es la máxima tensión que se puede producir durante un ensayo de tracción simple de modo que la tensión sea función lineal de la deformación. Es un segmento rectilíneo, de donde se deduce la conocida relación de proporcionalidad entre el es fuerzo y la deformación o Ley de Hooke. Esta proporcionalidad no existe a todo lo largo del diagrama, sino que termina en el límite de proporcionalidad y más allá de este punto, el esfuerzo deja de ser proporcional a la deformación. Toda la teoría subsiguiente respecto al comportamiento de los sólidos elásticos está basada precisamente en la citada proporcionalidad entre esfuerzos y deformaciones, estableciendo entonces un límite superior al esfuerzo admisible que una material dado puede soportar. También proporciona una primera in dicación de porque debe ser el límite de proporcionalidad y no el esfuerzo de ruptura el máximo esfuerzo al que un material pueda ser so metido. (66,78)

Límite elástico o de elasticidad: Es el esfuerzo más allá del cuál el material no recupera totalmente su forma original al ser descargado, sino que queda con una deformación residual llamada deformación permanente.

Zona elástica: La región de la curva tensión deformación que va desde el origen hasta el límite de proporcionalidad.

Zona plástica: La región de la curva tensión deformación que va desde el límite de proporcionalidad hasta el punto de ruptura.

Esfuerzo último o límite de resistencia, es la máxima ordenada de la curva esfuerzo deformación, se le llama también resistencia a tracción o resistencia última del material.

Punto de ruptura o esfuerzo en el punto de ruptura: Cuando el material no resiste ya la carga, esta relacionado con el fenómeno de estricción, es decir que próximo a romperse el material se alarga muy

rápida y al mismo tiempo se estrecha en una parte muy localizada de la probeta. (56,66,67, 78)

- IIf) La hipótesis del presente trabajo es que los módulos biomecánicos de los III metacarpianos varían de acuerdo al peso, sexo y edad, y como objetivos se determinarán las diferencias de los módulos biomecánicos de los III metacarpianos en caballos y yeguas de acuerdo al peso y edad, con la finalidad de tener una relación más exacta de dichos valores, para lograr una base de información fidedigna en estudios posteriores sobre la relación entre metal y hueso en las osteosíntesis.

III. Material y Métodos.

IIIa) Animales experimentales.

Se utilizaron un grupo de 40 equinos, 20 machos y 20 hembras sacrificados en el rastro de Iztapalapa, D.F., de raza criolla, peso, edad y condición nutricional diferente.

Después del sacrificio, se colectaron ambas manos, transportándose al laboratorio, previamente identificadas cada una con número progresivo peso, sexo, edad y condición nutricional.

Se disectaron los III metacarpianos de cada uno y se descarnaron manualmente para eliminar tejidos blandos, y no alterar la composición en sí del hueso por algún otro método (coccción, digestión, etc.) Se quitó de igual modo la médula ósea mediante cortes transversos de las epífisis, dejando el canal medular vacío y trozos diafisiarios de 10 cm. aproximadamente de longitud.

Para su conservación se congelaron en bolsas de plástico individualmente a -30°C . Posteriormente se congelaron a -4°C para evitar la descongelación violenta y provocar ruptura de fibras y estructuras celulares.

IIIb) Pruebas mecánicas.

Dichas pruebas se realizaron en el laboratorio de materiales de la Facultad de Ingeniería, UNAM bajo la supervisión del Ing. Héctor Guzmán. Los 40 pares del III metacarpiano de caballos y yeguas, se dividieron al azar en 4 subgrupos de 5 animales (10 huesos) para realizar pruebas biomecánicas de compresión, flexión, torsión y elongación con máquinas de tipo universal, hidráulicas y eléctricas para probar resistencia de materiales.*

Cada uno de los esfuerzos expresados en kg fuerza de presión/cm² fué medido por un aparato de medición mecánico o dinamómetro, que registra las medidas de deformaciones relacionadas con la tensión provocante, así pues se vió una deformación en longitud, volúmen o superficie.

B1. La prueba de compresión consiste en colocar entre las planchas de la máquina a la muestra en un punto central, colocándole encima un balón o esfera metálica a fin de distribuir la fuerza uniformemente, la plancha superior comienza a descender cerrando el espacio hasta quedar sobre la muestra y ejercer entonces su efecto de compresión regis

* Máquina marca Universal. U.S.A.

trándose hasta el momento del primer mínimo crujido.

B2. La prueba de tracción o elongación se realizó en ésta misma máquina ejerciendo ésta un efecto contrario al de la compresión, es decir se colocó la muestra entre las mordazas de la máquina, comenzando a abrirse jalando a la muestra ejerciendo su efecto de tracción o elongación sobre la muestra registrándose hasta el primer crujido.

B3. La prueba de torsión se realizó en la máquina para ésta prueba, colocándose la muestra entre sus mordazas una de las cuales permanece fija y la otro móvil ejerciendo el efecto de torsión registrándose hasta el primer crujido.

B4. La prueba para flexión se realizó en la máquina utilizada para compresión y elongación, colocándose la muestra a manera de viga apoyada con voladizos de 1 cm. cada uno, aplicando la fuerza entre la superficie entre apoyos a fin de uniformizar la fuerza en dicha área, se comenzó a cerrar la máquina hasta quedar encima de la muestra aplicándose sólo una fuerza, registrándose hasta el momento del primer crujido.

IIIc) Cálculo de ecuaciones de esfuerzos mecánicos.

Dichas ecuaciones se explican en base a muchos modelos experimentales previos sobre los componentes de las fuerzas y los momentos de tipo vectorial que esto implica, desarrollándose entonces como explicación matemática:

1. Ecuación de esfuerzo normal para compresión/elongación

$\sigma = P / \Delta \text{neta}$ en donde σ es el esfuerzo normal

P = es la carga que soporta, dada por el dinamómetro

$$\Delta \text{neta} = \text{Area neta} = (\pi D_2^2 / 4) - (\pi D_1^2 / 4)$$

D_2 = diametro mayor. D_1 = diametro menor.

2. Ecuación de esfuerzo constante para torsión.

$\tau = T / \delta (r_2)$ donde τ es el momento constante de torsión

T = carga

δ = Momento polar de inercia para torsión = $T / 2 (r_2^4 - r_1^4)$

r_2 = radio mayor. r_1 = radio menor.

3. Ecuación para esfuerzo constante de flexión (falla por flexión).

$$\sigma = M/I \left(\frac{y}{r} \right)$$

donde $M=PL/4$ donde P =carga

L = lugar entre apoyos

I = Momento polar de inercia para flexión

$$= \frac{\pi t}{4} (r_1^4 - r_2^4)$$

donde t = espesor

r_1 = radio mayor

r_2 = radio menor

y = centroide=radio mayor.

Resumiendo estas ecuaciones dan una idea más clara de los esfuerzos que actúan sobre el sólido, sabiendo que existen fuerzas que ejercen su acción sobre el cuerpo teniendo que enfrentarse a reacciones o fuerzas inversas, es decir a toda fuerza externa se opondrá una contraria interna dando por resultado el verdadero valor que las células en este caso son capaces de soportar de dichas fuerzas. Como hemos mencionado los esfuerzos expresados como la fuerza (kg) que actúa sobre un área determinada (cm^2) quedará expresado entonces en kg/cm^2 .

IIId) Determinación de Calcio y fósforo. (4 bis, 77) (64)

Esta determinación se hizo sabiendo que la calidad ósea está íntimamente relacionada con la deformación, conociendo los valores de calcio y fósforo como elementos que intervienen junto con muchos otros en la dureza, y relacionándolos con los valores de esfuerzos que actúan sobre el hueso se verá entonces como se afectan estos valores de minerales por acción de dichas fuerzas. (44)

d1) La técnica de permanganimetría para determinar calcio es:

- 1) Se cortó 1 cm. de longitud de la muestra del III metacarpiano (en la orción diafisaria donde se supone que hay menor cantidad de mineral y como consecuencia relacionarse con mayor facilidad de fractura).
- 2) Se procedió a desengrasar con éter etílico por 24 hrs.
- 3) Se desecó en estufa a 50°C por 24 hrs.
- 4) Se peso cada muestra después de su desecación (B.S. en balanza analítica).
- 5) Se incineraron las muestras a 600°C por 6 hrs.

6) Se pesaron post-incineración y se procedió a triturar en mortero cada una.

7) Se tomó .5 gr. de muestra, se le añadió 40 ml. de HCl (1+3) y unas gotas de HNO_3 , se calentó a ebullición, se transfirió a un matraz volumétrico de 100 ml, se enfrió a medio ambiente, aforo con agua destilada y se homogenizó.

8) Se transfirió 50 ml de la solución de la muestra a un vaso de precipitado de 250 ml, añadiendo 2 gotas de rojo de metilo y NH_4OH (1+1) gota a gota hasta alcanzar un pH de 5.6 indicado por un color amarillo, pudiendo ser café naranja. Se añadió entonces 2 o 3 gotas de HCl (1+3) a modo que vire al rosa (pH 2.5-3.0).

9) Se diluyó aproximadamente a 150 ml calentó a ebullición y añadió lentamente y con agitación constante 10 ml de solución de oxalato de amonio. Si el indicador viró al anaranjado o amarillo se añadió HCl (1+3) hasta obtener el color rosado.

10) Se dejó reposar durante la noche, de manera que se sedimente el precipitado de oxalato de Ca.

11) Se filtró el precipitado a través del papel filtro retentivo y se lavó el precipitado repetidamente (400ml) con NH_4OH (1+50)

12) Se colocó el papel con el precipitado con el vaso original y se añadió una mezcla de 125 ml de agua destilada y 5 ml de H_2SO_4 o bien 130 ml de una solución de H_2SO_4 (5 + 125).

13) Se calentó a ebullición y tituló con una solución de KMnO_4 hasta alcanzar un color rosado.

14) Se corrigió por determinación en blanco y calcular % de Ca.

Para la determinación del fósforo se hace lo siguiente:

Este método determina el P de rocas fosfóricas, harina de hueso, fosfatos de sodio, de calcio, etc.

1) Se realizaron los mismos pasos que para la determinación de Ca hasta el paso número 7

2) Se dejó enfriar y se transfirió a un matraz volumétrico de 200 ml aforándose con agua hasta la marca

3) Se transfirió a matraces volumétricos de 100 ml alícuotas con 1 ml de la solución y 20 ml de solución de molibdo-vanadato, aforo con agua a 100 ml y homogeneizar. Se dejó reposar 10 min. y se determinó D.O a 400 nm en un espectrofotómetro.

4) Previamente una alícuota que contenga 0.1 a 1.0 mg de P a un matraz volumétrico de 100 ml y se procedió como se indicó en el paso 3.

5) Se transfirió a matraces volumétricos de 100 ml. alícuotas de la solución estándar de fósforo que contengan 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 y 1.5 mg de P.

Estas determinaciones se realizaron en 60 metacarpianos de 30 animales (15 caballos y 15 yeguas), las cuales habían sido expuestas a esfuerzos de compresión, elongación, flexión y torsión.

IIIe) Pruebas estadísticas.

Se realizaron en las pruebas de esfuerzos biomecánicos la determinación del promedio y desviación estándar por prueba de esfuerzo, el rango de esfuerzos por prueba con respecto a la edad, y con respecto al peso en caballos y yeguas, y pruebas de estimación (T de Student) para ver la diferencia entre medias por pruebas de compresión, elongación, flexión y torsión entre caballos y yeguas. Se determinaron los rangos, promedios y desviaciones estándar de los niveles de calcio y fósforo de caballos y yeguas expuestos a esfuerzos de compresión, elongación, flexión y torsión. (33, 36, 61)

IV) Resultados

IVa) Relación de esfuerzos a compresión, elongación, flexión y torsión en Tercer Metacarpiano en caballos y yeguas

IVa1) Rangos de esfuerzos a compresión, flexión, torsión y elongación en Tercer Metacarpiano de caballos y yeguas, con respecto a la edad y con respecto al peso.

IVa2) Pruebas de estimación (T de Student) para esfuerzos a compresión, elongación, flexión y torsión en Tercer Metacarpiano en caballos y yeguas.

El Tercer Metacarpiano de los caballos resistió un esfuerzo a compresión de 761.06 a 1026 kg/cm^2 con un promedio de 886.7 kg/cm^2 , mientras que el de las yeguas tuvo un rango de 490 a 819.4 kg/cm^2 con un promedio de 625.0 kg/cm^2 . En los huesos examinados el esfuerzo que resiste el hueso varía con la edad, peso corporal, condición nutricional y sexo de cada animal. (Cuadros 1, 5, 9 y 10) (Figuras 1,

5, 9 y 10).

