

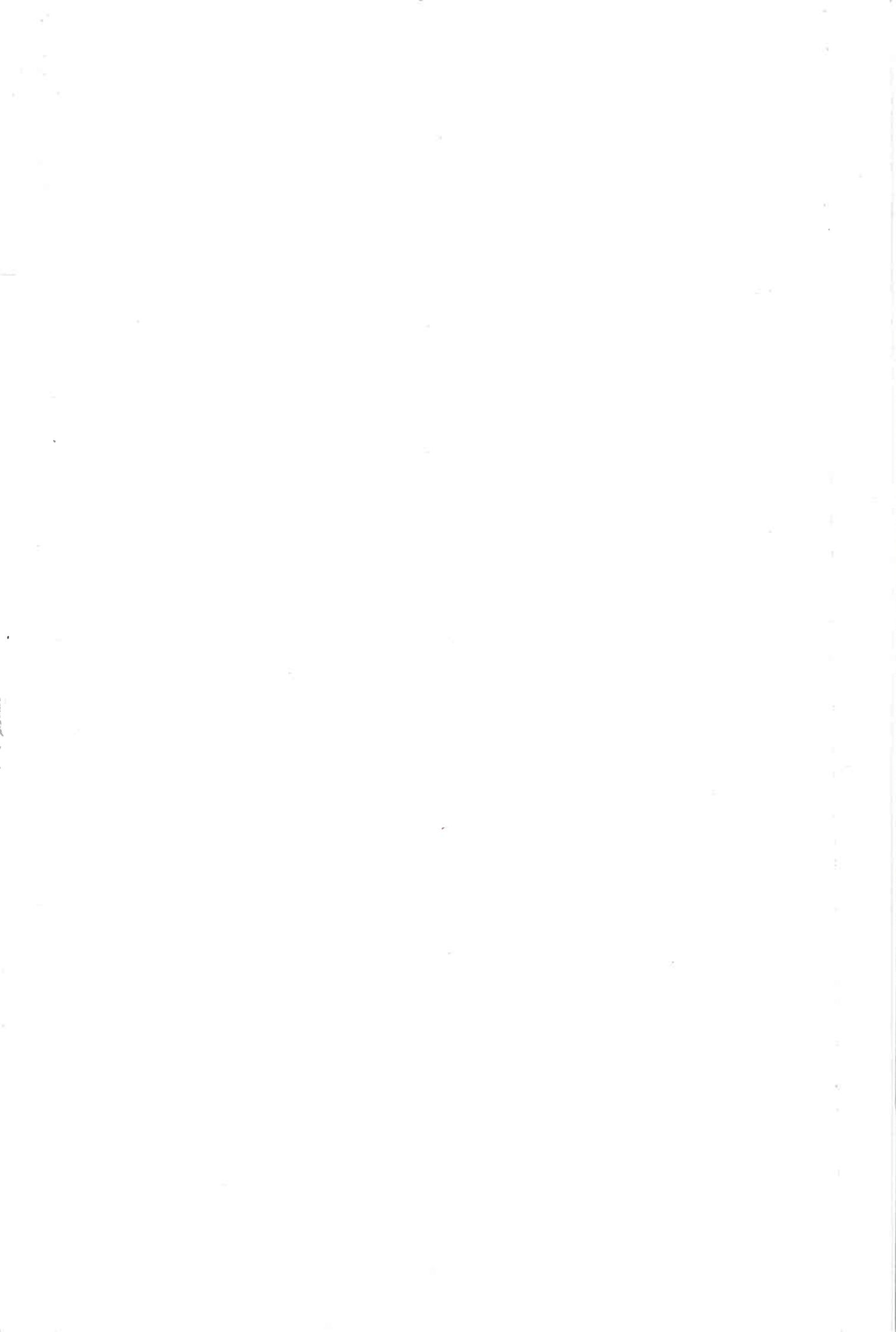
Universidad Nacional de Río Cuarto



MAESTRÍA EN ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA VETERINARIA

**COMPARACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS
MECÁNICAS DINÁMICAS DE LOS HUESOS DEL BRAZO
Y DEL ANTEBRAZO DE PERRO SOMETIDOS A PRUEBA
DE IMPACTO**

**Varela Matías Francisco
-Río Cuarto 2014-**



VARELA, MATÍAS FRANC

Comparación de las c

73929

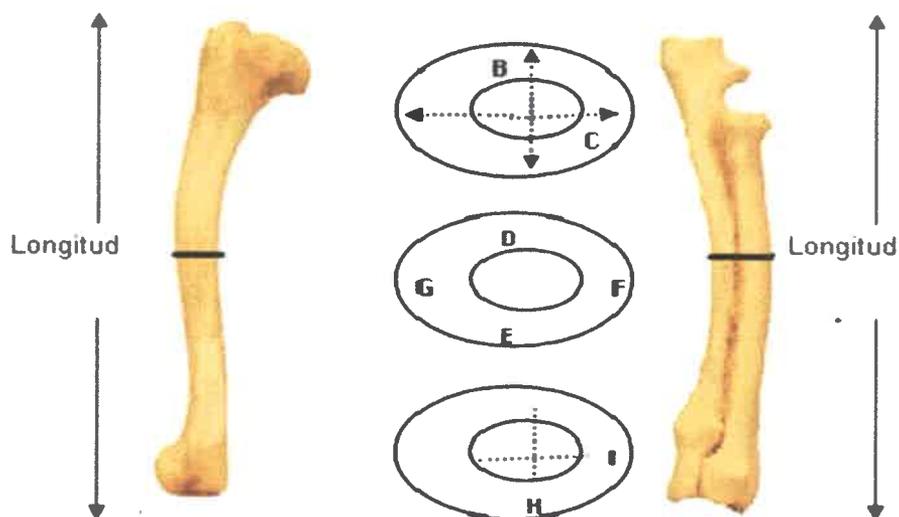
2014

73929



Universidad Nacional de Río Cuarto

MAESTRÍA EN ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA VETERINARIA



COMPARACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS
MECÁNICAS DINÁMICAS DE LOS HUESOS DEL BRAZO
Y DEL ANTEBRAZO DE PERRO SOMETIDOS A PRUEBA
DE IMPACTO

VARELA MATIAS FRANCISCO

- 2014-



Universidad Nacional de Río Cuarto

MAESTRÍA EN ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA VETERINARIA

**COMPARACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS
MECÁNICAS-DINÁMICAS DE LOS HUESOS DEL BRAZO
Y DEL ANTEBRAZO DE PERRO SOMETIDOS A PRUEBA
DE IMPACTO**

Director de Tesis

MSc. Mónica Galán

FAV UNRC

Co-Director de Tesis

MSc. José Natali

FAV UNRC

Tribunal de Tesis

Dra Cristina Romanini

MSc Moine Rosana

MSc Castro Alejandra

83929

83929
Class:
T 896

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 **Magister en Anatomía y Fisiología Veterinaria** de la Facultad de Agronomía y Veterinaria de la Universidad Nacional de Río Cuarto

