

FIORETTI, RITA CECIL
Comparacion de las c

2012

71210

71210

RFN:
Clasif:
T-772



UNIVERSIDAD NACIONAL DE RÍO CUARTO
Facultad de Agronomía y Veterinaria
MAESTRÍA EN ANATOMÍA Y FISIOLÓGIA VETERINARIA

**COMPARACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS
MECÁNICAS DINÁMICAS DEL FÉMUR Y LA TIBIA DE
PERRO SOMETIDOS A PRUEBA DE IMPACTO**

RITA CECILIA FIORETTI

Director de Tesis

MV/ MSc. José Natali FAV UNRC

Co-Directora de Tesis

MSc. Mónica Galán FAV UNRC

Tribunal de Tesis

MV/Dr. Tomás Wheeler FAV UNRC

MV/ MSc. Alejandra Castro FCV UNICEN

MV/ MSc. Rosana Moine FAV UNRC

El presente trabajo fue realizado en el Departamento de Anatomía Animal de la Facultad de Agronomía y Veterinaria de la Universidad Nacional de Río Cuarto y se presenta como requisito para optar al título de **Magíster en Anatomía y Fisiología Veterinaria de la Facultad de Agronomía y Veterinaria de la Universidad Nacional de Río Cuarto.**

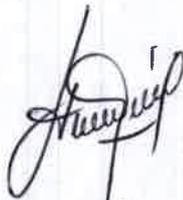
Director de Tesis

MV/MSc José Natali



Co-Directora de Tesis

MSc Mónica Galán

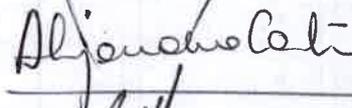


Tribunal de Tesis

MV/ Dr. Tomás Wheeler



MV/ MSc. Alejandra Castro



MV/ MSc. Rosana Moine



Río Cuarto, 28 de Mayo de 2012.

A Danilo, Leonardo y Facundo, mis grandes amores.

A Mabel, Eduardo y Pamela, mi adorada familia.

A Norma y Raúl, mi apoyo incondicional.

A Jesús, quien ilumina mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo no hubiera sido posible sin la desinteresada colaboración de muchas personas, familiares y amigos, por lo que quiero expresarles mi agradecimiento.

- ▶ A mi familia, por brindarme su apoyo y contención en todo momento.
- ▶ Al Director de Tesis MV / MSc José Natali y Co- Directora de Tesis MSc Mónica Galán, por su valiosa opinión científica y su constante estímulo.
- ▶ A mis compañeros de trabajo: María del Carmen, Viviana, Rosana, Soledad, Gerardo, Horacio y Matías por su permanente colaboración en distintas etapas de esta tesis.
- ▶ Al Dr. Ingeniero Pablo Varela, por su predisposición constante para la realización de los ensayos mecánicos del material óseo.
- ▶ A los técnicos de Anatomía Veterinaria, Omar y Gastón, por su colaboración en la eutanasia y muestreo.
- ▶ Al personal de Microscopía Electrónica de la Facultad de Ciencias Exactas de la UNRC., por su participación en el análisis de imágenes.
- ▶ A los Profesores Facundo Bonino y Rolando Quinteros, por su colaboración en el análisis estadístico de los datos.

▶ Al servicio de Zoonosis de la ciudad de Río Cuarto, por el aporte de los animales.

▶ A todas las personas que de alguna manera hicieron posible la realización de esta tesis.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Páginas
RESUMEN	1
ABSTRACT	2
INTRODUCCIÓN	4
El perro como modelo experimental: su origen y características	5
El tejido óseo	7
Propiedades mecánicas del tejido óseo	8
Exposición del tejido óseo a fuerzas intrínsecas y extrínsecas	11
Implicancia del fémur, tibia y peroné en la Clínica Veterinaria	14
Ensayos dinámicos de choque	18
Hipótesis	20
Objetivos Generales	21
Objetivos Específicos	21
MATERIALES Y MÉTODOS	24
Toma de muestra	24
Procesamiento de la muestra	24
Preservación de la muestra	25
Medidas geométricas generales del fémur y la tibia derechos e izquierdos	26

Medidas geométricas particulares del fémur y la tibia izquierdos	28
Análisis de imágenes	31
Maquinaria de Impacto	33
Test Mecánico de Ensayo	36
Análisis de los datos	40
RESULTADOS	43
Propiedades estructurales de la muestra	44
Comportamiento del material óseo sometido a impacto	50
Comparación de Resistencia entre el fémur y la tibia	55
Influencia de la talla, edad y sexo en la resistencia del fémur y la tibia	56
DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	63
Discusión	63
Conclusiones	73
Perspectivas	75
BIBLIOGRAFÍA	77
INDICE DE TABLAS	89
INDICE DE FIGURAS	90

RESUMEN

La resistencia del tejido óseo está determinada por dos propiedades: la calidad mecánica del material que lo compone y la geometría o diseño arquitectónico del hueso. Los objetivos del presente trabajo fueron evaluar la resistencia al impacto de los huesos fémur y tibia derechos aislados de perro mediante el método de Ensayo Charpy y comparar las características mecánicas dinámicas entre ellos. Además, comparar la resistencia al impacto del fémur y tibia derechos aislados entre perros de diferente talla, edad y sexo y relacionar sus variables geométricas con la resistencia. Se trabajó con los huesos fémur y tibia extraídos, postmortem, de 30 perros mestizos (16 machos y 14 hembras), de 2 a 10 años de edad, de talla grande (entre 20 y 30 Kg) y talla chica (entre 10 y 20 Kg) provenientes del servicio de zoonosis de la ciudad de Río Cuarto. Se determinó en todos los huesos: peso, longitud total, diámetro cráneo-caudal y diámetro latero-medial en la mitad de la diáfisis. El fémur y la tibia del miembro izquierdo fueron osteotomizados transversalmente en la mitad su diáfisis y se determinó en la superficie de sección: espesor de la cortical en los cuadrantes craneal, caudal, lateral y medial; diámetro medular cráneo-caudal y latero-medial; área de sección total, cortical y medular. Para las mediciones se utilizó un analizador de imágenes y las variables en estudio fueron sometidas a tratamiento estadístico. Tras el ensayo Charpy se demostró que la resistencia promedio de los fémures fue de $6,30 \text{ J} \pm 2,45$ y la resistencia promedio de las tibias fue de $11,57 \text{ J} \pm 4,02$. Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia de ambos huesos según la talla del animal, no ocurre lo mismo con la edad y el sexo. La resistencia del fémur presentó un coeficiente de correlación muestral de 0,81 respecto al área cortical, 0,72 respecto al área total y 0,37 respecto al área de cavidad medular. La tibia presentó un coeficiente de correlación muestral de 0,70 respecto al área cortical, 0,67 respecto al área total y 0,29 respecto al área de cavidad medular. Se concluye que a medida que aumenta el área cortical del hueso aumenta la energía de impacto absorbida. La tibia posee mayor resistencia al impacto que el hueso fémur del mismo lado.

ABSTRACT

The resistance of bone tissue is determined by two properties: the mechanical quality of material that composes it and architectural geometry or design of the bone. The objectives of this study were to evaluate the impact resistance of the right femur and tibia bones of dog isolated by the method of Charpy test and compare the dynamic mechanical properties between them. Furthermore, comparing the impact resistance of the right femur and tibia isolated from dogs of different size, age and sex and relate geometric variables to their resistance. We worked with the femur and tibia bones removed, postmortem, of 30 mongrel dogs (16 males and 14 females), 2 to 10 years old, large size (20 to 30 kg) and small size (between 10 and 20 kg) from zoonoses service the city of Rio Cuarto. Was measured in all bones: weight, length, craniocaudal and latero-medial diameter in the middle of the shaft. The femur and tibia were osteotomized transversely in the middle of the shaft and identified on the surface of section: cortical thickness in quadrants cranial, caudal, lateral and medial; medullary diameter cranio-caudal and latero-medial; total, cortical and medular sectional area. For measurements used an image analyzer and the variables under study were subjected to statistical treatment. After the Charpy test showed that the average strength of the femurs was 6.30 ± 2.45 J and the average strength of the tibia was 11.57 ± 4.02 J. Statistically significant differences in the strength of both bones of the animal depending on size, not so with the age and sex. The strength of the femur showed a sample correlation coefficient of 0.81 compared to cortical area, 0.72 compared to the total area and 0.37 regarding the area of marrow cavity. The tibia showed a sample correlation coefficient of 0.70 compared to cortical area, 0.67 compared to total area and 0.29 regarding the area of marrow cavity. We conclude that with increasing cortical bone area increases the impact energy absorbed. The tibia has greater impact resistance than the femur bone of the same side.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

La Biomecánica estudia las fuerzas y aceleraciones que actúan sobre los organismos vivos, cuyo análisis se hace posible por una serie de técnicas especializadas y complejas (Contini y Drillis, 1966). El término *mecánica* fue usado por primera vez en 1638 por Galileo Galilei en un tratado sobre fuerza, movimiento y resistencia de materiales. Galileo Galilei y sus colegas Harvey, Santorio y Descartes fueron, sin saberlo, los pioneros en biomecánica; basaron sus descubrimientos biológicos sobre principios físicos, observaciones y análisis cuantitativos. El alcance de la biomecánica se ha expandido en gran medida y actualmente se la define como la ciencia y tecnología de los movimientos simples y complejos que pueden ejecutar los seres vivos. El diseño adaptativo de un organismo que se mueve autónomamente permite la ejecución de ciertas secuencias esqueleto-musculares y prohíbe ciertos movimientos "imposibles". Cualquier restricción corporal está determinada por las posibilidades biomecánicas; en este sentido, los animales están sujetos a las mismas leyes y normas físicas que la materia inanimada (Von der Beck, 1999). La biomecánica presenta dos subdisciplinas llamadas *biodinámica* y *bioestática*, existiendo analogía con la mecánica física. La biodinámica se subdivide en *biocinemática* (analiza los movimientos sin tener en cuenta las fuerzas que los producen) y *biocinética* (estudia los cambios causados en el movimiento por un sistema desequilibrado de fuerzas y determina las fuerzas necesarias para producir cualquier cambio que se desee). La bioestática estudia las fuerzas y su equilibrio que actúan sobre los animales y sus órganos en el estado de reposo o en movimiento a una velocidad uniforme y en línea recta.

El perro como modelo experimental: su origen y características

El perro doméstico (*Canis lupus familiaris*) pertenece a la Familia *Canidae*, que se engloba dentro de la Superfamilia *Canoidea*, Suborden *Fissipedia* y Orden *Carnivora*. La Subfamilia *Caninae* divergió de otros carnívoros al principio del Eoceno, hace 45 - 55 millones de años, según datos moleculares basados en electroforesis de proteínas e hibridación de ADN. La creciente variedad de alimentos vegetales en el Oligoceno (hace entre 26 y 38 millones de años) provocó una gran diversidad de herbívoros, que se reflejó en una expansión explosiva del número de carnívoros. De la Subfamilia *Caninae* se originaron 42 géneros diferentes que han dado lugar a las, aproximadamente, 38 especies de cánidos actuales. Se considera a *Canis davis* como el primer ancestro del género *Canis*, que vivió en América hace 10 millones de años y fue ancestro de varias especies, como el perro primordial (*Canis cipio*), que vivió hace 6 millones de años, el perro silvestre europeo (*Canis ferus*), el perro etrusco del bosque (*Canis silvanicus*) y el perro de las grutas (*Canis arcanus*). La llegada del género *Canis* al Viejo Mundo ocurrió hace 3 millones de años. Durante el Pleistoceno, Europa estuvo habitada por tres especies diferentes de *Canis*: *C. arnensis*, *C. etruscus* (procedente de Asia), y *C. falconeri* (procedente de África). Se considera como lobo fósil más antiguo al *Canis lupus archanis spp* (ex *Canis lupus praedator*), que data de hace 750.000 años, después de la tercera glaciación. La forma similar al lobo gris actual (*Canis lupus*) apareció al final del Pleistoceno medio, siendo una de las especies que sobrevivió a las glaciaciones y que ha llegado hasta la actualidad. Algunos autores sostienen que la enorme variabilidad genética mostrada por el perro doméstico sólo puede ser explicada por un origen polifilético a partir de lobos grises, chacales dorados y coyotes. Charles Darwin observó que los perros domésticos eran fenotípicamente tan diversos que parecían haberse originado a partir de dos o más especies de cánidos salvajes. De manera similar, el etólogo Konrad Lorenz señaló que en los perros se podían observar algunos caracteres de comportamiento de lobos y chacales. Sin embargo, otros investigadores mantienen la opinión de que los perros

derivan de una o varias poblaciones de lobo gris, basándose tanto en estudios morfológicos como de comportamiento, a los que apoyan firmemente evidencias moleculares. Los perros fueron los primeros animales en ser domesticados y algunos de sus restos óseos datan de unos 14.000 años a.C. (Clutton-Brock, 1995). El análisis de ADN mitocondrial de las poblaciones de perros y de lobos grises indican claramente que ellos se originaron en el este de Asia y cruzaron el Estrecho de Bering (Leonard y col., 2002; Savolainen y col., 2002). Es probable que desde muy temprano en este largo proceso de domesticación, los seres humanos ejercieran una alta presión genética, mediante la selección de rasgos diferentes, para crear razas mejor adaptadas a fines tales como el pastoreo, la vigilancia o la caza. Esta presión selectiva se ha incrementado durante los últimos dos siglos, con varios cientos de razas creadas, que ahora constituyen la población de perros modernos (Galibert, 2008).

Las diferencias en la composición y estructura del tejido óseo entre las especies son los factores más importantes que deben ser discutidos cuando se considera el diseño de un modelo animal. Si bien el modelo ideal que puede imitar perfectamente los huesos humanos no existe, la mayor similitud se encontró entre huesos humanos y caninos, ya que sólo el hueso de perro tiene la composición más parecida a la del hueso humano (Aerssens y col., 1998). Bloebaum y col., (1993) determinaron que el perro es el más usado como modelo para otorgar beneficios a la ortopedia humana. Goel (1982) comprobó que el perro y el humano tienen fémures similares en cuanto a sus características internas y externas. En cambio, Sumner y col., (1990) observaron diferencias en la geometría transversal de fémur de perro y de humano, ya que el hueso de perro presenta una delgada cortical y en consecuencia un canal medular mayor. Aún con esta diferencia, dicho autor sugiere el uso del perro como modelo experimental en la clínica ortopédica.

El tejido óseo

El hueso es un tejido conectivo especializado que histológicamente se caracteriza por presentar calcificada la sustancia intercelular, lo que le brinda dureza y resistencia, manteniendo cierto grado de elasticidad. Este tejido está extraordinariamente adaptado para soportar y adecuarse a la variabilidad de tensiones mecánicas y a las demandas de calcio a la que está sometido. Para ello, el hueso se encuentra constantemente en un proceso dinámico de crecimiento y reabsorción. Los componentes óseos son: las *células osteógenas: osteoblastos, osteocitos, osteoclastos* y la *sustancia intercelular, amorfa y fibrilar*. Dentro de la sustancia intercelular amorfa se citan a los cristales cálcicos de hidroxapatita como componentes minerales de la matriz ósea, mientras que los glucosaminoglicanos sulfatados, glucoproteínas y proteoglucanos constituyen la matriz orgánica. La sustancia intercelular fibrilar es aquella constituida por abundantes fibras colágenas. Los osteocitos y la sustancia intercelular conforman la unidad estructural del tejido óseo, las *laminillas óseas*; éstas, a su vez, constituyen el hueso esponjoso y el hueso compacto. En el hueso esponjoso, las laminillas óseas conforman una red de trabéculas separadas por un laberinto de espacios intercomunicados donde se aloja la médula ósea. En el hueso compacto, las laminillas óseas se organizan de tal manera que dan origen a los *sistemas de Havers, intersticial y circunferencial*. El hueso en su superficie externa está cubierto por una membrana de tejido conectivo, el periostio, mientras que la superficie interna está revestida por el endostio. Ambos poseen células mesenquimatosas u osteógenas, precursoras de las células óseas que intervienen en el crecimiento y remodelación del hueso, como así también en la reparación de fracturas (De la Cruz, 1999). Los osteoclastos producen la resorción de la matriz ósea, ya que dichas células presentan los mecanismos necesarios para disolver el material óseo y digerir la matriz orgánica (Banks, 1996).

Los huesos, en conjunto con los cartílagos, conforman el esqueleto del animal. Éste, dentro del aparato locomotor, constituye la estructura de apoyo del cuerpo, proporciona su armazón y un sistema de palancas que actúa en la postura y el movimiento, y también protege órganos delicados. El aparato locomotor se denomina así porque los músculos esqueléticos pueden aplicar sus fuerzas de manera eficaz y coordinada para realizar el movimiento (Ruckebusch y col., 1994). Ferraris (2000) destaca que el hueso presenta variaciones estructurales en la disposición de sus fibras de colágeno, acorde a la biomecánica que desarrolla el tejido.

Durante la evolución, el esqueleto de los vertebrados desarrolló una resistencia a la deformación, e indirectamente a la fractura. Se adaptó a los requerimientos de su entorno, dentro de los límites fisiológicos de exigencias mecánicas (Nordin, 2004). Este desarrollo se habría conseguido optimizando las dos propiedades clásicas y determinantes de la resistencia de cualquier estructura sólida: la *calidad mecánica* del material que la compone (rigidez específica del tejido óseo mineralizado "sólido") y la *distribución espacial* de ese material (geometría o diseño arquitectónico del hueso) (Ferretti, 1998).

Propiedades mecánicas del tejido óseo

El entorno mecánico de los huesos está determinado principalmente por las contracciones musculares regionales y por la fuerza de gravedad. Sus variaciones afectan principalmente a los osteocitos, los cuales están inmersos en un material mineralizado de naturaleza rígida y a su vez disponen de prolongaciones citoplasmáticas interconectadas en todas las direcciones del espacio. Estas prolongaciones pueden sensar las deformaciones del tejido que resultan del trabajo mecánico cotidiano del esqueleto (Ferretti, 2003). Como resultado acumulativo del trabajo homeostático, llamado *mecanostato* óseo por Frost (2004), los huesos autorregularían la única propiedad ósea conocida en los esqueletos de todos los vertebrados, la *deformabilidad*.

Los huesos trabajarían dentro de un razonable margen de seguridad para los esfuerzos fisiológicos mínimos y máximos, que serían de 700 a 2000 microstrains (uS), respectivamente. Estos valores les permitirían mantenerse alejados del nivel crítico de 20000 uS, que determinaría la fractura de cualquier hueso. El mecanostato óseo sería no sólo un determinante directo, sino también el único regulador conocido de la verdadera calidad ósea (Ferretti, 2006).

Desde el punto de vista estático, los huesos son barras sólidas o huecas, sujetas a una moderada tendencia a la curvatura en condiciones de carga excéntrica (fuera del centro axial) (Badoux, 1982; Getty, 1982). El hueso cortical diafisario es un compuesto material constituido básicamente por hidroxiapatita, un material de alta resistencia que le confiere rigidez. Además, está constituido por colágeno, proteína responsable de las propiedades elásticas y plásticas que tiene el hueso. La estructura no homogénea, existencia de trabeculación ósea e interposición de fluidos, le proporcionan características de anisotropía y viscoelasticidad (Cowin, 1991; Camargo, 2002). Ante estas características, el tejido óseo debe ser tratado como un material heterogéneo, teniendo en cuenta dicha cualidad en aquellos trabajos de investigación relacionados a la biomecánica. Las propiedades mecánicas de los huesos son importantes para una mejor comprensión de su biomecánica normal, evaluación de patologías y procesos de rehabilitación (Engel, 1997; Camargo, 2002; Galán, 2002; Pressel, 2005). Debido a su composición, los huesos antes de romperse experimentan una deformación elástica (reversible) y una deformación plástica (irreversible). La resistencia, rigidez y absorción de energía del hueso dependen de sus propiedades materiales (composición, morfología, porosidad), propiedades estructurales (geometría, largo, curvatura) y factores mecánicos (velocidad y orientación de las cargas) (Roush, 2003).

Las características estructurales de los huesos varían según la *especie*, *edad* y *sexo*; de esta manera el tejido óseo se remodela de acuerdo a las necesidades funcionales. Kokshenev (2007) describe variaciones de los huesos entre especies.

Al avanzar la *edad* declina la resistencia y rigidez ósea, como así también la capacidad para absorber energía. En la osteoporosis, al haber una pérdida de espesor en la cortical y en el tejido trabecular, se somete al hueso cortical a una mayor carga fisiológica (Reich, 2005; Syahrom, 2011; Green, 2011). Reich y Gefen (2006) experimentaron impacto en fémur de pollo y determinaron que la integridad del hueso trabecular es fundamental para resistir cargas de impacto. En términos biomecánicos, el riesgo de producción de una fractura osteoporótica está determinada por la combinación de factores inherentes a la calidad del hueso. En este sentido, el grosor cortical, contenido mineral, densidad del hueso trabecular y la microarquitectura son factores importantes, como así también influyen las condiciones de cargas mecánicas impuestas. Aunque el tamaño y la forma del fémur no se modifican sustancialmente por la osteoporosis, la degradación de la calidad ósea (osteopenia) se expresa tanto en el componente cortical como en el trabecular. La disminución de la resistencia y rigidez se debe al incremento de la porosidad ósea. Caeiro Rey (2010) cita la actual definición de osteoporosis, la cual considera a la enfermedad como una alteración sistémica, caracterizada por una resistencia ósea baja, que depende de la integración de dos variables: *cantidad y calidad ósea*. Mientras que la cantidad está directamente relacionada con la densidad mineral, la calidad depende de la composición química del material orgánico e inorgánico que componen su matriz (propiedades materiales) y de la estructuración espacial de dichos materiales (propiedades estructurales). Estos factores dependen en mayor o menor medida del remodelado óseo. Moine (2004) asegura que durante el primer año de vida ocurren importantes cambios en las propiedades geométricas de los huesos largos. En este sentido, Rivera (2001) plantea que los procesos de crecimiento de la cortical del fémur de perro en los cuadrantes craneal y caudal, presentan una combinación de tejidos que se modifican de acuerdo a la edad.

Exposición del tejido óseo a fuerzas intrínsecas y extrínsecas

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 (Schwarz, 1996).

La estructura ósea puede estar expuesta a las siguientes fuerzas extrínsecas: axial (compresión o tracción), transversa o deslizamiento, inflexión o flexión y torsión o rotación. 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).

Alexander (1985) define a la fortaleza como la cantidad de carga requerida para causar la falla del material. 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. Los accidentes vehiculares son causa

frecuente de este tipo de fuerzas en pequeños animales y clínicamente se manifiesta con fracturas transversas u oblicuas cortas. La falla del hueso en tensión se inicia en el punto de máxima convexidad (punto máximo de tensión), sitio donde hay una mínima fortaleza del material y como consecuencia lleva a la fractura. El hueso maduro y sano es más fuerte en compresión (flexión) que en tensión (tracción), es decir, su resistencia es mayor a la compresión. En consecuencia generalmente falla primero en la superficie de tensión (Fig.1).