En el esfuerzo a elongación el Tercer Metacarpiano de las yeguas resistió de 81.6 a 110.4 kg/cm² con un promedio de 97.77 kg/cm², el rango de los caballos tuvo una máxima de 192 kg/cm² y una mínima de 130.8 kg/cm² con un promedio de 154.14 kg/cm². Existen variaciones del esfuerzo con respecto a la edad, peso corporal, condición nutricional y sexo de cada animal. (Cuadros 2,6,9 y 10) (Figuras 2,6,9,10).

En la relación de esfuerzos a torsión en tercer metacarpiano en caballos se tuvo un rango de 13.37 a 17.9 kg/cm² con un promedio de 15.7 kg/cm², mientras que en las yeguas se tuvo una máxima de 16.34 kg/cm², una mínima de 13.15 kg/cm² y un promedio de 14.934 kg/cm². Se observaron variaciones en la resistencia al esfuerzo con respecto a la edad, sexo, condición nutricional y peso corporal de cada animal. (Cuadros 3, 7, 9, 10 y 12), (Fig. 3, 7, 9 y 10).

Existen variaciones del esfuerzo a flexión en tercer metacarpiano con respecto a la edad, peso corporal, condición nutricional y sexo de cada animal, teniendo un rango de 431.2 a 733.3 kg/cm² y un promedio de 557.2 kg/cm² en el caso de los caballos una máxima de 593.4 kg/cm² y una mínima de 331.0 kg/cm² con un promedio de 360 kg/cm² en el caso de las yeguas. (Cuadro 4, 8, 9, 10 y 11), (Figuras 4, 8, 9 y 10).

IV B) Determinación de los niveles de Calcio y Fósforo en tercer metacarpiano de caballos y yeguas expuestos a esfuerzos de compresión, flexión, torsión y elongación.

Los niveles de Calcio en tercer metacarpiano expuesto a un esfuerzo a compresión en caballos tuvieron un rango de 30.6 a 22.11 por ciento con un promedio de 27.78 y una desviación estándar de 3.16, mientras que en yeguas se obtuvo un rango de 25.65 a 11.13 por ciento con un promedio de 20.92 por ciento y una desviación estándar de 5.35. Se observó variación en los niveles de Calcio con respecto a la edad, peso corporal, condición nutricional, sexo y valor del esfuerzo que soporta cada hueso. (Cuadro 15, 17, 25, 27), (Fig. 11, 13, 21, 23).

En los niveles de Calcio en tercer metacarpiano expuestos a un esfuerzo a elongación en caballos se obtuvo un rango de 12.84 a 6.80 por ciento con un promedio de 10.35 por ciento y una desviación estándar de 2.33, en yeguas se encontró una máxima de 12.29 a 6.85 por ciento, con un promedio de 7.96 por ciento y una desviación estándar de 3.2. Se observó variación en los niveles de Calcio con respecto a la edad, peso corporal, condición nutricional, sexo y valor del esfuerzo que soporta cada hueso. (Cuadro 15, 18, 25 y 28), (Fig. 11, 14, 21 y 24).

El tercer metacarpiano expuesto a un esfuerzo de torsión experimentó variaciones en los niveles de Calcio, obteniendo en caballos un rango de 15.3 a 7.46 por ciento con un promedio de 12.5 por ciento y una desviación estándar de 3.31 mientras que en las yeguas se tuvo un rango de 12.01 a 9.2 con un promedio de 12.11 por ciento y una desviación estándar

de 134. Existen diferencias en los niveles de Calcio con respecto a la edad, peso corporal, sexo, condición nutricional y valor del esfuerzo que soporta cada hueso. (Cuadro 15, 19, 25 y 29), (Fig. 11, 15, 21 y 25). El rango de los niveles de Calcio en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo a flexión fué de 18.6 a 15.3 por ciento con un promedio de 18.35 y una desviación estándar de 2.34, y en las yeguas se tuvo una máxima de 18.91 y una mínima de 11.8 por ciento con un promedio de 14.95 y una desviación estándar de 2.71.

Se observaron diferencias en los niveles de Calcio con respecto al peso corporal, edad, condición nutricional, sexo y valor del esfuerzo que soporta cada hueso (Cuadro 15, 20, 25 y 30), (Fig. 11, 16, 21 y 26).

El rango de los niveles de Fósforo en tercer metacarpiano de caballos expuesto a un esfuerzo de compresión fué de 53.3 a 30 por ciento con un promedio de 43.47 por ciento y una desviación estándar de 10.43. En las yeguas no tuvo un rango de 51.21 a 27.7 por ciento con un promedio de 35.15 por ciento y una desviación estándar de 10.81. Existen diferencias en los niveles de Fósforo con respecto al peso corporal, esfuerzo que soporta este hueso, edad, sexo y condición nutricional de cada animal. (Cuadros 16, 21, 26 y 31), (Fig. 12, 17, 22 y 27).

El tercer metacarpiano de caballos expuesto a un esfuerzo de elongación tuvo un rango en los niveles de Calcio de 26.4 a 5.4 por ciento a un promedio de 15.59 por ciento y una desviación estándar de 8.68; y en el tercer metacarpiano de yeguas se obtuvo un rango de 23.3 a 13.8 por ciento con un promedio de 17.15 y una desviación estándar de 4.36. Se observaron diferencias en los niveles de Fósforo con respecto al peso corporal, esfuerzo que soporta el hueso, edad, sexo y condición nutricional de cada animal. (Cuadros 16, 22, 26 y 32), (Fig. 12, 18, 22 y 29).

El tercer metacarpiano de caballos expuesto a un esfuerzo de flexión tuvo un rango en los niveles de Fósforo de 33.3 a 27 por ciento con un promedio de 29.24 por ciento y una desviación estándar de 2.75. En las yeguas se obtuvo un rango de 28.26 a 18.01 por ciento con un promedio de 22.63 y una desviación estándar de 4.22. Existen diferencias en los niveles de Fósforo con respecto a la edad, sexo, peso corporal, condición nutricional y valor del esfuerzo que soporta cada hueso. (Cuadro 16, 24, 26 y 34), (Fig. 12, 20, 22 y 30).

CUADRO 1

Relación de los esfuerzos a compresión en tercer metacarpiano en caballos

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros/cm		compresión/kg		compresión/kg/cm ²	
				der. D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der.	izq.
1	4	188.0	M	6.0	5.5	3490	3492	765.3	776
8	6	255.1	R	7.1	6.5	5440	5440	1026.4	1026.4
12	5	215.7	M	6.0	5.5	4260	4256	942.47	941.57
13	5	225.1	M	6.0	5.5	4600	4600	938.7	938.7
14	4	198.8	M	6.0	5.6	3440	3440	761.06	762.38
\bar{x}	4.8	216.2		6.22	5.72	4246	4246	886.7	888.6
σ	\pm .836	\pm 26.03		\pm .491	\pm .438	\pm .832.5	\pm .832.5	\pm 118.24	\pm 114.8

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor+ D₂ y D₁ son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo

++C.N.= Condición nutricional.

M= Mala

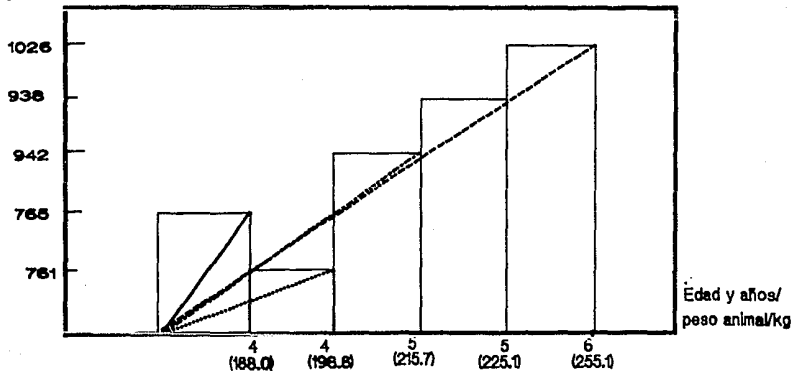
R= Regular

 σ Compresión= Esfuerzo a compresión. σ = Desviación estándar

RELACION DE LOS ESFUERZOS A COMPRESION EN TERCER METACARPianos EN CABALLOS

FIGURA 1

Esfuerzo
kg/cm²



22

E.R. Nev

CUADRO 2

Relación de los esfuerzos a elongación en tercer metacarpiano en caballos.

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros-cm		elongación.-kg		σ elongación-kg-cm ²	
				der. D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der.	izq.
11	5	220	M	6.2	5.7	690	690	147.12	147.12
15	6	247.5	M	7.0	6.4	720	720	168.6	168.6
18	6	285	R	7.1	6.5	820	820	192.03	192.03
19	4	209	R	6.0	5.5	600	600	133.03	133.03
20	4	206.7	M	6.0	5.5	590	590	130.82	130.82
\bar{x}	5	233.6		6.46	5.92	684	684	154.14	154.14
σ	+1	+ 32.9		+ .545	+0.49	+94.99	+94.9	+26.08	+26.08

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor= D₂ y D₁ son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo.

++ C.N. = Condición nutricional.

R = Regular

M = Mala

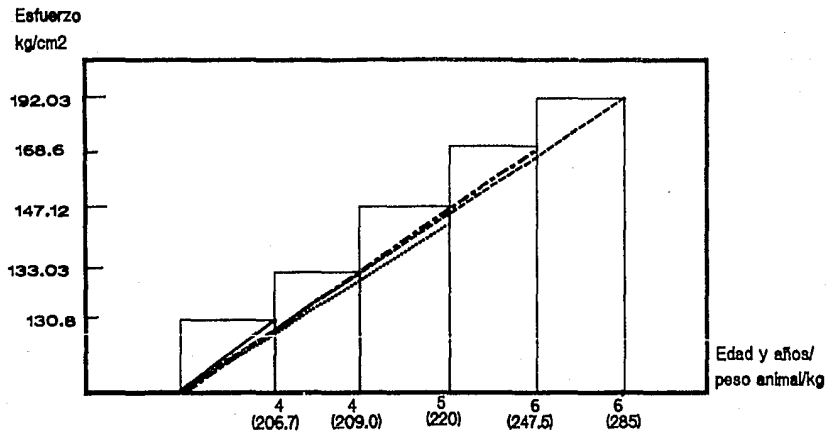
 \bar{x} = Promedio

σ = desviación estándar

σ elongación = Esfuerzo a elongación

RELACION DE LOS ESFUERZOS A ELONGACION EN TERCER METACARPianos EN CABALLOS

FIGURA 2



CUADRO 3

Relación de los esfuerzos a torsión en tercer metacarpiano en caballos.

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros-cm		torsión-kg		Torsión-kg-cm ²	
				der. D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der.	izq.
7	5	230	M	6.5	6.0	240	240	16.28	16.28
9	6	242.8	R	7.0	6.5	300	300	17.35	17.35
10	6	266.1	R	6.9	6.4	300	300	17.906	17.906
16	4	200	M	6.0	5.5	195	195	13.372	13.372
17	5	225.9	M	6.6	6.0	220	220	14.22	14.22
\bar{x}	5.2	232.9		6.6	6.08	251	251	15.7	15.7
	+ .836	+ 24.15		+ .393	+ .396	+ 47.7	+ 47.7	+ 1.97	+ 1.97

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor+ D₂ y D₁ son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo.

++ C.N. = Condición nutricional

R = Regular

M = Mala

 \bar{x} = Promedio

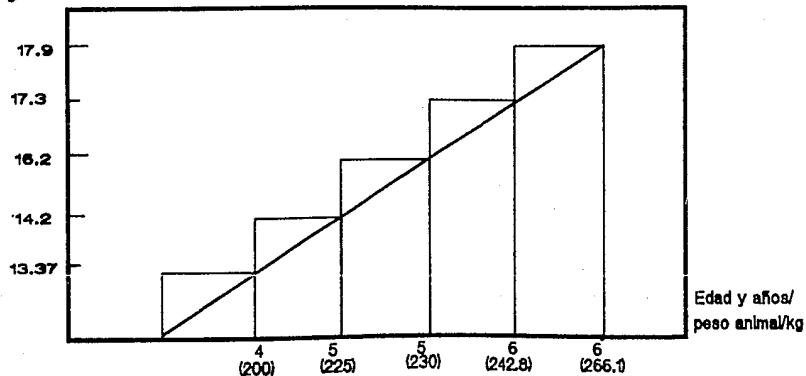
s = Desviación estándar

T = Esfuerzo a torsión

RELACION DE LOS ESFUERZOS A TORSION EN TERCER METACARPianos EN CABALLOS

FIGURA 3

Esfuerzo
kg/cm²



CUADRO 4

Relación de los esfuerzos a flexión en tercer metacarpiano en caballos.