Director de Tesis



MSc Mónica Galán

Co-Director de Tesis



MSc José Natali

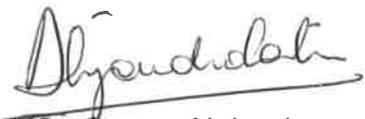
Tribunal de Tesis



Dra Cristina Romanini



MSc Moine Rosana

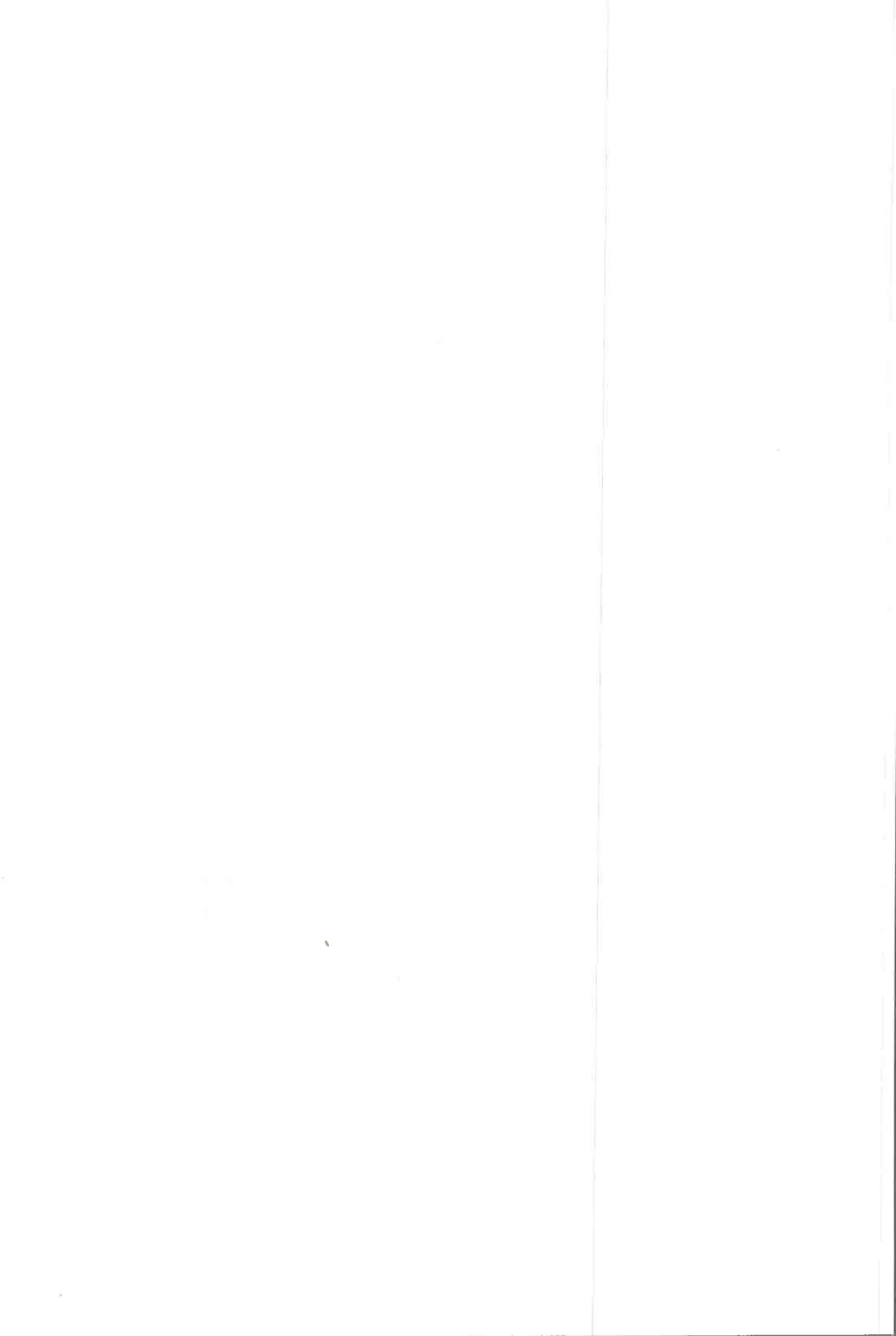


MSc Castro Alejandra

AGRADECIMIENTOS

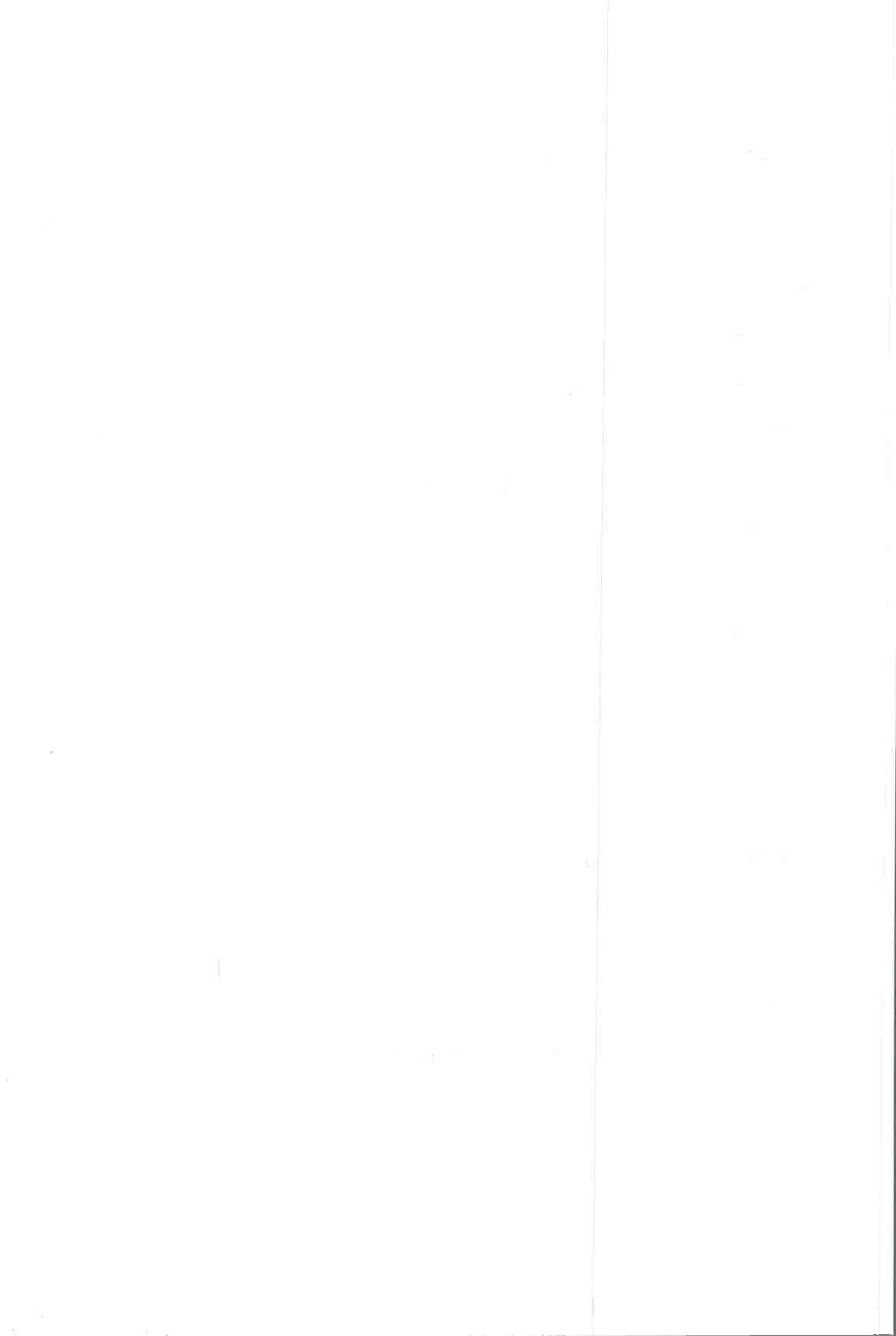
Este trabajo no hubiera sido posible sin la desinteresada colaboración de muchas personas, familiares y amigos, por lo que quiero expresarles mi agradecimiento.

- A mi gran familia y amigos, por brindarme su apoyo y contención en todo momento.
- A la Directora de Tesis MSc Mónica Galán y Co- Director de Tesis MSc José Natali, por su valiosa opinión científica y su constante estímulo.
- A mis compañeros de trabajo: Rosana, Viviana, Soledad, María del Carmen, Horacio y Cecilia 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 Agronomía y Veterinaria 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: origen, evolución y su relación con el hombre	7
EL APARATO LOCOMOTOR Y SU IMPORTANCIA CLÍNICA	8
EL TEJIDO ÓSEO Y LA BIOMECÁNICA	11
COMPORTAMIENTO DEL HUESO EN ENSAYOS BIOMECÁNICOS	18
HIPÓTESIS	23
OBJETIVOS GENERALES	23
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
MATERIALES Y MÉTODOS	26
Análisis morfométrico de los huesos izquierdos	26
Método de Charpy	32
Máquina de ensayos de impacto y su procedimiento	34
Análisis estadístico	38



RESULTADOS	40
1. Morfometría del húmero	41
2. El húmero frente al impacto	44
3. Comportamiento de la resistencia del húmero con respecto al tamaño del animal, la edad y el sexo	47
4. Morfometría del radio y de la ulna	51
5. El radio y la ulna frente al impacto	55
6. Comportamiento de la resistencia del radio y la ulna con respecto al tamaño del animal, la edad y el sexo	59
7. Comparación de la resistencia al impacto del húmero y radio – ulna	62
DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	65
DISCUSIÓN	65
CONCLUSIONES	74
PERSPECTIVAS	76
BIBLIOGRAFÍA	78
INDICE DE TABLAS Y FIGURAS	90

RESUMEN

La resistencia, rigidez y absorción de energía del hueso dependen de sus propiedades materiales, propiedades estructurales y factores mecánicos. El comportamiento mecánico de los huesos, sometido a cargas dinámicas, es complejo y ha sido simplificado en diferentes formas, con la finalidad de proponer modelos que se aproximen a su comportamiento real. La investigación se fundamenta en la importancia quirúrgica, ortopédica y clínica que reviste el área en estudio. Los objetivos del presente trabajo fueron evaluar la resistencia al impacto de los huesos húmero, radio y ulna derechos de perro mediante el método de Ensayo Charpy en relación a la geometría de dichos huesos. Además, comparar las características mecánicas dinámicas entre los huesos del brazo y antebrazo en diferentes tamaños, edades y sexo de los perros. Se utilizaron huesos húmeros, radios y ulnas de perro en condiciones aisladas, extraídos postmortem de 18 animales mestizos adultos jóvenes entre 2 a 6 años, provenientes del servicio de zoonosis de la ciudad de Río Cuarto. Los perros fueron agrupados según su tamaño en: chico (12 a 20 Kg) y grande (20 Kg o más). A los huesos derecho e izquierdo se les midió: peso, longitud total del hueso, diámetros cráneo-caudal y latero-medial en la mitad de la diáfisis. Los huesos del brazo y antebrazo izquierdo fueron osteotomizados transversalmente en la mitad de su diáfisis y se les midió: espesor de la cortical, diámetro medular, área total, área cortical y área medular. Para las mediciones se utilizó un analizador de imágenes. Los huesos húmero, radio y ulna derechos fueron sometidos a la prueba de impacto mediante el Ensayo Charpy. Se realizaron los análisis estadísticos correspondientes utilizando el programa Info Stat (2009).

Se observó que la resistencia promedio del hueso húmero fue de $14,45\text{J} \pm 9,86$ y la resistencia promedio de los huesos radio-ulna fue de $17,53\text{J} \pm 9,45$. Además, estos huesos, presentaron correlaciones positivas entre la resistencia y el área cortical, así como el área total. La resistencia de los huesos en estudio, fue significativamente mayor en perros grandes, aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la edad, el sexo y entre los huesos del brazo y antebrazo ($p < 0,005$).

Se concluye que a medida que aumenta el área cortical del hueso aumenta la resistencia del mismo. En animales de mayor tamaño, existe mayor resistencia. En el grupo de animales estudiados, la resistencia no varía según la edad y el sexo. No existen diferencias entre los huesos húmero, radio y ulna.

ABSTRACT

The strength, stiffness and energy absorption of bone depend on its material properties, structural and mechanical factors. The mechanical behavior of bones subjected to dynamic loads, is complex and has been simplified in different ways, in order to propose models that approximate their actual behavior. This research is based on the surgical importance, and orthopedic clinic that covers the area under study. The objectives of this study were to evaluate the impact strength of the humerus, radius and ulna right bones of dog by Charpy test method relative to its geometry of said bone. Also, compare the dynamic mechanical characteristics between the bones of the arm and forearm in different sizes, ages and sex of the dogs. Humerus, radius and ulnas dog bones were used in isolated conditions, extracted from 18 young adults between 2-6 years postmortem animals, from Zoonosis Service of Rio Cuarto city. Dogs were grouped by size: small (12-20 kg) and large (20 kg or more). Right and left bones weight, total length, cranio - caudal and latero - medial diameters in the middle of the diaphysis of the bone were measured. The bones of the arm and forearm were osteotomized transversely in the middle of his diaphysis. Cortical thickness, medullary diameter, total area, cortical area and medullary area were measured. Image measurements were made by mean of image analyzer software. The right humerus, radius and ulna bones were testing by Charpy impact Test. The InfoStat (2009) software were performed for the statistical analysis.

The average strength of the humerus bone was $14,45\text{J} \pm 9.86$ and the average strength of the radius - ulna was $17.53 \pm 9.45\text{J}$. Furthermore, these bones showed positive correlations between resistance and the cortical area and the total area. The bone strength study, was significantly higher in large dogs, although no statistically significant differences in age, sex, and between the bones of the arm and forearm ($p < 0.005$) were found.

It is concluded that with increasing cortical bone area increases the bone resistance. In larger animals, there is more resistance. In the group of animals studied, the resistance does not vary according to age and sex. There are no differences between the humerus, radius and ulna bones.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

El esqueleto es parte del sistema locomotor cuya función es soportar el peso del cuerpo, proporcionar un sistema de palancas para usarlas en la locomoción y proteger a las partes blandas. Wang *et al.*, (2010) explica que la función del sistema esquelético implica apoyar estructuralmente el cuerpo, proteger los órganos vitales y como depósito de minerales para el metabolismo equilibrado. Por lo tanto, los factores biomecánicos son los más importantes a la hora de determinar la forma de los huesos y su diseño morfológico (Badoux, 1982; Dyce *et al.*, 2002). Los miembros torácicos soportan la mayor parte del peso corporal (55 % y 66%) y son los principales amortiguadores que se requieren en marchas rápidas (Getty, 1982; Dyce *et al.*, 2002, König y Liebich, 2005; Evans y de Lahunta, 1993, 2010). En este sentido, los huesos de los miembros representan un material importante de estudio, especialmente en perros que frecuentemente son afectados por accidentes.

La especie canina es muy utilizada como modelo de estudio y sus resultados se comparan con los huesos de humanos. Frank *et al.* (2002) y Wang *et al.*, (2010) mencionaron que los huesos de los perros son similares en composición y estructura a los del hombre, actualmente en investigación de ingeniería de tejido óseo, de ratones y ratas, se observa que son sustancialmente diferentes de los huesos humanos.

La estructura y la organización de los huesos no se establecen de forma aleatoria, sino que se ajustan a una determinada demanda orgánica y responden con una eficiencia sorprendente a las necesidades funcionales, el tejido óseo está adaptado para resistir todas las formas de carga con la elasticidad adecuada (Ríos-Díaz *et al.*, 2008). En las investigaciones anatómicas se deben tener en cuenta la arquitectura del hueso que tienen importancia en su integridad estructural de los mismos (reconocida como la rigidez del hueso), mientras que el otro aspecto a tener en cuenta es la composición ultra estructural del hueso que

determina principalmente el comportamiento del tejido (Lind et al., 2001; Wang et al., 2010).

Estas características hacen a la calidad ósea, que se refiere a aquellas propiedades físicas del hueso que expresan la resistencia a fallar frente a la demanda funcional que es sometido. El hueso es un material muy complejo, ya que no es homogéneo, es anisotrópico, tiene una viscoelasticidad no lineal y una capacidad de alterar sus propiedades en respuesta a las cargas a las que son sometidos, perjudiciales o no (Lind, et al., 2001; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b).

Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, (2006, a y b) mencionaron que la calidad ósea, tiene importancia en la resistencia mecánica del hueso independientemente de su densidad mineral.

Para valorar la calidad ósea no se dispone de un único método, sólo se cuenta con una serie de herramientas que permiten medir aspectos parciales y complementarios de lo que, en conjunto, representa la calidad ósea. El remodelado óseo determina no sólo la masa, sino también la calidad ósea, y condiciona la geometría, la microarquitectura, la ultraestructura ósea y las características de la matriz proteínica. Para la valoración de la microarquitectura, se utilizan la histomorfometría, la resonancia magnética, la microtomografía computarizada *in vivo* e *in vitro* y los métodos de ensayo dinámicos. Todo ello nos permite una evaluación del hueso más allá de un examen puramente cuantitativo, aplicable en la clínica en un futuro cercano (Parkinson y Fazzalari, 2007; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 a y b).