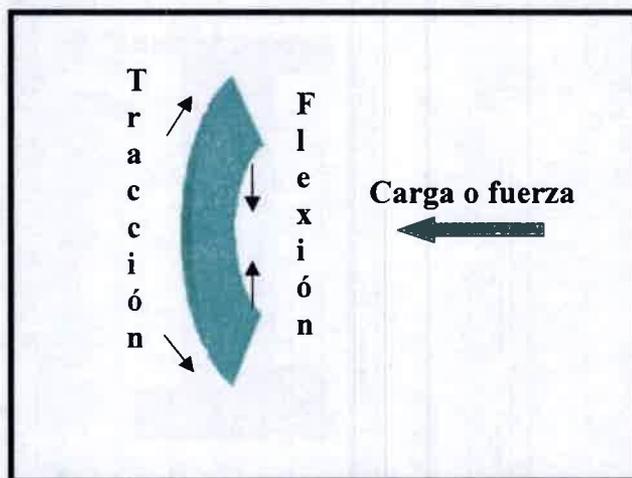


Fig. 1. Fuerzas que actúan sobre un hueso largo.

La resistencia o fortaleza es importante en la biomecánica del hueso, de ella dependerá el comportamiento del tejido óseo ante una carga, siendo esta cualidad una propiedad intrínseca del hueso, independiente de su forma. La fuerza requerida para fracturar el hueso es diferente de la resistencia intrínseca, por lo que esta carga varía con las medidas del hueso (Turner, 1993). Ante una carga de flexión, la fortaleza y rigidez dependen no sólo del área de sección transversal sino también de la distribución de la masa ósea. En este sentido, Newton and Nunamaker (1985) utilizan el concepto de *área de momento de inercia* como un parámetro que permite comprender la resistencia

de un material. Dicho concepto hace referencia a la forma o geometría específica de la zona del material que recibe la carga o fuerza. Debido a que los huesos largos tienen una cavidad, 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). Galileo, en el siglo XVII, reconoció el significado de la trabeculación ósea y comprobó la hipótesis de que los cilindros huecos resultan más fuertes que las barras macizas por unidad de peso. Erickson y col., (2002); Wang y col., (2010) determinaron 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. Por lo tanto, existe una estrecha relación entre los parámetros morfológicos del hueso y sus propiedades mecánicas (Syahrom, 2011).

Natali (2008) observó fémur (*os femoris*) de perro y señala que, “los huesos 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...”. Ferretti (2006) reconoce una verdadera “calidad ósea”, sinónimo de la resistencia de cada hueso a la deformación excesiva y a la fractura, la cual resulta de la integración de la calidad mecánica del material mineralizado y la calidad arquitectónica del diseño del hueso. Estas dos propiedades óseas fundamentales devienen a su vez de la integración de tres procesos esqueléticos imprescindibles: *crecimiento endocondral, modelación y remodelación*. Se cree actualmente que la adaptación mecánica se rige por los osteocitos, los cuales responden a estímulos mecánicos con la producción de moléculas de señalización. Estas moléculas modulan la actividad de los osteoblastos y osteoclastos, convirtiendo así los estímulos mecánicos en señales celulares. Por lo tanto, la arquitectura y densidad óptima de los huesos no sólo pueden ser determinadas por la intensidad y distribución espacial de los estímulos mecánicos, sino también por la acción de dichas células. La remodelación del tejido óseo permite

adaptar su estructura interna a las demandas mecánicas (adaptación estructural) para garantizar una resistencia máxima con un mínimo de masa ósea (Klein-Nulend, 2005).

Hulse and Hyman (1993) observaron que la cara de tensión principal del fémur de perro es la cara craneolateral. El punto de máxima curvatura del arco anterior de la diáfisis del fémur de perros adultos se localiza en su tercio distal, con un equivalente del 35% de la longitud biomecánica del hueso (Kuo et al, 1998; Natali, 2008).

Yeni y col. (1997) investigaron fémur y tibia (*tibia*) de humanos y observaron que la porosidad y densidad de las osteonas son los mejores indicadores para evaluar tensión y resistencia a la fractura del hueso cortical. Cristofolini y col. (2010) realizaron una revisión sobre la estructura y su efecto en la deformación del fémur, tibia y peroné (*fibula*) de humanos. Dichos autores notaron que el fémur se ha estudiado ampliamente, además indican que sobre la tibia hay poca información disponible y no hay datos al respecto de estudios realizados en fibula. La mayoría de los estudios publicados fueron de huesos individuales.

Wehnera y col., (2010) investigaron las fuerzas internas que operan en el fémur. Dichos autores aseveran que las cargas internas máximas se producen en la fase media de apoyo, conclusión que permite ajustar propiedades biomecánicas en dispositivos de fijación de fracturas.

Implicancia del fémur, tibia y fíbula en la Clínica Veterinaria

Evans y col., (2010) expresan que el fémur es el hueso más grande del cuerpo, presenta una forma típicamente cilíndrica y su cuerpo o diáfisis es ligeramente convexo hacia craneal. Dyce y col., (2002) afirman que el fémur es el más fuerte entre los huesos largos del perro. Sin embargo, según estudios estadísticos realizados por Sánchez-Valverde y col., (1995), se considera que dicho hueso es el más afectado por fracturas. Otros reportes, indican que la incidencia de fracturas de fémur en pequeños animales representa el 45 % de

las fracturas de huesos largos, mientras que la fractura de tibia y fíbula representa un 21 % de los casos reportados, datos provenientes del Hospital de Clínicas de la Universidad Nacional del Nordeste (Lockett, 2004). Shires (2006) afirma que el fémur es el hueso más comúnmente asociados con fracturas traumáticas en el perro. Para Egger (2006) las fracturas de tibia y fíbula componen una significativa proporción (15-20%) de todas las fracturas de huesos largos en pequeños animales. Dentro de las fracturas de fémur, las más comunes son las fracturas diafisarias, las cuales son frecuentemente debidas a traumas (accidentes vehiculares, disparos, traumatismos romos, etc.) y en menor medida provocadas por patologías preexistentes (tumor esqueléticos primarios o metastásicos) (Fossum y col. 1999; Latorre y col., 2009).

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. Además, existen revisiones con respecto a la arquitectura y organización interna del hueso humano ante la aplicación de diferentes estímulos mecánicos, con la finalidad de aportar conocimientos biomecánicos de interés para el tratamiento de diferentes patologías (Ríos - Días, 2008; Beckmann, 2011). Por su parte, Kulina y col., (2011) investigaron los efectos del tipo de carga sobre el comportamiento de la curva de resistencia en la diáfisis del hueso fémur equino. En otro trabajo reciente se investigaron las variaciones regionales en las propiedades mecánicas del hueso cortical del fémur porcino (Bonneya, 2011).

Beale (2004) plantea que las fracturas de fémur son comunes en perros y gatos como producto de un traumatismo importante. La mayoría de las fracturas de fémur son cerradas, debido a los grandes músculos que recubren la región del muslo y por lo general se requiere de algún tipo de fijación interna (Fig. 2 y 3). Los huesos de animales inmaduros presentan corticales relativamente delgadas, variabilidad en la longitud y forma de las diáfisis, entre los factores que afectan la reparación de fracturas (Wheeler, 2002).

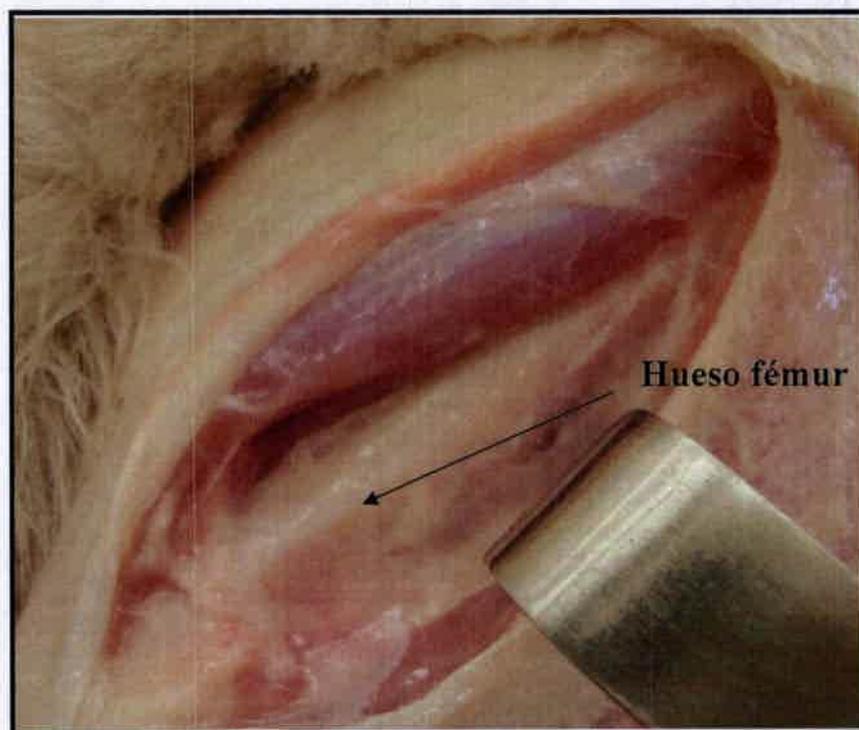


Fig. 2. Acceso quirúrgico a la diáfisis del fémur, retracción caudal del músculo bíceps femoral (*M. bíceps femoris*).

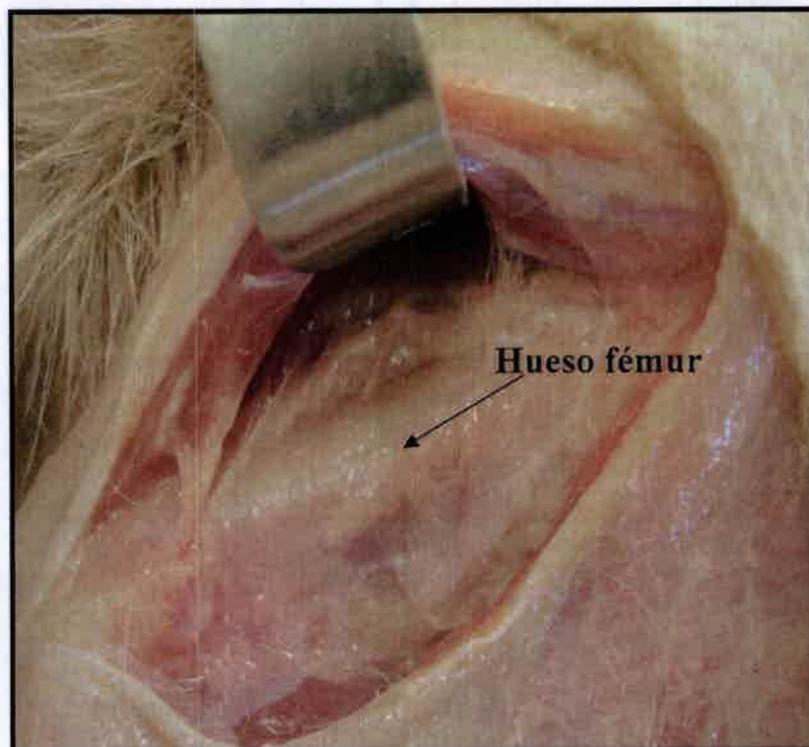


Fig. 3. Acceso quirúrgico a la diáfisis del fémur, retracción craneal del músculo vasto lateral (*m. vastus lateralis*).

Hara y col., (2003) investigaron, mediante un modelo experimental de osteotomía tibial en perro, los cambios en las características biomecánicas del hueso y observaron que dichas características no se recuperan totalmente post fractura. Por su parte, Tascau y col., (2009) estudiaron el comportamiento biomecánico de tibias caninas con un método de reconstrucción de defectos óseos basados en células madre. Dichos métodos, podrían ser trasladados a pacientes humanos como desarrollo de terapias innovadoras en la reconstrucción osteoarticular. El alcance actual de la tecnología ha llevado a la creación de un material análogo al hueso cortical llamado *material cortical de cuarta generación*. Anneliese y col. (2008) se plantearon medir propiedades estructurales en fémur y tibias de cuarta generación para confirmar que los mismos presentan un comportamiento biomecánico que se halla dentro del rango natural de los huesos humanos.

Existen numerosos estudios relacionados con la osteoporosis como factor predisponente a las fracturas en la clínica humana. Caeiro Rey (2010) plantea que el perfil terapéutico ideal de un fármaco para dicha patología, sería aquél que demostrase aumentar la resistencia del hueso y en consecuencia disminuir la incidencia de fracturas. Actualmente, existen una serie de medicamentos que son capaces de mitigar y/o reparar dichas alteraciones fisiopatológicas que la osteoporosis produce. Green y col., (2011) estudiaron diferencias relativas a la edad, en la morfología de la propagación de microdaños en el hueso trabecular. Ellos concluyen que el aumento de la edad se asocia con una disminución en la resistencia del tejido óseo. Por su parte, Brianne y col. (2010) observaron que la pérdida rápida de las trabéculas durante la osteoporosis se atribuía a los cambios patológicos en el proceso de remodelación ósea. En este sentido, propusieron que esta patología se debe a la alteración en las señales como resultado de una disminución de la mecanosensibilidad o un aumento en el módulo de elasticidad del hueso. En la actualidad, se están efectuando estudios en tibias de humanos, *in vitro* e *in vivo*, con la finalidad de diagnosticar enfermedades metabólicas óseas como la osteoporosis. Dichos procedimientos están ligados a las propiedades mecánicas de la tibia (Bediz, 2010).

Ensayos dinámicos de choque

Los ensayos de choque determinan la fragilidad o capacidad de un material de absorber cargas instantáneas. Mediante un golpe intenso y repentino se pone a prueba el hueso y se mide su resistencia a la ruptura. Los ensayos dinámicos de choque se realizan en máquinas denominadas *péndulos* o *martillos pendulares*, mediante las cuales se verifica el comportamiento de los materiales al ser golpeados por una masa a la que se deja caer desde una altura determinada (González Arias y Palazon, 1969). Dentro de dichos procedimientos, Georges Augustin Albert Charpy ha diseñado el Ensayo Charpy. La prueba consiste en golpear un material con un péndulo oscilante calibrado, obteniendo como resultado la energía absorbida por el material.

El péndulo parte de una altura determinada que se constituye en la elevación inicial, gira describiendo un arco, golpea, rompe la muestra y alcanza una elevación final. Conociendo la elevación inicial y final del péndulo, se obtiene la diferencia de energía potencial. Esta diferencia es la energía de impacto absorbida por la muestra durante la prueba, que generalmente se expresa en joules (J) (Wang, 2010). Desde el punto de vista mecánico se trata de una máquina de ensayo muy simple. Con este instrumento se pueden diseñar varias pruebas de impacto, donde se demuestra de forma rápida y didáctica la influencia que tienen determinados factores en el comportamiento mecánico de los materiales (Ortega, 2006).

Los valores obtenidos por el Ensayo Charpy son únicamente comparables en materiales con propiedades similares (dúctiles o frágiles) y en idénticas condiciones de ensayo.

La energía absorbida por el hueso al romperse bajo la acción de un impacto por unidad de superficie de rotura, se denomina *resiliencia*. Dicha magnitud es muy utilizada en trabajos de impacto.

La fórmula de Resiliencia es la siguiente:

$$K_{cu} (\text{valor de impacto}) = \text{Energía absorbida (J)} / *S_0 (\text{cm}^2)$$

*área de la sección transversal de la muestra antes del ensayo.

La rotura del hueso se produce por flexión, por lo que se lo denomina *flexión por choque*. Un elemento estará sometido a flexión cuando actúen sobre él cargas que tiendan a doblarlo (Fig. 4).

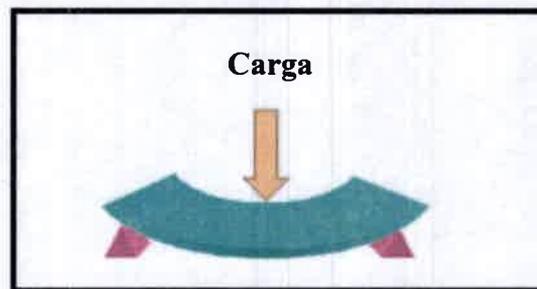


Fig. 4. Elemento sometido a flexión.

El ensayo de choque no nos ofrece una propiedad definida del material, sino que constituye un índice comparativo de su plasticidad respecto a otros ensayos realizados en idénticas condiciones, dado que no admite otra condición de comparación o semejanza (Tsuda, 1957; Saha, 1976, Burstein, 1972). Por lo tanto, deben tenerse muy en cuenta los distintos factores que producen el efecto fragilizante. En los ensayos mecánicos se deben considerar dos aspectos importantes para obtener resultados positivos: preparación de la muestra y tipo de ensayo, éste debe corresponderse con los objetivos planteados (Aerrensens, 1998; Pressel, 2005).

Panagiotopoulos (2005) realizó ensayos de impacto dinámico en fémur humano y consideró al sexo y edad como factores que puede influir en la resistencia ósea a la ruptura. En jóvenes, el sexo influye significativamente en la resistencia del hueso ante el impacto, mientras que el envejecimiento reduce estas diferencias.

Estudios donde se comparan huesos largos de ambos miembros nos indican que un hueso contralateral puede ser empleado como control, haciendo uso de presunción de simetría bilateral entre el hueso derecho y el izquierdo (Markel, 1993; Natali, J; 2008).

Desde la clínica veterinaria, se plantean interrogantes sobre el comportamiento biomecánico de los huesos largos de los miembros. De ellos, como se ha expresado anteriormente, tanto el fémur como la tibia de perro constituyen huesos que frecuentemente son afectados por múltiples causas. Una de las formas de dar respuestas a aquellos interrogantes, y que éstas sean aplicables en la clínica veterinaria y humana, es utilizando el método de Ensayo Charpy. El citado método se encuadra dentro de las normas ISO 10350-1 (acorde a ISO 179) y representa el test de ensayo de elección por su amplia gama de aplicaciones.

La importancia clínica, ortopédica y quirúrgica que revisten las regiones del muslo y pierna del perro fundamentan este trabajo.

HIPÓTESIS

- Existen diferencias de resistencia al impacto entre los huesos fémur y tibia aislados de perro ante la aplicación del método de Ensayo Charpy.
- Existen diferencias de resistencia al impacto entre fémures de perros de diferentes talla, edad y sexo ante la aplicación del método de Ensayo Charpy.
- Existen diferencias de resistencia al impacto entre tibias de perros de diferentes talla, edad y sexo ante la aplicación del método de Ensayo Charpy.

OBJETIVOS GENERALES

- Determinar características mecánicas dinámicas del hueso fémur aislado de perro.

- Determinar características mecánicas dinámicas del hueso tibia aislado de perro.

- Aportar conocimientos anatómicos básicos de las características biomecánicas de los huesos fémur y tibia de perro con la finalidad de su aplicación en la práctica (clínica- quirúrgica) de la Medicina Veterinaria.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar la resistencia al impacto del hueso fémur derecho aislado de perro mediante el método de Ensayo Charpy.

- Evaluar la resistencia al impacto del hueso tibia derecha aislada de perro mediante el método de Ensayo Charpy.

Comparación de las características mecánicas dinámicas del fémur y la tibia...

- Comparar las características mecánicas dinámicas entre el fémur derecho y tibia derecha de perro sometidos en forma aislada al método de Ensayo Charpy.

- Comparar la resistencia al impacto del fémur y tibia derechos aislados entre perros de diferente talla, edad y sexo mediante el método de Ensayo Charpy.

- Relacionar las variables geométricas de los huesos fémur y tibia con la resistencia de los mismos mediante el método de Ensayo Charpy.

MATERIALES Y MÉTODOS

MATERIALES Y MÉTODOS

Toma de muestra

Se estudiaron los huesos fémur y tibia provenientes de 30 perros mestizos (16 machos y 14 hembras), adultos de 2 a 10 años de edad. Los perros procedieron del servicio de zoonosis de la ciudad de Río Cuarto y las muestras fueron recolectadas durante el año 2009. Se determinó la edad a través de cronología dentaria. Los perros se dividieron en dos grupos: perros de talla grande, entre 20 y 30 Kg, (t 1) y perros de talla chica, entre 10 y 20 Kg, (t 2). A dichos animales se les practicó eutanasia cumpliendo estrictamente con las normas institucionales previstas para el sacrificio de animales, utilizando para ello: Acepromacina, Tiopental sódico, sangrado y fijación general con formol al 3 %. Este trabajo se llevó a cabo con piezas anatómicas (huesos fémur y tibia de perro) con acuerdo por parte de la *Comisión de Bioética de la Universidad Nacional de Río Cuarto*.

Procesamiento de la muestra

Mediante disección convencional los huesos se aislaron de sus respectivas articulaciones: coxofemoral, fémorotibiopatelar y tarsocrural y se liberaron de sus partes blandas.

Los procedimientos citados se llevaron a cabo en la cátedra de Anatomía Veterinaria del Departamento de Anatomía Animal de la Facultad de Agronomía y Veterinaria de la Universidad Nacional de Río Cuarto.

Preservación de la muestra

El hueso se mantuvo envuelto en gasa humedecida con solución fisiológica y conservado a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ hasta el montaje para el ensayo mecánico 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 $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ hasta un máximo de 100 días.



A



B

Fig. 5. Preservación del hueso fémur (A) y tibia (B) de perro en gasa humedecida en solución fisiológica.

Medidas geométricas generales del fémur y la tibia derechos e izquierdos

Se determinó el peso de cada hueso con balanza de uso comercial “tara” 2600 g. (Fig. 6). Se midió en cada hueso la longitud total, con regla micrométrica de 0,02 mm. de graduación, la cual fue tomada para el hueso fémur desde el extremo proximal de la cabeza del fémur (*caput ossis femoris*) hasta el extremo distal de la fosa intercondílea (*fosa intercondylaris*) (Fig. 7) y para el hueso tibia desde el extremo proximal de la eminencia intercondilar (*eminencia intercondylaris*) hasta el extremo distal del maleolo medial (*malleolus medialis*) (Fig. 8). Además, se determinó el diámetro cráneo-caudal y diámetro latero-medial en la mitad de la diáfisis para ambos huesos, mediante un analizador de imágenes (software Axio Vision Release 4.6.3 de Carl Zeiss, Alemania).