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros-cm		flexión-kg		flexión-kg-cm ²	
				der. D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der.	izq.
2	4	210	M	6.0	5.0	760	760	468.17	468.172
3	6	260	R	7.0	6.5	1250	1250	733.38	733.38
4	5	237	R	6.5	6.0	970	970	616.204	616.204
5	4	192	M	6.0	5.5	700	700	431.21	431.21
6	5	248	R	6.6	6.1	860	860	537.9	537.9
\bar{x}	4.8	229.4		6.42	5.92	908	908	557.2	557.2
	\pm .836	\pm 27.6		\pm .426	\pm .426	\pm 216.9	\pm 216.9	\pm 121.18	\pm 121.18

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor+ D₂ y D₁ son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo

++ C.N. = Condición nutricional

R = Regular

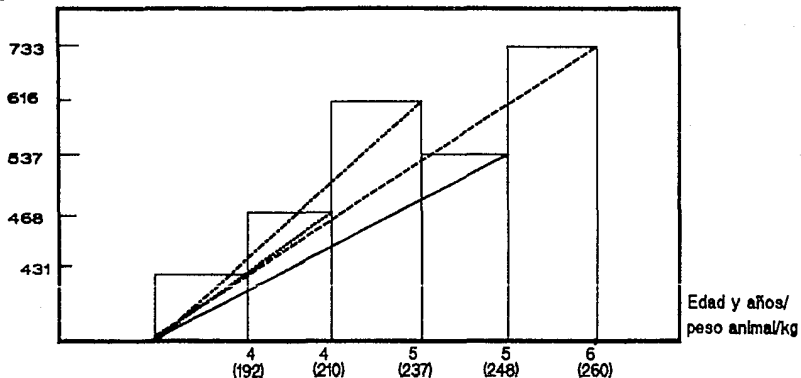
M = Mala

 \bar{x} = Promedio σ = Desviación estándar σ/σ flexión = Esfuerzo a flexión

RELACION DE LOS ESFUERZOS A FLEXION EN TERCER METACARPianos EN CABALLOS

FIGURA 4

Esfuerzo
kg/cm²



CUADRO 5

Relación de los esfuerzos de compresión en tercer metacarpiano en yeguas.

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros-cm		compresión-kg		compresión-kg-cm ²	
				der. D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der.	izq.
6	4	160.0	M	4.7	4.0	2340	2340	490.56	490.56
7	5	189.6	M	5.1	4.6	2400	2400	633.2	633.24
8	6	210.5	R	5.6	5.0	3450	3450	819.4	819.4
9	5	190.5	R	5.1	4.5	2840	2840	617.39	617.39
10	4	164.2	M	4.6	5.0	2300	2300	569.3	579.3
\bar{x}	4.8	182.9		5.02	4.42	2666	2666	625.9	625.9
	± 0.836	± 20.89		± 0.396	± 0.426	± 488.85	± 488.8	± 121.5	± 121.5

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor+ D₂ t D₁ son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo.

++ C.N. = Condición nutricional

R = Regular

M = Mala

 \bar{x} = Promedio

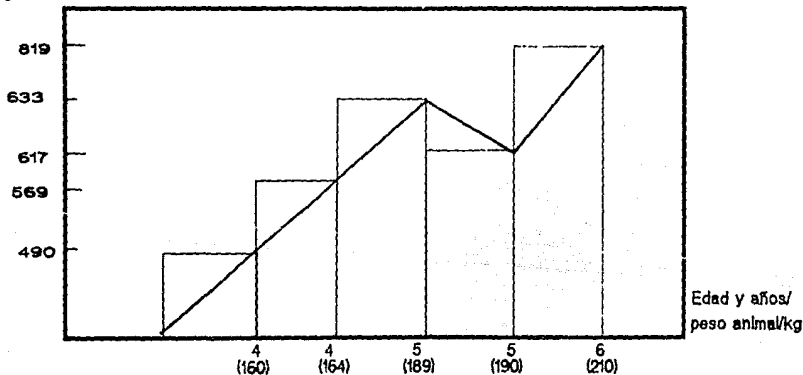
s = Desviación estándar

Compresión = Esfuerzo a compresión

RELACION DE LOS ESFUERZOS DE COMPRESION EN TERCER METACARPANOS EN YEGUAS

FIGURA 5

Esfuerzo
kg/cm²



E.R./wv

CUADRO 6

Relación de los esfuerzos a elongación en tercer metacarpiano en yeguas.

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros-cm		elongación/kg		elongación·kg·cm ²	
				der D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der	izq.
11	5	188.0	M	5.1	4.5	449	449	99.3	99.3
12	5	220.5	R	5.4	4.8	530	530	110.4	110.4
13	4	179.0	R	4.6	4.1	330	330	96.77	96.77
14	4	180.0	R	4.6	4.0	330	330	81.68	81.68
20	5	174.9	M	4.9	4.6	430	430	100.7	100.70
x	4.8	188.2		4.92	4.4	413.8	413.8	97.77	97.77
o	±.836	±18.47		±.342	±.339	±85.2	±85.2	±10.5	±10.5

D₂= Diámetro mayorD₁= Diámetro menor

+ D y D son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo

++ C.N.= Condición nutricional

R= Regular

M= Mala

 \bar{x} = Promedio

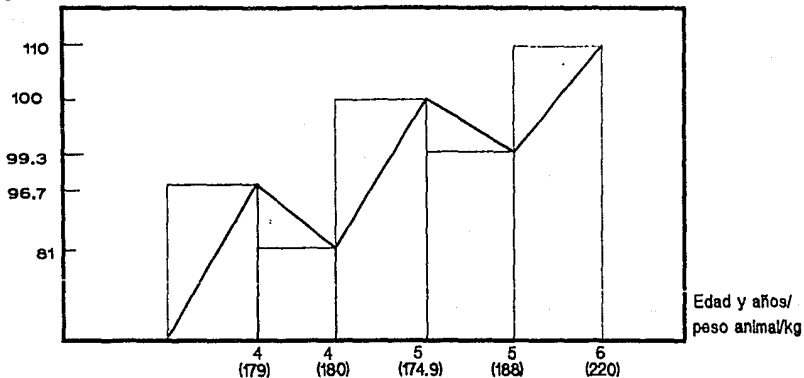
σ = Desviación estándar

Elongación= Esfuerzo a elongación.

RELACION DE LOS ESFUERZOS A ELONGACION EN TERCER METACARPianos EN YEGUAS

FIGURA 6

Esfuerzo
kg/cm²



E.R./#ev

CUADRO 7

Relación de los esfuerzos a torsión en tercer metacarpiano en yeguas

No.	edad años	peso/kg	C.N.	diametros-cm		torsión-kg		Torsión kg-cm ²	
				der. D ₂	izq D ₁	der	izq	der.	izq
15	6	201.7	M	5.2	4.7	150	150	16.34	16.34
16	6	221.3	R	5.6	5.0	200	200	15.9	15.9
17	5	190.5	M	5.0	4.5	130	130	15.24	15.24
18	5	165.6	M	5.0	4.5	120	120	14.08	14.08
19	4	160.3	M	4.6	4.0	110	110	13.15	13.15
\bar{x}	5.2	187.5		5.08	4.54	142	142	14.934	14.934
	+ .836	+25.33		+0.363	+0.364	+35.63	+35.6	+ 1.31	+ 1.31

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor

+ D y D son similares ó con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo

++ C.N. = Condición nutricional

R = Regular

M = Mala

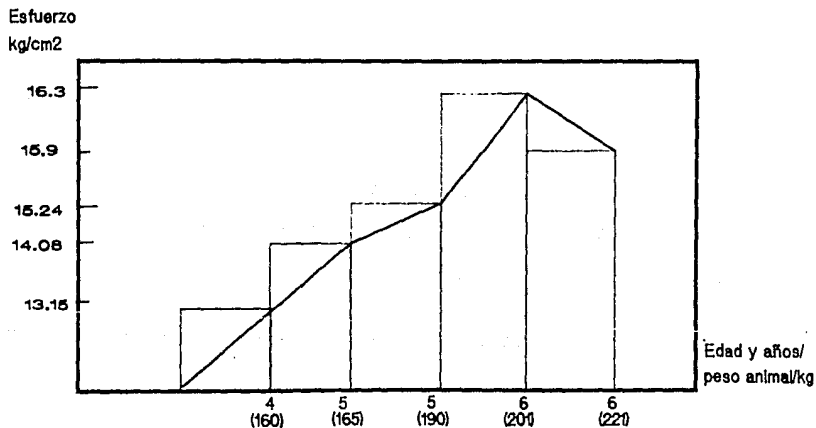
 \bar{x} = Promedio

σ = Desviaciones estándar

T = Torsión = Esfuerzo a torsión

RELACION DE LOS ESFUERZOS A TORSION EN TERCER METACARPianos EN YEGUAS

FIGURA 7



CUADRO 8

Relación de los esfuerzos a flexión en tercer metacarpiano en yeguas.

No.	edad años	peso/kg corporal	C.N.	diámetros/cm		flexión/kg		flexión kg/cm ²	
				der. D ₂	izq. D ₁	der.	izq.	der.	izq.
1	6	217.0	M	5.5	5.0	1000	1000	593.4	593.4
2	6	209.16	M	5.7	5.2	710	710	443.01	443.4
3	4	148.89	M	4.7	4.2	470	470	331.0	331.0
4	5	181.40	R	5.0	4.5	600	600	394.73	394.73
5	4	161.2	R	4.5	4.0	460	460	340.6	340.6
\bar{x}	5	183.53		5.08	4.58	648	648	360	360
	± 1	± 29.49		$\pm .511$	$\pm .511$	± 221	± 221.9	± 206.8	± 206.8

D₂ = Diámetro mayorD₁ = Diámetro menor+ D₂ y D₁ son similares con diferencias mínimas entre el lado derecho y el izquierdo

++ C.N. = Condición nutricional

R = Regular

M = Mala

 \bar{x} = Promedio

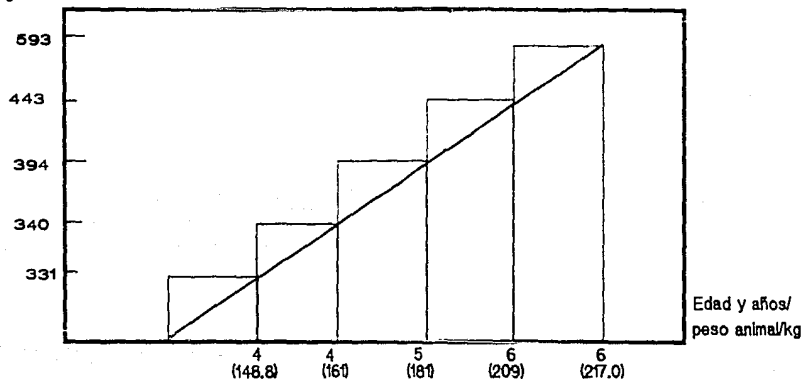
s = Desviación estándar

Flexión = Esfuerzo a flexión

RELACION DE LOS ESFUERZOS A FLEXION EN TERCER METACARPianos EN YEGUAS

FIGURA 8

Esfuerzo
kg/cm²



E.R./tev

CUADRO 9

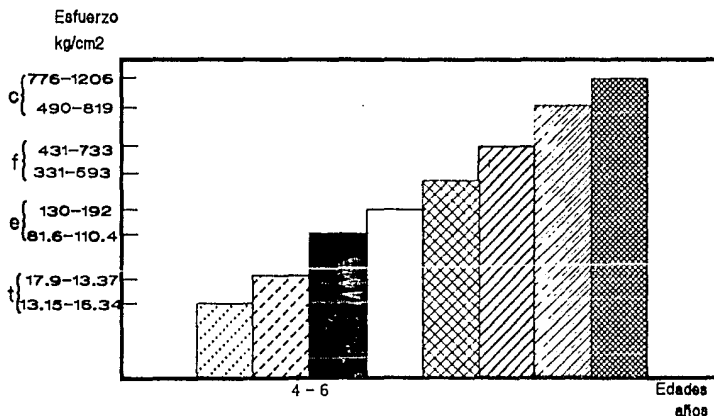
Rango de esfuerzos a flexión, torsión, compresión y elongación con respecto a la edad en tercer metacarpiano en caballos y yeguas.