Caeiro Rey (2010), señaló que la resistencia ósea depende básicamente de la integración entre dos variables: la cantidad y la calidad ósea. Mientras que la cantidad está directamente relacionada con la densidad mineral del tejido óseo, la calidad depende de variables tales como la composición química de los materiales orgánicos e inorgánicos que componen su matriz (propiedades materiales) y de cómo se produce la estructuración espacial de dichos materiales (propiedades

estructurales), factores todos ellos dependientes en mayor o menor medida del remodelado óseo.

La calidad ósea está dada por la resistencia a la deformación y a la fractura (Ferretti, 2006), esta calidad ósea es un nuevo paradigma en las enfermedades que afectan al hueso, describe una serie de características que afectan a la resistencia ósea. La resistencia se compone de la suma de densidad ósea y calidad ósea. (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b; Muñoz Torres *et al.*, 2005; Caeiro Rey, 2010).

Para analizar las fuerzas que actúan sobre los huesos largos y el comportamiento que experimentan, es necesario recurrir a los conceptos de la Biomecánica. El término mecánica fue introducido por Galileo Galilei en su libro "Dos nuevas ciencias" (1638) para describir fuerzas, movimientos y resistencia de los materiales. Además, reconoció el significado de la trabeculación ósea y propuso la idea de que los cilindros huecos resultan más fuertes que las barras macizas por unidad de peso. Desde entonces, la biomecánica no ha hecho más que aplicarse buscando entender las fuerzas, los movimientos y la resistencia de los materiales con que están contruidos los seres vivos. Además, estudia los movimientos simples y complejos que pueden ejecutar los animales para armonizar con sus restricciones anatómicas. 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 delimitada por las posibilidades biomecánicas (Von der Beck, 1999; Turner *et al.*, 1993, 2004; Turner, 2006).

EL PERRO: origen, evolución y su relación con el hombre

El perro, cuyo nombre científico es *Canis lupus familiaris*, es un mamífero del orden *carnívora*, suborden *Caniformia* y familia *Canidae*. La familia de los perros o

cánidos es un grupo de carnívoros mamíferos divididos en 38 especies (Helton y Helton, 2010; Dysko *et al.*, 2002; Galibert *et al.*, 2011; Acosta *et al.*, 2011).

El Dr. Valadez considera que los perros se originaron en una franja que va desde el noreste de Asia (en Siberia) hasta el noroeste de los Estados Unidos (en Alaska). Estas zonas estaban conectadas durante el pleistoceno y formaban parte de una misma masa de tierra, por esta razón, considera que sería relativo hablar si se originaron en Asia o en América. De acuerdo con esta propuesta, los perros comenzarían su proceso de dispersión desde su lugar de origen hacia el sur en ambas direcciones, es decir, hacia Eurasia y América. (Acosta *et al.*, 2011). Darwin expresó que los perros fueron derivados de varias especies.

Acosta *et al.*, (2011), explicaron que casi todos los investigadores aceptan que el perro habría derivado de la domesticación de *Canis lupus* (lobo gris).

La presencia del perro es universal, en todas las culturas y ocupa un lugar muy especial en las sociedades modernas. La creación de la raza se relaciona con la domesticación y *Canis familiaris* se divide aproximadamente en 400 razas, que varían en tamaño y forma (Dysko *et al.*, 2002; Galibert *et al.*, 2011).

De acuerdo a sus características físicas los perros difieren en un gran rango de tamaño físico para ser una sola especie, con ejemplares que van desde el diminuto Yorkshire Terrier que pesa menos de 1 kg. a el Mastín gigante, que pesa 150 kg., entre otras. Esta variabilidad del tamaño y la acción del hombre por obtener nuevas razas, seguramente ha generado diferencias en las propiedades estructurales y biomecánicas del hueso (Helton y Helton, 2010).

Galibert *et al.*, (2011), en su publicación referida a la comprensión evolutiva del perro y la historia de su domesticación, relata que los lobos en busca de alimento se sintieron atraídos por el campo del ser humano en los que pudieron encontrar algunos alimentos y por lo tanto se acostumbraron a la presencia del hombre, estos lobos domesticados fueron sin duda sus precursores.

El ambiente en el que actualmente vive el perro ofrece obstáculos que constituyen riesgos de lesiones traumáticas en el animal. Así los accidentes con autos; disparos de armas y las caídas, sobre todo en las razas pequeñas, se las denomina como "lesiones de alta velocidad" y son las consideraciones más comunes en el hallazgo de fracturas. La variabilidad existente con respecto a: raza, forma, tamaño y resistencia del hueso conduce al estudio del aparato locomotor desde el punto de vista morfológico y biomecánico.

EL APARATO LOCOMOTOR Y SU IMPORTANCIA CLÍNICA

El esqueleto del miembro torácico del perro está expuesto a traumatismos que llevan como consecuencia a la fractura del hueso. En este sentido, las fracturas humerales diafisarias provocan la interrupción de la continuidad del hueso cortical diafisario. Las etiologías comunes son: lesiones con alta velocidad, donde se incluyen, accidente con autos, caídas y disparos de arma de fuego. (Fosuum, 1999). Otras lesiones del sistema esquelético son relacionadas con la edad, como fracturas por osteoporosis y degeneraciones patológicas (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, b; Muñoz-Torres *et al.*, 2005; Wang *et al.*, 2010).

Locket *et al.*, (2004) y Milovancev y Ralphs (2004) estudiaron la incidencia de fracturas en el miembro torácico de perros, donde observaron que de 260 fracturas, el 5,76% ocurrió en húmero y el 14,61% se produjeron en radio y ulna, es decir que la incidencia de fracturas es mayor en los huesos del antebrazo (radio y ulna) que en el brazo (húmero) y ocurren con mayor frecuencia en la parte media de la diáfisis variando acorde con el sexo y la edad del animal.

Las fracturas humerales epifisarias y metafisarias se presentan principalmente en la epífisis proximal o distal del húmero y pueden ocurrir por desprendimiento de la placa de crecimiento, aunque son poco comunes y suceden en pacientes jóvenes. Las fracturas de la epífisis distal del húmero es más frecuente sobre el epicóndilo lateral y se presentan en las caídas de los perros.

Frank *et al.*, (2002) mencionaron que las fracturas por accidentes son comunes en perros de todas las edades. En perros de edad avanzada no se reconocen fracturas asociadas a traumas por impactos de baja energía, como ocurre en los seres humanos. En dicho estudio, se demostró un aumento significativo de microdaños en tejido óseo de perros de avanzada edad, indicando que es similar a lo descrito en estudios sobre huesos humanos. Cuando se analizaron la cantidad de microdaños identificados en los perros de edad avanzada y se los compararon con los huesos de humanos gerontes, se estableció que la cantidad de microdaños fue considerablemente inferior en perros. Wang *et al.*, (2010) explicaron que los cambios en la arquitectura relacionada con la edad ósea humana, principalmente incluye una disminución de volumen para el hueso trabecular, una disminución en el espesor cortical y un aumento en la porosidad para los huesos corticales. Estos aspectos pueden afectar significativamente el comportamiento mecánico del hueso, por lo general, conduce a la reducción de la resistencia. La disminución de la masa ósea y una alteración de la microarquitectura del tejido óseo conduce a un aumento de la fragilidad del hueso y como consecuencia a un incremento en el riesgo de fractura (Orueta y Gómez Caro., 2009; Muñoz Torres *et al.*, 2005; Caeiro Rey, 2010).

Las fracturas de radio y ulna diafisiaria son los traumatismos más frecuentes del miembro torácico. Se reconocen distintos tipos de fractura. Las fracturas abiertas (heridas a través del tegumento sobre el hueso) pueden presentarse debido a la escasez de cobertura de partes blandas, las fracturas diafisiarias son más comunes y por lo general interesan el tercio medio y distal de ambos huesos.

Por otra parte, las fracturas de la extremidad proximal del radio son poco frecuentes porque la cabeza del radio está bien protegida por la musculatura circundante. Las fracturas de la extremidad distal del radio se presentan en forma extra o intraarticular (Fosuum, 1999).

Las fracturas de los huesos del antebrazo ocurren con relativa frecuencia en la población de pequeños animales, representando el 17 y el 18% respectivamente de todas las fracturas en perros y gatos (Fosuum, 1999; Milovancev *et al.*, 2004). El radio y la ulna normalmente se fracturan simultáneamente (Fosuum 1999; Milovancev y Ralphs, 2004; Harari, 2004; Voss *et al.*, 2009, b).

Los perros de razas pequeñas suelen sufrir fracturas en sus miembros torácicos por caídas, estas razas muestran una menor densidad vascular y la arborización de los vasos en la metáfisis distal, en comparación con perros de raza mediana. Además, presentan una inherente inestabilidad biomecánica debido al tamaño pequeño del hueso y la ocurrencia de las fracturas múltiples, oblicua o transversal, esto contribuye a la dificultad en el manejo de las fracturas de la extremidad distal del radio y de la ulna en razas pequeñas. En cambio en los perros de raza grande, por lo general, los traumas graves ocurren por accidente vehicular, en consecuencia muestran una mayor densidad vascular en comparación con las razas de pequeño porte. Debido a la mínima cobertura de tejidos blandos, las fracturas abiertas son relativamente comunes (Fosuum *et al.*, 1999; Milovancev y Ralphs, 2004).

Las fracturas diafisarias distales se encuentran comúnmente en los perros jóvenes y son a menudo fracturas incompletas, de baja energía, simples, debido a la naturaleza flexible de los huesos inmaduros. En cambio las fracturas de alta energía (las más típicas son las fracturas conminutas) se observan con frecuencia en los adultos. Suelen afectar a perros de razas grandes o gigantes, jóvenes de entre 6 a 9 meses cercanos al final del crecimiento (Wheeler *et al.*, 2002; Milovancev y Ralphs, 2004).

Otras fracturas que ocurren con frecuencia en el radio y la ulna se producen en el hueso trabecular, las fracturas articulares que disrumpen la superficie articular y la fractura de Monteggia de la ulna asociada con dislocación de la cabeza radial. (Fosuum *et al.*, 1999; Voss *et al.*, 2009, a y b).

En base a lo expuesto resulta importante el estudio de las propiedades de tejido óseo y la respuesta biomecánica de los huesos del brazo y antebrazo del perro con la finalidad de aplicar los conocimientos básicos a la clínica veterinaria.

EL TEJIDO ÓSEO Y LA BIOMECÁNICA

Los huesos se diferencian notablemente entre sí, en cuanto a forma, tamaño, y espesor, tanto dentro del individuo como cuando se comparan, dentro de la especie y entre especies. Un aspecto importante en la forma de los huesos, junto a la determinación genética de los esbozos óseos embrionarios, son los factores estáticos-dinámicos y los cambios estructurales de origen nutricional, que se producen durante la diferenciación juvenil y adulta del hueso (Schaller, 1992; Evans y de Lahunta, 1993, 2010; König y Liebich., 2005; Dyce *et al.*, 2002; Galán *et al.*, 2002; Almeida paz *et al.*, 2009). Esto se debe, principalmente, a las fuerzas de tracción ejercidas por los músculos o por tendones terminales sobre sitios de inserción puntuales en el hueso, tales como: apófisis, tuberosidades, superficies rugosas, crestas o espinas, además los vasos sanguíneos, los troncos nerviosos y los órganos, también pueden contribuir al diseño de la superficie del hueso (Ramírez-Díaz *et al.*, 2010; König y Liebich., 2005).