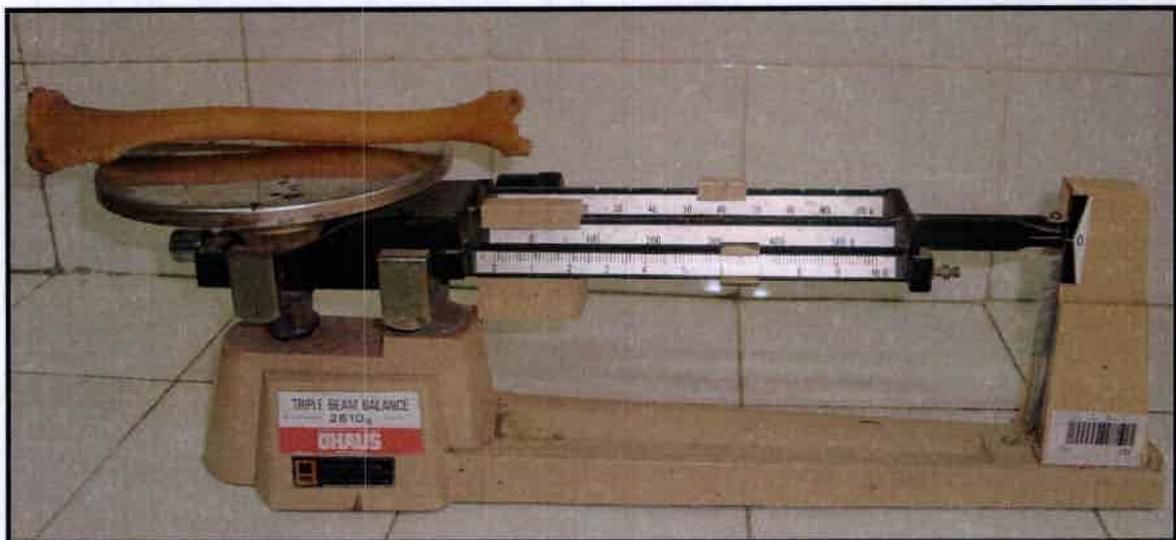


Fig. 6. Determinación del peso de la tibia con balanza tara 2600 g.

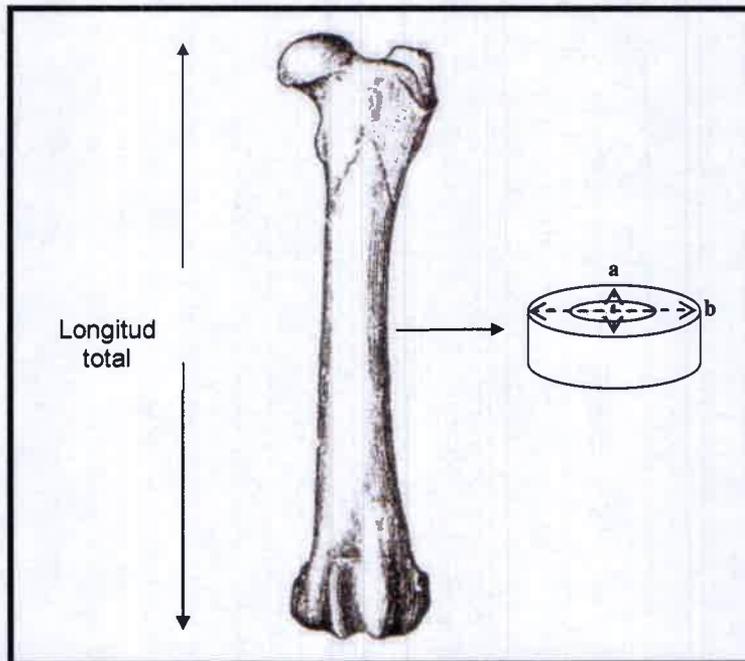


Fig. 7. Vista craneal del hueso fémur izquierdo y representación esquemática de medidas geométricas: longitud total del hueso, diámetro cráneo-caudal (a), diámetro latero-medial (b) en la mitad de la diáfisis. Tomado y modificado de Evans, 2010.

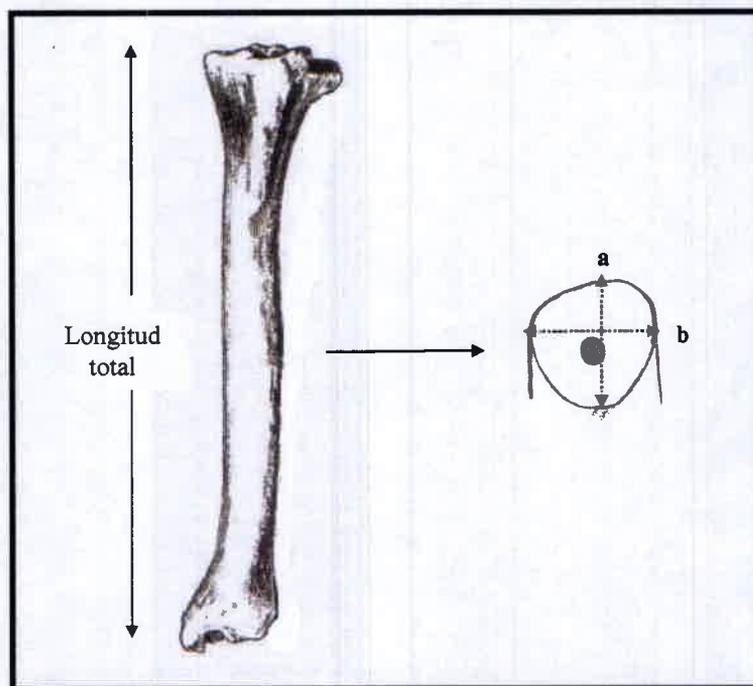


Fig. 8. Vista craneal del hueso tibia izquierda y representación esquemática de medidas geométricas: longitud total del hueso, diámetro cráneo-caudal (a), diámetro latero-medial (b) en la mitad de la diáfisis. Tomado y modificado de Evans, 2010.

Medidas geométricas particulares del fémur y la tibia izquierdos

El fémur y la tibia del miembro izquierdo fueron osteotomizados transversalmente en la mitad su diáfisis, utilizando para ello una sierra manual. La elección de lateralidad (derechos o izquierdos) para el hueso osteotomizado responde sólo a un fin metodológico de trabajo.

En la superficie de sección se determinó a través de un microscopio óptico Axiophot (Carl Zeiss, Alemania): espesor de la cortical en los cuadrantes (craneal, caudal, lateral y medial), diámetro medular (cráneo-caudal y latero-medial) y se obtuvieron los valores de las áreas de sección total, cortical y medular (Fig. 9).

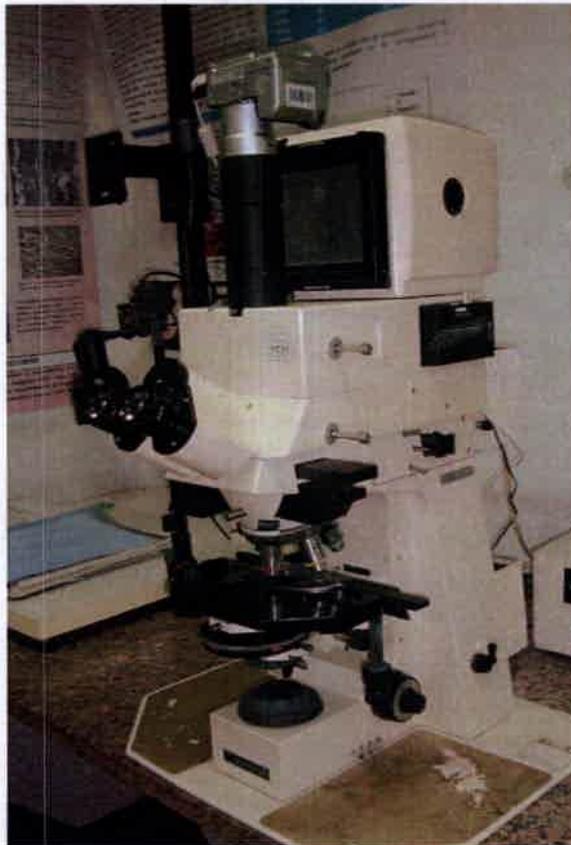


Fig. 9. Microscopio óptico Axiophot (Carl Zeiss, Alemania); cámara digital Powershot G₆, 7.1 megapixels (Canon INC, Japón).

Las figuras 10 y 11 muestran el patrón de medidas geométricas particulares del hueso fémur izquierdo.

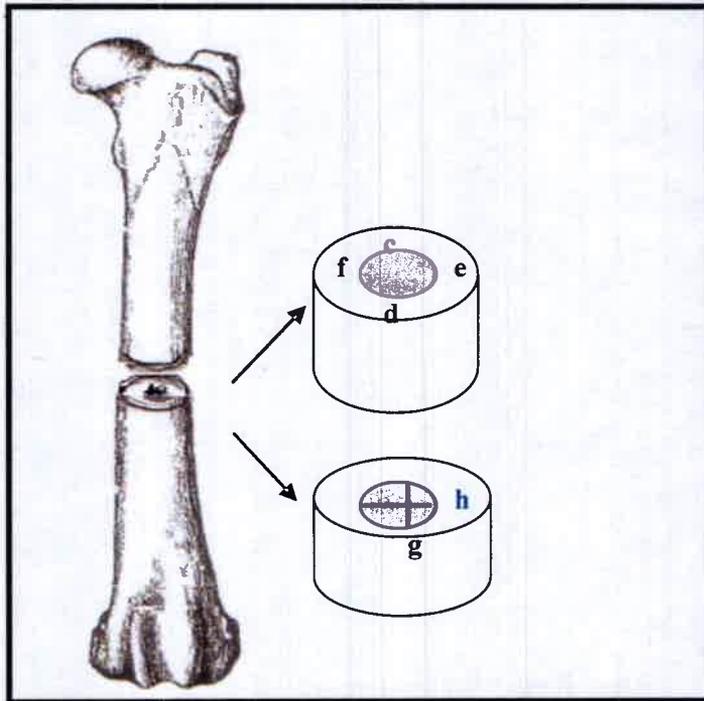


Fig. 10. Vista craneal del fémur izquierdo de perro. Cuadrantes craneal (d), caudal (c), lateral (e), medial (f); diámetro medular cráneo-caudal (g), latero-medial (h). Tomado y modificado de Evans, 2010.

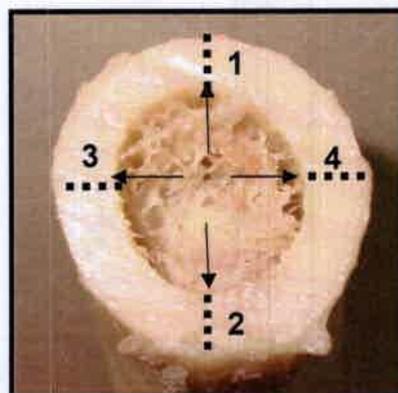


Fig. 11. Corte transversal en la mitad de la diáfisis del fémur izquierdo de perro. Espesor de la cortical: cuadrantes craneal (1), caudal (2), lateral (3) y medial (4) y diámetro medular cráneo-caudal y latero-medial señalado con flechas.

Las figuras 12 y 13 muestran el patrón de medidas geométricas particulares para el hueso tibia izquierda.

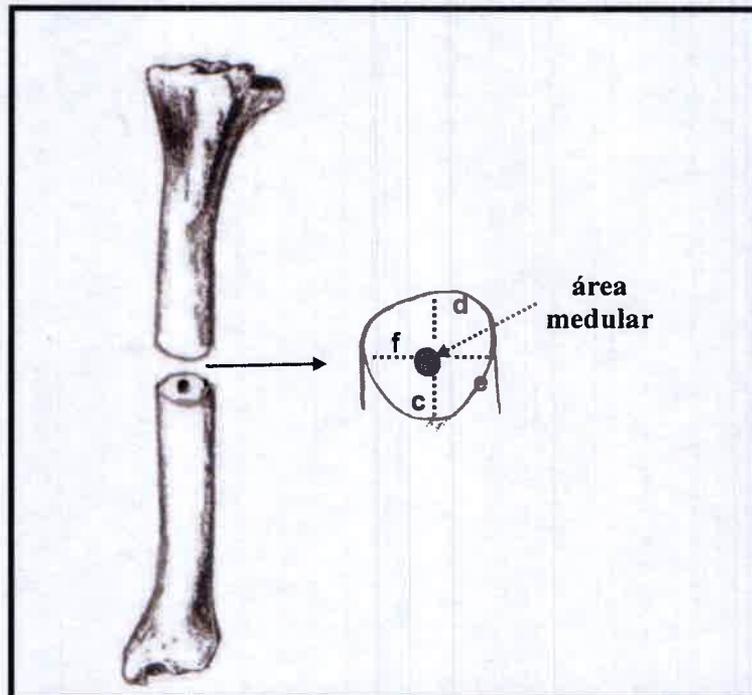


Fig. 12. Vista craneal de la tibia izquierda de perro. Cuadrantes craneal (c), caudal (d), lateral (e), medial (f); área medular central. Tomado y modificado de Evans, 2010.

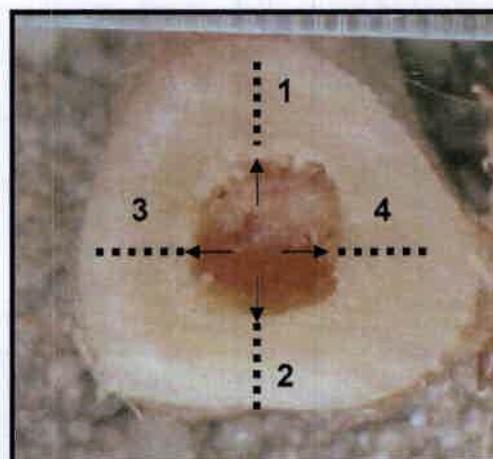


Fig. 13. Corte transversal en la mitad de la diáfisis de la tibia izquierda de perro. Espesor de la cortical: cuadrantes craneal (1), caudal (2), lateral (3), medial (4); diámetro medular cráneo-caudal y latero-medial señalado con flechas.

Análisis de imágenes

La digitalización de imágenes es de suma utilidad en diversas áreas temáticas (Esquivias y col., 2005). Los huesos se prepararon en recipientes plásticos y se fijaron con arena. En dichos recipientes se colocó una regla y un papel milimetrado como referencia (Fig.14 y 15).

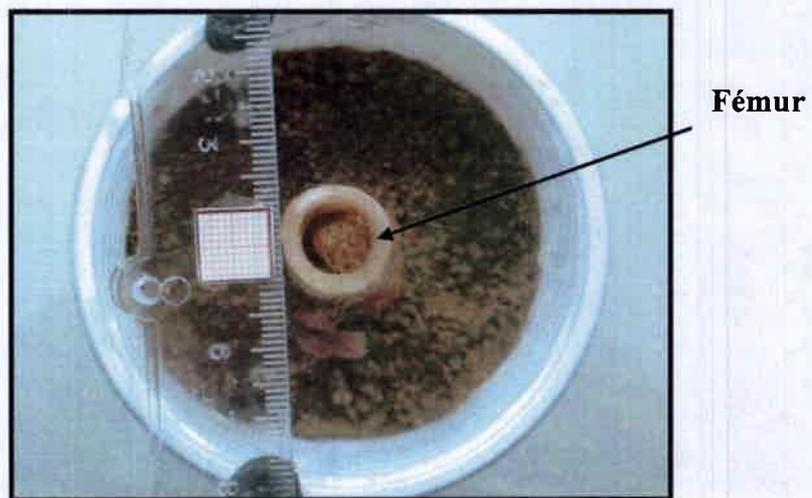


Fig.14. Montaje del fémur N° 12 para ser analizado

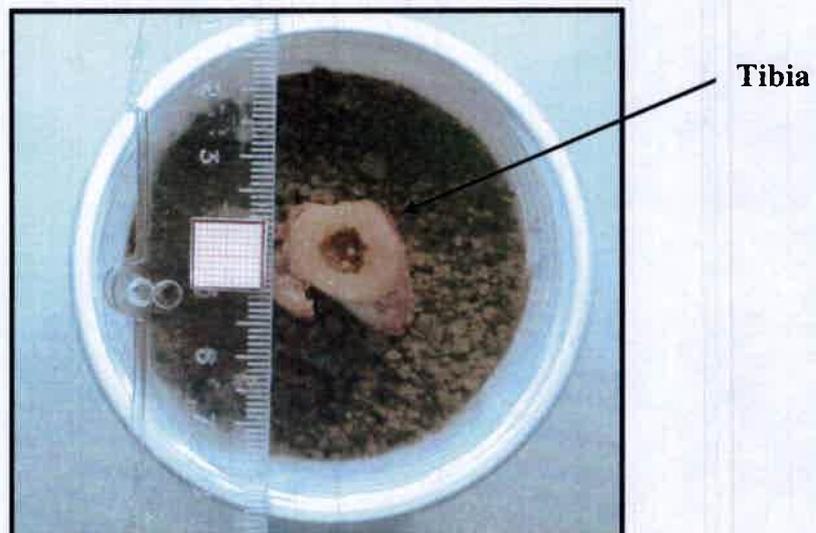


Fig.15. Montaje de la tibia N° 12 para ser analizada.

El análisis de imágenes se llevó a cabo en el área de Microscopía Electrónica de la Facultad de Ciencias Exactas y se realizó a través de una Cámara Digital Powershot G₆, 7.1 megapixels (Canon INC, Japón) adosada al microscopio óptico. El procesamiento de las imágenes se realizó a través del software Axio Vision Release 4.6.3 (Carl Zeiss, Alemania).

El programa computacional nos proporciona los pixels correspondientes a cada área sometida a medición. Mediante cálculo matemático (regla de tres simple) se transforman luego los pixels en cm. (Fig. 16 y 17).

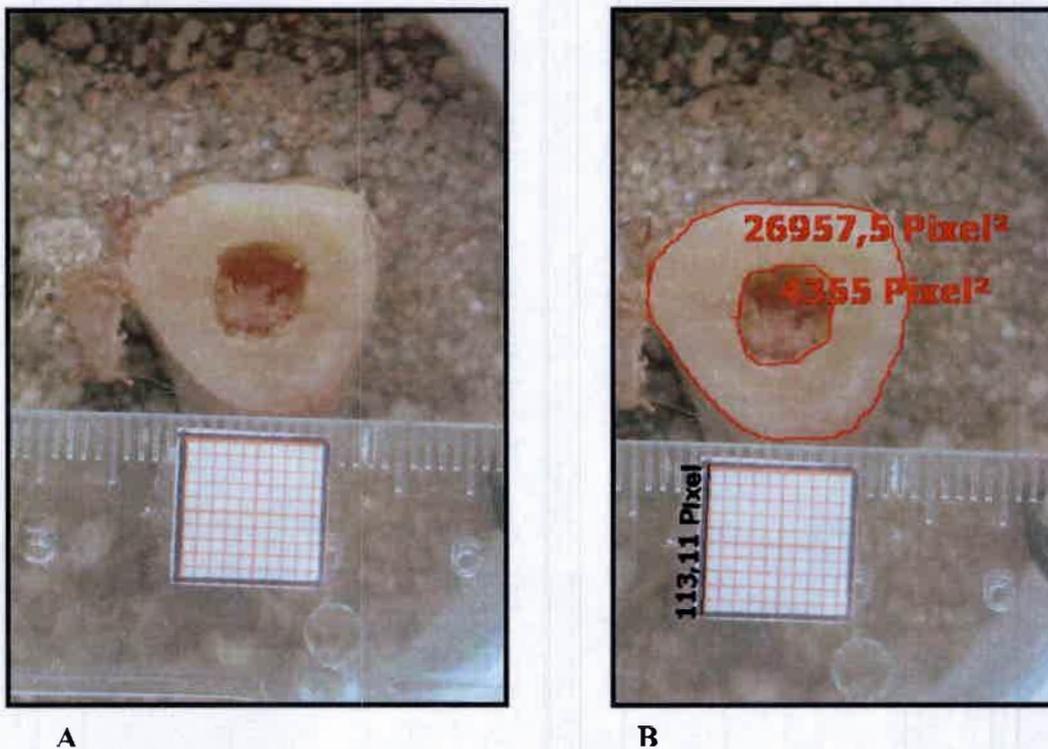


Fig. 16. A) Tibia N° 13 antes del análisis de imagen. B) Tibia N° 13 con sus pixels de referencia en el papel milimetrado y pixels correspondientes al área total (26957,5 px²) y área medular (4355 px²).

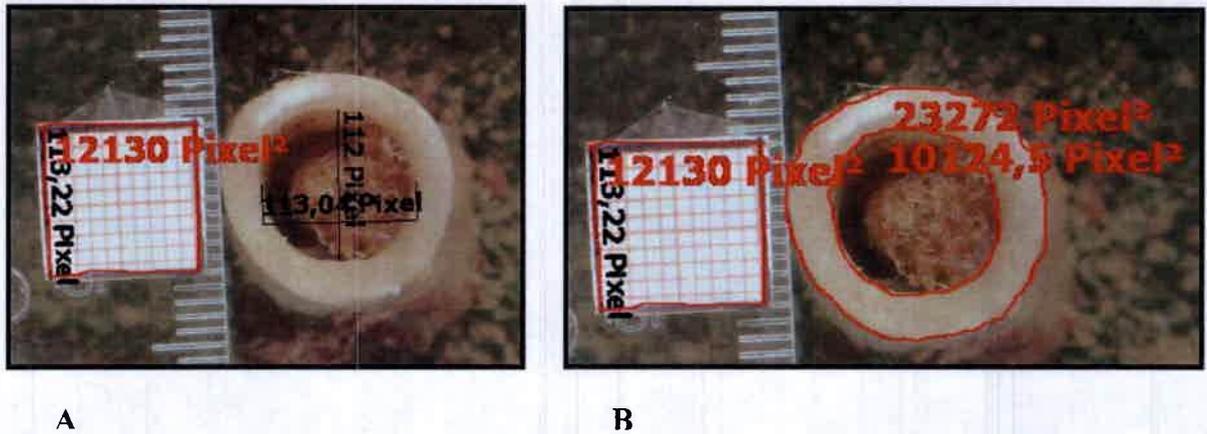


Fig. 17. A) Fémur N° 12 con los pixels correspondientes a los diámetros de cavidad medular (112 px craneo caudal y 113 px latero medial). B) Fémur N° 12 con sus pixels correspondientes al área total (23272 px²) y área medular (10124,5 px²).

Se aclara que el área cortical se calculó por diferencia entre el área total y el área medular.

Maquinaria de Impacto

La maquinaria específica para este tipo de ensayo se encuentra en el Laboratorio de Ensayo de Materiales (L.E.M.) de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Río Cuarto. El modelo correspondiente a dicha Máquina de Ensayos de Impacto es: PW 30/15 K-E, fabricada por Amsler-Wolpert (Fig. 18). Según las normas IRAM-IAS U 500-106* se deben cumplir las siguientes pautas:

- ❖ 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. La máquina de ensayo debe tener las características indicadas en el cuadro 1.