Valores de esfuerzos

sexo	edad años	flexión kg/cm ²	torsión kg/cm ²	elongación kg/cm ²	compresión kg/cm ²
M	4-6	733.3 - 431.2	17.9 - 13.37	192 - 130.8	1026 - 761
H	4.6	593.4 - 331.0	16.34-13.15	110.4 - 81.68	819 - 490

RANGO DE ESFUERZOS A FLEXION, TORSION COMPRESION Y ELONGACION CON RESPECTO A LA EDAD EN TERCER METACARPianos EN CABALLOS Y YEGUAS

FIGURA 9



CUADRO 10

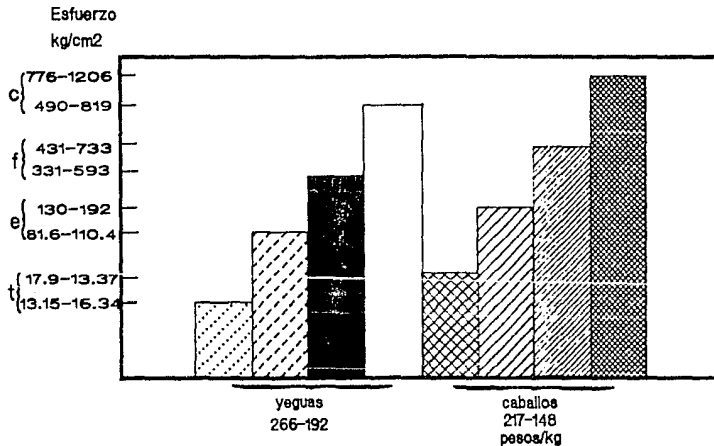
Rango de esfuerzos a flexión, torsión, compresión y elongación con respecto al peso en tercer metacarpiano en caballos y yeguas.

Valores de esfuerzos

sexo	peso-animal kg	σ flexión kg/cm ²	τ torsión kg/cm ²	ϵ elongación kg/cm ²	σ compresión kg/cm ²
M	266-192	733.5 - 431	17.9 - 13.37	130.8 - 192	1026 - 776
H	217-148	593.4 - 331	13.15 - 16.34	81.6 - 110.4	819 - 490

RANGO DE ESFUERZOS A FLEXION, TORSION COMPRESION Y ELONGACION CON RESPECTO AL PESO EN TERCER METACARPianos EN CABALLOS Y YEGUAS

FIGURA 10



CUADRO 11

Prueba de estimación (T de Student) para esfuerzo a flexión en tercer metacarpianos de caballos y yeguas.

No.	sexo	n	\bar{x} flexión	s(D.S.)	prueba de T de Student	hipótesis
1	M	10	557.2	121.18	2.60-1.73	Hay diferencia significativa entre 1 y 2
2	H	10	360.0	206.8		H_0/H_a

n= Número de huesos (Muestra)

\bar{x} = Promedio

D.S.= Desviación estándar.

CUADRO 12

Prueba de estimación (T de Student) para esfuerzo a torsión en tercer metacarpianos en caballos y yeguas.

No.	sexo	n	\bar{x} torsión	s(D.S.)	pruebas de T de Student	Hipótesis
1	M	10	15.7	1.97	1.03-1.73	Hay diferencia significativa entre 1 y 2 Ho \neq Ha
2	H	10	14.93	1.31		

n= Número de huesos (muestra)

\bar{x} = Promedio

D.S.= Desviación estándar.

CUADRO 13

Prueba de estimación (T de Student) para esfuerzos a elongación en tercer metacarpianos de caballos y yeguas.

No.	sexo	n	\bar{x} elongación	s(D.S.)	prueba de T de Student	Hipótesis
1	M	10	154.14	26.08	6.32-1.73	Hay diferencias significativas entre 1 y 2 $H_0 \neq H_a$
2	H	10	97.77	10.3		

n= Número de huesos (muestra)

\bar{x} = Promedio

D.S.= Desviación estándar.

CUADRO 14

Prueba de estimación (T de Student) para esfuerzo a compresión en tercer metacarpianos en caballos y yeguas.

No.	sexo	n	\bar{x} compresión	s(D.S.)	Prueba T de Student	Hipótesis
1	M	10	886.7	118.24	4.88-1.73	Hay diferencia signifi
2	H	10	625.5	121.5		cativa entre 1 y 2 Ho \neq Ha

n= Número

\bar{x} = Promedio

D.S.= Desviación Estándar.

CUADRO 15

Niveles de calcio en tercer metacarpiano de caballos de tres edades después de haberlos sometido a esfuerzos de compresión, elongación, torsión y flexión.

esfzo.	No.	edad años	peso corporal animal kg.	C.N.	\bar{x} peso-hueso gr der-izq	\bar{x} peso-ceniza gr der-izq	\bar{x} porcentaje Ca. hueso der-izq	\bar{x} porcentaje Ca. ceniza der-izq
f	3	6	266.1	R	12.81	10.64	20.88	18.6
c	8	6	260	R	24.25	22.25	30.65	30.36
t	9	6	242.0	R	8.91	7.98	15.32	13.87
e	15	6	247.0	M	8.9	5.9	10.84	10.46
e	18	6	285	R	7.20	4.18	12.84	10.84
f	4	5	255	R	12.48	10.95	19.88	17.43
e	11	5	220	R	7.22	7.19	10.51	10.46
c	12	5	225.1	M	18.75	15.00	30.36	28.13
c	13	5	215	M	15.51	13.45	25.49	22.11
t	17	5	215.9	M	8.14	5.40	13.34	12.85
e	19	4	209.0	R	4.67	2.57	7.21	6.80
t	16	4	200	M	7.6	4.14	8.85	7.46
c	14	4	198.0	M	14.95	12.57	24.63	20.13
f	5	4	192.0	M	10.81	7.06	16.08	15.32
f	2	4	210.0	M	10.37	8.58	16.67	16.08

esfzo= Esfuerzo

Ca= Calcio

f= flexión

c= compresión

t= torsión

f= flexión

C.N. Condición Nutricional

R= Regular

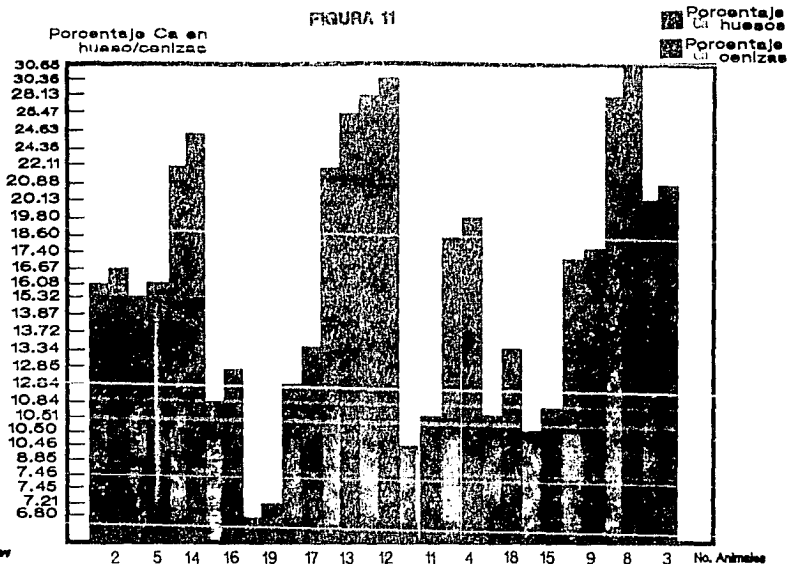
M= Mala

No. = Número de animal

\bar{x} = Promedio

NIVELES DE CALCIO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS DE TRES EDADES DESPUES DE HABERLOS SOMETIDO A ESFUERZOS DE COMPRESION, ELONGACION, TORSION Y FLEXION

FIGURA 11



CUADRO 16

Niveles de fósforo en tercer metacarpiano de caballos de tres edades después de haberlos sometido a esfuerzos de compresión, elongación torsión y flexión.

esfzo	No.	edad años	peso corporal animal. kg	C.N.	peso-hueso gr der-izq	peso-ceniza gr der-izq	\bar{x} porcentaje de P en hueso der-izq	\bar{x} porcentaje de P en ceniza der-izq
f	3	6	266.1	R	12.81	10.64	29.04	29.04
c	8	6	260	R	24.25	22.25	53.3	53.3
t	9	6	242.0	R	8.91	7.98	27.34	27.34
e	15	6	247	M	8.9	5.9	16.9	16.9
e	18	6	285	R	7.20	4.18	26.4	26.4
f	4	5	255	R	12.48	10.95	33.36	33.36
e	11	5	220	R	7.22	7.19	13.6	13.6
c	12	5	225.1	M	18.75	15.00	49.9	49.9
c	13	5	215	M	15.51	13.45	40.7	40.7
t	17	5	215.9	M	8.14	5.40	25.11	25.11
e	19	4	209.0	R	4.67	2.57	5.4	5.4
t	16	4	200	M	7.5	4.14	22.6	22.6
c	14	4	198.0	M	14.95	12.57	30.01	30.01
f	5	4	192.0	N	10.81	7.06	27.00	27.00
f	2	4	210.0	M	10.37	8.58	28.33	28.33

Esfzo. = Esfuerzo

P= Fósforo

f= Flexión

c= Compresión

t= Torsión

f= Flexión

C. N.= Condición Nutricional

R= Regular

M= Mala

No.= Número del animal.

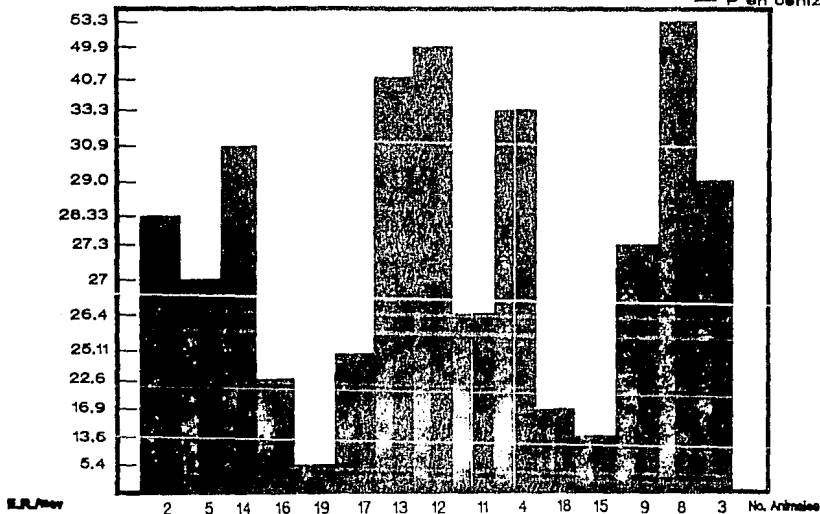
\bar{x} = Promedio.

**NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPianos DE CABALLOS
DE TRES EDADES DESPUES DE HABERLOS SOMETIDO
A ESFUERZOS DE COMPRESION, ELONGACION, TORSION
Y FLEXION**

Porcentaje de P en
hueso/cenizas

FIGURA 12

■ Porcentaje
P en huesos
■ Porcentaje
P en cenizas



CUADRO 17

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de compresión.

No.	edad años	✓compresión Kg cm ² der - izq.	porcentaje de Ca hueso		porcentaje de Ca cenizas	
			der	izq.	der	izq.
8	6	1026.4	30.65		30.35	
12	5	942.0	30.35		28.13	
13	5	938.7	25.49		24.36	
14	4	761.06	24.69		22.11	
R	4-6	761 1026	14.63	30.6	30.36	22.11
\bar{x}	5	917.03	27.78		26.3075	
✓	±.816	±111.5	± 3.16		±3.651	

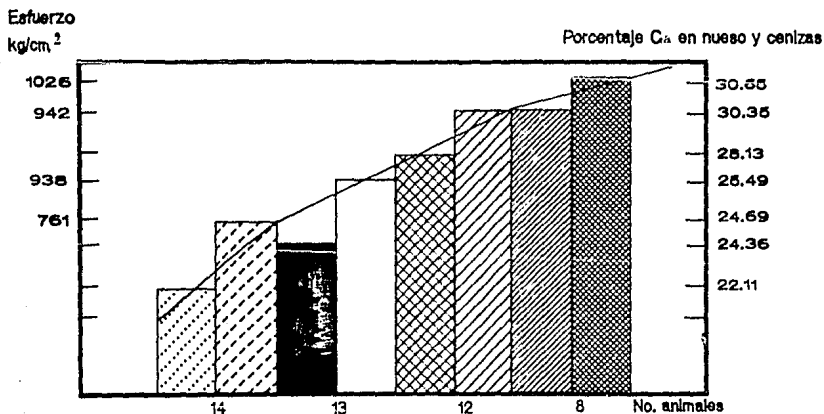
R= Rango

\bar{x} = Promedio

✓ = Desviación estándar

RELACION DE NIVELES DE CALCIO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE COMPRESION

FIGURA 13



CUADRO 18

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de elongación.