Los miembros torácicos quedan más próximos al centro de gravedad y sostienen en mayor medida el peso corporal, estos miembros están sometidos a un mayor esfuerzo biomecánico, estando obligados a especializarse en el apoyo (Moine *et al.*, 2004). La base ósea de la región del brazo, el húmero, y los huesos del antebrazo, radio y ulna, son considerados huesos largos, que presentan un cuerpo o diáfisis, en su superficie tienen una capa ósea densa, la sustancia compacta, y que en su interior se encuentra la cavidad medular que contiene la medula ósea. Además, tienen dos extremos, epífisis proximal y distal, recubiertas por una fina sustancia cortical y un entramado trabecular que es comparable a una

esponja osificada, llamada hueso esponjoso o trabecular (Ramírez-Díaz *et al.*, 2010; König y Liebich., 2005; Dyce *et al.*, 2002; Gupta y Zioupos, 2008; Wang *et al.*, 2010). El tejido óseo está compuesto de cristales de hidroxiapatita dentro de una matriz de fibras de colágeno. A densidades bajas, las celdas forman una red abierta de barras conforme a la densidad relativa, si aumenta el material se acumula en las paredes de las celdas y la estructura se transforma en una red más cerrada de placas (Gupta y Zioupos, 2008; Ramírez-Díaz *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2010).

El hueso trabecular se encuentra en la metáfisis, la epífisis, y la cavidad medular de los huesos largos. Se compone de una estructura tridimensional de placas interconectadas y trabéculas, cada una de las cuales mide aproximadamente 200 micrómetros de espesor (Gupta y Zioupos, 2008; Wang *et al.*, 2010). La arquitectura trabecular es tal que las tensiones mínimas de tejido se emparejan con el mínimo peso. Este paradigma sugiere que, normalmente, las tensiones y deformaciones deben ser distribuidas de manera uniforme sobre la arquitectura trabecular. Por lo tanto, la función principal del hueso trabecular es distribuir cargas mecánicas de las superficies articulares a las diáfisis de los huesos largos. La vía de transferencia de carga es en gran parte determinada por la arquitectura interna del hueso y las trabéculas individuales, constituyen el soporte de carga real (Rietbergen *et al.*, 1998; Gupta y Zioupos, 2008).

Ramírez-Díaz (2010), explicó, a partir de la microestructura del hueso esponjoso, un modelo, el comportamiento mecánico, que depende de tres parámetros: el tipo de estructura que forman las celdas, la fracción volumétrica de sólido y las propiedades del material de la pared de la celda. Si bien, la resistencia del hueso depende primordialmente del hueso cortical, las fracturas más frecuentes, no relacionadas con un impacto que supere la resistencia del hueso, están asociadas a regiones donde se presenta alta concentración de hueso trabecular.

El tejido óseo compacto o hueso cortical comprende aproximadamente 80% de la masa total del esqueleto (Wang *et al.*, 2010). Este tejido se encuentra organizado en laminillas óseas que pueden adoptar diferente disposición determinando cambios en la arquitectura interna del hueso. Dichos cambios, están íntimamente relacionados con la función del hueso, la biomecánica, la ubicación anatómica, la edad del animal, la especie y los distintos factores que influyen en el mismo (Currey, 1984).

Las laminillas óseas pueden disponerse según tres formas típicas: osteones, sistemas intersticiales y sistemas circunferenciales. Los osteones que se caracterizan por estar formados por laminillas concéntricas alrededor de un conducto osteonal o de Havers, que contiene vasos sanguíneos, nervios y células endósticas. Estos conductos se conectan entre sí por los conductos de Volkmann, que tienen una disposición transversa en la diáfisis. En un hueso compacto se pueden encontrar osteones primarios y secundarios que proporcionan fuerza al hueso (Cormack, 1987; Banks, 1996; Currey, 1996; Hib, 2001; Beaupied *et al.*, 2007; Wang *et al.*, 2010). El sistema intersticial está formado por laminillas que se ubican a modo de relleno en los espacios libres de los osteones, sin una organización preferencial de las fibras. Por otra parte, el sistema circunferencial está compuesto por laminillas paralelas que rodean la superficie ósea, externa e internamente, de forma ininterrumpida. Las laminillas óseas están formadas por una matriz intercelular mineralizada y por células óseas (Cormack, 1987; Banks, 1996; Hib, 2001; Wang *et al.*, 2010). El sistema circunferencial, presenta las fibras colágenas de forma espiralada y siempre se encuentran ordenadas en sentido contrapuesto. Algunos sistemas de laminillas se intercomunican entre sí por medio de uniones transversales (Gupta y Zioupos., 2008; Wang *et al.*, 2010). Por la disposición de las laminillas se forma un sistema estructural que confiere estabilidad al hueso frente a la presión y a la tracción (König y Liebich., 2005).

Toda alteración de las exigencias estáticas y mecánicas sobre el hueso lleva una adaptación de la estructura ósea interna. Las osteonas que no tienen obligaciones funcionales son catabolizadas formando laminillas óseas intermedias. Los cambios de la geometría del hueso están acompañados de modificaciones en la microestructura ósea, asociados con el crecimiento y la remodelación. En la superficie externa del hueso, las laminillas se unen formando placas y constituyen una laminilla básica externa a la que se continúa exteriormente el periostio. Al mismo tiempo también se forma una laminilla básica interna, a la que se le adosa el endostio. Desde la laminilla básica externa se irradian fibras colágenas que unen fuertemente el periostio con el hueso (fibras perforantes). Estas fibras desempeñan la función de extremos terminales de los tendones y sirven para la transmisión de fuerzas sobre el hueso (König y Liebich., 2005; Wang *et al.*, 2010).

La matriz intercelular presenta componentes orgánicos e inorgánicos. Los principales componentes orgánicos u osteoide consisten en fibras colágenas (90%), proteínas no colágenas y proteoglicanos (Uhlhorn, 2000; Wang *et al.*, 2010).

Wang *et al.*, (2010) señala que la matriz orgánica mineral y el agua constituyen la ultra estructura de los huesos. Esta es similar para el hueso cortical y trabecular, lo que puede ser caracterizado como un compuesto de cristales minerales y fibrillas de colágeno. Las fibrillas de colágeno se colocan en forma organizada sobre la mineralización, la mayor parte son fibras colágenas de tipo I, que se ordenan en forma helicoidal. En la superficie de las fibras colágenas se depositan los minerales que aportan la dureza del hueso. Sin embargo, el hueso posee una gran vitalidad lo que le permite cambiar de forma cuando es sometido a tracciones o compresiones prolongadas distintas de las habituales (Hib, 2001). La orientación de las fibras colágenas puede influenciar significativamente en las propiedades mecánicas del hueso cortical (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b; Ríos Díaz, 2008; Wang *et al.*, 2010).



La matriz intercelular está interrumpida por espacios donde se encuentran las células óseas. El tejido óseo presenta tres tipos principales de células: osteoblastos, osteocitos y osteoclastos, responsables de la síntesis, el mantenimiento y la resorción de la matriz ósea (Uhlhorn, 2000; Gupta y Zioupos., 2008).

Los osteocitos regulan activamente el modelado y la remodelación ósea, la mineralización ósea directa y la homeostasis regular de calcio / fosfato y el metabolismo de la matriz extracelular; sin embargo, el papel específico de los osteocitos en el mantenimiento de la integridad estructural, (Yu-Lin Ma *et al.*, 2008; Frank *et al.*, 2002). Según Mellibovsky Saidler y Díez Pérez (2006, a y b) el remodelado óseo es fundamental en la calidad ósea y también es el mecanismo básico de reparación del daño por fatiga. Yu-Lin Ma *et al.*, (2008) sugieren que un cierto grado de microdaño es esencial para la remodelación ósea.

Diferentes factores determinan la resistencia ósea, por una parte, la densidad mineral ósea y, por otra, la calidad ósea. La calidad ósea engloba una serie de factores tales como: grado de remodelado, mineralización, microarquitectura y geometría óseas. Todos ellos, en diferente grado, determinan alguna de las características intrínsecas del tejido que condicionan la calidad final del material óseo y la resistencia mecánica de los huesos analizados en condiciones experimentales (Parkinson *et al.*, 2008; Gupta y Zioupos, 2008; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 a y b; Caeiro Rey, 2010).

Los minerales resisten la compresión del hueso (Banks, 1996), más allá de su valor óptimo, disminuyen la elasticidad del hueso y reducen la capacidad para resistir la carga dinámica (Currey, 1979; König y Liebich., 2005).

Los excesos de mineralización son negativos para la competencia mecánica del hueso (osteopetrosis), por el contrario, una mineralización deficiente disminuye la resistencia mecánica (osteomalacia). El grado de mineralización está relacionado positivamente con la dureza del tejido óseo y negativamente con su fragilidad. Un exceso de homogeneidad actúa como un elemento favorecedor de

la transmisión de vectores de fuerza que propenden a una más fácil y rápida propagación de líneas de fractura micro o macroscópicas (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 a y b).

Yu-Lin Ma *et al.*, (2008), establecieron asociaciones cuantitativas entre la densidad de osteocitos con la biomecánica en vertebras de ratas y observó que la densidad de los osteocitos está correlacionado con algunos de los parámetros que determinan la calidad biomecánica del hueso. Estos hallazgos sugieren que los osteocitos podrían desempeñar un papel crucial en el mantenimiento de la calidad mecánica de los huesos y la densidad de osteocitos podría considerarse como un índice alternativo en la evaluación de la calidad del hueso.

Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, (2006, a y b) señalaron que existen factores condicionantes de la calidad ósea y los agrupan en: factores vinculantes a la arquitectura ósea (geometría ósea y microarquitectura ósea) y factores intrínsecos del hueso (grado de mineralización, composición de la matriz proteica y estado de la red osteocitaria). Además el remodelado óseo condiciona la masa ósea y la calidad del hueso.

Otros autores, indican que la resistencia y la absorción de energía del hueso dependen de sus propiedades materiales (mineralización ósea y estructura microscópica) y sus propiedades estructurales (geometría, longitud y curvatura) (Smith, 1985; Ferretti, 2006; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, ay b; Wong *et al.*, 2009; Caeiro Rey, 2010; Moine *et al.*, 2004; Galán *et al.*, 2002; Natali *et al.*, 2008; Fioretti *et al.*, 2011, 2013).

El hueso es un tejido capaz de adaptarse mecánicamente y modificar su calidad y geometría en respuesta a cargas impuestas sobre él (Currey, 1984; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 a y b; Galan *et al.*, 2002; Moine *et al.*, 2004).

Las propiedades mecánicas del hueso son modeladas por fuerzas intrínsecas y extrínsecas. Las primeras pueden ser consideradas fisiológicas,

mientras que las fuerzas extrínsecas no tienen límite en su magnitud y dirección, por lo cual son potencialmente productoras de fracturas. Ambos tipos de fuerzas causan alteraciones en la geometría del hueso, características microscópicas, densidad, grado de mineralización, orientación y disposición de las fibras de colágeno (Currey, 1984; Smith, 1985). El comportamiento mecánico del hueso es complejo y ha sido simplificado en diferentes formas con la finalidad de proponer modelos que aproximen su comportamiento de manera simple. Las funciones mecánicas de los huesos varían, estas dependen de factores tales como la distribución mineral, el arreglo estructural, las variaciones entre individuos (edad, sexo) y las funciones mecánicas del hueso (Von der Beck, 1999; Cerrud Sánchez *et al.*, 2005; Panagiotopoulos, 2005).

Kaneps *et al.* (1997), demostraron la ocurrencia de cambios en las propiedades mecánicas en el hueso cortical y el hueso esponjoso de perros jóvenes y adultos. Trabajaron después de la inmovilización y removilización con el ejercicio. Analizaron, entre otros, húmero, radio y ulna. Señalan que a las dieciséis semanas de inmovilización del miembro torácico, hay una disminución significativa de las propiedades mecánicas. La recuperación de las propiedades morfológicas y mecánicas, después de un período de inmovilización, varía con el tipo y duración de la misma, edad del animal, tipo de hueso, especie e intensidad del ejercicio. En treinta y dos semanas de removilización (rehabilitación) se recuperaron las propiedades mecánicas del hueso cortical y esponjoso. En los perros viejos, con pruebas de inmovilización del radio, por más de tres semanas, se encontró un adelgazamiento de la cortical y el aumento de las cavidades de reabsorción, disminuyendo el volumen de hueso esponjoso.