Cuadro 1. Características de la Máquina de Ensayo

Designación	
Distancia entre soportes	40 mm (+0,5_-0)
Radio de curvatura de los soportes	1mm a 1,5mm
Inclinación de los soportes	1:5
Ángulo de la punta del martillo	30°+/-1°
Radio de curvatura de la punta del martillo	2mm a 2,5mm
Velocidad del martillo al momento del golpe	4,5m/s a 7 m/s*

*Se recomienda que la velocidad del martillo en el momento del golpe sea de 5 m/s a 5,5 m/s. 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.

- ❖ Para un ensayo normal, la energía de impacto de la máquina es de 300 J +/- 10 J.

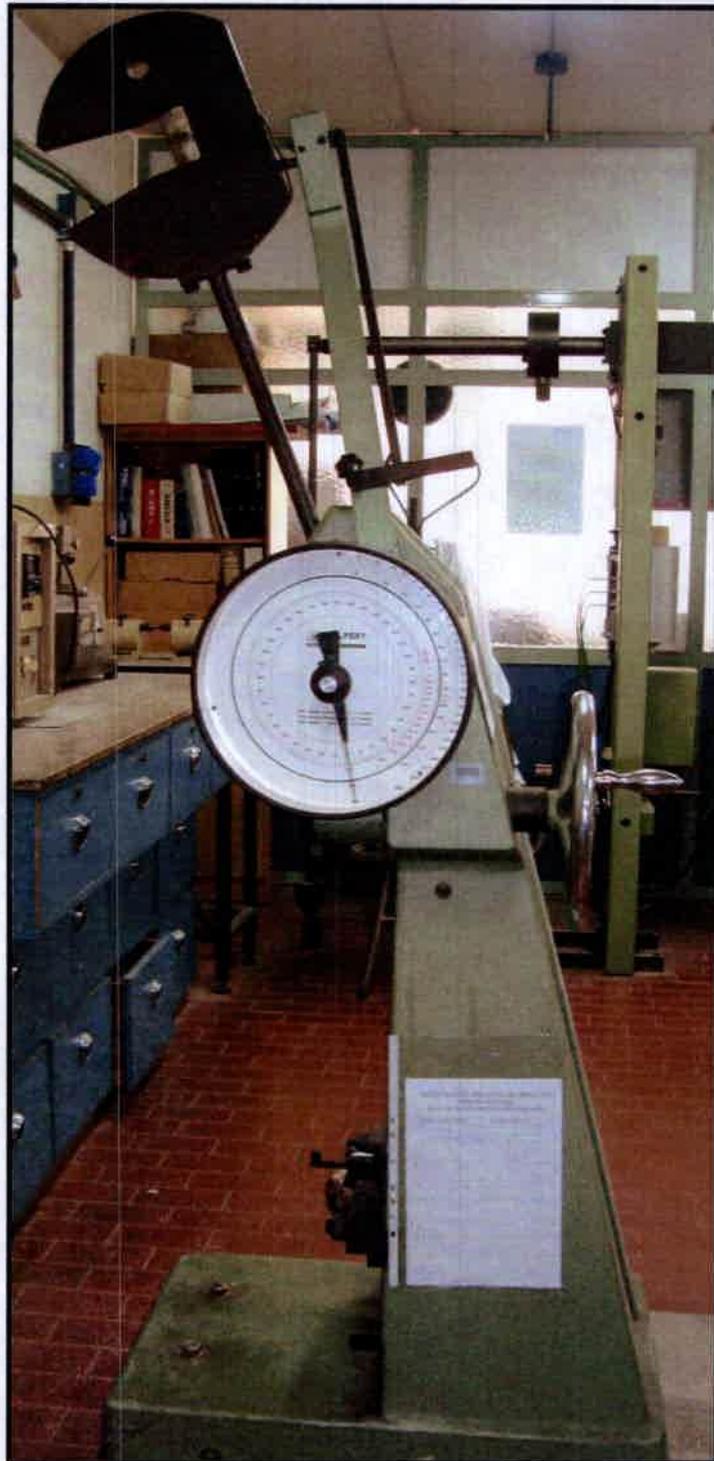


Fig. 18. Máquina de Ensayos de Impacto PW 30/15 K-E, fabricada por Amsler-Wolpert.

Test Mecánico de Ensayo

Previamente al ensayo se descongelaron los huesos en forma natural (retirados del freezer por 12 hs) y se llevaron a temperatura ambiente.

El fémur y la tibia del miembro pélvico derecho fueron sometidos en forma individual a un test dinámico de impacto con dirección transversal en la mitad de la diáfisis. Dicho test, el Método de Ensayo Charpy a la flexión por impacto, se fundamenta en romper de un solo golpe con martillo pendular, un material simplemente apoyado en sus extremos (Fig 19). La masa, la cual se encuentra acoplada al extremo del péndulo, se deja caer desde una altura determinada y se controla la velocidad de aplicación de la carga en el momento del impacto. La energía absorbida (E_a) por el material (hueso) para producir su fractura, se determinará a través de la diferencia de energía potencial del péndulo antes y después del impacto (Ortega, 2006).



Fig. 19. Hueso fémur derecho en posición de impacto.

El principio de funcionamiento de las máquinas utilizadas es el que ilustra esquemáticamente la figura 20, en donde una masa o peso (G) asegurada a una barra que puede girar libremente sobre un eje (O), es elevada a una altura (h_1) desde su posición vertical de reposo, la que también es posible indicar por el ángulo α_1 (160°) entre el brazo de la masa y el soporte del mismo). Si en estas condiciones se deja caer la masa y en el punto (P) ubicado sobre la vertical del desplazamiento del péndulo se coloca el hueso, al

chocar con él producirá su fractura. Si la energía que posee el péndulo es mayor que la necesaria para romper el hueso, éste continuará su trayectoria elevándose hasta una altura (h_2) indicada también por el ángulo (α_2). El trabajo empleado para romper el hueso será entonces, la diferencia entre la energía inicial del péndulo y la que posee al final de su recorrido (González Arias y Palazon, 1969).

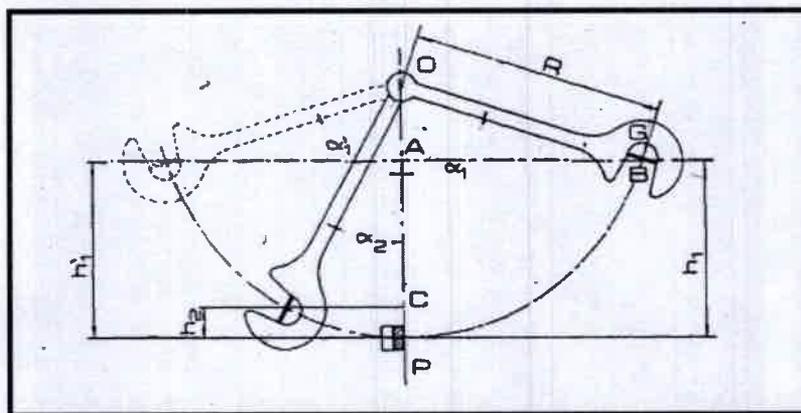


Fig. 20. Esquema del fundamento del Método Charpy. Tomado de González Arias y Palazon (1969).

En la posición de reposo existe una energía potencial de 300 J. Una vez que se libera la masa y se deja caer libremente, al pasar por el punto P, sitio de soporte donde se ubica el hueso, toda la energía potencial se convierte en energía cinética (velocidad de 5 m/s). Al impactar la masa contra el hueso se produce su fractura y la energía absorbida para provocarla queda registrada en la máquina. El valor obtenido es la energía máxima de resistencia que puede soportar el hueso sometido a la prueba de impacto.

Los fémures y tibias derechos se ubican sobre los soportes simplemente apoyando sus extremos (sin empotrar) ya que éste es uno de los principios del Método Charpy (Fig. 21). El hueso se coloca de tal manera que el impacto ocurra sobre la cortical craneal en la mitad de la diáfisis de ambos huesos.

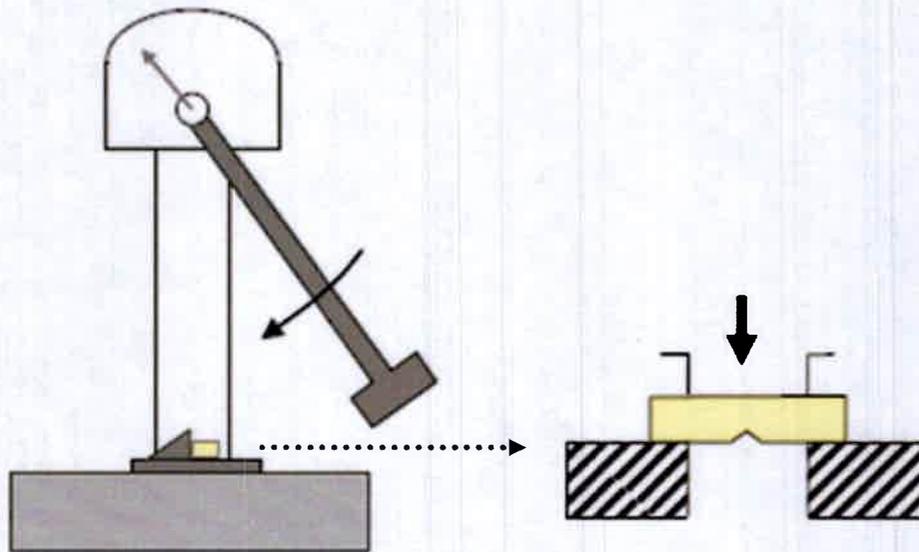


Fig. 21. Esquema de la ubicación del hueso sobre los soportes en el Método Charpy y dirección del impacto. Tomado de Wang y col. (2010).

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:

A) 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.22)
- ❖ Colocar el hueso en el porta probeta, simplemente apoyándolo, sin colocar los dedos en la trayectoria del péndulo.

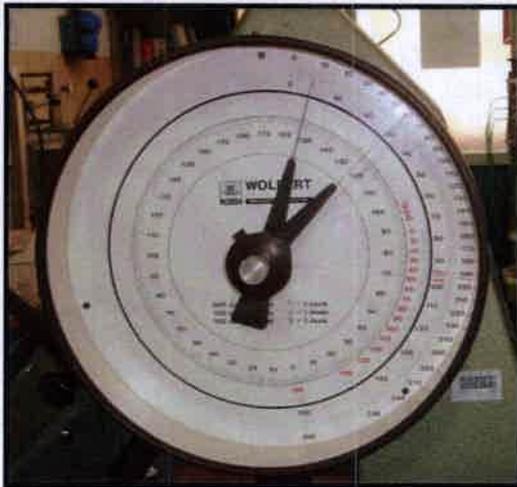
- ❖ Elevar el péndulo hasta su posición de ensayo (la aguja debe marcar 300 J).
- ❖ Activar el sistema de cierre y protección mecánica de la máquina.
- ❖ Poner en 0 la aguja arrastrada del indicador de la máquina.
- ❖ Desenganchar el péndulo y dejar caer.
- ❖ Una vez que la masa impactó y rompió la muestra, accionar el freno y dejar el péndulo en el lugar de menor energía potencial.
- ❖ Registrar la medición de energía absorbida por el hueso (Fig. 23).

B) Parada del equipo:

- ❖ Dejar el péndulo en la posición de mínima energía.
- ❖ Dejar perfectamente cerrado el sistema de protección mecánica contra proyecciones.



Fig. 22. Péndulo elevado y colocación del material de impacto (fémur derecho).



A



B

Fig. 23. A) Registro de la energía absorbida en Joules. B) Energía absorbida por el fémur N° 26 (7 J).

Según las normas IRAM-IAS U 500-106* *“no hay un procedimiento general para convertir los valores de impacto obtenidos por un método de ensayo, en aquellos que se obtienen por otro método de ensayo.”*

Análisis de los Datos

Las variables en estudio fueron sometidas a análisis estadísticos específicos, descriptivos e inferenciales, mediante el empleo del programa estadístico InfoStat versión 2009. Se realizó en primera instancia una estadística descriptiva, para cada hueso (fémur y tibia) tabulando los valores de tendencia central (media) y de dispersión (desvío estándar) para las variables cuantitativas (longitud del hueso, peso del hueso, área global, cortical y medular).

Así mismo, con fines exploratorios, se obtuvieron para cada hueso, los diagramas de dispersión para la resistencia versus el área cortical, total y medular, y diagramas de caja (box plots) para la resistencia versus talla, edad y sexo. Además, se realizaron análisis de correlación para las variables: área cortical versus longitud y resistencia versus peso, en cada hueso. Los análisis estadísticos inferenciales consistieron en pruebas de correlación lineal simple y de regresión lineal simple (en caso de ser significativa la correlación a nivel poblacional). Finalmente se realizó Análisis de la Varianza para la comparación entre fémur y tibia.

RESULTADOS

RESULTADOS

Los resultados de los ensayos mecánicos se presentan en el siguiente orden:

- Propiedades estructurales de la muestra.
- Comportamiento del material óseo sometido a impacto.
- Comparación de resistencia entre el fémur y la tibia.
- Influencia de la talla, edad y sexo en la resistencia del fémur y la tibia.

Propiedades estructurales de la muestra

La tabla I muestra las propiedades geométricas generales de los huesos fémures derechos e izquierdos.

Tabla I: Propiedades geométricas generales del fémur izquierdo y derecho. Con sus medias y desvíos estándar. n = 30.

N° Perro	S	Ed/t	Peso izq. (g)	Peso der. (g)	Longitud total (cm)		Diámetro mitad diáfisis (cm)			
					izquierdo	derecho	Dl-mi	Dc-ci	Dl-md	Dc-cd
1	h	4/1	92,00	92,00	19,30	19,30	1,53	1,42	1,46	1,52
2	m	10/2	65,00	66,00	17,00	17,00	1,23	1,21	1,23	1,21
3	m	7/1	98,00	95,00	18,80	18,80	1,57	1,46	1,49	1,53
4	h	4/1	91,00	91,00	18,80	18,50	1,51	1,54	1,51	1,54
5	m	2/1	98,00	108,00	20,00	20,00	1,53	1,52	1,53	1,52
6	h	2/2	64,00	64,00	16,30	16,30	1,33	1,39	1,34	1,42
7	m	3/1	110,00	110,00	21,20	21,20	1,51	1,52	1,52	1,54
8	m	5/1	121,00	121,00	19,80	19,80	1,63	1,74	1,60	1,67
9	h	3/2	55,00	55,00	15,80	15,80	1,22	1,22	1,22	1,22
10	h	2/2	75,00	75,00	18,30	18,30	1,19	1,24	1,20	1,22
11	m	4/2	64,00	64,00	16,00	16,00	1,24	1,31	1,31	1,36
12	h	6/1	108,00	108,00	20,30	20,30	1,55	1,53	1,60	1,60
13	h	7/2	95,00	95,00	17,50	19,20	1,90	1,31	1,40	1,54
14	m	6/1	117,00	117,00	20,80	20,80	1,72	1,64	1,70	1,64
15	h	2/2	58,00	58,00	17,00	17,00	1,33	1,33	1,33	1,33
16	h	6/2	63,00	63,00	17,30	17,30	1,20	1,27	1,20	1,23
17	m	5/1	95,00	95,00	20,00	20,00	1,52	1,47	1,50	1,47
18	m	4/1	110,00	110,00	21,10	21,10	1,43	1,46	1,45	1,43
19	m	2/1	101,50	101,50	19,80	19,80	1,53	1,56	1,56	1,56
20	m	2/2	16,90	16,90	9,20	9,20	0,98	0,94	0,98	0,94
21	m	3/2	91,70	91,70	19,60	19,60	1,18	1,15	1,20	1,23
22	m	10/2	42,70	45,00	15,20	15,40	1,18	1,09	1,27	1,22
23	m	2/2	57,50	59,80	16,90	16,80	1,22	1,13	1,22	1,13
24	m	3/1	87,00	90,00	19,40	19,30	1,44	1,56	1,47	1,56
25	h	2/2	49,00	49,00	15,90	15,90	1,47	1,48	1,47	1,48
26	h	3/1	72,30	74,40	17,50	17,30	1,43	1,35	1,43	1,35
27	h	3/1	91,50	91,50	19,30	19,50	1,51	1,55	1,51	1,55
28	m	2/1	175,00	170,00	24,20	24,00	1,65	1,75	1,74	1,71
29	h	2/2	68,00	67,00	17,00	17,00	0,92	0,99	0,92	1,00
30	h	5/1	87,00	87,00	18,00	18,00	1,54	1,52	1,54	1,52
X		4,03	84,30	84,36	18,24	18,28	1,41	1,39	1,40	1,41
DE		2,28	29,92	29,17	2,63	2,61	0,22	0,20	0,19	0,20

Referencias: S: sexo, Ed/t: edad en años y talla, Dl-mi: diámetro latero medial izquierdo, Dc-ci : diámetro craneo caudal izquierdo, Dl-md: diámetro latero medial derecho, Dc-cd: diámetro craneo caudal derecho.

Las propiedades geométricas particulares del fémur izquierdo se muestran en la tabla II. Se observa en ella el espesor de los cuadrantes, el diámetro de la cavidad medular y las áreas total, cortical y de cavidad medular en la parte media de la diáfisis.

Tabla II: Propiedades geométricas particulares del fémur izquierdo. Con sus medias y desvíos estándar. n = 30.

Nº	Perro	S	Ed/t	Espesor cortical (cm)			Diám. Cavidad Medular		Área Total (cm ²)	Área Cort (cm ²)	Área CM (cm ²)
				Cr.	Cau.	Lat.	Med.	DMc-c			
1	h	4/1	0,24	0,20	0,24	0,24	0,99	1,06	1,77	0,91	0,860
2	m	10/2	0,34	0,36	0,34	0,34	0,54	0,54	1,17	0,94	0,230
3	m	7/1	0,31	0,31	0,32	0,23	0,86	1,03	1,83	1,14	0,690
4	h	4/1	0,21	0,22	0,23	0,23	1,15	1,04	1,87	0,89	0,980
5	m	2/1	0,27	0,28	0,27	0,28	0,97	0,97	1,87	1,11	0,760
6	h	2/2	0,17	0,26	0,24	0,20	1,00	0,91	1,43	0,65	0,780
7	m	3/1	0,28	0,25	0,25	0,26	0,99	0,99	1,82	1,04	0,780
8	m	5/1	0,36	0,36	0,37	0,38	1,01	0,91	2,31	1,53	0,780
9	h	3/2	0,22	0,22	0,25	0,26	0,76	0,71	1,12	0,70	0,420
10	h	2/2	0,26	0,23	0,27	0,24	0,79	0,67	1,20	0,78	0,420
11	m	4/2	0,28	0,27	0,30	0,23	0,76	0,73	1,29	0,84	0,450
12	h	6/1	0,17	0,17	0,17	0,17	1,13	1,13	1,64	0,68	0,960
13	h	7/2	0,22	0,25	0,37	0,24	0,91	1,49	2,00	1,15	0,850
14	m	6/1	0,26	0,24	0,26	0,27	1,17	1,08	2,24	1,18	1,060
15	h	2/2	0,28	0,30	0,28	0,28	0,75	0,77	1,39	0,94	0,450
16	h	6/2	0,30	0,21	0,24	0,23	0,68	0,75	1,16	0,75	0,410
17	m	5/1	0,21	0,22	0,28	0,26	1,00	1,13	1,69	0,87	0,820
18	m	4/1	0,35	0,32	0,37	0,29	0,77	0,84	1,64	1,17	0,470
19	m	2/1	0,31	0,32	0,32	0,31	0,90	0,80	1,84	1,26	0,580
20	m	2/2	0,26	0,20	0,19	0,23	0,48	0,56	0,72	0,51	0,210
21	m	3/2	0,18	0,15	0,26	0,15	0,76	0,82	1,09	0,69	0,400
22	m	10/2	0,14	0,13	0,15	0,13	0,80	0,80	1,00	0,43	0,570
23	m	2/2	0,19	0,21	0,25	0,24	0,77	0,76	1,12	0,62	0,500
24	m	3/1	0,29	0,21	0,23	0,22	1,04	1,02	1,73	0,94	0,790
25	h	2/2	0,25	0,29	0,31	0,24	0,93	0,96	1,65	0,91	0,740
26	h	3/1	0,36	0,33	0,28	0,28	0,80	0,82	1,47	0,98	0,490
27	h	3/1	0,25	0,25	0,25	0,25	1,02	0,95	1,80	1,04	0,760
28	m	2/1	0,40	0,37	0,38	0,35	0,97	0,90	2,22	1,53	0,690
29	h	2/2	0,19	0,21	0,23	0,22	0,49	0,59	0,69	0,44	0,250
30	h	5/1	0,24	0,26	0,26	0,26	1,04	1,00	1,84	1,03	0,810
X		4,03	0,26	0,25	0,27	0,25	0,87	0,89	1,55	0,92	0,63
DE		2,28	0,06	0,06	0,06	0,05	0,18	0,20	0,43	0,27	0,23

Referencias: S: sexo, Ed/t: edad en años y talla, Espesor cortical: craneal (Cr), caudal (Cau), lateral (Lat) y medial (Med), DMc-c: diámetro medular craneo caudal, DML-m: diámetro medular latero medial.

La tabla III muestra las propiedades geométricas generales de las tibias derechas e izquierdas.

Tabla III: Propiedades geométricas generales de la tibia izquierda y derecha e izquierda. Con sus medias y desvíos estándar. n = 30.