No.	edad años	elongación		porcentaje de Ca hueso		porcentaje de Ca cenizas	
		kg	cm	der	izq.	der.	izq.
11	5	147.12		10.51		10.46	
15	6	168.6		10.84		10.46	
18	6	192.03		12.84		10.84	
19	4	133.03		7.21		6.80	
R	4-6	133	192	7.21	12.84	6.80	10.84
\bar{x}	5.25	160.19		10.35		9.64	
σ	± 1.957	± 25.77		± 2.33		± 1.90	

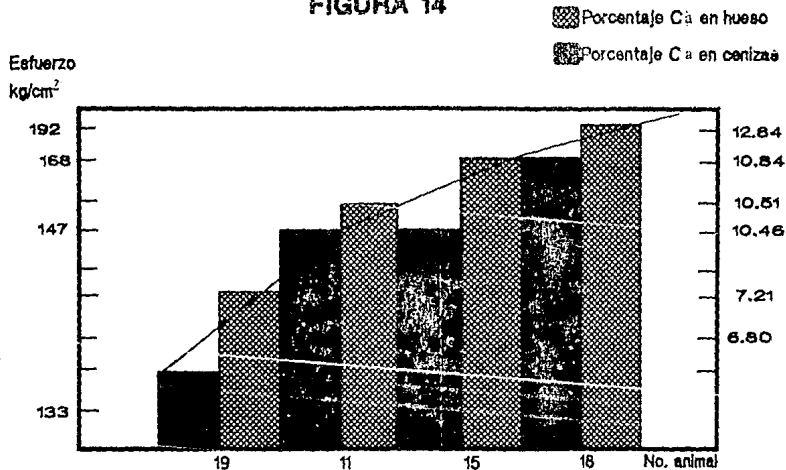
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar.

RELACION DE NIVELES DE CALCIO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE ELONGACION

FIGURA 14



CUADRO 19

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de torsión

No.	edad años	torsión	porcentaje de Ca		porcentaje de Ca	
		kg/cm ² der - izq	hueso der - izq.	der	-	izq
9	6	17.35	15.32			13.87
16	4	13.57	8.85			7.46
17	5	14.22	13.34			12.85
R	4.6	13.3- 17.3	18.85 - 15.3			7.46 - 13.7
x	5	14.98	12.50			11.35
σ	± 1	± 2.06	± 3.31			± 3.46

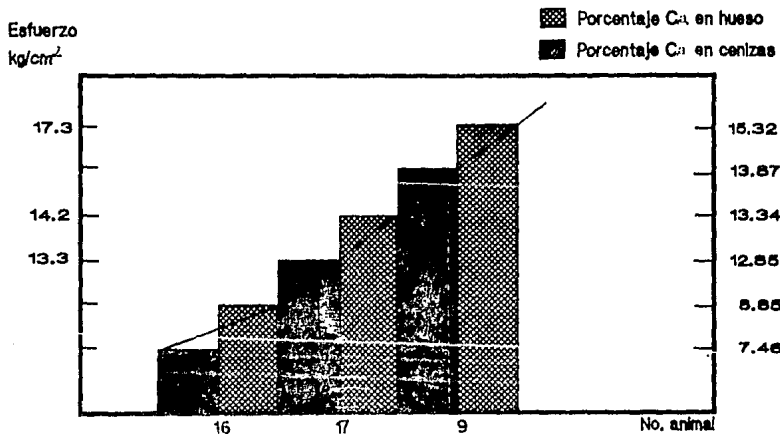
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE NIVELES DE CALCIO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE TORSION

FIGURA 15



E.R./wv

CUADRO 20

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de flexión.

No.	edad años	flexión kg/Cm der - izq	porcentaje de Ca. hueso der - izq.	porcentaje de Ca ceniza der - izq.
2	4	468.17	16.67	16.08
3	6	733.38	20.8	18.60
4	5	616.20	19.88	17.43
5	4	431.21	16.08	15.32
R	4-6	431.2-733	16.08 - 20.8	15.3 - 18.60
\bar{x}	4.75	562.23	18.35	16.85
σ	± 1.957	± 139.3	± 2.34	± 1.44

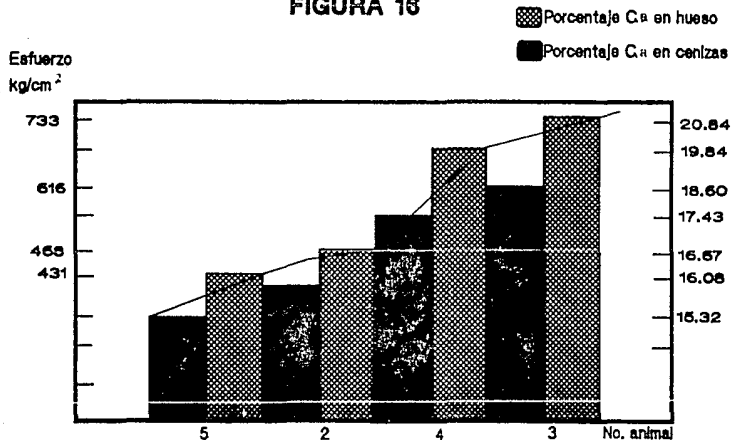
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE NIVELES DE CALCIO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE FLEXION

FIGURA 16



CUADRO 21

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de compresión.

No.	edad años	\bar{x} compresión	porcentaje de P		porcentaje de P	
		kg /cm der - izq.	hueso der - izq.	der - izq.	cenizas der - izq.	
8	6	1026.4	53.3		53.3	
12	5	942.42	49.9		49.9	
13	5	938	40.7		40.7	
14	4	761.06	30.01		30.01	
R	4-6	761 - 1026	30 -	53.3	30 -	53.3
\bar{x}	5	917.03	43.47		43.47	
σ	± 8.16	± 11.5	± 10.43		± 10.43	

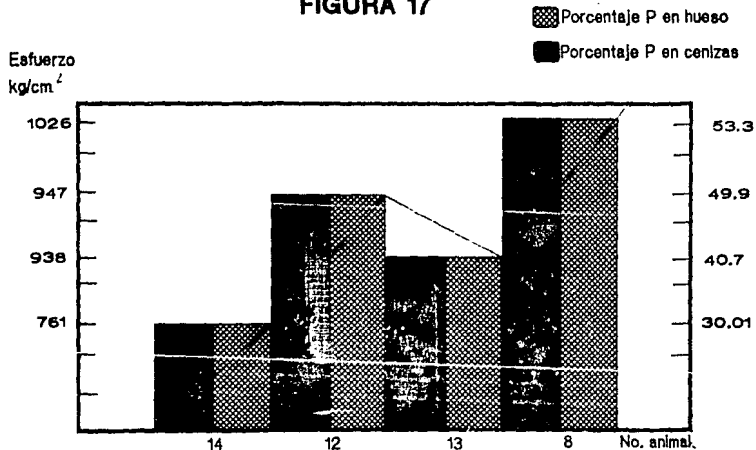
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE COMPRESION

FIGURA 17



56

CUADRO 22

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de elongación.

No.	edad años	elongación kg/cm der - izq	porcentaje de P hueso der - izq	porcentaje de P cenizas der - izq
11	5	147.12	13.6	13.6
15	6	168.6	16.9	16.9
18	6	192.03	26.4	26.4
19	4	133.03	5.4	5.4
R	4-6	133 - 192	5.4 - 26.4	5.4 - 26.4
\bar{x}	5.25	160.19	15.57	15.59
σ	\pm .957	\pm 25.77	\pm 8.68	\pm 8.68

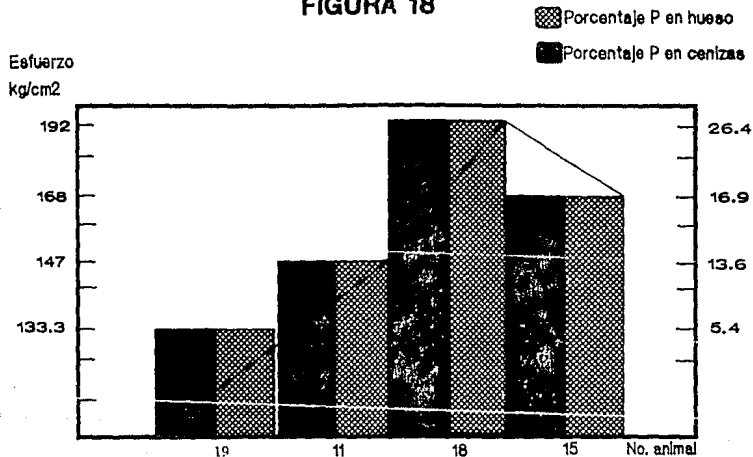
R= Rango

\bar{x} = promedio

σ = desviación estándar.

RELACION DE NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE ELONGACION

FIGURA 18



CUADRO 23

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpiario de caballos expuestos a un esfuerzo de torsión.

No.	edad años	Torsión kg/cm der - izq	porcentaje de P hueso		Porcentaje de P cenizas	
			der	izq	der	izq
9	6	17.35	27.34		27.34	
16	4	13.37	22.6		22.6	
17	5	14.22	25.11		25.11	
R	4.6	13.3 - 17.3	22.6	27.3	22.6	27.3
\bar{x}	5	14.98	25.0		25.0	
σ	± 1	± 2.06	± 2.3		± 2.3	

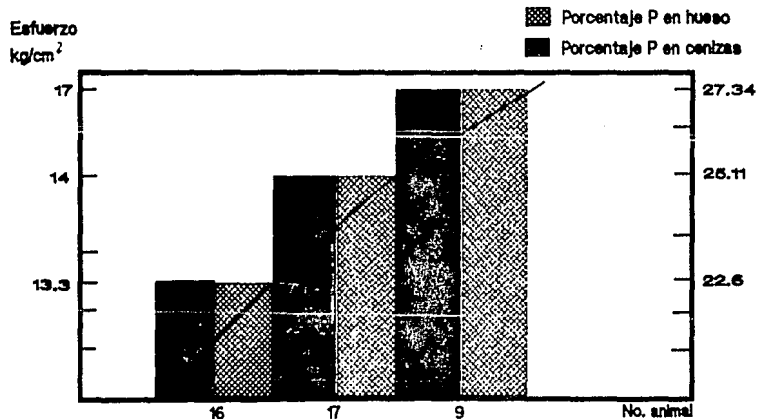
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE LOS NIVELES DE FOSFORO DE TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE TORSION

FIGURA 19



CUADRO 24

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpiano de caballos expuestos a un esfuerzo de flexión.

No.	edad años	flexión kg/cm ²	porcentaje de P hueso		porcentaje de P cenizas	
			der	izq	der	izq
2	4	468.17	28.33		28.33	
3	6	733.38	29.04		29.04	
4	5	616.20	33.36		33.36	
5	4	431.21	27.00		27.00	
R	4-6	431.2-733	27	- 33.3	27	- 33.36
\bar{x}	4.75	562.23	29.43		29.43	
σ	1.957	± 139.3	± 2.75		± 2.75	

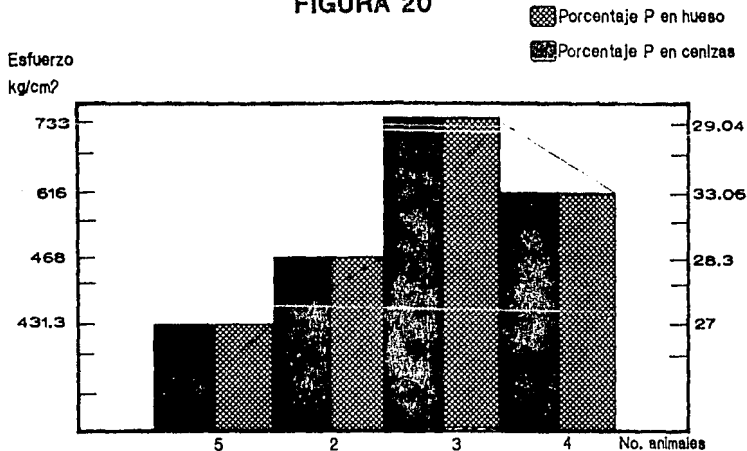
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar.