Por lo tanto, el esqueleto soporta cargas durante la vida diaria, como consecuencia de la fisiología normal, que pueden derivar en microfracturas del tejido óseo (Kaneps *et al.*, 1997; Frank *et al.*, 2002; Wang *et al.*, 2010). De esta manera, el hueso puede tener diferentes comportamientos en relación a los ensayos mecánicos a los que son sometidos.

COMPORTAMIENTO DEL HUESO EN ENSAYOS BIOMECÁNICOS

Las leyes de la física, tanto en su aspecto estático como dinámico, son uno de los factores principales para comprender la formación y remodelación de los huesos, así como la del resto del sistema osteoartromuscular. La estática, se ocupa principalmente de las condiciones bajo las cuales los cuerpos u objetos permanecen en reposo (en equilibrio). Por otro lado, la dinámica, se ocupa de las condiciones y consecuencias de los cambios y movimientos que ocurren. (Nordin y Frankel, 2004).

Los ensayos mecánicos han sido una forma directa de evaluar el comportamiento mecánico de los tejidos óseos y los materiales de sustitución ósea. Estos tipos de ensayos permiten considerar a las fracturas como la ausencia de capacidad del hueso de absorber energías extrínsecas o intrínsecas que logran una deformación plástica irreversible del tejido óseo, esta ruptura del hueso puede ser parcial o total.

Los métodos de ensayos mecánicos se basan en los principios de la mecánica de los materiales, las fuerzas, el estrés y la deformación son las principales variables medidos por esos métodos. Cuando un hueso se somete a fuerzas externas, la respuesta de los tejidos depende del tipo de carga (tracción, compresión, flexión, o combinación entre ellas). Hay ensayos mecánicos estándares y personalizados, cada uno de ellos proporciona información única perteneciente a un comportamiento mecánico específico de los materiales (Gupta y Zioupos, 2008; Wong *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2010).

Las medidas de densidad, las propiedades geométricas y las fuerzas mecánicas son características importantes al evaluar y describir el tejido óseo (Lind *et al.*, 2001).

La resistencia es importante en la biomecánica del hueso, porque de ella depende el comportamiento del tejido óseo ante una posible fractura, siendo una propiedad intrínseca del hueso, independiente de su forma. 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 (Turner y Burr., 1993, 2004; Turner, 2006). El tejido cortical de los huesos largos, es considerado un material complejo, viscoelástico, anisotrópico y dependiente de la carga. Tiene una resistencia que depende de la carga mecánica impuesta al mismo (Schwarz, 1996; Wong *et al.*, 2009). Por otra parte, la resistencia material del hueso varía con la especie, edad, sexo y ubicación de la muestra (Schyver, 1978; Smith, 1985; Von der Beck, 1999; Moine *et al.*, 2004; Galán *et al.*, 2002; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 a y b; Gupta y Zioupos, 2008; Wang, 2010).

Generalmente cuanto mayor es el tamaño de un hueso, mayor es su resistencia. Los huesos largos, de estructura cilíndrica, ofrecen un excelente ejemplo de este principio, gobernado fundamentalmente por los valores del momento de inercia transversal. Considerando la misma cantidad de hueso, si se dispone en un cilindro de menor diámetro, tendrá un menor momento de inercia y una menor resistencia. Por el contrario, si exactamente esta cantidad del mismo hueso la disponemos en un cilindro de mayor diámetro, su momento de inercia y resistencia se incrementan.

Existen pruebas mecánicas que permiten medir resistencia de un hueso, entre ellas, pruebas de compresión, tensión, impacto y otras. En este trabajo se propone el ensayo de Charpy como prueba mecánica, a través del cual se puede conocer el comportamiento del hueso frente al impacto, donde se requiere de una determinada absorción de energía hasta que se produce la fractura (Ortega, 2006).

La prueba de impacto se la define como la prueba de resistencia de un material ante una carga aplicada rápidamente. Una prueba de impacto es una

prueba dinámica, en la que se golpea una muestra seleccionada y se rompe por un solo golpe en una máquina especialmente diseñada. El propósito de las pruebas de impacto es medir la capacidad de un objeto para resistir la alta tasa de carga (Singla y Singh, 2009). La energía de impacto es una medida del trabajo realizado para fracturar una muestra de ensayo. Cuando el martillo impacta sobre la muestra, ésta absorbe energía y en el punto de impacto el hueso comenzará a sufrir deformación plástica. Cuando el hueso no puede absorber más la energía, se produce la fractura (Singla y Singh, 2009; Wong *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2010).

Estas pruebas son del tipo destructivo, es decir que los componentes o la muestra se rompe y no puede ser utilizada nuevamente (Singla y Singh, 2009; Lind *et al.*, 2001).

La finalidad del ensayo de charpy es evaluar numéricamente las propiedades fundamentales mecánicas de ductilidad, maleabilidad, resistencia y determinar la idoneidad de un material para una aplicación particular. La ductilidad es una medida que indica cuánto se deforma plásticamente un elemento antes de la fractura, un material con alta ductilidad presentará una mayor resistencia (Gupta y Zioupos, 2008; Singla y Singh, 2009).

La tasa de deformación (tasa de carga) y la temperatura tienen una profunda influencia en la dureza de un material. La deformación plástica está limitada por el material circundante, el cual sigue siendo elástico. La elasticidad es el comportamiento caracterizado por deformación reversible, es decir, las dimensiones originales de la muestra pueden ser recuperada después de la eliminación de la carga aplicada.

La resistencia a los impactos puede ser una de las propiedades más difíciles de cuantificar. La capacidad de cuantificar esta propiedad es una gran ventaja en la fiabilidad del producto y en la seguridad de los resultados del mismo (Singla y Singh, 2009). Además, durante la flexión de un hueso que no es completamente recto, reducirá la precisión de las pruebas. En un ensayo de

impacto se verifica la dureza del material y la capacidad de deformarse plásticamente (Narinderpal y Singla, 2009).

La temperatura es otra variable a tener en cuenta en la resistencia de un hueso. Cuando la temperatura es baja, la ductilidad y la tenacidad disminuyen, los huesos se hacen quebradizos con baja absorción de energía (Singla y Singh, 2009).

Con respecto a la idoneidad del material, se considera que la rigidez de un hueso está gobernada por una combinación de las propiedades del tejido óseo. Estas propiedades tienen en cuenta la cantidad de masa ósea, su densidad y la distribución alrededor del eje neutro (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b; Lind *et al.*, 2001; Gupta y Zioupos, 2008).

No se conocen muchos trabajos sobre impacto en huesos, Reich y Gefen, (2006) han realizado pruebas de impacto en fémur de pollo y señalan que la resistencia del hueso depende de las propiedades y de la fuerza impuesta en el mismo. Por otra parte, Panagiotopoulos (2005) ha realizado estudios de impacto por el método de Charpy en fémur humano de diferentes edades y sexo, con el fin de investigar la energía absorbida por el hueso hasta producirse la fractura del mismo. Fioretti *et al.*, (2011, 2013) analizaron el comportamiento del fémur y la tibia del perro frente al ensayo de impacto. Cada hueso presenta propiedades particulares frente al impacto, tanto en la absorción de energía como las fisuras producidas en el hueso (Gupta y Zioupos, 2008; Narinderpal y Singla, 2009). Las pruebas de impacto son de naturaleza cualitativa y se utilizan principalmente en la elaboración de comparaciones relativas entre las muestras (Wang *et al.*, 2010).

Desde la clínica veterinaria se plantean interrogantes sobre el comportamiento mecánico de los huesos del brazo (húmero) y el antebrazo (radio y ulna) del perro. En respuesta a los mismos, la ingeniería mecánica se asocia a la biología y propone distintos métodos para analizar las propiedades del hueso, una de ellas es el método de Charpy. La resistencia del hueso al impacto está

Comparación de las características mecánicas dinámicas de los huesos del brazo y del antebrazo

determinada por factores que contribuyen a modificar el modo de fractura, tales como, la velocidad de aplicación de la carga y la temperatura del material.

En función a lo expresado anteriormente, es de interés para la Medicina Veterinaria conocer aspectos básicos del comportamiento del hueso frente a las cargas mecánicas que pueden producir una fractura, es decir, la resistencia del hueso y la relación con las propiedades geométricas del tejido óseo.

HIPÓTESIS

Existen diferencias en el comportamiento mecánico dinámico de los huesos del brazo y el antebrazo del perro, influenciadas por las propiedades geométricas, el sexo y la edad.

OBJETIVOS GENERALES

- Aportar conocimientos anatómicos básicos y aplicados de las características biomecánicas de los huesos del brazo y el antebrazo del perro.
- Determinar las características mecánicas dinámicas de los huesos húmero, radio y ulna y su relación con las propiedades geométricas de los huesos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar el comportamiento mecánico dinámico del húmero aislado a la prueba de impacto mecánico.
- Evaluar el comportamiento mecánico dinámico del radio y ulna en forma conjunta a la prueba de impacto mecánico.
- Analizar las características geométricas del hueso húmero, radio y ulna.
- Relacionar la resistencia al impacto de los huesos del brazo y el antebrazo con sus propiedades geométricas.

Comparación de las características mecánicas dinámicas de los huesos del brazo y del antebrazo

- Comparar las características mecánicas dinámicas de los huesos del brazo y antebrazo del perro, sometidos a prueba de impacto.
- Comparar la resistencia al impacto de los huesos del brazo y el antebrazo según la edad y el sexo.

MATERIALES Y MÉTODOS

MATERIALES Y MÉTODOS

Se trabajó con huesos húmero, radio y ulna extraídos de miembros torácicos derechos e izquierdos, de perros mestizos adultos, de 2 a 6 años de edad, provenientes del Servicio de Zoonosis de la ciudad de Río Cuarto. Este trabajo se realizó con acuerdo de la Comisión de Bioética de la Universidad Nacional de Río Cuarto. Se determinó la edad por cronología dentaria.

Los perros fueron agrupados según su tamaño en: chico (12 a 20 Kg) y grande (20 Kg o más), se les practicó eutanasia con Acedan -Tiopental Sódico y posterior sangrado. Luego se fijaron con formol al 3%. Posteriormente se aislaron los huesos del brazo y antebrazo, liberándose de las partes blandas.

Análisis morfométrico de los hueso izquierdos

En los huesos húmero, radio y ulna del miembro izquierdo se determinaron medidas geométricas tales como: longitud total del hueso, la longitud latero-medial y cráneo-caudal en la parte media de la diáfisis (Fig. 1 y 2). Además, se tomó el peso de los huesos.

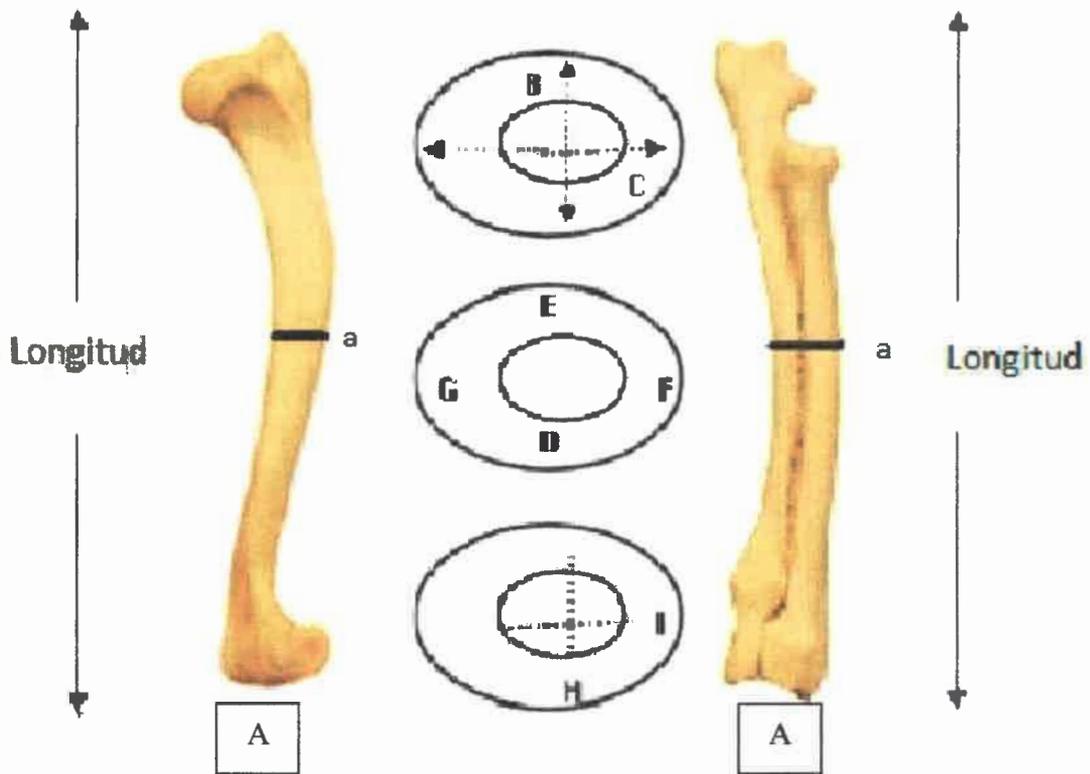


Fig. 1. A: Vista cráneo lateral del húmero y A': radio-ulna de perro. a: marcando la mitad de la diáfisis de los huesos. B: Diámetro cráneo-caudal. C: diámetro latero-medial. Espesor de la cortical en los cuadrantes craneal (D), caudal (E), lateral (F), medial (G), diámetro medular cráneo-caudal (H) y latero-medial (I).