Nº Perro	S	Ed/t	Peso		Longitud total (cm)		Diámetro mitad diáfisis (cm)			
			Izq. (g)	Der. (g)	izquierdo	derecho	Dl-mi	Dc-ci	Dl-md	Dc-cd
1	h	4/1	79,50	79,50	18,50	18,50	1,36	1,37	1,39	1,36
2	m	10/2	60,00	60,00	17,40	17,40	1,28	1,20	1,28	1,20
3	m	7/1	90,00	87,00	19,90	20,00	1,38	1,53	1,35	1,48
4	h	4/1	78,00	78,00	19,00	19,00	1,32	1,38	1,32	1,38
5	m	2/1	92,00	92,00	20,20	20,20	1,44	1,46	1,44	1,46
6	h	2/2	48,00	48,00	17,50	17,50	1,24	1,20	1,27	1,29
7	m	3/1	94,00	94,00	21,60	21,60	1,52	1,45	1,49	1,45
8	m	5/1	105,00	105,00	20,04	20,04	1,59	1,45	1,59	1,49
9	h	3/2	51,00	51,30	16,00	16,00	1,28	1,20	1,28	1,20
10	h	2/2	64,00	64,20	18,80	18,80	1,26	1,20	1,26	1,20
11	m	4/2	59,00	59,00	18,50	18,50	1,27	1,18	1,27	1,20
12	h	6/1	92,00	92,00	21,90	21,50	1,35	1,35	1,39	1,38
13	h	7/2	83,00	83,10	18,50	19,00	1,31	1,40	1,32	1,39
14	m	6/1	119,00	119,00	21,60	21,60	1,52	1,49	1,52	1,49
15	h	2/2	53,00	53,00	17,50	17,50	1,33	1,27	1,33	1,10
16	h	6/2	53,00	52,80	17,70	17,70	1,14	1,08	1,14	1,08
17	m	5/1	113,00	113,00	21,20	21,20	1,40	1,36	1,40	1,36
18	m	4/1	98,00	97,90	22,00	22,00	1,39	1,39	1,39	1,42
19	m	2/1	93,50	93,50	20,10	20,10	1,45	1,38	1,49	1,45
20	m	2/2	13,80	14,00	8,50	8,50	0,97	0,88	0,92	0,88
21	m	3/2	61,90	61,90	20,00	20,00	1,04	1,16	1,05	1,17
22	m	10/2	51,70	49,80	15,30	15,30	1,45	1,29	1,39	1,24
23	m	2/2	57,50	58,40	17,50	17,50	1,17	1,20	1,20	1,25
24	m	3/1	79,00	79,70	20,20	20,20	1,42	1,40	1,38	1,39
25	h	2/2	44,00	44,40	16,80	16,80	1,31	1,27	1,32	1,28
26	h	3/1	63,20	61,80	17,60	17,60	1,28	1,36	1,30	1,31
27	h	3/1	79,00	78,60	19,80	19,80	1,44	1,34	1,46	1,39
28	m	2/1	153,00	147,00	24,40	24,30	1,65	1,57	1,68	1,58
29	h	2/2	57,00	55,00	16,80	16,90	0,75	0,89	0,75	0,89
30	h	5/1	73,00	73,00	19,30	19,30	1,40	1,35	1,35	1,30
X		4,03	75,27	74,86	18,82	18,84	1,32	1,30	1,32	1,30
DE		2,28	27,29	26,73	2,78	2,78	0,18	0,16	0,18	0,17

Referencias: S: sexo, Ed/t: edad en años y talla, Dl-mi: diámetro latero medial izquierdo, Dc-ci : diámetro craneo caudal izquierdo, Dl-md: diámetro latero medial derecho, Dc-cd: diámetro craneo caudal derecho.

Las propiedades geométricas particulares para la tibia izquierda se muestran en la tabla IV. Se observa en ella el espesor de los cuadrantes, el diámetro de la cavidad medular y las áreas total, cortical y de cavidad medular en la parte media de la diáfisis.

Tabla IV: Propiedades geométricas particulares de la tibia izquierda. Con sus medias y desvíos estándar. n = 30.

Nº	Perro		Espesor cortical (cm)				Diám. Cavidad Medular		Áreas		
	S	Ed/t	Cr.	Cau.	Lat.	Med	DMc-c	DML-m	Área Total (cm ²)	Área Cort (cm ²)	Área CM (cm ²)
1	h	4/1	0,37	0,31	0,39	0,28	0,63	0,60	1,47	1,19	0,280
2	m	10/2	0,36	0,37	0,35	0,43	0,63	0,60	1,27	1,11	0,160
3	m	7/1	0,45	0,43	0,51	0,50	0,49	0,47	1,65	1,47	0,180
4	h	4/1	0,29	0,31	0,31	0,29	0,73	0,72	1,47	1,05	0,420
5	m	2/1	0,35	0,42	0,42	0,42	0,68	0,70	1,61	1,35	0,260
6	h	2/2	0,32	0,33	0,33	0,33	0,59	0,63	1,12	0,85	0,270
7	m	3/1	0,35	0,37	0,37	0,43	0,70	0,67	1,80	1,40	0,400
8	m	5/1	0,42	0,38	0,38	0,50	0,59	0,66	1,85	1,51	0,340
9	h	3/2	0,31	0,37	0,37	0,35	0,46	0,43	1,16	0,98	0,180
10	h	2/2	0,32	0,33	0,33	0,29	0,54	0,63	1,15	0,88	0,270
11	m	4/2	0,34	0,35	0,35	0,25	0,55	0,53	1,15	0,94	0,210
12	h	6/1	0,44	0,33	0,33	0,28	0,58	0,71	1,43	1,07	0,360
13	h	7/2	0,49	0,41	0,41	0,49	0,53	0,49	1,37	1,15	0,220
14	m	6/1	0,36	0,36	0,34	0,30	0,72	0,82	1,80	1,33	0,470
15	h	2/2	0,32	0,32	0,31	0,32	0,63	0,70	1,16	0,81	0,350
16	h	6/2	0,29	0,31	0,30	0,32	0,51	0,52	0,95	0,76	0,190
17	m	5/1	0,31	0,29	0,33	0,34	0,80	0,85	1,48	1,03	0,450
18	m	4/1	0,35	0,46	0,42	0,40	0,59	0,51	1,47	1,24	0,230
19	m	2/1	0,40	0,39	0,47	0,41	0,57	0,55	1,55	1,35	0,240
20	m	2/2	0,23	0,25	0,29	0,29	0,36	0,38	0,67	0,56	0,110
21	m	3/2	0,24	0,23	0,27	0,29	0,57	0,50	0,99	0,78	0,210
22	m	10/2	0,44	0,29	0,36	0,43	0,47	0,44	1,29	1,02	0,270
23	m	2/2	0,20	0,36	0,31	0,24	0,67	0,68	1,12	0,75	0,370
24	m	3/1	0,33	0,44	0,37	0,40	0,63	0,62	1,46	1,19	0,270
25	h	2/2	0,35	0,36	0,30	0,36	0,58	0,63	1,34	1,05	0,290
26	h	3/1	0,36	0,44	0,40	0,41	0,52	0,50	1,33	1,14	0,190
27	h	3/1	0,35	0,34	0,29	0,37	0,64	0,70	1,48	1,14	0,340
28	m	2/1	0,47	0,40	0,55	0,47	0,66	0,62	2,11	1,77	0,340
29	h	2/2	0,23	0,23	0,19	0,23	0,31	0,37	0,55	0,45	0,100
30	h	5/1	0,35	0,35	0,35	0,35	0,65	0,70	1,48	1,12	0,360
X		4,03	0,35	0,35	0,36	0,36	0,59	0,60	1,36	1,08	0,28
DE		2,28	0,07	0,06	0,09	0,07	0,10	0,12	0,33	0,29	0,10

Referencias: S: sexo, Ed/t: edad en años y talla, Espesor cortical: craneal (Cr), caudal (Cau), lateral (Lat) y medial (Med), DMc-c: diámetro medular craneo caudal, DML-m: diámetro medular latero medial.

En la estadística inferencial del hueso fémur se realizaron análisis de correlación para las variables área cortical versus longitud y el mismo demostró que el área cortical depende linealmente de la longitud del hueso ($r = 0,66$, $p = 0,000068$). La recta de regresión área cortical versus longitud del hueso se muestra en la figura 24. Con respecto a las variables resistencia versus peso del hueso fémur el análisis de correlación demostró que las mismas están relacionadas linealmente ($r = 0,70$, $p = 0,0000017$).

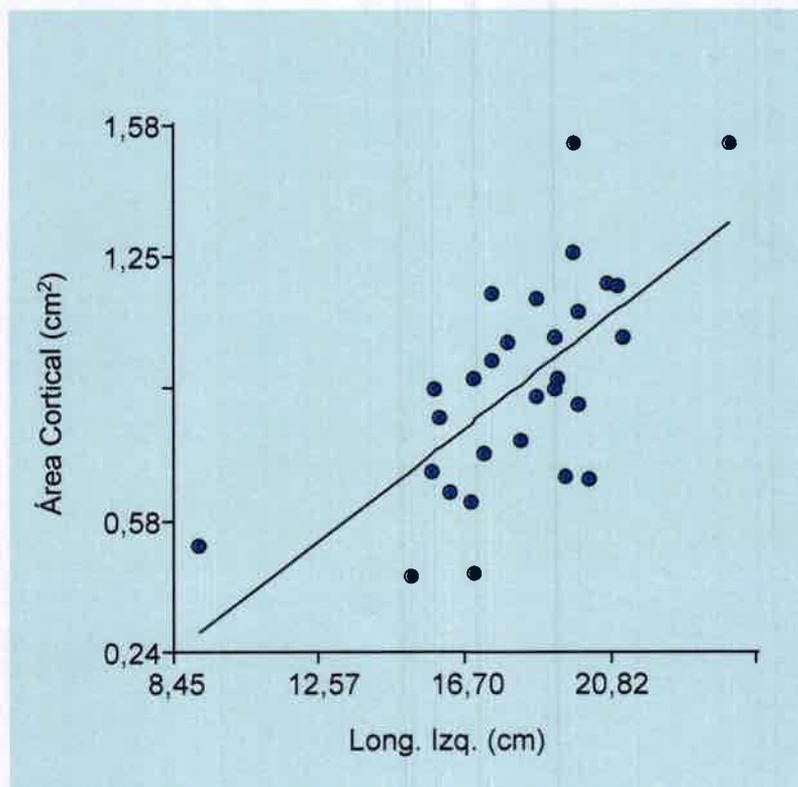


Fig. 24. Recta de regresión área cortical vs. longitud. Hueso fémur.

En la estadística inferencial del hueso tibia se realizaron análisis de correlación para las variables área cortical versus longitud y el mismo demostró que el área cortical depende linealmente de la longitud del hueso ($r = 0,68$, $p = 0,000036$). La recta de regresión área cortical versus longitud del hueso tibia se muestra en la figura 25. Con respecto a las variables resistencia versus peso del hueso tibia el análisis de correlación demostró que las mismas están relacionadas linealmente ($r = 0,77$, $p = 0,00000074$).

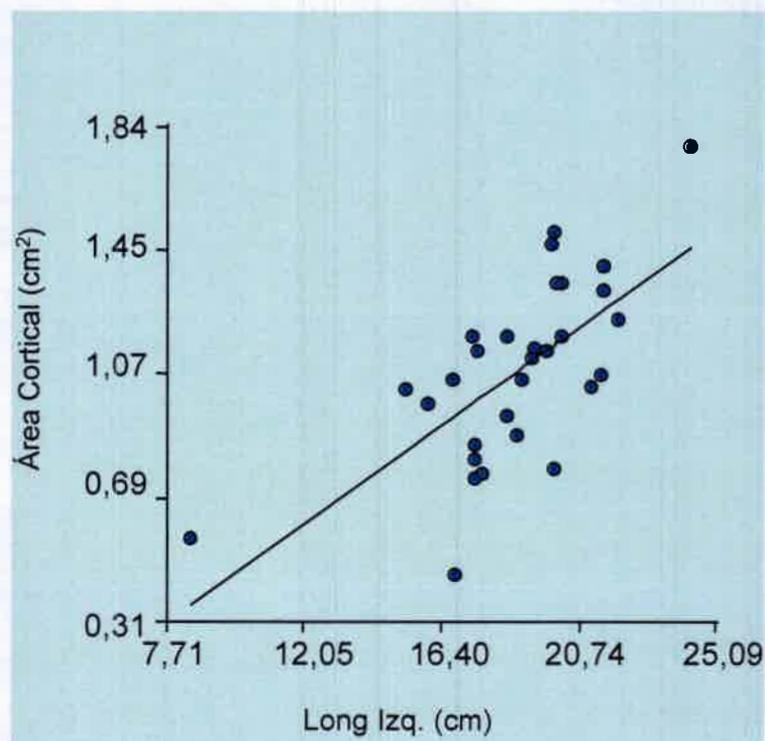


Fig. 25. Recta de regresión área cortical vs. longitud. Hueso tibia.

Comportamiento del material óseo sometido a impacto

La tabla V muestra los resultados individuales de los ensayos mecánicos de resistencia y resiliencia (resistencia / área cortical) del fémur y la tibia derechos. Los valores obtenidos son expresados en Joule (J) para la fuerza y en Joule / cm² para la resiliencia.

Tabla V: Resistencia al impacto y resiliencia en la mitad de la diáfisis de los fémures y tibias derechas con sus medias y desvíos estándar. n = 30.

Nº Perro	Resistencia fémur (J)	Resiliencia fémur (J/cm ²)	Resistencia tibia (J)	Resiliencia tibia (J/cm ²)
1	4,5	4,94	12,50	10,50
2	5,5	5,85	11,00	9,90
3	6	5,26	15,00	10,20
4	6,2	6,96	10,80	10,28
5	9,2	8,28	15,00	11,11
6	2,5	3,85	12,50	14,70
7	7	6,73	13,80	9,85
8	12,5	8,16	17,50	11,58
9	4,5	6,42	15,00	15,30
10	5	6,41	9,00	10,22
11	4	4,76	8,20	8,72
12	3,8	5,58	11,00	10,28
13	9	7,82	14,50	12,60
14	11	9,32	12,20	9,17
15	7	7,40	13,50	16,60
16	5,8	7,73	7,50	9,87
17	6	6,90	14,00	13,60
18	6	5,13	13,20	10,64
19	6,5	5,15	15,00	11,11
20	3	5,80	4,00	7,14
21	5,5	7,97	11,00	14,10
22	4,5	10,46	7,00	6,86
23	5	8,06	2,00	14,93
24	4,5	4,78	12,50	10,50
25	5	5,49	8,50	8,09
26	7	7,14	8,00	7,01
27	9,5	9,13	11,50	10,08
28	11,5	7,51	22,50	12,71
29	5	11,36	10,50	23,33
30	6,5	6,31	8,50	7,59
Media	6,30	6,89	11,57	11,29
D.E.	2,45	1,76	4,02	3,40

Los coeficientes de correlación para las variables resistencia versus área cortical, resistencia versus área medular y resistencia versus área total del hueso fémur fueron de: $r = 0,81$, $p = 0,000000074$; $r = 0,72$, $p = 0,00000067$ y $r = 0,37$, $p = 0,04$ respectivamente. Estos valores demuestran que la resistencia del fémur de perro depende del área cortical y total, no así del área medular. Las figuras 26, 27 y 28 muestran las correspondientes rectas de regresión.

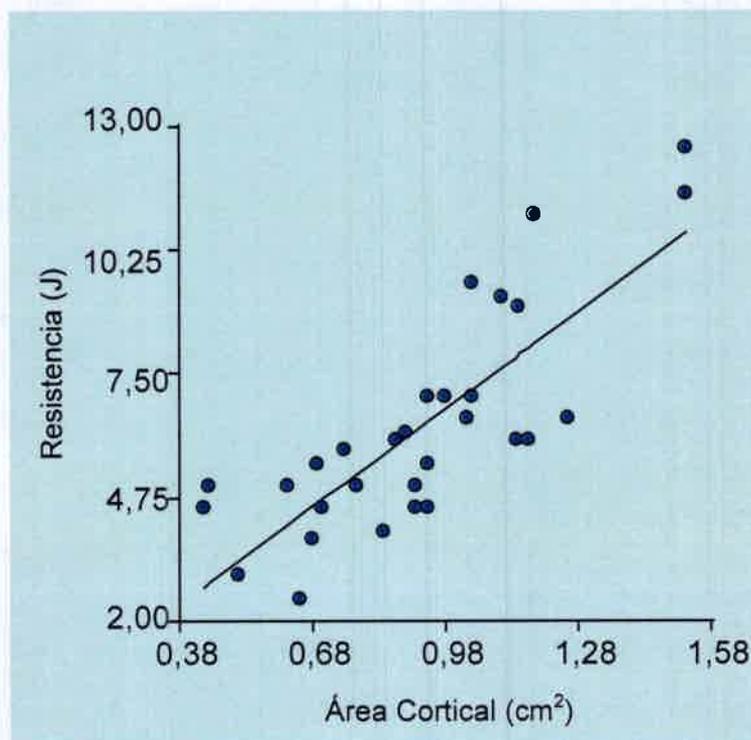


Fig. 26. Recta de regresión resistencia vs. área cortical. Hueso fémur.

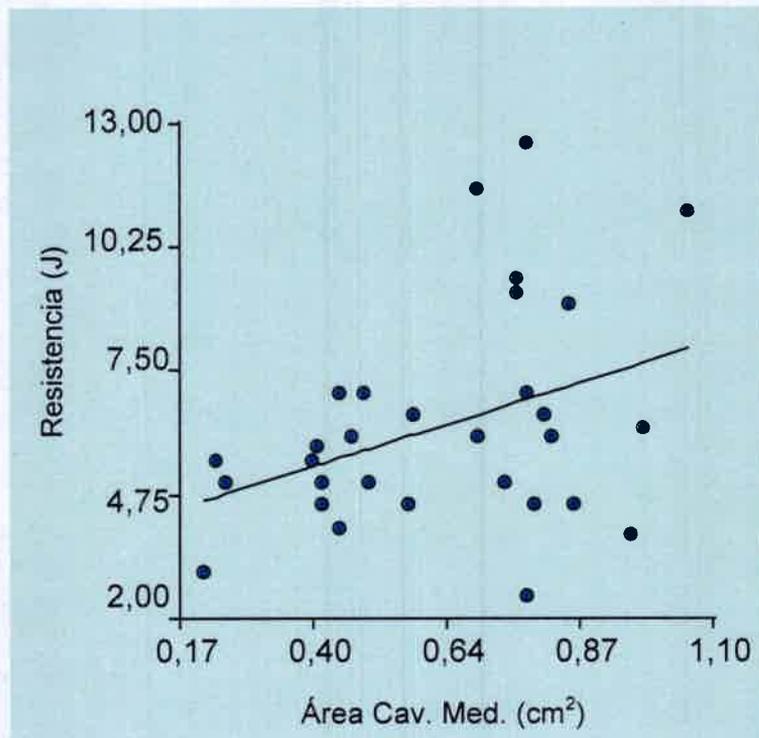


Fig. 27. Recta de regresión resistencia vs. área medular. Hueso fémur.

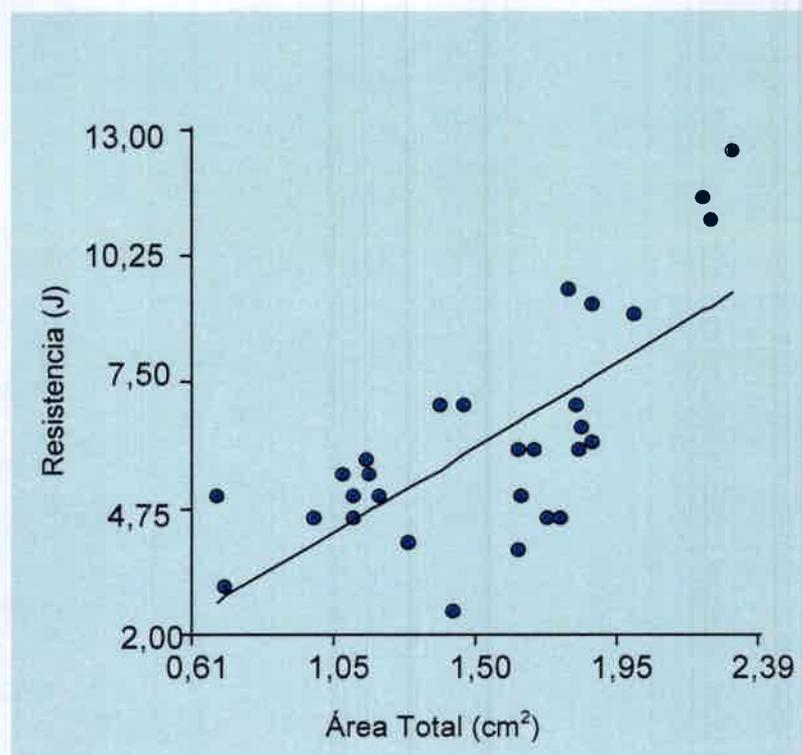


Fig. 28. Recta de regresión resistencia vs. área total. Hueso fémur.

Los coeficientes de correlación para las variables resistencia versus área cortical, resistencia versus área medular y resistencia versus área total del hueso tibia fueron de: $r = 0,70$, $p = 0,000019$; $r = 0,67$, $p = 0,000059$ y $r = 0,29$, $p = 0,12$ respectivamente. Estos valores demuestran que la resistencia de la tibia de perro depende del área cortical y total, no así del área medular. Las figuras 29, 30 y 31 muestran las correspondientes rectas de regresión.

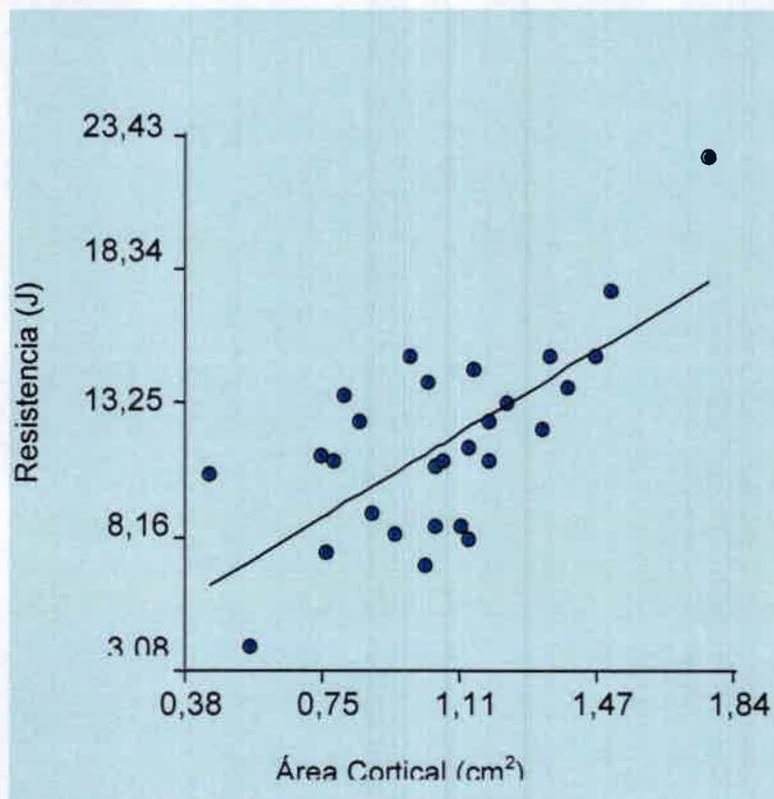


Fig. 29. Recta de regresión resistencia vs. área cortical. Hueso tibia.