RELACION DE NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPIANO DE CABALLOS EXPUESTOS A ESFUERZO DE FLEXION

FIGURA 20



CUADRO 25

Niveles de Calcio en tercer metacarpiano en yeguas de tres edades después de haberlos sometido a esfuerzos de compresión, elongación, torsión y flexión.

esfzo.	No.	edad años	peso corporal animal kg	C.N.	peso/hueso gr		peso/ceniza gr		porcentaje Ca hueso		porcentaje Ca cenizas	
					der	izq	der	izq	der	izq	der	izq
f	1	6	217	M	9.87		8.51		18.91		16.30	
c	8	6	210	R	17.99		15.84		25.65		23.14	
e	12	6	220	R	5.81		3.88		12.29		11.83	
t	15	6	201.7	M	7.50		4.80		12.20		12.01	
f	4	5	181.4	M	8.54		5.53		14.90		13.57	
c	7	5	189.6	M	12.38		10.15		23.96		21.24	
e	9	5	190.5	R	12.85		11.45		20.73		18.50	
t	11	5	188.0	M	3.2		1.37		6.83		5.41	
e	17	5	190.5	M	8.02		5.72		12.01		11.13	
f	20	5	174.9	M	6.44		2.73		8.26		6.83	
f	3	4	148.89	M	6.26		5.40		13.08		11.83	
f	5	4	165.6	R	8.89		5.70		13.32		13.08	
c	10	4	169.2	M	20.82		18.79		13.57		11.13	
e	13	4	179.0	R	5.87		3.82		4.96		3.38	
t	19	4	160.0	M	8.13		5.37		11.83		9.22	

C.N. = Condición nutricional

M= Mala

R= Regular

esfzo. = esfuerzo

f= flexión

c= compresión

t= torsión

e= elongación

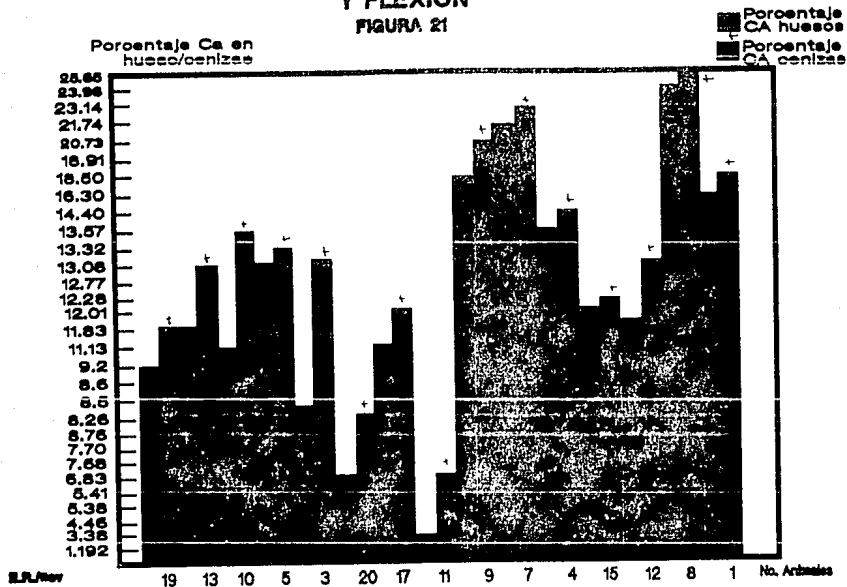
No. = Número de animal

Ca= Calcio

\bar{x} = Promedio

NIVELES DE CALCIO EN TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZOS DE COMPRESION, ELONGACION, TORSION Y FLEXION

FIGURA 21



CUADRO 26

Niveles de fósforo en tercer metacarpianos en yeguas de tres edades después de haber-
sometido a esfuerzos de compresión, elongación, torsión y flexión

esfzo.	No.	edad años	peso animal kg	C.N.	Peso/hueso gr	peso/ceniza gr	porcentaje Ca hueso	porcentaje Ca ceniza
f	1	6	217	M	9.87	8.51	28.94	28.94
c	8	6	210	R	17.99	15.94	51.21	51.21
e	12	6	220	R	5.81	2.88	13.3	25.3
t	15	6	201.7	M	7.50	4.80	21.97	21.97
f	4	5	181.4	M	8.54	5.53	22.14	22.14
c	7	5	189.6	M	12.38	10.15	31.39	31.39
c	9	5	190.5	R	12.83	11.45	30.31	30.31
e	11	5	188.0	M	3.2	1.37	14.3	14.3
t	17	5	190.5	M	8.02	5.72	21.11	21.11
e	20	5	174.9	M	6.44	2.73	17.20	23.30
f	3	4	148.89	M	8.28	5.40	18.01	18.01
f	5	4	165.6	R	8.89	5.70	21.93	21.93
c	10	4	169.2	M	20.82	18.79	27.71	27.71
e	13	4	179.0	R	5.87	3.82	13.80	13.80
t	19	4	160.0	M	8.13	5.37	17.63	17.63

C.N. = Condición Nutricional

M = Mala

R = Regular

esfzo. = esfuerzo

f = flexión

c = compresión

t = torsión

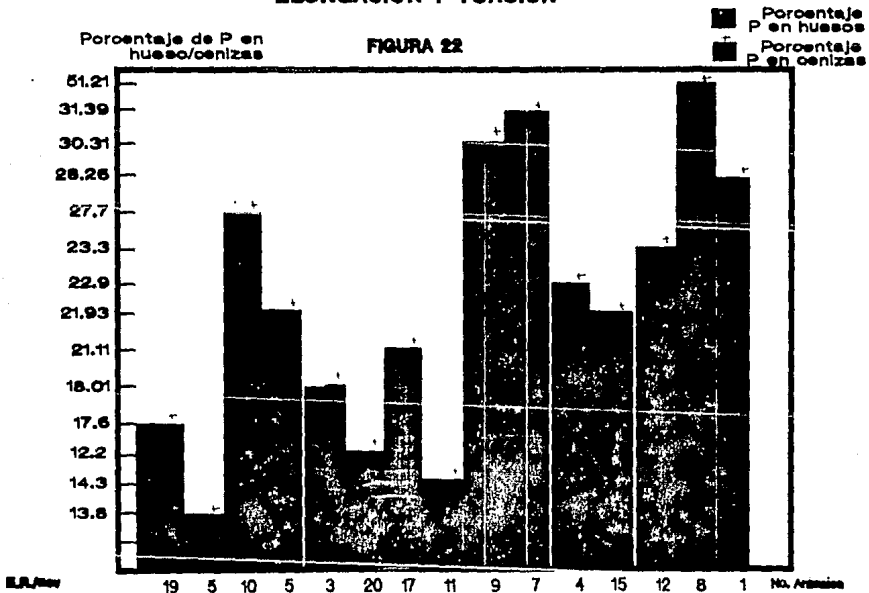
e = elongación

No. = Número decimal

P = Fósforo

\bar{x} = Promedio

NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPANOS DE YEGUAS EXPUESTAS A UN ESFUERZO DE COMPRESION, FLEXION ELONGACION Y TORSION



CUADRO 27

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpianos de yeguas expuestas a un esfuerzo de compresión.

No.	edad años	compresión kg/cm ² der - izq	porcentaje de Ca hueso der - izq	porcentaje de Ca cenizas der - izq
7	7	633.2	23.96	21.24
8	6	819.4	25.65	23.14
9	5	617.39	20.73	18.5
10	4	569	13.57	11.13
R	4-6	569 - 819.4	13.57 - 25.65	11.13 - 23.14
\bar{x}	5	659.5	20.92	18.50
σ	± 8.16	± 109.75	± 5.35	± 5.27

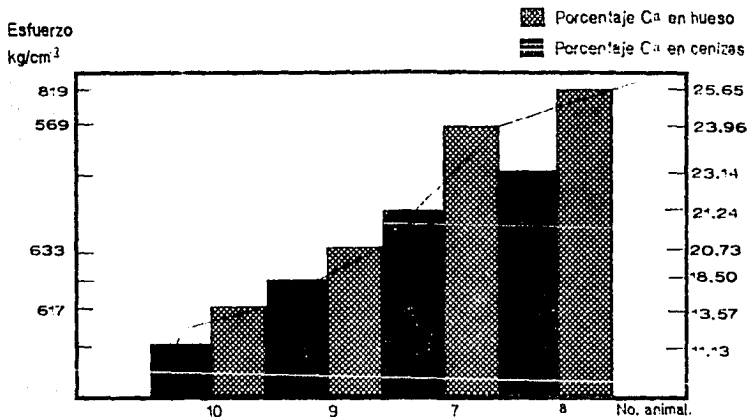
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE LOS NIVELES DE CALCIO DE TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE COMPRESION

FIGURA 23



CUADRO 28

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de Calcio en tercer metacarpianos de yeguas expuestas a un esfuerzo de elongación.

No.	edad años	elongación kg/cm ² der - izq	porcentaje de Ca hueso		porcentaje de Ca cenizas	
			der	izq	der	izq
11	5	99.3	6.83		5.41	
12	6	110.4	12.29		11.83	
13	4	96.7	4.46		3.38	
20	5	100.7	8.26		6.83	
R	4-6	96.7 -100	4.46	12.29	6.83	11.83
\bar{x}	5	101.32	7.96		6.85	
σ	±.816	±6.04	±3.2		±3.58	

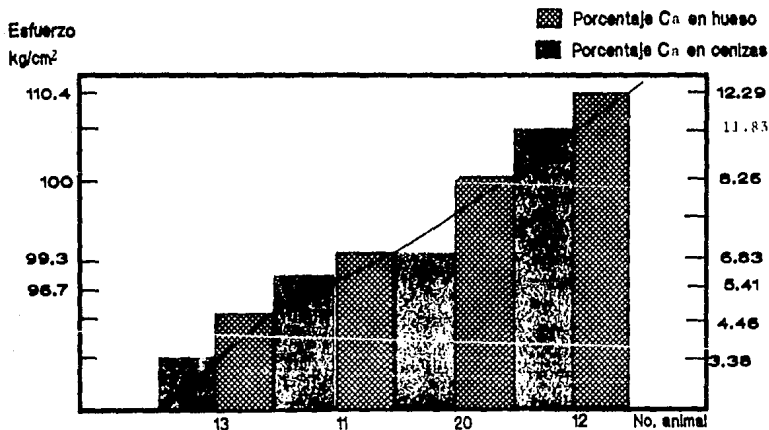
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE LOS NIVELES DE CALCIO DE TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE ELONGACION

FIGURA 24



CUADRO 29

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpiano de yeguas expuestas a un esfuerzo de torsión.

No.	edad años	% torsión kg-cm der - izq	porcentaje de Ca hueso		porcentaje de Ca cenizas	
			der-	izq	der	izq.
15	6	16.34	12.20		12.01	
17	5	15.24	12.01		11.13	
19	4	13.12	11.83		9.20	
R	4-6	13.15-16.3	11.8-12.2		7.6-8.12	
\bar{x}	5	14.91	12.03		7.8	
σ	1	1.62	.245		.275	

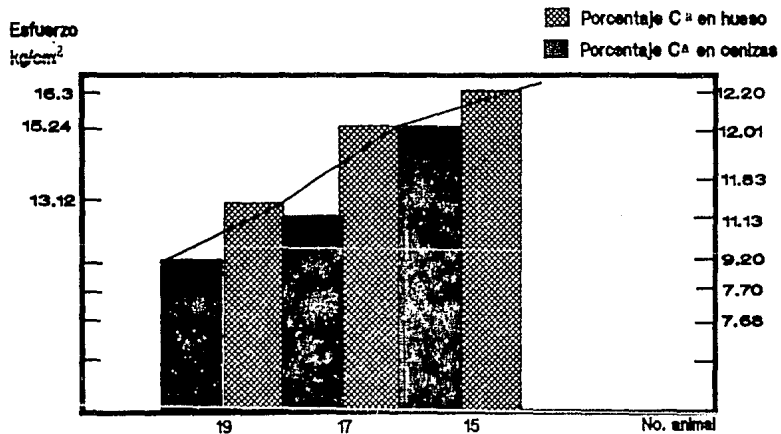
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE LOS NIVELES DE CALCIO DE TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE TORSION

FIGURA 25



71

CUADRO 30

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de calcio en tercer metacarpianos de yeguas expuestas a un esfuerzo de flexión

No.	edad años	flexión kg/cm ²	porcentaje de Ca hueso		porcentaje de Ca cenizas	
			der	izq	der	izq
1	6	593.4	18.91		16.30	
3	4	331.0	13.08		11.83	
4	4	394.73	14.40		13.57	
5	4	540.6	13.32		13.08	
R	4-6	331 - 593.4	13.08	- 18.91	11.83	- 16.30
\bar{x}	4.75	414.5	14.95		13.69	
σ	± .957	± 122.2	± 2.71		± 1.88	

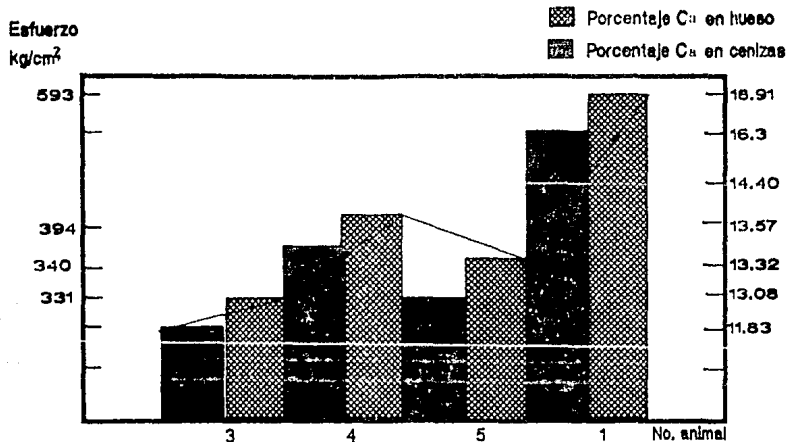
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar.