Fig. 2. Mediciones de longitud en: húmero (izquierda) y radio y ulna (derecha).

Se determinó el peso del hueso húmero, radio y ulna del miembro torácico izquierdo con una balanza triple Beam, tara 2610 gramos (Fig. 3).



Fig. 3. Determinación del peso del hueso en la balanza "triple Beam" tara 2610 gramos.

A estos huesos se les practicó una osteotomía total en dirección transversal en la mitad de la diáfisis, utilizando para ello una sierra manual. En la superficie de sección se determinaron las medidas cráneo – caudal y latero medial mediante el uso de un calibrador micrométrico (graduación de 0,02 mm) (Fig. 4).

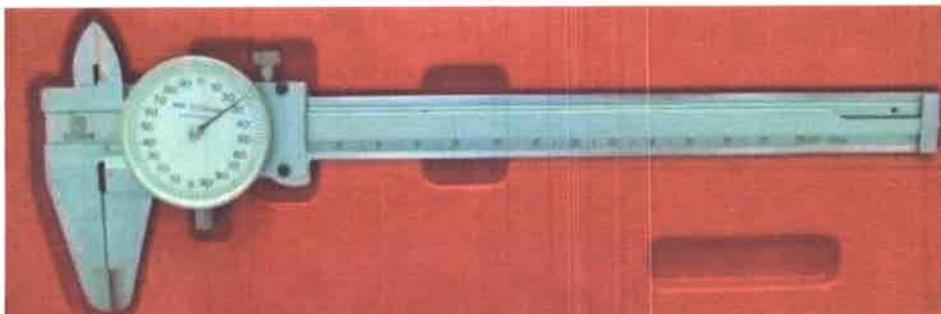


Fig. 4. Calibrador micrométrico, graduación es de 0,02 mm.

En la superficie de sección de los huesos se midió el espesor de la cortical en los cuadrantes (craneal, caudal, lateral y medial); el diámetro de la cavidad medular (cráneo-caudal y latero-medial); se calculó el área cortical; el área de la cavidad medular y el área total.

Las imágenes digitales se adquirieron a través de un microscopio óptico Axiophot (Carl Zeiss[®], Alemania) (Fig. 5), una cámara digital Powershot G6, 7.1 megapixels (Canon INC[®], Japón) adosada al microscopio óptico (Fig. 5) y de un software AxioVision Release 4.6.3 (Carl Zeiss[®], Alemania). Con estas imágenes se tomaron las medidas mencionadas anteriormente (Fig. 6 y 7).

A)



B)

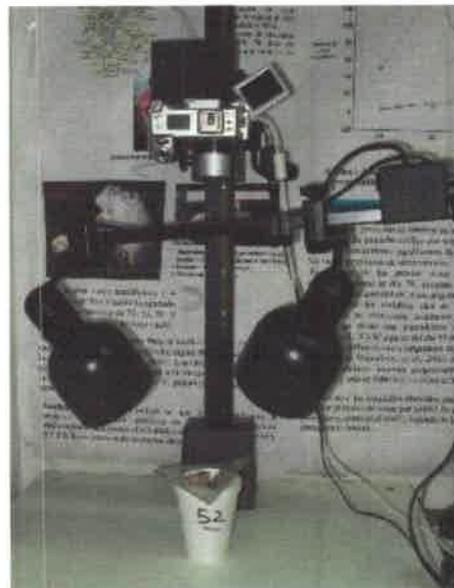


Fig. 5. A) Microscopio óptico Axiophot (Carl Zeiss[®], Alemania). B) Cámara digital Powershot G6, 7.1 megapixels (Canon INC[®], Japón)

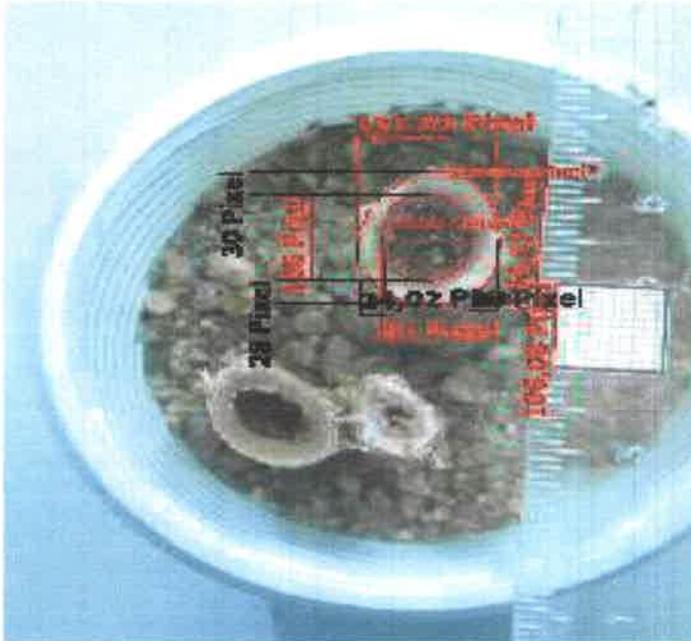


Fig. 6. imagen digital con medidas en pixels (húmero arriba, radio y ulna abajo).

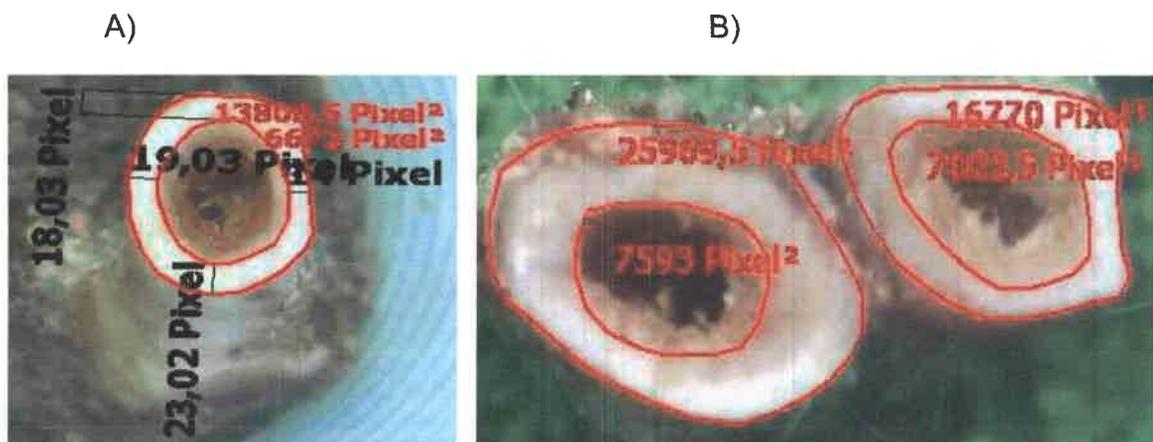


Fig. 7. Modelo de medidas de espesor y área en la superficie de sección de los huesos: A) Los húmeros con las medidas de los cuadrantes craneal (19,03 pixel), caudal (14 pixel), lateral (18,03 pixel) y medial (23,02 pixel). B) medidas de las áreas medular (7593 pixel² y 7802,5 pixel²) y área cortical (25969,5 pixel² y 16770 pixel²) en el radio y la ulna respectivamente.

Huesos derechos

Los huesos se preservaron en gasa humedecida en solución fisiológica y conservados en freezer a -20 C° (Fig. 8) hasta el ensayo mecánico.

Wang *et al.*, (2010) describieron que el agua, los minerales y el colágeno, le atribuyen propiedades mecánicas al hueso. Indican que el bajo contenido de agua aumenta significativamente la rigidez del tejido óseo y que hay una relación lineal atribuida a la reorganización del colágeno influenciado por el contenido de agua.

Previo al ensayo mecánico (método de charpy), los huesos húmero, radio y ulna fueron descongelados y puestos a estufa a $38,5\text{ C}^{\circ}$ durante 24 horas (Fig. 9).



Fig. 8. Huesos en freezer a -20 C°



Fig. 9. Huesos en estufa a $38,5\text{ C}^{\circ}$

Método de Charpy

El Método de Charpy es un test de impacto que consiste en romper al hueso de un solo golpe. Este es un dispositivo que convierte continuamente su energía potencial en cinética y viceversa.

Los huesos húmero y radio-ulna del miembro derecho, fueron sometidos a prueba de impacto, por medio del método de Charpy, a nivel de la región cráneo lateral de la parte media de la diáfisis de los huesos. El ensayo consistió en producir el impacto a través de un martillo pendular que rompe al hueso en un punto determinado. La energía absorbida por el material óseo que produce la fractura, está dada por la diferencia de energía potencial del péndulo, antes y después del impacto, dicha energía se expresa en kJ /m^2 . El principio de funcionamiento de las máquinas utilizadas es el que ilustra esquemáticamente la figura 10. Donde la masa o peso (G) asegurada a una barra que puede girar libremente sobre un eje (O), es elevada a una altura (h1), desde su posición vertical de reposo, la que también es posible indicar por el ángulo (α_1). En estas condiciones se la deja caer y en el punto (P), ubicado sobre la vertical de la línea de desplazamiento del péndulo, se coloca una barra de un material determinado, en este caso el hueso. La masa al chocar con él producirá su rotura, como se ilustra en las figuras 11 y 12. Si la energía que posee el péndulo es mayor que la necesaria para provocar la rotura(a), el péndulo continuará su trayectoria elevándose hasta una altura h2 indicada también por el ángulo α_2 . El trabajo empleado entonces en romper la barra será la diferencia entre la energía inicial del péndulo y la que posee al final de su carrera (González Arias y Palazon, 1969).

$$\text{Fórmula de impacto: } E_{\text{impacto}} = m \times g \times (h_1 - h_0)$$

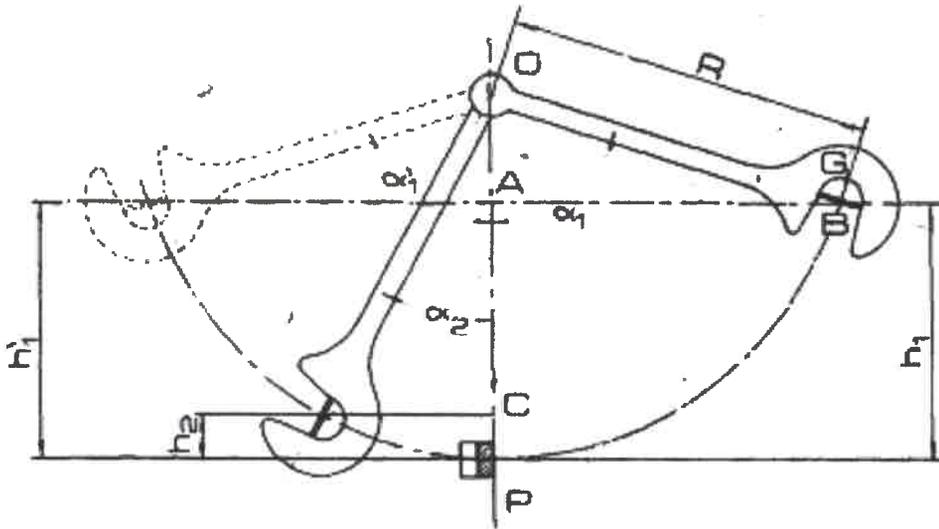


Fig. 10. Esquema del fundamento del Método Charpy. (Tomado de González Arias y Palazón, 1969).