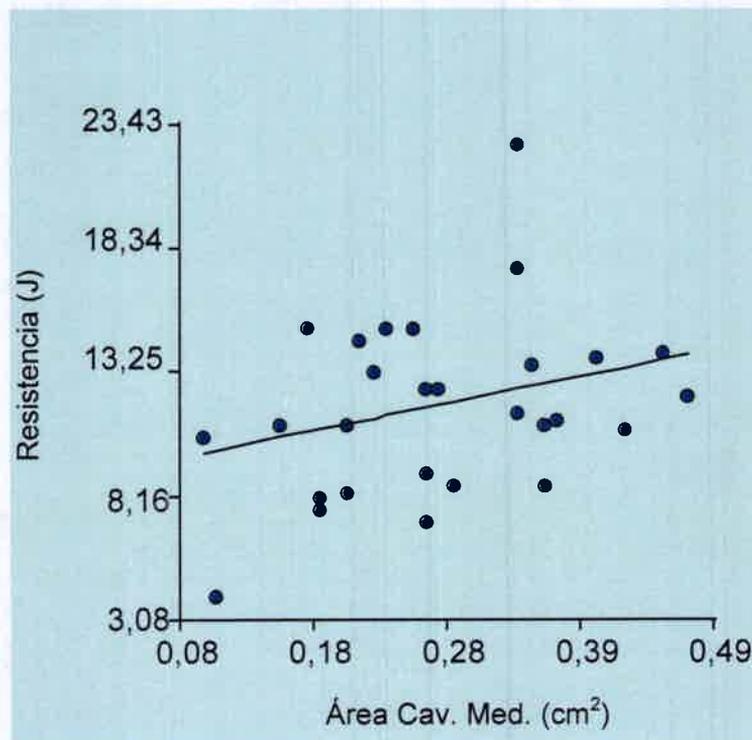


Fig. 30. Recta de regresión resistencia vs. área medular. Hueso tibia.

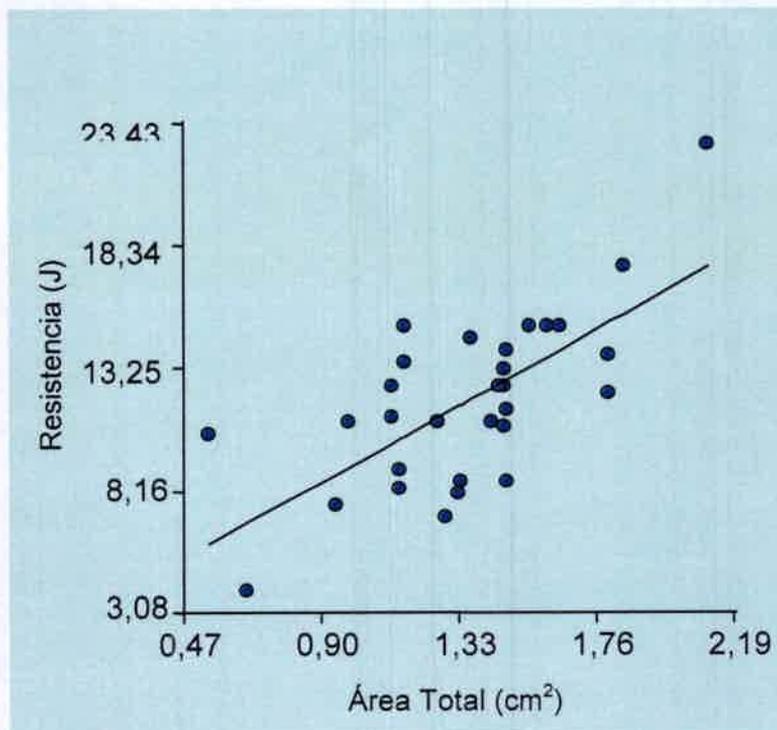


Fig. 31. Recta de regresión resistencia vs. área total. Hueso tibia.

Comparación de Resistencia entre el fémur y la tibia

Los resultados del ANOVA muestran que existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia del fémur y la tibia de perro sometidos a impacto (con un p menor que el nivel de significación: $p = 0,0001$) (Fig. 32).

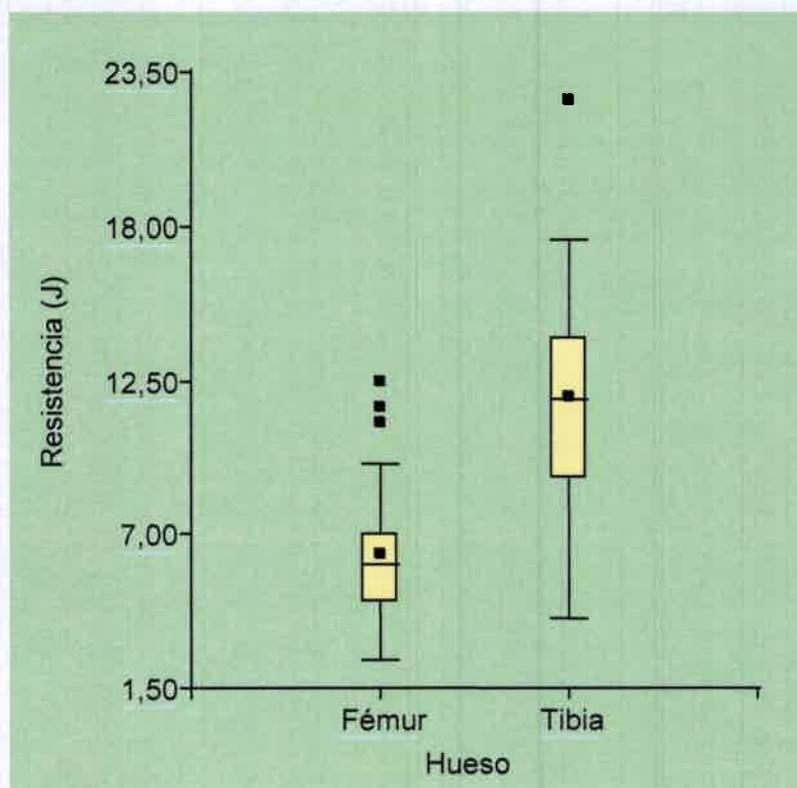


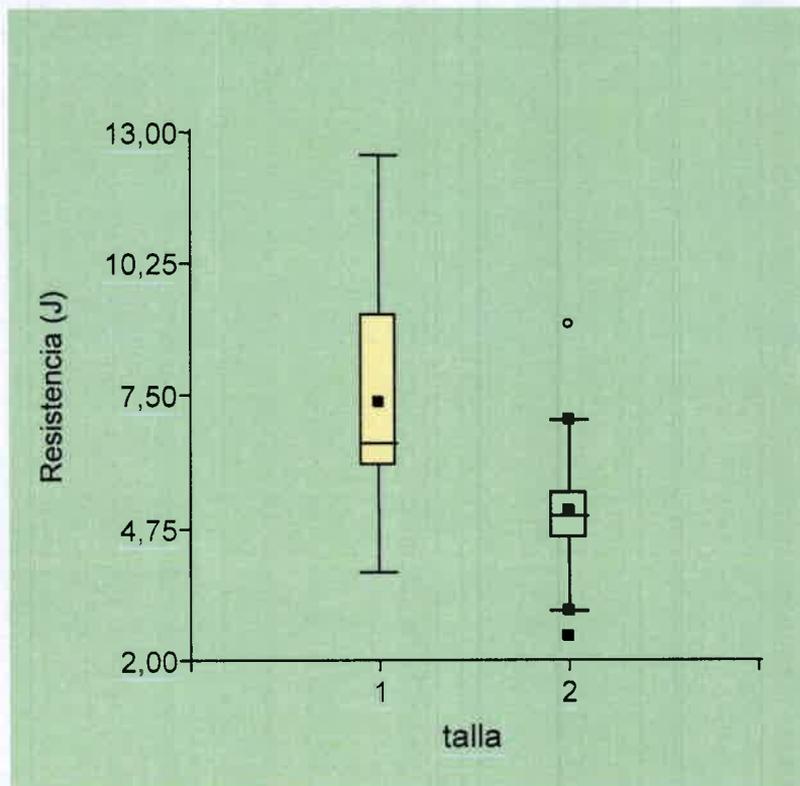
Fig. 32. Box plot de Resistencia de los huesos fémur y tibia.

Tabla VI: Análisis de la Varianza entre el fémur y la tibia (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	467,05	1	467,05	49,41	<0,0001
Hueso	467,05	1	467,05	49,41	<0,0001
Error	548,27	58	9,45		
Total	1015,31	59			

Influencia de la talla, edad y sexo en la resistencia del fémur y la tibia

El análisis estadístico muestra que existen diferencias significativas entre la resistencia del fémur y la talla (Fig. 33). Los huesos fémures de animales de talla grande presentaron una mayor resistencia ante el impacto que los huesos de animales de talla chica ($p= 0,0088$).



Referencias: 1 = talla grande; 2 = talla chica.

Fig. 33. Box plot de talla vs. resistencia del hueso fémur.

Tabla VII. Análisis de la Varianza: resistencia del fémur versus talla (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	38,25	1	38,25	7,92	0,0088
talla	38,25	1	38,25	7,92	0,0088
Error	135,21	28	4,83		
Total	173,46	29			

El análisis estadístico muestra que existen diferencias significativas entre la resistencia de la tibia y la talla (Fig. 34). Los huesos tibias de animales de talla grande presentaron una mayor resistencia ante el impacto que los huesos de animales de talla chica ($p= 0,0168$).

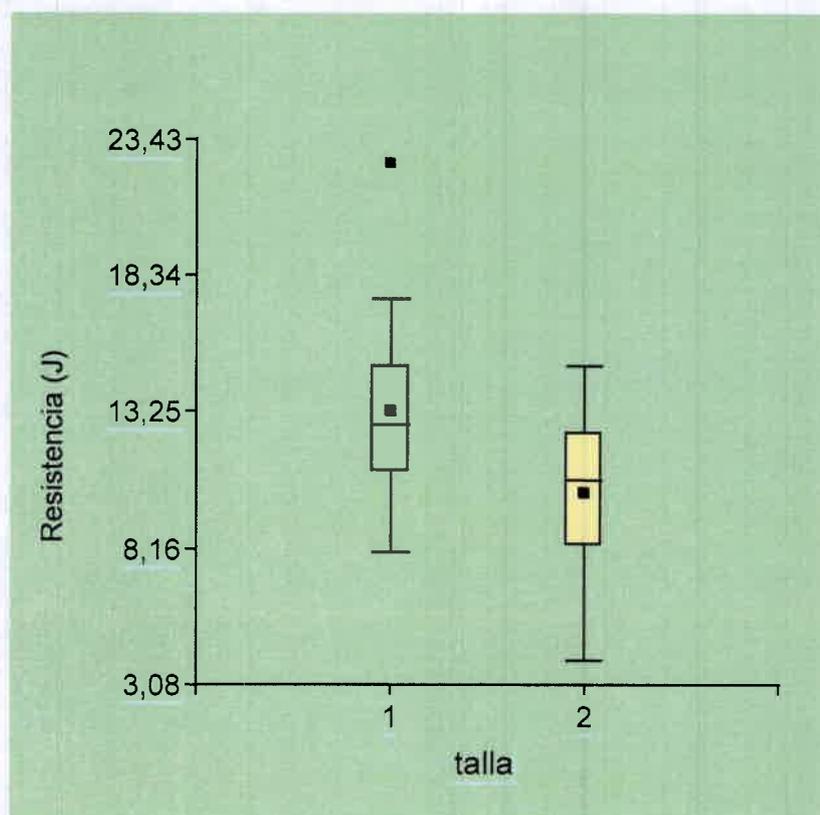
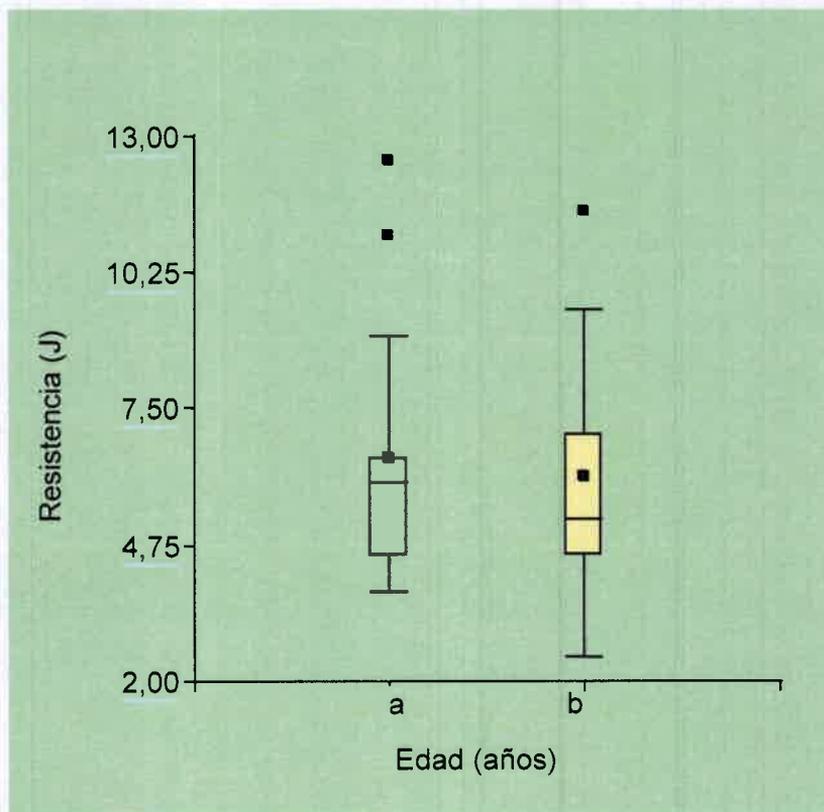


Fig. 34. Box plot de talla vs. resistencia del hueso tibia.

Tabla VIII. Análisis de la Varianza: resistencia de la tibia versus talla (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	70,36	1	70,36	6,47	0,0168
talla	70,36	1	70,36	6,47	0,0168
Error	304,45	28	10,87		
Total	374,81	29			

El análisis exploratorio de los datos muestra que no existen diferencias significativas entre la resistencia del fémur y la edad (Fig. 35). Incluso en el grupo de animales mayores a 3 años se presentaron dos casos de alta resistencia. Se observaron mayores desvíos de los datos en los fémures de animales menores o iguales a 3 años.



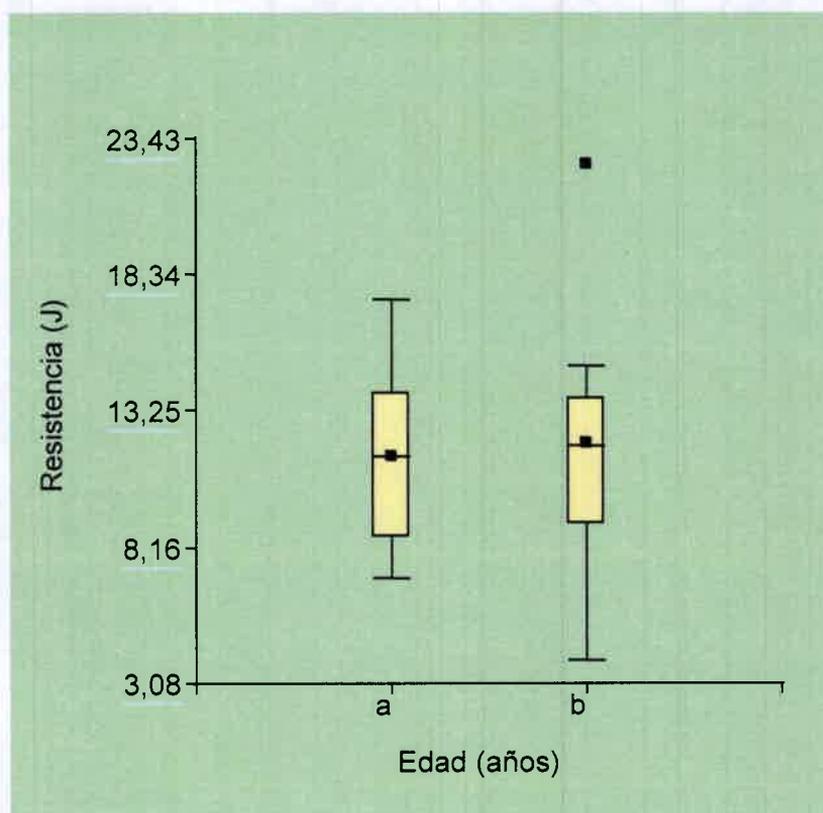
Referencias: a = mayor a 3 años; b = menor o igual a 3 años.

Fig. 35. Box plot de edad vs. resistencia del hueso fémur.

Tabla IX. Análisis de la Varianza: resistencia del fémur versus edad (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	1,29	1	1,29	0,21	0,6508
Edad (años)	1,29	1	1,29	0,21	0,6508
Error	172,17	28	6,15		
Total	173,46	29			

El análisis exploratorio de los datos muestra que no existen diferencias significativas entre la resistencia de la tibia y la edad (Fig. 36). Los valores de resistencia promedio, para ambos huesos, fueron similares y se presenta mayor dispersión de datos en las tibias de animales menores o iguales a 3 años.



Referencias: a = mayor a 3 años; b = menor o igual a 3 años.

Fig. 36. Box plot de edad vs. resistencia del hueso tibia.

Tabla X. Análisis de la Varianza: resistencia de la tibia versus edad (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	1,57	1	1,57	0,12	0,7343
Edad (años)	1,57	1	1,57	0,12	0,7343
Error	373,24	28	13,33		
Total	374,81	29			

El análisis estadístico muestra que no existen diferencias significativas entre la resistencia del fémur y el sexo (Fig. 37). La resistencia del fémur en los machos fue en promedio levemente superior a la resistencia de dicho hueso en las hembras. Se observaron tres valores de resistencia muy elevados dentro del grupo de fémures de animales machos.

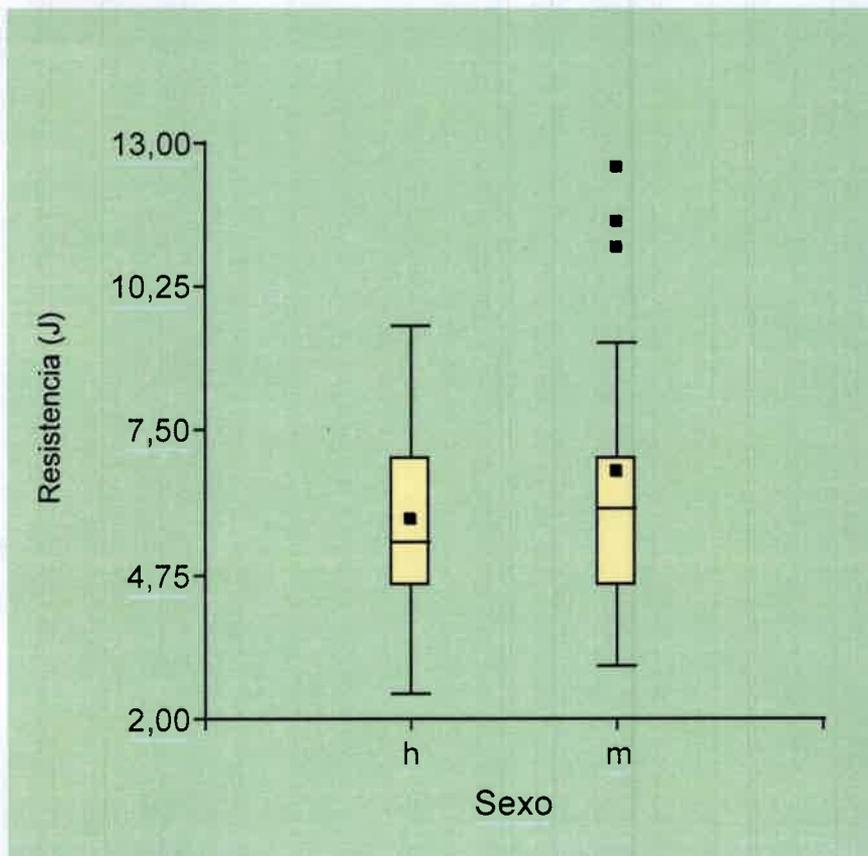


Fig. 37. Box plot de sexo vs. resistencia del hueso fémur.

Tabla XI. Análisis de la Varianza: resistencia del fémur versus sexo (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	6,38	1	6,38	1,07	0,3101
Sexo	6,38	1	6,38	1,07	0,3101
Error	167,08	28	5,97		
Total	173,46	29			

El análisis estadístico muestra que no existen diferencias significativas entre la resistencia de la tibia y el sexo (Fig. 38). La resistencia de la tibia en los machos fue en promedio levemente superior a la resistencia de dicho hueso en las hembras. Se observaron dos valores de resistencia que diferían en el grupo de los machos, uno muy elevado y otro demasiado bajo.

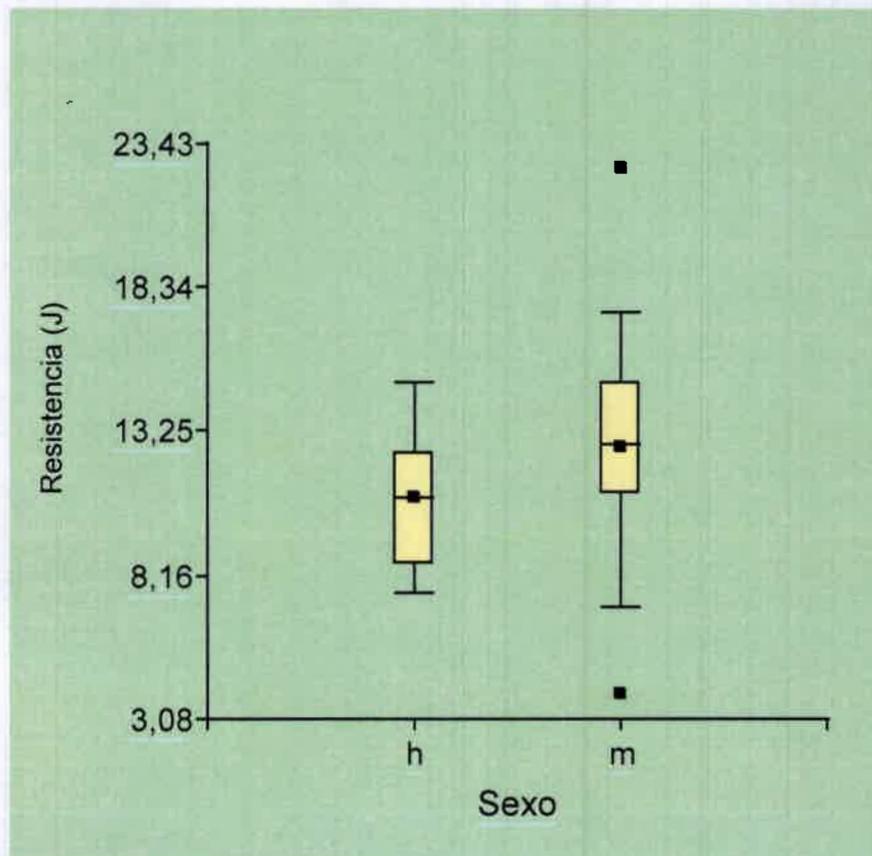


Fig. 38. Box plot de sexo vs. resistencia del hueso tibia.

Tabla XII. Análisis de la Varianza: resistencia de la tibia versus sexo (SC tipo III)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	22,70	1	22,70	1,81	0,1898
Sexo	22,70	1	22,70	1,81	0,1898
Error	352,10	28	12,58		
Total	374,81	29			

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

DISCUSIÓN

El presente ensayo mecánico se realizó a temperatura ambiente constante (25 °C) y se utilizó para la totalidad de los ensayos la misma maquinaria de impacto.