RELACION DE LOS NIVELES DE CALCIO DE TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE FLEXION

FIGURA 26



CUADRO 31

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpiario de yeguas expuestas a un esfuerzo de compresión.

No.	edad años	compresión kg/cm ²		porcentaje de P hueso		porcentaje de P cenizas	
		der	izq	der	izq	der	izq
7	5	633.2		31.39		31.39	
8	6	819.4		31.21		31.21	
9	5	617.39		30.31		30.31	
10	4	569.3		27.7		27.7	
R	4-6	569	- 819	27.7	- 31	27.7	- 31.2
\bar{x}	5	659.5		30.15		30.15	
σ	± 5.16	± 109.75		± 10.81		± 10.81	

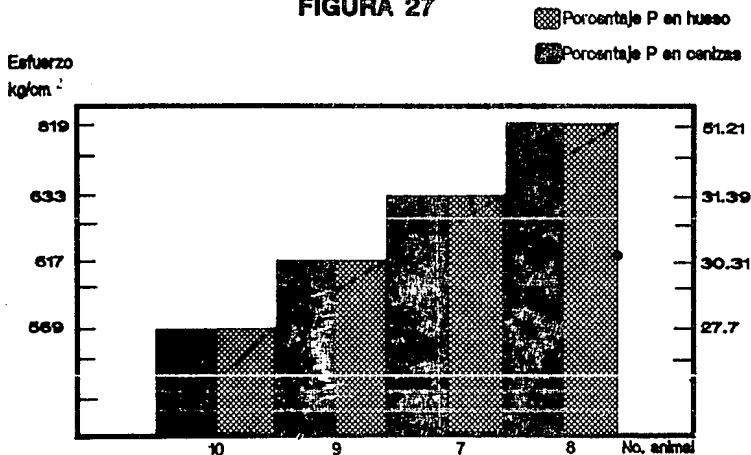
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar.

RELACION DE NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE COMPRESION

FIGURA 27



CUADRO 32

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpi-
no de yeguas expuestas a un esfuerzo de elongación.

No.	edad años	elongación kg/cm ²	porcentaje de P		porcentaje de P	
			der	izq	der	izq
11	5	99.3	14.3		14.3	
12	6	110.4	23.3		23.3	
13	4	96.7	13.8		13.8	
20	'5	100.7	17.2		17.2	
R	4-6	96.7 110	13.8	23.3	13.8	23.3
\bar{x}	5	101.32	17.15		17.15	
σ	±.816	±6.04	± 4.36		±4.36	

R= Rango

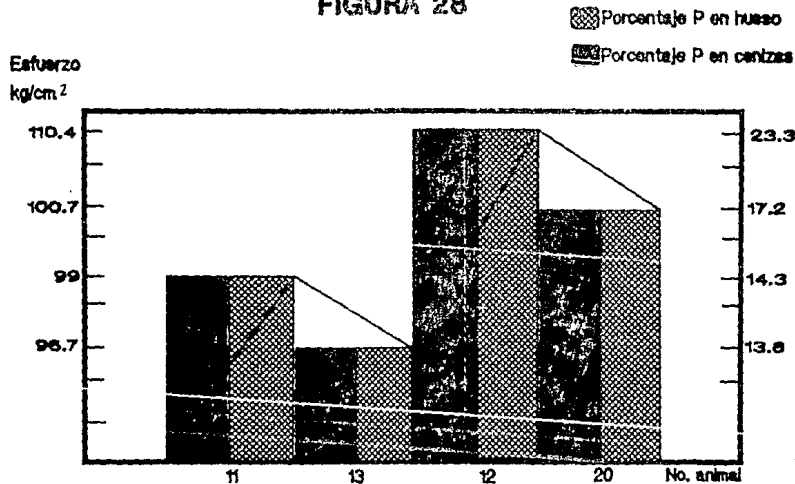
\bar{x} = Proemdio

σ = Desviación estándar.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

RELACION DE NIVELES DE FOSFORO EN TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE ELONGACION

FIGURA 28



CUADRO 33

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpi- no de yeguas expuestas a un esfuerzo de torsión.

No.	edad años	Torsión kg/cm ² der - izq	porcentaje de P hueso der - izq	porcentaje de P cenizas der - izq
15	6	16.34	21.9	21.9
17	5	15.24	21.11	21.11
19	4	13.15	17.67	17.6
R	4-6	13.1 - 16.3	17.6 - 21.9	17.6 - 21.9
\bar{x}	5	14.91	20.21	20.21
σ	± 1	± 1.62	± 2.3	± 2.3

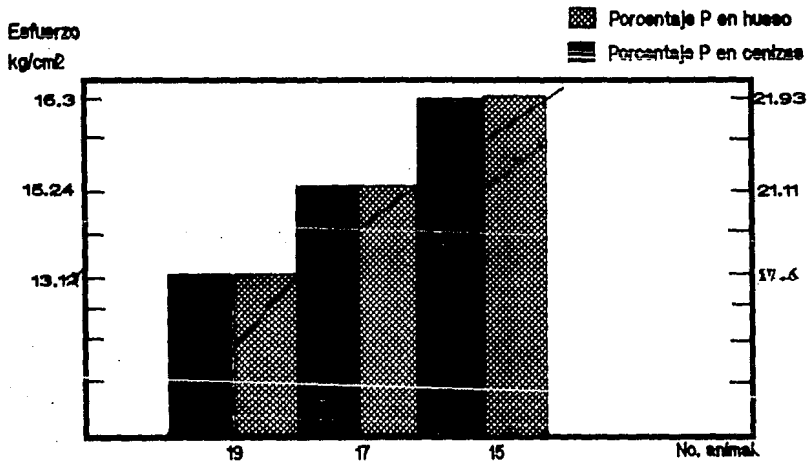
R= Rango

\bar{x} = Promedio

σ = Desviación estándar

RELACION DE LOS NIVELES DE FOSFORO DE TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE TORSION

FIGURA 29



CUADRO 34

Rango, promedio y desviación estándar de los niveles de fósforo en tercer metacarpi-
no de yeguas expuestas a un esfuerzo de flexión

No.	edad años	flexión kg/cm ²	porcentaje de P hueso	porcentaje de P cenizas
1	6	593.4	28.94	28.94
3	4	351.0	18.01	18.01
4	5	394.73	22.14	22.14
5	4	340.6	21.93	21.93
R	4-6	351 - 593	18.01 - 28.26	18.01 - 28.26
\bar{x}	4.75	414.5	22.63	22.63
s	±.957	±122.2	± 4.22	±4.22

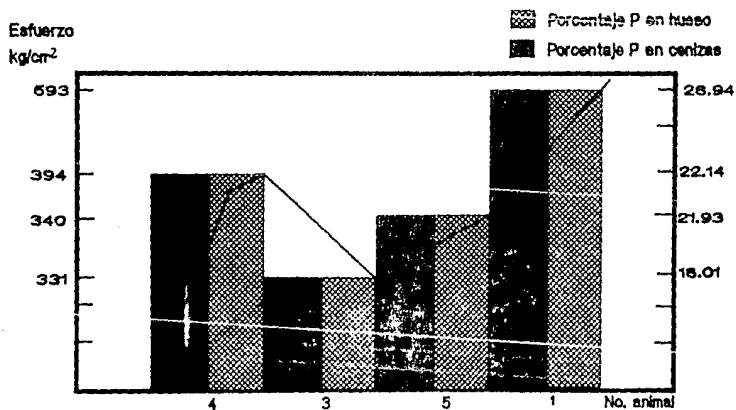
R= Rango

\bar{x} = promedio

s = Desviación estándar.

RELACION DE LOS NIVELES DE FOSFORO DE TERCER METACARPIANO DE YEGUAS EXPUESTAS A ESFUERZO DE FLEXION

FIGURA 30



V. Discusión

Se han mencionado en otras ocasiones datos de módulos biomecánicos de diferentes especies, pero estas cifras carecen realmente de las características de las especies y no mencionan factores básicos dentro de la biomecánica de los vertebrados como son la edad, peso, sexo, condición nutricional, enfermedades concomitantes y tipo de trabajo. De este modo no pueden instituirse normas universales de tratamiento hasta que se conozcan de manera precisa los módulos que mencionen la edad, peso corporal, sexo, condición nutricional y enfermedades concomitantes, así como la calidad ósea con pruebas como densitometrías y medición de espesores corticales ó en su defecto pruebas de determinación de minerales principalmente calcio o fósforo, del individuo que vaya a ser estudiado ó tratado quirúrgicamente pero siempre recordando que tendrá variación individual, tratando entonces de uniformizar el criterio sobre estos valores y aplicarlo de un mejor modo.

Es por eso que este trabajo debe de servir como base a estudios posteriores ya que es la primera vez que se estudian en México los módulos biomecánicos en III metacarpianos de caballos y yeguas con diferentes edades, pesos corporales, y condiciones nutricionales y las variaciones que los esfuerzos de compresión, elongación, flexión y torsión provocan en los niveles de calcio y fósforo, es decir la realización de una prueba de calidad ósea relacionada a esfuerzos biomecánicos.

Es de utilidad conocer que a través de la variación de los módulos biomecánicos y de la calidad ósea se puede lograr una relación más exacta entre metal y hueso en las osteosíntesis ya que factores como los que se mencionaron varían los módulos repercutiendo esto en la relación metal-hueso siendo la causa de resultados indeseables en la práctica quirúrgica en equinos y obviamente en el humano. Se espera que las pruebas realizadas sean sólo el principio de trabajos posteriores, con un mayor número de animales, teniendo un mayor rango de edades, pesos, razas, condiciones nutricionales y otros factores como enfermedades concomitantes y mayor variación en la calidad ósea así como obtener los módulos de huesos osteosintetizados, que reúnan las diferentes variaciones mencionadas.

V. Conclusiones.

Bajo las condiciones en que se realizó el presente estudio se concluyó que:

1. Existen diferencias en los módulos de compresión, flexión, elongación y torsión en los III metacarpianos de caballos y yeguas de acuerdo al peso, edad, y condición nutricional. (Cuadro 1 a 8), (Fig. 1 a 8).
2. En cada prueba de esfuerzo el valor de este aumentaba conforme aumentaba el peso corporal y la edad en años del animal. (Cuadro 1 a 8), (Fig. 1 a 8).
3. Que el tercer metacarpiano tiene una mayor resistencia a fuerzas de compresión, de flexión, elongación y finalmente de torsión. Siendo este el orden en que se registraron los valores de esfuerzo. (Cuadros 1 a 10), (Fig. 1 a 10)
4. Los rangos en kg/cm^2 de esfuerzos varían de acuerdo al tipo de esfuerzo a que se somete el hueso, la edad en años, el peso corporal y el sexo. (Cuadros 9 y 10), (Figuras 9 y 10).
5. En el esfuerzo de compresión el sólido disminuyó su volúmen y aumentó su densidad dando un mayor porcentaje de Ca y P en el hueso y cenizas con respecto a otras pruebas. (Cuadros 17, 21, 27 y 31), (Fig. 13, 17 23 y 27).
6. En el esfuerzo a elongación el sólido aumentó su volúmen y disminuyó su densidad dando el menor porcentaje de Ca y P en el hueso y cenizas con respecto a otras pruebas. (Cuadros 18, 22, 28 y 32), (Fig. 14, 18 24 y 28).
7. Salvo pequeñas diferencias el porcentaje de Ca y P aumentan conforme aumenta el esfuerzo a que es sometido el hueso en cualquiera de las pruebas y consecuentemente aumentan con la edad, el peso, y siendo mayor en caballos que en yeguas. (Cuadros 17 a 24), (Fig.-11 a 30).
8. El porcentaje de P es de casi el doble que el porcentaje de Ca en todos los huesos, lo que podría suponer un Hipoparatiroidismo secundario nutricional. (Cuadros 21, 22, 23, 24 y 31, 32, 33 y 34), (Fig. 17 18, 19, 20, 27, 28, 29 y 30).