El péndulo es un instrumento que permite determinar la resiliencia y la fragilidad o resistencia que opone un material a la rotura y lo expresa en Julios.

El péndulo mide la energía residual existente después de la rotura, es decir la diferencia entre la energía total desarrollada por el péndulo y la absorbida por el material.

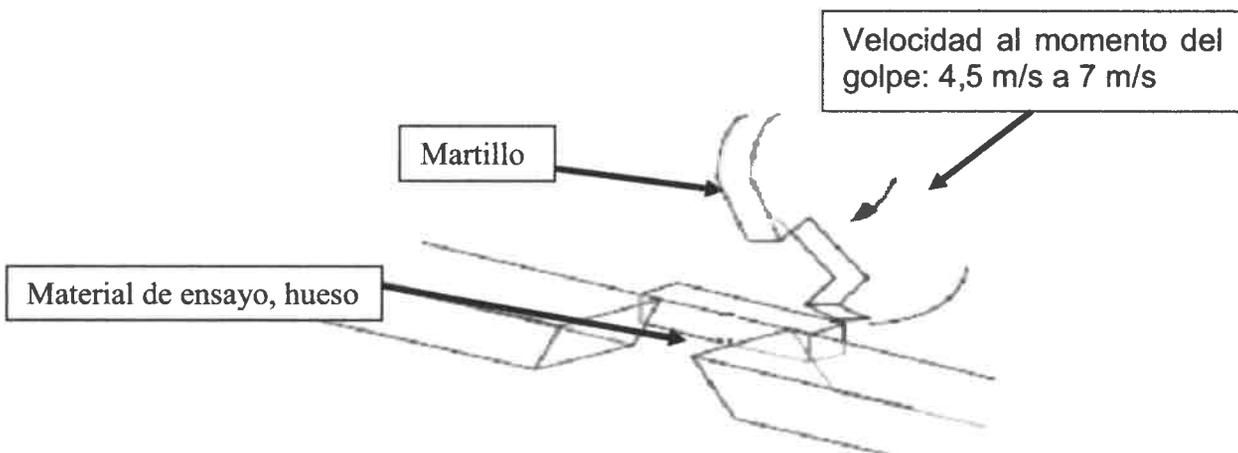


Fig. 11. Esquema de cómo golpea el péndulo al material de ensayo.

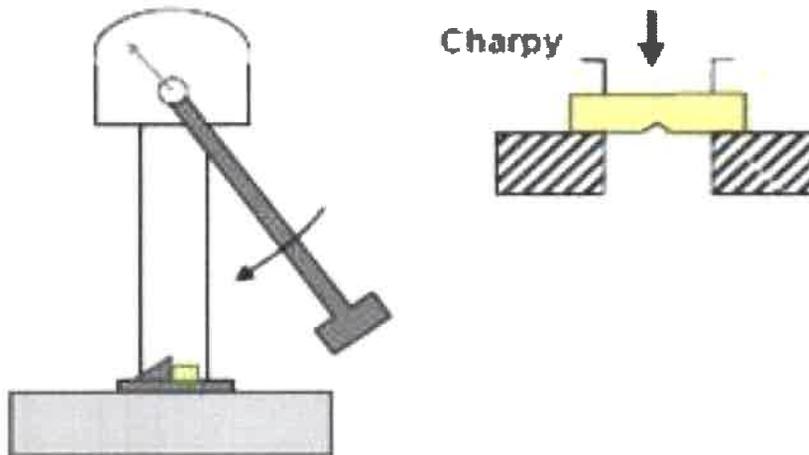


Fig. 12. Movimiento del péndulo hacia el impacto (tomado de Wang et al., 2010).

Máquina de ensayos de impacto y su procedimiento

La máquina utilizada en este ensayo pertenece al laboratorio de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la UNRC. Las características de la máquina de ensayo son:

Equipo	Máquina de ensayo de impacto
Modelo	pw 30/15 k-e
Fabricante	Amsler - Wolpert

La máquina de ensayo debe tener las características que se indican en la siguiente tabla:

DESIGNACIÓN	
Distancia entre soportes	40 _{mm} + 0,5 _{mm}
Radio de curvatura de los soportes	1 _{mm} a 1,5 _{mm}
Inclinación de los soportes	1: 5
Ángulo de la punta del martillo	30° ±
Radio de la punta del martillo	2 _{mm} a 2,5 _{mm}
Velocidad del martillo en el momento del golpe	4,5 m/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.

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 $\pm 0,5\%$ de la energía máxima disponible.

Para un ensayo normal la energía del impacto de la máquina es de 300 J ± 10 J.

Fundamento:

El ensayo consiste en romper de un solo golpe, con un martillo pendular, una probeta simplemente apoyada en sus extremos. La energía absorbida determina el valor del impacto.

Equipo:

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 (Fig. 13)

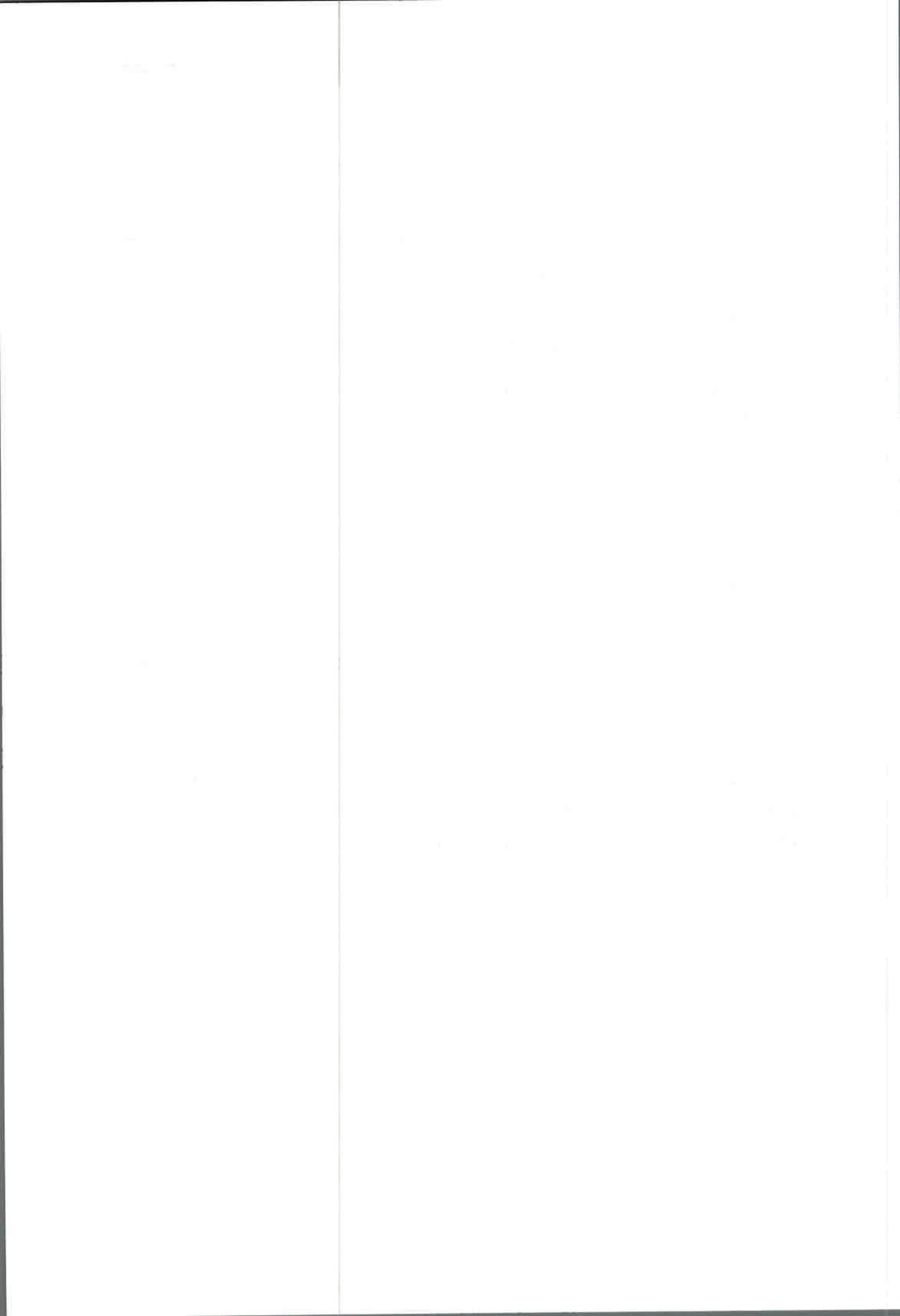




Fig. 13. Máquina de impacto. Taller de ingeniería de la UNRC.

Procedimiento

El hueso se coloca a escuadra sobre los soportes y el plano de simetría donde ocurrirá el impacto (región craneolateral de la diáfisis del hueso), (Fig. 14).

Con la energía de impacto programada a 300J (Fig. 15), se descarga el martillo y en función de la energía absorbida, se calcula el valor del impacto (Fig. 15).

La temperatura del hueso en el momento de realizar el ensayo es de $\pm 37\text{ C}^\circ$.

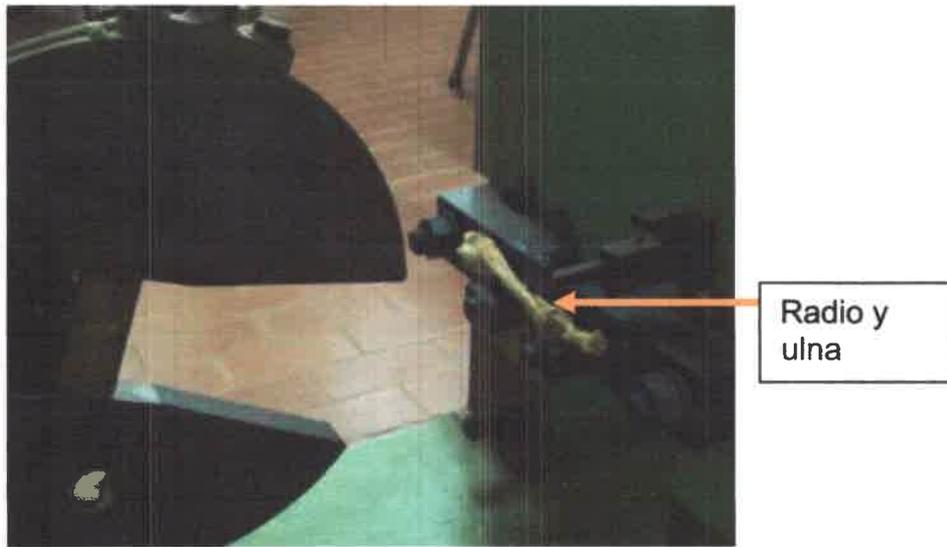


Fig. 14. Llegada del martillo previo al impacto del hueso

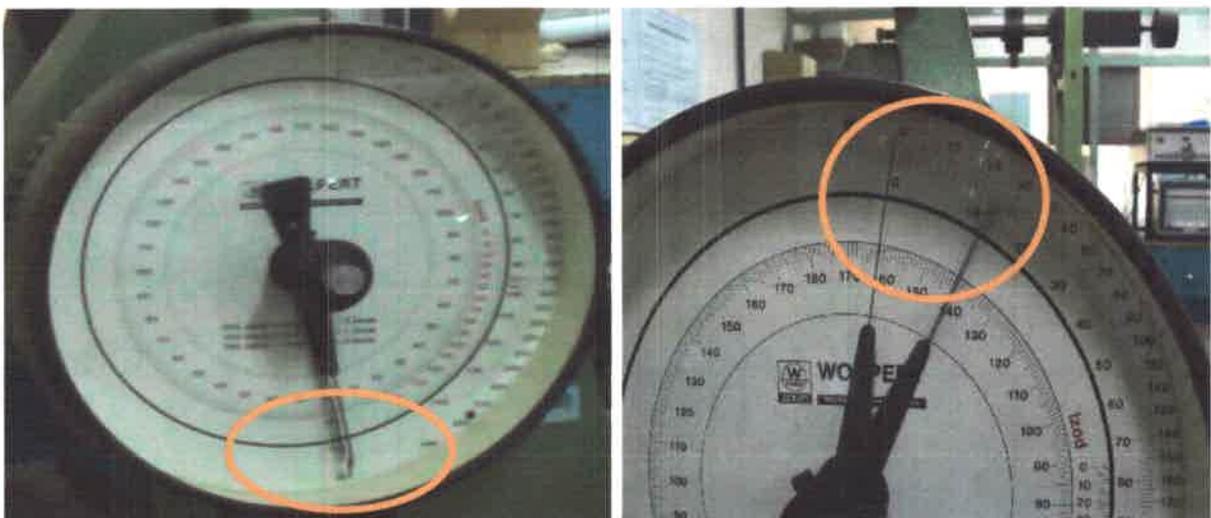


Fig. 15. A la izquierda calibrado de las agujas en 300J y a la derecha agujas marcando los resultados de energía absorbida.