Las muestras 1 a 19 se impactaron en el mes de septiembre de 2009 y las muestras 20 a 30 se impactaron durante el mes de agosto de 2010, dicha operatividad se debió a la disponibilidad del material óseo para el trabajo.

Los huesos se mantuvieron envueltos en gasa humedecida con solución fisiológica para preservar las propiedades del tejido. En este sentido, Yeni y col., (1998) demostraron que el hueso húmedo tiene una mayor absorción de energía antes de la fractura; lo que sugiere que el contenido de agua influye en la resistencia del material óseo.

En este trabajo se determinó el comportamiento del hueso sometido a carga mecánica. Previo a los ensayos mecánicos se tienen que resolver dos premisas fundamentales para obtener resultados positivos, ellas son:

1) La preparación de la muestra debe preservar las propiedades estructurales de los huesos (Pressel, 2005; Engel, 1997; Camargo, 2002; Aerssens, 1998; Ferreti, 1998; Ferreti, 2006).

2) La técnica utilizada debe adecuarse a la prueba mecánica elegida. El método empleado en este estudio fue la prueba de flexión por impacto Charpy, con el material óseo simplemente apoyado en sus extremos sobre los soportes de la máquina, sin empotrar, ni utilizar algún tipo de sostén.

Para el estudio morfométrico del hueso es posible utilizar varios sistemas de análisis, desde métodos manuales, a métodos semiautomáticos y automáticos. Con la ayuda de los ordenadores y la digitalización de la imagen, es posible aplicar técnicas de Análisis de Imagen (Esquivias y col., 2005).

Los diversos parámetros morfométricos cuantifican el comportamiento biomecánico del tejido óseo tal cual han evaluado Newton and Nunamaker (1985); Hara (2003); Roush (2003); Klein Nuland (2005) y Bediz (2010).

El presente estudio morfométrico fue realizado combinando métodos manuales (mediciones mediante un calibrador de 0,02 mm) con un analizador de imágenes (software Axio Vision Release 4.6.3 de Carl Zeiss, Alemania).

Es importante destacar que los datos obtenidos de las áreas total, cortical y medular de los huesos analizados pertenecen al fémur y tibia izquierdos, medidas que por metodología de trabajo, sólo fueron posibles de tomar en dicho miembro. Se consideró como premisa la presunción de simetría bilateral de Markel (1993) para las propiedades estructurales del fémur derecho e izquierdo de perro en la región de la diáfisis. Coincidimos con la propuesta de simetría bilateral para extrapolar, de esta manera, los valores geométricos del fémur y tibia izquierdos a su contralateral derecho.

Se observa en este trabajo que la tibia izquierda presentó valores de resistencia mínimos y máximos (4 J – 22,50 J) que fueron más altos que los valores de resistencia obtenidos del fémur ipsilateral (2,50 J – 12,50 J) mínimos y máximos respectivamente. Por otra parte, dentro de las propiedades estructurales del fémur y la tibia, también se observaron diferencias en los valores promedios entre ambos huesos. En este sentido, la tibia izquierda presentó una mayor longitud de hueso, mayor espesor de la cortical en sus cuatro cuadrantes y mayor área cortical en la mitad de la diáfisis que el fémur ipsilateral. Estos valores de prevalencia en el espesor y área cortical de la tibia respecto al fémur en el punto de impacto, tienen directa incidencia en la mayor resistencia que ofrece la tibia con respecto al fémur ante la prueba de Charpy. Por su parte, el fémur con respecto a la tibia presentó un mayor diámetro total, mayor diámetro de la cavidad medular, mayor área total y mayor área de la cavidad medular en la mitad de la diáfisis.

La forma geométrica de ambos huesos, en la mitad de la diáfisis, varía al corte transversal. El fémur presenta una forma cilíndrica y la tibia una forma triangular. En coincidencia con Yeni y col., (1997); Ríos-Días (2008) y Beckmann (2011) hemos comprobado en este trabajo que la morfología del hueso tiene mucha importancia en la resistencia a la fractura del fémur y la tibia. Dichos autores realizaron estudios sobre fémur y tibia de humanos y

destacaron que los parámetros morfológicos, en conjunto, pueden explicar en un alto porcentaje (49 a 68%) la variación de resistencia a la fractura. Llegaron a la conclusión de que la morfología osteonal tiene una influencia importante en la resistencia del hueso cortical a la fractura además de otros factores, como los componentes bioquímicos. Yeni y col., (1998) comprobaron que tanto la tensión como la resistencia a la fractura del fémur y la tibia de humanos dependen significativamente de la densidad aparente del hueso, porcentaje de agua y edad del individuo.

Los diámetros del hueso están asociados a la forma del mismo, es así como 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).

En este trabajo se determinó que entre la longitud del fémur y su correspondiente área cortical existe un coeficiente de correlación $r = 0,66$ y entre la longitud de la tibia y su área cortical el coeficiente de correlación fue de $r = 0,68$. Por lo tanto a medida que la longitud del hueso aumenta se verifica un incremento del área cortical. Galán y col., (2002) verificaron en el metacarpiano III de potrillos mestizos, que la longitud del hueso tuvo mayor correlación con el área cortical que con el área de la cavidad medular la cual se vería influenciada por el aumento del área cortical. Coincidimos con ello, en que a medida que crece el hueso aumenta el área cortical y también la capacidad de soporte corporal.

Tomando como ejemplo un determinado animal (muestra N° 28) observamos que el hueso fémur con un área cortical de $1,53 \text{ cm}^2$ resistió al impacto 11,5 J, en cambio otro animal (muestra N° 20) de similar peso, igual talla y sexo, con un área cortical de $0,51 \text{ cm}^2$ resistió al impacto 3 J. Por su parte, el hueso tibia extraído de la misma muestra (N° 28 y N° 20), con un área cortical de $1,77 \text{ cm}^2$ resistió al impacto 22,5 J, y con un área cortical de $0,56 \text{ cm}^2$ resistió al impacto 4 J respectivamente. Currey (1984) determinó que el aumento de la corteza se puede atribuir a la adaptación del hueso a las cargas de tensión y compresión, lo cual mejoraría la resistencia frente al impacto.

En otros casos se observó lo siguiente: los huesos fémur de los animales N° 12 y 18 presentaron igual valor de área total ($1,64 \text{ cm}^2$), sin embargo la resistencia fue mayor para la muestra N° 18 (6 J) y menor para la muestra N° 12 (3,8 J). Hay que destacar que el área cortical y el área medular para el fémur N° 12 fueron de $0,68 \text{ cm}^2$ y $0,96 \text{ cm}^2$ respectivamente, en tanto el fémur N° 18 presentó un área cortical de $1,17 \text{ cm}^2$ y un área medular de $0,47 \text{ cm}^2$. Por lo tanto, coincidimos con Natali (2008) en que "Los huesos 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...". Tal como lo describe Kokshenev (2007) existen variaciones entre especies en la biomecánica y comportamiento óseo. Bonneya (2011), en su estudio sobre el hueso cortical del fémur porcino, demostró que existen pocas diferencias regionales en las propiedades mecánicas de los fémures de cerdo. Según Sumner (1990) el fémur de perro tiene una delgada cortical y presenta un canal medular más grande que el correspondiente del fémur de humano. Para Goel (1982) y Bloebaum (1993) el perro y el humano tienen fémures similares en cuanto a sus características internas y externas. Podríamos extrapolar entonces, los resultados obtenidos en nuestro ensayo mecánico dinámico, infiriendo que el fémur de humano es más resistente al impacto que el fémur de perro, condicionado por una mayor área cortical sobre su respectiva área de cavidad medular.

Se reportan desde hace mucho tiempo resultados aportados por pruebas de impacto Charpy, ensayos que se utilizan para estudiar la dinámica de las fracturas de huesos humanos, entre los que trabajaron al respecto podemos citar a Tsuda (1957); Hert (1965); Bonfield (1966); Swanson (1971). Sin embargo, la gran dispersión que se evidencia en sus resultados hace difícil sacar conclusiones significativas. Por otra parte, debido a las incertidumbres relativas a la deformación plástica en tales experimentos o ensayos de flexión no se pueden utilizar dichos datos para calcular el máximo estrés y tensión durante el impacto (Burstein y col., 1972). Saha (1976) evaluó las propiedades

del hueso compacto humano sometido a impacto y encontró correlaciones significativas entre las propiedades elásticas, la tensión máxima y la capacidad de absorción de energía.

El hueso presenta variaciones estructurales en la disposición de sus fibras de colágeno, acorde a la biomecánica que desarrolla el tejido, influenciado por el individuo y la función (Ferraris, 2000; Ferretti, 2003, Frost, 2004; Cowin, 1991, Camargo, 2003). Al respecto, hemos encontrado variaciones en los valores de espesor y área cortical. Si tomamos la muestra de fémur N° 2 y N° 22 que provenían de perros del mismo sexo e igual edad (machos de 10 años), se observa que presentaron diferencias significativas en el espesor y área cortical.

Es interesante destacar la poca información disponible de la región de la pierna en estudios de huesos tanto de pequeños animales como de humano. Coincide esto, con Cristofolini y col., (2010), quienes dicen que a pesar de que en el pasado, se han abordado algunos aspectos acerca de la rigidez y la fuerza de los huesos de las extremidades posteriores, la información no es completa. Mientras que el fémur se ha investigado en mayor medida, hay poca información disponible sobre la distribución de la deformación en la tibia y el peroné. Por lo tanto, mediante este estudio se pretende brindar información sobre el comportamiento mecánico, no solo del fémur sino también de la tibia de perro ya que al igual que en otros trabajos, como en Anneliese (2008), hemos evaluado propiedades mecánicas y estructurales de los fémures y tibias para determinar la influencia de las mismas en la resistencia a la fractura.

Cuando se habla de ensayo de materiales (en este caso ensayo de flexión por choque en hueso) se hace referencia a toda prueba cuyo fin sea determinar las propiedades mecánicas de un material y lo hemos realizado para obtener una medida de la tenacidad e indirectamente de la ductilidad de los huesos fémur y tibia de perro. La tenacidad es la resistencia que opone un cuerpo a romperse ante un impacto, un cuerpo es tanto más tenaz cuando el choque necesario para romperlo deba ser más fuerte. La propiedad opuesta a tenacidad es fragilidad. La fragilidad es la facilidad con la que un cuerpo se

rompe por un choque. En este trabajo se comprobó que la tibia presenta un comportamiento de mayor tenacidad respecto al fémur ó que éste último es más frágil que la tibia. En estudios experimentales sobre curación de fracturas de huesos largos realizados en ratas se demostró que el resultado de la misma está fuertemente influenciado por factores mecánicos tales como el movimiento interfragmentario. De este movimiento y de las cargas músculo-esqueléticas depende la estabilidad en la fijación de la fractura. Se ha estimado el estrés sufrido en la superficie cráneo-lateral de la mitad de la diáfisis femoral de la rata como resultado del momento interno de flexión que sufre el hueso (Wehnera, 2010). Wang (2010) cita dentro de los métodos de testeos mecánicos actuales al ensayo Charpy, el cual mide la falla del material ante el impacto. Los test de impacto son de naturaleza cualitativa, usados principalmente para hacer relaciones comparativas entre muestras. Las fallas dependen del tipo de carga (tensión, compresión), naturaleza de la carga (monotónica o cíclica), tamaño del espécimen (macro, micro, nanoescala) y frecuencia de la carga (impacto vs. estática). Coincidimos con Turner (1993) en que la fuerza requerida para fracturar el hueso es diferente a la resistencia intrínseca por lo que esta carga o fuerza varía con las medidas del hueso.

Reich y Gefen (2006) experimentan impactos mediante el método Charpy en la región proximal de los fémures de pollos y logran determinar que la integridad del hueso trabecular es fundamental para resistir cargas de impacto. Dichos autores notaron que la pérdida del 30% de la masa ósea trabecular desconectaba un número crítico de vías de transferencia de carga trabeculares. No sólo es importante el flujo de energía a través de la microarquitectura trabecular, sino también se considera que el hueso cortical, durante una caída, actúa como un tubo sometido a flexión brusca. Es evidente que la mecánica de un tubo sólido, con su llenado trabecular, es un material más rígido que un tubo hueco (con osteopenia) del mismo diámetro.

En condiciones reales de una caída, los tejidos blandos que rodean al hueso contribuyen a atenuar los efectos de las ondas de estrés que están, en su mayoría, relacionados con las cargas de flexiones súbitas. Kulina (2011)

destaca el efecto del tipo de carga y velocidad de la misma como herramienta para entender propiedades materiales del hueso y fracturas óseas traumáticas.

En este trabajo el impacto se realizó en la cara craneolateral del fémur y tibia de perro, sitio que concuerda con aquellas regiones de los huesos que reciben el máximo estrés tensional y lugar donde comienzan las fallas óseas como lo expresan en sus trabajos Hulse and Hyman (1993); Kuo (1998) y Natali (2008).

La *resistencia* promedio del hueso fémur fue de $6,30 \text{ J} \pm 2,45$; en cambio la *resistencia* de las tibias fue en promedio $11,57 \text{ J} \pm 4,02$, visiblemente mayor. La *resiliencia* (*resistencia / área cortical*) para el fémur fue de $6,89 \text{ J} / \text{cm}^2 \pm 1,76$ y para la tibia fue de $11,29 \pm 3,40$. Cuando se toma la resiliencia en el análisis, observamos la menor dispersión de los datos al tener en cuenta también el área cortical en el punto de impacto.

En promedio el hueso tibia resistió $5,27 \text{ J}$ más que el hueso fémur, no obstante a ello, la variabilidad entre individuos nos llevó a analizar aspectos importantes: se destaca que la mayor diferencia en la resistencia a favor de la tibia, la presentó el perro N° 28. El fémur obtuvo una resistencia de $11,5 \text{ J}$ (el mayor valor hallado entre todos los fémures) y la tibia obtuvo una resistencia de $22,5 \text{ J}$ (mayor valor hallado entre las tibias estudiadas), se observa entonces una diferencia entre los mismos de 11 J . En cambio los perros N° 14, 20 y 26 presentaron una mínima diferencia entre la resistencia del fémur y la tibia. Los valores obtenidos en estas muestras, fueron respectivamente 11 J , 3 J , y 7 J para el fémur y $12,20 \text{ J}$, 4 J y 8 J para la tibia, se observa en estos valores, que la diferencia de resistencia entre ambos huesos no es mayor a 1 J .

Otros valores hallados en este trabajo para destacar, es el presentado por la muestra N° 6 cuya diferencia fue de 10 J en más a favor de la tibia, con muy baja resistencia del fémur el cuál fue de solo $2,5 \text{ J}$, constituyéndose el valor de resistencia más bajo hallado entre todos los fémures.

Tomamos como ejemplo la muestra N° 20 extraída de un perro de 2 años de edad y talla chica y la muestra N° 28 extraída de un perro de 2 años de edad y talla grande. Al evaluar la resistencia del fémur y la tibia ipsilateral del

perro N° 20, la misma fue de 4 J y 3 J respectivamente y la resistencia del fémur y la tibia ipsilateral del perro N° 28 fue de 11,5 J y 22,5 J respectivamente. Tras el análisis de las propiedades estructurales de estas dos muestras se observa que el perro N° 20 presentó una longitud de 9,20 cm y 8,5 cm; un espesor de la cortical promedio de sus cuadrantes de 0,21 y 0,26 cm; un área cortical de 0,51 y 0,56 cm² para el fémur y la tibia respectivamente. Por otro lado, el perro N° 28 presentó una longitud de 24 cm y 24,3 cm; un espesor de la cortical promedio de sus cuadrantes de 0,37 y 0,47 cm; un área cortical de 1,53 y 1,77 cm² para el fémur y la tibia respectivamente. Es evidente que al prevalecer la longitud total del hueso, el espesor y el área cortical en el sitio de impacto en perros de talla grande, influyen de manera directa con una mayor resistencia de ambos huesos. En este sentido, Erickson (2002) y Wang (2010) en sus publicaciones expresan que para los huesos largos el tamaño y la forma del hueso constituyen factores relevantes en el funcionamiento biomecánico de los mismos.

En un solo perro (muestra N° 23), el fémur presentó una resistencia mayor que la tibia ipsilateral, 5 J y 2 J, respectivamente. Dicha muestra se extrajo de un perro macho de 2 años de edad de talla chica. El fémur y la tibia de este animal presentaron propiedades estructurales similares, solo una pequeña diferencia en los valores del área cortical en el punto de impacto (0,75 y 0,62 cm² para la tibia y fémur respectivamente). Es un dato que no concuerda con el resto de la muestra y que podría deberse a algún error en el procedimiento de impacto ya que 2 J es un valor de resistencia demasiado bajo para la tibia con las características estructurales que presentaba.

Se observa que la variable *talla* del animal, influye en la capacidad de resistencia del fémur y la tibia. Se ha comprobado en este trabajo que existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia del fémur y la tibia del grupo t 1 (talla grande) con el grupo t 2 (talla chica). El valor promedio de resistencia al impacto presentado por el fémur en el grupo t 1 fue de 7,5 J y en el grupo t 2 fue de 5 J ($p = 0,0088$), por su parte el valor promedio de resistencia al impacto presentado por la tibia en el grupo t 1 fue de 13,25 J y la

resistencia en el grupo t 2 fue de 9 J ($p = 0,0168$). Por lo cual podemos afirmar que en animales de talla grande la resistencia al impacto fue mayor que en animales de talla chica, tanto para el fémur como para la tibia.

La *edad* avanzada se asocia con una declinación en la resistencia, rigidez ósea y capacidad del hueso para absorber energía. 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 (Reich, 2005; Brienne 2010; Caeiro Rey, 2010; Syahrom, 2011; Green, 2011). Nuestros resultados muestran que el grupo de animales menores o iguales a 3 años no presentaron diferencias significativas ($p = 0,65$) en su resistencia al impacto, con respecto a aquellos mayores de 3 años. En el grupo de animales mayores de 3 años se presentó la mayor dispersión de los datos. Vale recordar que en el presente trabajo, todos los perros eran adultos por lo cual el desarrollo óseo ya era completo, de este modo nuestros resultados fueron los esperados. Además, sería importante determinar otras variables tales como estado nutricional y enfermedades previas para dar un juicio más acertado acerca del tema. Se debe tener en cuenta el trabajo realizado por Rivera y col., (2001) donde se observa que en perros cachorros el componente estructural presenta una combinación en la organización microscópica de los huesos que se modifica con la edad. En este sentido, Moine (2004) asegura que durante el primer año de vida ocurren importantes cambios en las propiedades geométricas de los huesos largos, influenciado entre otras cosas por el sexo, raza, ejercicio y alimentación. Haciendo un correlato con la Clínica Veterinaria, sabemos que las fracturas que afectan la diáfisis de huesos largos en pacientes inmaduros suelen ser incompletas o simples y de baja energía debido a la naturaleza flexible de dichos huesos (Alexander, 1985).

Además, Wheeler (2002) cita a los huesos blandos con corticales relativamente delgadas, a la variabilidad en la longitud y a la forma de las diáfisis, entre los factores que afectan la reparación de fracturas en animales inmaduros. Dicho autor afirma que "No hay fracturas, hay animales fracturados"

y si estos son inmaduros presentan un hueso cortical “blando”, entonces no proporciona una buena fijación para los tornillos y en consecuencia las placas pierden estabilidad.

El sexo, también influye en las características biomecánicas del hueso. Un ensayo de impacto dinámico en fémur humano realizado por Panagiotopoulos (2005) consideró al sexo y la edad como factores que pueden influir en la resistencia ósea a la ruptura. En jóvenes, la variable sexo tiene importancia significativa en el momento de evaluar las cualidades biomecánicas del tejido óseo, mientras que en grupos de mayor edad la influencia por sexo fue menor. Los huesos fémur de hombres jóvenes son más resistentes al impacto que los mismos en mujeres jóvenes. El envejecimiento parece reducir estas diferencias, por lo cual es interesante conocer que los huesos de los ancianos tienen la misma absorción de energía independiente del género. Nuestros datos, no demuestran evidencias estadísticamente significativas ($p= 0,31$) para afirmar que existe influencia del sexo sobre la resistencia del fémur, si bien se observa en el box plot que los perros machos presentaron una resistencia media mayor que las hembras.

En nuestro estudio, la resistencia del fémur presentó un coeficiente de correlación muestral de 0,81 respecto al área cortical, de 0,72 respecto al área total y de 0,37 respecto al área de cavidad medular. Mientras que en la tibia el coeficiente de correlación muestral fue de 0,70 respecto al área cortical, de 0,67 respecto al área total y de 0,29 respecto al área de cavidad medular. Estos resultados coinciden con Tascau y col., (2009) quienes afirman que la cavidad medular de la tibia de perro no tendría contribución significativa sobre los parámetros mecánicos del hueso.

Finalmente, concordamos con Nordin (2004), quien observa que la capacidad del tejido óseo no se agota sólo en las cualidades de absorción de impactos, sino que posee un alto nivel de adaptación a los estímulos recibidos. Además como tejido vivo y dinámico, puede reorganizar sus elementos y adquirir una estructura que se ajusta permanentemente a las demandas de factores mecánicos que actúan sobre él de manera repetida o continua.

CONCLUSIONES

Ante la importancia clínica, ortopédica y quirúrgica que revisten las regiones del muslo y pierna del perro, en la Clínica Veterinaria se plantean interrogantes y se generan hipótesis sobre el comportamiento biomecánico del fémur y la tibia.

En base a las hipótesis planteadas se concluye:

- ❖ Existen diferencias de resistencia al impacto entre los huesos fémur y tibia aislados de perro, ante la aplicación del método de ensayo Charpy.
- ❖ El hueso tibia presentó en promedio un 45,55% más de resistencia al impacto que el hueso fémur. Existen entonces, evidencias para afirmar que se presenta un efecto “hueso” sobre los valores de resistencia.
- ❖ La geometría de la tibia sumado a su mayor área cortical le permitió alcanzar valores de resistencia al impacto mucho mayores que los alcanzados por el hueso fémur.
- ❖ El fémur de perro presenta una menor resistencia al impacto, condicionado esto por poseer una menor área cortical.

- ❖ Existen diferencias de resistencia al impacto entre fémures de perros de diferentes tallas ante la aplicación del ensayo Charpy. Los huesos de animales de talla chica (entre 10 y 20 kg) resistieron menos que los huesos de animales de talla grande (entre 20 a 30 kg) con un $p = 0,008$.

- ❖ Existen diferencias de resistencia al impacto entre tibias de perros de diferentes tallas ante la aplicación del ensayo Charpy. Los huesos de animales de talla chica (entre 10 y 20 kg) resistieron menos que los huesos de animales de talla grande (entre 20 a 30 kg) con un $p = 0,0168$.