VII. Literatura citada

1. ADAMS. T.S. STASHAK. Lameness in horses. 4th ed. Lea & Fabiger, Philadelphia, U.S.A., 1987
2. ALEXANDER, J.T. and ROONEY, J.R.: The biomechanics surgery prognosis of equine fractures. 1967-1971. Prod. 18 th Ann. AAEP, 219, 1972
3. AMPRINO, R. Forma, arquitectura y estructura de los huesos. Publicado en Gómez Oliveros, L: Lecciones de Anatomía Humana, t.I la. parte 204. Ed. Marban, Madrid, 1964. España.
4. AMPRINO, R. Y MAROTY, G.: A topographic quantitative study of bone formation and reconstruction. Bone & Tooth, 21 Proc. of the 1° Europ Symp. Ed. H. J. J. Blackwood. Pergamon Press, 1964
- 4.bis A.O.A.C, 1980, Official methods of analysis of the association of Official Analytical Chemists, 13th ed., Washington D.C., U.S.A.
5. ANSELL, R. H. & SCALES, J.T.: A study of some factors wich affect the strenght of screws and their insertion and holding power in bone. J. Biomech., 1,279, 1968.
6. BAGBY, G.W.: Compression bone-plating, historical considerations. J. Bone Jt. Surgery, 59-A, 625, 1977
7. BLAIMONT, P.: Definition de l' osteosynthèse biomécanique. Acta Orthop. Bel., 37,597, 1971
8. BASSET, C.A.: Biophysical principles affecting bone structure, In Biochemistry and Physiology of bone. 2nd ed. Academic press New York 1971.
9. BASTOS-ANSART, M.: La osteosíntesis. Ed. Espasa-Calpe, Madrid, España. 1932
10. BARCKLAY, O.R.: Some aspects of mechanics of mammalian locomotion. J. Exp. Biol. 30: 116-120 (1953)
11. BELANGER, L.F.: Osteocytic resorption, In Biochemistry and Physiology of bone. 2nd ed. Vol. 3 Academic Press New York, U.S.A. 1971
12. BENJAMIN, M. M. Outline of veterinary Clinical Pathology. 3rd. ed. The Iowa State University Press. U.S.A. 1984
13. BERGOT, C., BOCQUET, J.P.: Etude systematique en fonction de l' age de l' os spongieux et de l'os cortical de L' humerus et du fémúr. Bull Mem. Soc. Anthrop. Paris, 3,215-242. 1976.
14. BOURGOIS, R. WAGNER, J and BURNÝ, F.: Determination des propietes mecaniques locales des os longs a l'aide de micro-eprouvettes. 2° Symp. CIBO. Acta. Orthop. Bel. 39, 35, 1972.
15. BRUCKARDT, R. Atlas en color de histopatología clínica de la médula ósea y de los huesos. El Científico médica, Madrid, España. 1972.
16. BURK, R. R.: Nature 219: 1272, 1968. Citado por MEARS. C.D. Materials and orthopedic Surgery. 3rd. ed. Williams & Wilkins, Baltimore U.S.A., 1980
17. BURNÝ, F. Propietes mecaniques du tussus osséux. II Symp, CIBO, 1974 Acta Orthop, Bel., 4k. Supl. 1, 9, 1975.
18. CAMERON, J. R., SORENSON, J.: Measurement of bone mineral in vivo. Science, 142, 230-232. 1963
19. CLAVEL NOLLA, M. La ortopedia. Resúmen histórico. Estado actual y perspectiva. Ed. Acad. Med. Cir. Vol 1, 39-45. Murcia, España. 1960
20. CHAMAY, A, T. Mechanical and Morphological aspects of experimental overload and fatigue in bone. J. Biomech. 3: 363. 1980
21. CONTINI, R. and DRILLIS.: Kinematic and kinetic techniques in biomechanics, advances in bioengineering and instrumentation. 1st ed. Plenum Publishing Corporation, New York, U.S.A., 1996.

22. COPELAN, R.W.: Incidence, localitation and principles of treatment of stress fractures of the III metacarpal bone. Proc. 25 th. Ann. of AAEP 1972
23. CURREY, J, D.: The effects of strain rate reconstruction and mineral content on some mechanical properties of bovine bone. J. Bio-mech., 1, 81, 1975.
24. DALEN, N. OLSSON, K. E.: Bone mineral content and physical Activi-ty. Acta Orthop. Scand., 1974, 45, 170-174
25. DEVAS. M. B.: Shin splints or stress fractures of the metacarpal bone in horses and skin soreness, or stress fractures of the tibia in man. J. Bone Joint Surg. 49 B: 310, 1967
26. DEVAS, M. B. Compression stress fractures in man and in the grey-hound. J. Bone and Joint Surg. 43 B: 450. 1961
27. DIXON, R.T. and BELLINGER, C, R.: Pissure fracture of the equine metacarpus and metatarsus. J. Am. Vet. Med. Assoc. 153: 1289. 1968
28. DOWNEY, J. A. and DARLING, R.C. Physiological bases of rehabilita-tion medicine. W.B. Sanders Co, Philadelphia, U.S.A. 1970
29. EVANS. P. G. Mechanical properties of Bone. 2nd ed. Charles C. Tho-mas, Springfield, Illinois, U.S.A. 1973
30. EVANS, F. G, and VICENTELLI, R.: Relation of the compresive proper-ties of human cortical bone to histological structure and califica-tion. J. Biomech., 1, i. 1974
31. FACCKLEMAN, G. E. and NUNAWAKER, D. M. Metacarpal fractures a ma-nual of internal fixation. 1st ed. SpringVerlag, New York. 1981
32. FERNANDEZ/SABATE, a.: Patología de la consolidación fracturaria. Med. Clin., 61, 6, 334, 1973
33. FISHER, R, A.: The comparison of samples with possibly unequal va-riances. Ann Eugenics, 9 (1939). 174-180
34. FRANKEL. H. Biomechanics of the hip surgery of the hip Joint. 2nd ed. Lea & Fabiger, Philadelphia, U.S.A., 1973
35. FRANKEL H. and BURSTEIN. H. H. Biomecánica ortopédica. 1a ed. Edi-torial. Luis Barcelona, España , 1973.
36. FREUND. E.J. Mathematical Statistics. Prentice Hal Inc. Englewood Cliffs, N. J. J. S. A. 1962
37. FROST. H. M. The laws of Bone structure. 1st ed. Charles C. Thomas Springfield, Illinois, U.S.A., 1967
38. FROST. H. M. Orthopedic biomechanics. 1st ed. Charles C. Thomas. Springfield, Illinois, U.S.A., 1973
39. GAILLARD, P, J.: The celular basis of hormone response in bone. Pa-thol. Biol., 9: 169 1961
40. GARDNER, E.: General considerations of bone development. In the Biochemistry and physiology of bone. 2nd ed. Vol. III. Development & Growt, 11U. Academic press, New York-London, 1971
41. GARN, S, M.: An annotated bibliography on bone densitometry. Amer. J. Clin. Nutr. 1962 Citado por MEARS. C. D. Materials and orthope-dic Surgery. 3rd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, U.S.A. 1980
42. GUISTA. D. N. and ROAF. R. Orthopedic mechanics. Procedures and de-vices. London Academic Press, England. 1978
43. GIRAUDET. G. Biomecanique humaine appliquée a la reeducation. 2 ed. Ed. Mason. Paris, Francia. 1976
44. GLINCHER, M, J. and KRANE, S. M.: The organization and structure of bone and mechanism of calcification. In treatise of collagen. Vol. 2 part B. Gould (editor) Academic Press 1968.

45. GOMEZ OLIVEROS, L. Y PALACIOS CARBAJAL.: Vascularización de los huesos An. Anat. Humana 1, 1:9 89-91. 1964
46. GRAY, J.: Studies in the mechanics of tetrapod skeleton: J. exp. Biol., 20: 88-117 (1944)
47. GRAY, R and KORBACHER, G, B.: Compressive fatigue behaviour of bovine compact bone. J. Biomech., 3,287. 1974
48. GRIFFIN, D.: Estructura y función animal. Edit. Continental S.A. México. 1976
49. HAINAUT. K. Introducción a la biomecánica. 2nd ed. Edit. Gims, Barcelona, España, 1976
50. HEINRICH. A. Alternsvorgänge in Röntgenbild. G. Thieme ed. Leipzig 1941
51. HELELA T. VIRTAMA P.: Radiographic measurements of cortical Bone. Acta Radiol. Suppl. 293.
52. LEANTET M., Juster M. Etude Microradiographique et microdensitométrique de l'ostéomalacie. Edit. Masson. Paris, Francia. 1967.
53. JOWSEY, J.: Age changes in human bone. Clin. Orthop., 17, 210., 1960.
54. JOWSEY, J.: Studies of Haversians systems in man and some animals. J. Anat., 100: 857, 1966.
55. JUDET, R.: Implantes quirúrgicos. Bol. Esp. IRANOR 3: 1 - 15 (1976).
56. GATTON, T. A. Mereau, L. Encyclopedie Medicochirurgicale constante-ment tenné a pur. Ed. Techique (EMC). 1987, Paris, France.
57. LAVAL, Jeante, T. M., et al: Causes dierreur endesitométricossense. J. Radiol. Electrol. (53) 457-464, 1972.
58. LEITZ, y Morote. J. C.: Valor de los factores mecánicos en las os-teosintesis. Rev. Ortoph. Traven., 11, IB, 117. 1967.
59. MANTER, j. t.: The dynamics of quadrupedal
60. MANTER, P. et. al : The effect of statical compression and tension on internal remodeling of cortical bone. Helvetica Chirurgica. Acta Supp. 12, 1975
61. NEYMA, J: The generalization of Student's problem when several different population variances are innvolved. Biometrika, 34. 1947. 28-35
62. NORDIN. B. E. C: Osteoporosis and calcium deficiency in Bone as a tissue. McGraw Hill edit. N. Y. 1960
63. NUNAWAKER, D, M.: Force measurements in screw fixation. J. Biomech. 9: 669-675, 1976
64. OROZCO. F. Análisis químico cuantitativo. 16 ed. Et. Porrúa S. A. México, D.F. 1985
65. U'Conell. A. L. and GARDNER. E. B. Understanding the bases of human movement. 2nd ed. Williams & Wilkins Comp. Baltimore, U.S.A., 1972
66. PALACIOS. J. HERNANDEZ. C., ROSA MURCIA Y col, implantes óseos y articulares. Ponencia oficial española en el XII Congreso Hispano Lusó de traumatología y ortopedia (Uporto, Portugal 1979) 12 4lp Ed. Luis Barcelona, España. 1979
67. NEARS. C. D. Materials and orthopedic Surgery 3rd. ed. Williams & Wilkins, Baltimore, U.S.A. 1980
68. PANIARI, M, M.: Mechanical properties of bone as a function of rate pf deformation. J. Bone. Jt. Surgery 55-a 2,323, 1973
69. PERREN, S, M.: A dynamic compression plate. Acta. Orthop. Scand. Supp. 125: 31. 1969.

70. POPE, M, H.: Mechanical properties of bone as a function of position and orientation. J. Biomechl, 61. 1974
71. REILLY, D,T.: The elastic modulus for bone, J. Biomech. 3,271, 1974
72. REILLY, D,T.: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J. Biomech., 6,393, 1975.
73. ROBIN, G,C.: Dynamic Breakability of bone. Clin. Orthop., 69,289, 1970
74. SCHATZKER, J.: Compression in the surgical treatment of fractures of the tibia. Clin. Orthop., 105, 220, 1974.
75. SCHRYVER, H,F.: Calcium & phosphorus in nutrition of the horse. Cornell. Vet. Jour. 69: 491. 1974
76. SISSON. S and GROSSMAN. J. D. Anatomía de los animales domésticos Tomo 1.5 ed. Salvad ed. México, D. F. 1982
77. TEJADA. I. Manual de laboratorio para análisis de ingredientes utilizados en la alimentación animal. Patronato de apoyo a la investigación y experimentación pecuaria en México, A. C. 1 ed. 1 reip. 1985
78. TIMOSHENKO. S.: Resistencia de materiales I y II. España/Calpe Madrid. 1970
79. TURNER, A, S.: Surgical repair of fractures of the third metacarpal bone in standarbreed gelding. J. Amer. Vet. Med. Assoc., 171: 655. 1977
80. VALDEZ, H, Morris, D, L.: Compression planting of long bone fractures in foals. J. Vet. Orthop. 1; 10. 1982
81. VICENTELLI,
82. WHITE, A. A.: Fracture treatment, the still unsolved problem. Clin. orthop 106,279, 1975
83. WICKSTROM, J.: Problems of failure of surgical implante. J. Bone. Jt Surgery, 52-b 794, 1970
84. WIRTH, C, R.: The biomechanical effects of compresion plates applied to fractures. J. Trauma., 14,563-569. 1974.