- ❖ Las variables edad y sexo no presentaron influencias estadísticamente significativas en la resistencia al impacto tanto en fémur como en tibia.

- ❖ Las variables geométricas tienen gran influencia sobre la resistencia al impacto, remarcando entre ellas la importancia del área cortical.

- ❖ 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 éstas variables no están correlacionadas.

- ❖ El funcionamiento biomecánico de los huesos largos está condicionado por factores claves: tamaño, forma del hueso, condiciones de carga y propiedades del material.

Perspectivas:

Tras los resultados de este trabajo queda demostrada la importancia de las propiedades estructurales en general y del tamaño del área cortical en particular como factor determinante a la hora de evaluar la resistencia de los huesos.

Pretendemos, desde las Ciencias básicas, contribuir con la Medicina Veterinaria aportando conocimientos biomecánicos del fémur y tibia de perro de interés para la fisiología, patología, traumatología y ortopedia. Estos estudios aportan nuevos conocimientos que pueden ser utilizados para la aplicación en otros lugares y en otras especies, incluyendo a la especie humana.

Quedan aspectos por considerar y profundizar, tales como análisis de minerales y estructura histológica de la cortical en ambos huesos. Dichos aspectos generarán investigaciones futuras.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

Aerssens J.; Boonen, S.; Lowet, G. and Dequeker, J. 1998. Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research. *Endocrinology* . 139 (2): 663.

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.

Anneliese; D. Heinera, M. 2008. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. Short communication. *Journal of Biomechanics*. 41 (15):3282-3284.

Badoux, D. M. 1982. Bioestática y biomecánica. En Getty, R, Anatomía de los Animales Domésticos, 5ta edición. Tomo I. Salvat. Cap. 5: 55-95.

Banks, W. J. 1996. Histología Veterinaria Aplicada. 2° edición. *El Manual Moderno. Mexico*. Cap. 8: 145-175; Cap.9: 177-207 y Cap. 14: 298-308.

Beale, B. 2004. Techniques for the Management of Long Bone Fractures Orthopedic clinical techniques femur fracture repair . *Clinical Techniques in Small Animal Practice*. 19 (3): 134-150.

Beckmann, J., Springorum, R., Vettorazzi, E., Bachmeier, S., Lüring, C., Tingart, M., Püschel, K., Stark, O., Grifka, J., Gehrke, T., Amling, M. and Gebauer, M. 2011. Fracture prevention by femoroplasty—cement augmentation of the proximal femur. *Journal of Orthopaedic Research*. 29: 1753–1758.

Bediz, B. 2010. Measuring Structural Dynamic Properties of Human Tibia by Modal Testing. *Biomechanical clinical*. 25 (4):159-165.

Braden, T.D.; Ejecker S.W., Abdinor D.; Prieur W.D. 1995. Characteristics of 1000 Femur Fractures in the Dog and Cat. *V.C.O.T.* 8: 203-209.

Bloebaum, R.D.; Ota, D.T.; Skedros, J.G.; Mantas, J.P. 1993. Comparison of human and canine external femoral morphologies in the context of total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*. 27: 1149-1159.

Bonneya, H.; Colston B. J. and Goodman A.M. 2011. Regional variation in the mechanical properties of cortical bone from the porcine femur. *Medical Engineering & Physics*. 33 (4):513-520.

Bonfield Wand Li, C.H. 1966. Deformation and fracture of bone. *J. Appl. Phys.* 37. 869-875.

Brianne, M. 2010. Mechanobiological regulation of the remodelling cycle in trabecular bone and possible biomechanical pathways for osteoporosis. *Biomechanical clinical*. 25 (5): 491-8.

Burstein, A. H.; Currey, J.D.; Frankel, V.H. and Reilly D.T. 1972. The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding. *J. Biomech.* 5: 35-44.

Caeiro Rey, J.R. 2010. Calidad ósea y ranelato de estroncio. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela. *Rev Osteoporos Metab Miner.* 2 (Supl 1): 10-15.

Camargo O.P.; Martins, P.R.; Andrade, M.; Duran, C.E.P.; Croci, A.T.; Leivas, T.P.; Pereira, C.A.M. and Neto, R.B. 2002. Comparative analysis of dog femur resistance after receiving circular and square holes. *Acta Ortop Bras* 10 (2): 41.

Clutton-Brock. 1995. Orígenes del perro: la domesticación y la historia temprana. En: J. Serpell, Editor. *El perro doméstico, su evolución, comportamiento y las interacciones con la gente*. Cambridge University Press . Pág. 20-70

Contini, R. and Drillis, R. 1966. Kinematic and kinetic techniques in biomechanics. *Advances in Bioengineering and Instrumentation*. In Getty, R. 1982. Pág. 55.

Cowin, S. C.; Moss- Salentijn, L.; Moss, M.L. 1991. Candidates for the mechanosensory system in bone. *Journal of Biomechanical Engineering*. 11 (3):191.

Cristofolini, L.; Conti, G.; Juszczak, M.; Cremonini, S.; VanSintJan, S.; Viceconti, M. 2010. Structural behaviour and strain distribution of the long bones of the human lower limbs. *Journal of Biomechanics*. 43: 826–835.

Currey, J.D. 1979. Changes in the impact energy absorption of bone with age. *J. Biomech.* 12. Pág. 459–469.

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

Currey, J. D.; Brear, K.; Zioupos, P. 1996. The effects of age and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora. *Journal of Biomechanics*. 29 (2) 257-260.

Currey, J. D.; Brear, K and Zioupos, P. 2004. Notch sensitivity of mammalian mineralized tissues in impact. *Proceedings the royal society Biological Sciences.* 271: 517-522.

De la Cruz, J.; Dauría, P.; Castagnino, R.; Ibáñez, N. 1999. N. Atlas de histología veterinaria. Editorial Fundación UNRC. Pág. 32-36.

Dyce, K.M., Sack, W.O. and Wensing, C.J.G. 2002. Anatomía Veterinaria. 2° edición. Editorial Mc Graw –Hill Interamericana. Cap. 2: 94.

Egger E. L. 2006. Fractures of the Tibia and Fibula. En *Saunders Manual of Small Animal Practice* (3 Edition) Cap. 111: 1144-1151.

Engel, E.E.; Volpon, J.B. and Shimano, A.C. 1997. Mechanical testing of the tension band wire fixation in the proximal femur. *Arch Orthopedic Trauma Surgery* 116, Springer-Verlag. Pág. 266.

Erickson, G. M. y col. 2002. Evolution of the biomechanical material properties of the fémur. *The anatomical record.* 268: 115-124.

Esquivias, J.; Aporta, R. 2005. Sistema de análisis de imagen integrado para la morfometría ósea. VII Congreso Virtual Hispanoamericano de Anatomía Patológica y I Congreso de Preparaciones Virtuales por Internet. Pág.1-12.

Evans, H. y de Lahunta, A. 2010. Guide to the dissection of the dog. Seventh edition. ISBN: 978-1-4377-0246-0. Copyright © 2010 by Saunders, an imprint of Elsevier Inc. Cap. 2: 45-48.

Ferraris, G.; Rivera, M. C.; Galán, A.; Natali, J.; Moine, R.; Gigena, S.; Wheeler, J. 2000. Estructura del hueso cortical de fémur de perro en la región media de la diáfisis. *Revista Chilena de Anatomía.* 18 (1):170.

Ferretti, J. L. 1998. Biomechanical properties of bones. En: *Bone Densitometry and Osteoporosis* (Genant H. Guglielmi G.; Jergas, M. Eds.) Pág. 143-161.

Ferretti, J. L.; Frost H. M. 2003. Osteopenias and Osteoporoses. En: *Orthopaedic issues in osteoporosis*. Pág. 203-217.

Ferretti, J. L. 2006. Calidad ósea: Propiedades materiales y arquitectónicas de los huesos. *Actualización osteología*. 2 (1): 22-25.

Fossum, T. y col. 1999. Libro Cirugía en pequeños animales. Editorial: InterMédica. Pág. 916-936.

Frost, H.M. 2004. The Utah Paradigm in Skeletal Physiology. Vol 1 y 2.

Galibert, F. 2008. El perro: un poderoso modelo para el estudio de relaciones genotipo-fenotipo. *Bioquímica y Fisiología Comparativa Genómica y Proteómica*. 3, (1): 67-77.

Getty, R. 1982. Anatomía de los Animales Domésticos. De Sisson, S. y Grossman, J. D. 5ta edición . Tomo I. Salvat. Cap. 5: 55-95.

Goel, V. K.; Drinker, H.; Panjabi, M. M.; Strongwater, A. 1982. Selection of animal model for implant fixation studies: Anatomical aspect. *Yale Journal Biology Medical*. 55: 113.

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. O. ; Wang , J.; Diab, T.; Vidakovic, B.; Guldberg, R. E. 2011. Age-related differences in the morphology of microdamage propagation in trabecular bone. *J. Biomech*. 44 (15):2659-66.

Gupta, H.S. and Zioupos P. 2008. Fracture of bone tissue: The 'hows' and the 'whys'. *Medical Engineering Physics*. 30 : 1209-1226.

Gwendolen, C.; Reilly, J.; Currey, D. 2000. The effects of damage and microcracking on the impact strength of bone. *Journal of Biomechanics* (33) 337-343.

Hara, Y.; Nakamura, T.; Fukuda H.; Harada Y.; Nezu Y.; Tagawa, M. 2003 Changes of biomechanical characteristics of the bone in experimental tibial osteotomy model in the dog. *Journal of Veterinary Medical Science*. 65 (1):103-107.

Hert, J.; Kucherz, P.; Vavra, M. and Volenik, V. 1965. Comparison of the mechanical properties of both the primary and Haversian bone tissue. *Acta Anat.* 61: 412-423.

Hulse, D. and Hyman, B. 1993. Fracture biology and biomechanics. In: Slatter, D.H. *Textbook of Small Animal Surgery*. Philadelphia, Saunders, chapter 120: 1595-1603.

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.

Kaneko, T.S.; Bell, J.S.; Pejčić, M.R.; Tehranzadeh J. and Keyak, J.H. 2004. Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases". *J. Biomech.* 37 (4):523-30.

Kang, Q., Friedman, R.F. 1998. Mechanical properties and bone densities of canine trabecular bone". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 9: 263.

Klein- Nulend, J. 2005. Mechanobiology of bone tissue osseux. *Pathologiebiologie*. 53 (10): 576-580.

Koester K. J.; Ager, J. W. & Ritchie, R. O. 2008. The true toughness of human cortical bone measured with realistically short cracks. *Nature Materials* 7: 672 – 677.

Kokshenev, A. 2007. Nuevos conocimientos sobre la biomecánica del hueso largo: ¿Son factores de seguridad del miembro invariable en todas las especies de mamíferos? *Journal of Biomechanics*. 40 (13) 2911-2918.

Kulina, R. M.; Fengchun J. and Kenneth S. V. 2011. Loading rate effects on the R-curve behavior of cortical bone. *Acta Biomaterialia*. 7 (2): 724-732.

Kuo, T.Y.; Skedros, J.G.; Bloebaum, R.D. 1998. Comparison of human, primate, and canine femora: implications for biomaterials testing in total hip replacement.. *Journal Biomedical Materials Research*. 40: 475-489.

Latorre, R. y col. 2009. Atlas en color sobre abordajes quirúrgicos a huesos y articulaciones en el perro y gato. Editorial InterMédica: 142-203.

Leonard y col. 2002. Pruebas de ADN: origen de los perros del viejo mundo y del Nuevo Mundo. *Ciencia*. 298: 1613-1616.

Lockett, M. B. 2004. Incidencia de fracturas de huesos largos en caninos atendidos en el Hospital de Clínicas, Facultad Ciencias Veterinarias-Universidad Nacional del Nordeste, en el período 1995-2004. *XXV Sesión de Comunicaciones Científicas*. Presentación oral.

Markel, M. D.; Wikenheiser M. A. and Chao E. Y. 1991. Formation of bone in tibial defects in a canine model. *Histomorphometric and biomechanical studies J Bone Joint Surg Am*. 73:914-923.

Markel, M.D.; Sielman E. 1993. Radiographic study of homotypic variation of long bone in dogs. *American Journal of Veterinary Research*. 54 (12): 2000-2003.

Markel M. y col. 1994. Mechanical properties of the long bones in dogs. *Am J Vet Res*. 55 (8): 1178-1183.

Mc Neil Alexander, R. 1983. Animal mechanics 2 edición. *Blakwell scientific publications, Oxford*. Chapter Strength: 92-94.

Moine, R.; Rivera, M.C.; Galán, A.; Gigena, M.; Natali, J.; Ferraris, G. 2004. Morfometría en la corteza del hueso Metacarpiano III en las partes proximal y distal de la diáfisis en potrillos mestizo con criollo. *International Journal Morphology*. 22 (1): 19-23.

* **Monteagudo, Pablo.** 2010. Toda la soledad. Grafito sobre papel. *Perros en el arte*. <http://nuriaguau.blogspot.com>. * Tapa de Tesis, tomado y modificado.

Nalla, R. K.; Kinney J. H. and Ritchie R. O. 2003. Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. *Nature Materials*. Vol. 2.

Natali, J. 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.

Newton C. D. and Nunamaker, D. M. 1985. In: Textbook of Small Animal Orthopaedics, Publisher: *International Veterinary Information Service* (www.ivis.org). Cap. 30.

Nordin M., Frankel V.H. 2004. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. Madrid. McGraw-Hill Interamericana. 3ª Edición. Cap. 1 y 2. Pág. 5-150.

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

Palmisano, M. 2006. Fracturas Pediátricas en Saunders Manual of Small Animal Practice (3° Edición). Cap. 119: 1203-1209.

Panagiotopoulos, E. 2005. Impact energy absorption by specimens from the upper end of the human femur. *Science Direct.* 36(5) 613-617.

Peterlik, H.; Roschger, P.; Klaushofer, K.; Fratzl, P. 2006. From brittle to ductile fracture of bone. *Nature Materials.* 5 (1): 52-5.

Pressel, T.; Bougoucha, A.; Vogt, U.; Meyer-Lindenberg, A.; Behrens, B.; Nolte, I. and Windhagen, H. 2005. Mechanical properties of femoral trabecular bone in dogs. *Biomedical Engineering Online.* 4:17.

Reich, T. and Gefen, A. 2005. Trabecular bone contributes to strength of the proximal femur under mediolateral impact in the avian. *J. Biomech. Eng.* 127 (1): 198-203.

Reich, T. y Gefen, A. 2006. Effect of trabecular bone loss on cortical strain rate during impact in an in Vitro model of avian femur. *BioMedical Engineering OnLine.* 5 (1): 45-54.

Reikerås, O. 2009. Impact of freezing on bone graft incorporation biomechanical evaluations in rats allografts. *Clinical Biomechanics.* 25 (2):177-180.

Ríos - Días. 2008. Architecture and internal bone organization and different mechanical stimulus application. *Fisioterapia.* 30 (4): 194-203.

Rivera, M.C.; Ferraris, G.; Galán, A.; Moine, R.; Gigena, M.; Natali, J. 2001. Histomorfometría de la cortical en la parte media de la diáfisis del fémur en perros cachorros. *Revista Chilena de Anatomía*: 113.

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

Ruckebusch, Y.; Phaneuf, L. P.; Dunlop, R. 1994. Fisiología de pequeñas y grandes especies. *El Manual Moderno*. Pág. 572-576.

Sánchez- Valverde, M. A.; Tovar, M. C.; Agut, A.; Laredo, F. G. Murciano, J. 1995. Estudio clínico de las fracturas pediátricas en la especie canina. *Arch. Med. Vet.* XXVII, N° 2.

Savolainen, P.; Zhang, J.; Luo, J.; Lundeberg y Leitner T. 2002. La evidencia genética del origen de los perros domésticos de Asia Oriental. *Ciencia*. 298: 1610-1613.

Schaller, O. 1992. Nomenclatura Anatómica Veterinaria Ilustrada. Edit. Acribia. Pág. 66-71.

Schwarz, P. D. 1996. Biomecánica de las fracturas del esqueleto apendicular: causas y valoración. In: *Bojrab, M. J. Fisiopatología y clínica quirúrgica en animales pequeños*. Bs. As. Intermédica. Pág. 1040-1058.

Saha, S. and Hayes, W. C. 1976. Tensile impact properties of human compact bone. *Journal Biomechanics*. 9: 243-251.

Shires, P. 2006. Fractures of the Femur en *Saunders Manual of Small Animal Practice*. (3 Edition). Cap. 109: 1123-1133.

Syahrom, A.; Kadir, M.R.A.; Muslim, D.A.J. 2011. Relationship between morphological parameters of cancellous bone and its mechanical properties. *Biomedical Engineering and Sciences*. Pág. 336 – 340.

Swanson, S. A. V. 1971. Biomechanical characteristics of bone. In *Advances in Biomedical Engineering*. 1: 137-187.

Thambyah, A. 2010. How subtle structural changes associated with maturity and mild degeneration influence the impact-induced failure modes of cartilage-on-bone. *Clinical Biomechanics*. 25 (7): 623-630.

Tascau, T.; Dreucean, M.; and Rusu, L. 2009. Biomechanical behavior of canine tibia based on bending tests and numerical analysis. *5th International Symposium on Applied Computational Intelligence and Informatics* . Pág. 129-132.

Tsuda, K. 1957. Studies on the bending test and the impulsive bending test on human compact bone. *J. Kyoto Pref. Med. Univ.* 61:1001-1025.

Turner, C. R. & Burr D.B. 1993. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial Bone Review article. Pergamon Press Ld. 14: 595-606.

Von der Beck. 1999. En Roberto Rodríguez Ricco, MVZ. *Biomecánica. Formación continuada. Traumatología y Ortopedia*. Pág. 42-43.

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.

Weh, M. 2010. Pediatric Fracture Management. *Small Animal Pediatrics*. Cap. 25: 212-219.

Wehnenera, T.; Wolframa, U.; Henzlerc, T.; Niemeyera, F.; Lutz, C. and Ulrico, S. 2010. Internal forces and moments in the femur of the rat during gait. *Journal of Biomechanics*. 43 (13): 2473-2479.

Wheeler, J.T.; Adagio, L.; D Amico, G.; Hierro, J.; Hagge, M.; Lattanzi, D.; Schieda, F.; Sanfilippo, S. 2002. Fracturas de huesos largos en caninos inmaduros. *Ciencia Veterinaria*. Facultad de Ciencias Veterinarias N. N. L. Pam. Pág. 57-67.

Yeni, Y.N.; Brown, C. U. and Norman, T.L. 1998. Influence of BoneComposition and Apparent Density on Fracture Toughness of the Human Femur and Tibia. *Bone*. 22 (1): 79-84.

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

Zioupos, P; Currey J. D. 1998. Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone*. 22: 57-66.

ÍNDICE DE TABLAS

	Páginas
Tabla I. - Propiedades geométricas generales del fémur izquierdo y derecho	44
Tabla II. - Propiedades geométricas particulares del fémur izquierdo	45
Tabla III. - Propiedades geométricas generales de la tibia izquierda y derecha e izquierda	46
Tabla IV. - Propiedades geométricas particulares de la tibia izquierda	47
Tabla V. - Resistencia al impacto y resiliencia en la mitad de la diáfisis de los fémures y tibias derechas	50
Tabla VI. - Análisis de la Varianza entre el fémur y la tibia	55
Tabla VII. - Análisis de la Varianza: resistencia del fémur versus talla	56
Tabla VIII. - Análisis de la Varianza: resistencia de la tibia versus talla	57
Tabla IX. - Análisis de la Varianza: resistencia del fémur versus edad	58

Tabla X. - Análisis de la Varianza: resistencia de la tibia versus edad	59
Tabla XI. - Análisis de la Varianza: resistencia del fémur versus sexo	60
Tabla XII. - Análisis de la Varianza: resistencia de la tibia versus sexo	61

ÍNDICE DE FIGURAS

	Páginas
Figura 1. - Fuerzas que actúan sobre un hueso largo	12
Figura 2. - Acceso quirúrgico a la diáfisis del fémur, retracción caudal del músculo bíceps femoral	16
Figura 3. - Acceso quirúrgico a la diáfisis del fémur, retracción craneal del músculo vasto lateral	16
Figura 4. - Elemento sometido a flexión	19
Figura 5. - Preservación del hueso fémur y tibia de perro en gasa humedecida en solución fisiológica	25

Figura 6. - Determinación del peso de la tibia con balanza tara 2600 g.	26
Figura 7. - Vista craneal del hueso fémur izquierdo y representación esquemática de medidas geométricas	27
Figura 8. - Vista craneal del hueso tibia izquierda y representación esquemática de medidas geométricas	27
Figura 9. - Microscopio óptico Axiophot	28
Figura 10. - Vista craneal del fémur izquierdo de perro.	29
Figura 11. - Corte transversal en la mitad de la diáfisis del fémur izquierdo de perro	29
Figura 12. - Vista craneal de la tibia izquierda de perro	30
Figura 13. - Corte transversal en la mitad de la diáfisis de la tibia izquierda de perro	30
Figura 14. - Montaje del fémur N° 12	31
Figura 15. - Montaje de la tibia N° 12	31
Figura 16. - Análisis de imagen de la tibia N° 13	32
Figura 17. - Análisis de imagen del fémur N° 12	33
Figura 18. - Máquina de Ensayos de Impacto	35

Figura 19. - Hueso fémur derecho en posición de impacto	36
Figura 20. - Esquema del fundamento del Método Charpy	37
Figura 21. - Esquema de la ubicación del hueso sobre los soportes en el Método Charpy y dirección del impacto	38
Figura 22.- Péndulo elevado y colocación del material de impacto	39
Figura 23.- Registro de la energía absorbida en Joules	40
Figura 24. - Recta de regresión área cortical vs. longitud. Hueso fémur	48
Figura 25. - Recta de regresión área cortical vs. longitud. Hueso tibia	49
Figura 26. - Recta de regresión resistencia vs. área cortical. Hueso fémur.	51
Figura 27. Recta de regresión resistencia vs. área medular. Hueso fémur	52
Figura 28. - Recta de regresión resistencia vs. área total. Hueso fémur	52
Figura 29. - Recta de regresión resistencia vs. área cortical. Hueso tibia	53

Figura 30. - Recta de regresión resistencia vs. área medular. Hueso tibia	54
Figura 31. - Recta de regresión resistencia vs. área total. Hueso tibia	54
Figura 32. - Box plot de Resistencia de los huesos fémur y tibia	55
Figura 33. - Box plot de talla vs. resistencia del hueso fémur	56
Figura 34. - Box plot de talla vs. resistencia del hueso tibia	57
Figura 35. - Box plot de edad vs. resistencia del hueso fémur	58
Figura 36. - Box plot de edad vs. resistencia del hueso tibia	59
Figura 37. - Box plot de sexo vs. resistencia del hueso fémur	60
Figura 38. - Box plot de sexo vs. resistencia del hueso tibia	61



UNRC
Biblioteca Central



71210

71210