Análisis estadístico

Los resultados obtenidos en el ensayo fueron evaluados por medio de estadística descriptiva, correlación entre variables y análisis de varianza.

Las variables en estudio fueron sometidas a análisis estadísticos específicos, descriptivos e inferenciales mediante el empleo del paquete estadístico InfoStat versión 2009. Se realizó en primera instancia una estadística descriptiva, para cada hueso (húmero, radio y ulna) tabulando los valores de tendencia central (media) y de dispersión (desvío estándar) para las variables cuantitativas (longitud del hueso, área total, cortical y medular) y de frecuencia para las variables cualitativas (edad y sexo). Al radio y la ulna se los tomará como una única unidad.

Así mismo, con fines exploratorios, se obtuvieron para cada hueso, diagramas de dispersión para la resistencia versus el área cortical; y diagramas box plot, para la resistencia versus edad y sexo. 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 el húmero y el radio junto a la ulna.



RESULTADOS

RESULTADOS

Los resultados se presentan de la siguiente forma:

1. Morfometría del húmero.
2. El húmero frente al impacto.
3. Comportamiento de la resistencia del húmero con respecto al tamaño del animal, la edad y el sexo.
4. Morfometría del radio y de la ulna.
5. El radio y la ulna frente al impacto.
6. Comportamiento de la resistencia del radio y la ulna con respecto al tamaño del animal, la edad y el sexo.
7. Comparación de la resistencia al impacto del húmero y radio – ulna.

1. Morfometría del húmero

En la tabla I se muestra el análisis estadístico descriptivo, de las propiedades geométricas generales del húmero izquierdo y derecho de cada perro mostrando la similitud entre los mismos, según la premisa de Markel y Sielman (1993) referida a la simetría bilateral.

Los análisis morfométricos referidos a longitud, peso y diámetro del húmero izquierdo y derecho se muestra en la tabla I.

Tabla I: Propiedades geométricas generales entre los húmeros Izquierdos y derechos con su correspondientes promedios y DE. n =18

Nº	T/s	Long i (cm)	Long d (cm)	Peso i (g)	Peso d (g)	D cr-cau i (cm)	D cr-cau d (cm)	D m-l i (cm)	D m-l d (cm)
1	g/m	20,5	19,6	117	120	2,07	1,95	1,61	1,63
2	c/h	9,4	9,6	15,2	14,5	0,83	0,83	0,72	0,72
3	c/m	8,8	8,8	19	18,1	1,16	1,04	1,1	0,86
4	g/h	16,8	17	83	83,3	1,83	1,69	1,53	1,48
5	g/m	18	17,9	76,2	76	1,61	1,6	1,23	1,23
6	g/h	17,2	17,2	80	83	1,6	1,54	1,48	1,3
7	c/h	10,1	10,3	15,5	15,6	0,91	0,95	0,82	0,74
8	g/m	17,4	17,3	99,3	102	1,84	1,8	1,7	1,6
9	c/m	15,6	15,5	51	54	1,48	1,4	1,12	1,1
10	c/h	9,5	9,7	12,6	13	0,71	0,74	0,66	0,66
11	c/h	14,8	15	49,8	50,7	1,47	1,45	1,39	1,27
12	g/m	17,7	17,4	96,4	96,2	2	2	1,58	1,6
13	c/m	14,3	14,26	59	57	1,45	1,5	1,17	1,4
14	c/h	9,6	9,7	23,7	23,5	1,22	1,16	1	0,9
15	c/h	13,4	13,2	58	61	1,95	1,95	1,42	1,49
16	g/m	19,2	19,5	118,5	117	1,78	1,8	1,73	1,6
17	c/m	14	13,6	37,8	41,2	1,3	1,21	1,13	1,18
18	g/m	17,5	17,6	95	92	1,01	1,7	1,73	1,46
X		14,66	14,62	61,5	62,11	1,46	1,46	1,28	1,24
DE		3,71	3,65	35,84	35,98	0,41	0,4	0,34	0,33

Referencias: t/s tamaño/sexo; long i y long d longitud en centímetros del hueso izquierdo y derecho respectivamente; peso i y peso d: peso en gramos izquierdo y derecho respectivamente; D cr-cau i: diámetro cráneo caudal izquierdo; D cr-cau d: diámetro cráneo caudal derecho; D m-l i: diámetro latero medial izquierdo; D m-l d diámetro latero medial derecho.

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

Tabla II: Propiedades geométricas particulares del húmero izquierdo en la parte media de la diáfisis. Con sus medias y DE. n =18

Muestra				Espesor de cortical en (cm)				Diámetro Cavidad medular en (cm)		Áreas en cm ²		
Nº	s	t	ed	cra	cau	med	lat	Cr-caud	Lat-med	cortical	medular	Total
1	m	g	5	0,4	0,58	0,52	0,42	0,83	0,92	1,93	0,61	2,66
2	h	c	2	0,18	0,16	0,15	0,17	0,52	0,42	0,34	0,17	0,51
3	m	c	1,5	0,38	0,3	0,28	0,25	0,49	0,49	0,82	0,2	1,02
4	h	g	4	0,37	0,29	0,2	0,2	1,38	0,98	1,13	1,09	2,22
5	m	g	2	0,3	0,56	0,35	0,27	0,72	0,82	1,1	0,48	1,58
6	h	g	1	0,3	0,5	0,4	0,31	0,82	0,76	1,36	0,5	1,86
7	h	c	2	0,22	0,29	0,22	0,19	0,41	0,4	0,45	0,13	0,58
8	m	g	1,5	0,41	0,65	0,51	0,31	0,88	0,73	1,99	0,55	2,49
9	m	c	1,5	0,43	0,35	0,2	0,29	0,71	0,56	1,01	0,32	1,33
10	h	c	3	0,17	0,18	0,15	0,16	0,43	0,43	0,21	0,15	0,36
11	h	c	2	0,41	0,23	0,25	0,23	0,42	0,4	1,49	0,14	1,63
12	m	g	3	0,77	0,51	0,68	0,37	0,87	0,82	1,94	0,55	2,49
13	m	c	2	0,39	0,5	0,3	0,33	0,6	0,48	1,14	0,23	1,37
14	h	c	5	0,43	0,21	0,19	0,2	0,62	0,56	0,7	0,28	0,98
15	h	c	2,5	0,43	0,45	0,33	0,28	0,69	0,62	1,83	0,39	2,22
16	m	g	5	0,4	0,43	0,45	0,41	0,92	0,86	1,82	0,62	2,4
17	m	c	2,5	0,24	0,24	0,3	0,21	0,81	0,64	0,73	0,4	1,13
18	m	g	3	0,3	0,25	0,33	0,27	1,05	1,05	1,23	0,95	2,19
X			2,69	0,37	0,37	0,32	0,27	0,73	0,66	1,18	0,43	1,61
DE			1,27	0,13	0,15	0,14	0,08	0,25	0,21	0,57	0,27	0,74

Referencias: s: sexo, t: tamaño, ed: edad en años, espesor de corticales: craneal (cr), caudal (cau), medial (med), lateral (lat). Diámetro de cavidad medular: cráneo caudal (cr-cau) y latero medial (lat-med).

Por medio de la estadística inferencial se realizaron análisis de correlación para las variables áreas cortical versus longitud y el mismo demostró que el área cortical depende linealmente de la longitud del hueso ($r= 0,84$ y un $p= 0,000015$). La recta de regresión área cortical versus longitud del hueso se muestra en la figura 16 para un $R^2 = 0,70$ y un $p = 0,005$.

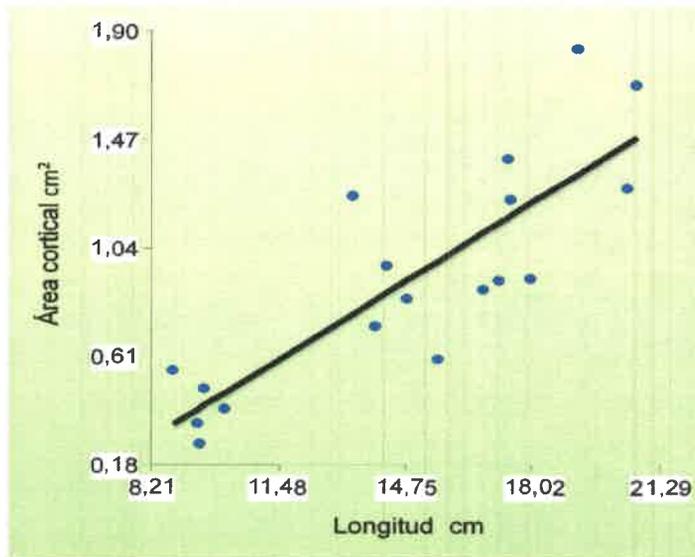


Fig. 16. Recta de regresión área cortical vs longitud del hueso húmero.

Con respecto a las variables resistencia versus longitud del hueso húmero el análisis de correlación con un $r = 0,84$ y un $p = 0,000015$. Demostró que las mismas están relacionadas linealmente. La regresión ($R^2 = 0,7$ y un $p = 0,0001$).

2. El húmero frente al impacto

La tabla III muestra los resultados individuales de los ensayos mecánicos de resistencia y resiliencia (resistencia/ área cortical) del húmero derecho. Los valores obtenidos son expresados en Julio (J) para la resistencia y en Julio / cm^2 para la resiliencia.

Tabla III: Resistencia y resiliencia del hueso húmero en la parte media de la diáfisis. Promedio y desvío estándar. n=18

Nº	tamaño	Resistencia Húmero (J)	Resiliencia j/cm ²
1	G	23	12
2	C	3	8,8
3	C	4,5	5,49
4	G	6	6,9
5	G	24	21,8
6	G	18,5	13,6
7	C	3,5	7,78
8	G	30	15,07
9	C	17	16,8
10	C	4	19,05
11	C	11	7,38
12	G	22	11,34
13	C	12,5	10,96
14	C	6	8,5
15	C	11,2	6,12
16	G	34,5	18,95
17	C	6,5	8,9
18	G	23	18,7
X	-	14,45	12,03
DE	-	9,86	5,25

Referencias: tamaño: grande (G) y chico (C), resistencia del húmero, resiliencia J/área cortical.

Los coeficientes de correlación para las variables resistencia versus área cortical, resistencia versus área medular y resistencia versus área total del hueso húmero fueron de: $r= 0,85$, $p= 0,0000067$; $r=0,59$, $p= 0,01$ y $r=0,79$, $p=0,000081$ respectivamente. Estos valores muestran que la resistencia del húmero del perro depende del área cortical y total, no así del área medular. Las figuras 17, 18 y 19 muestran las correspondientes rectas de regresión.

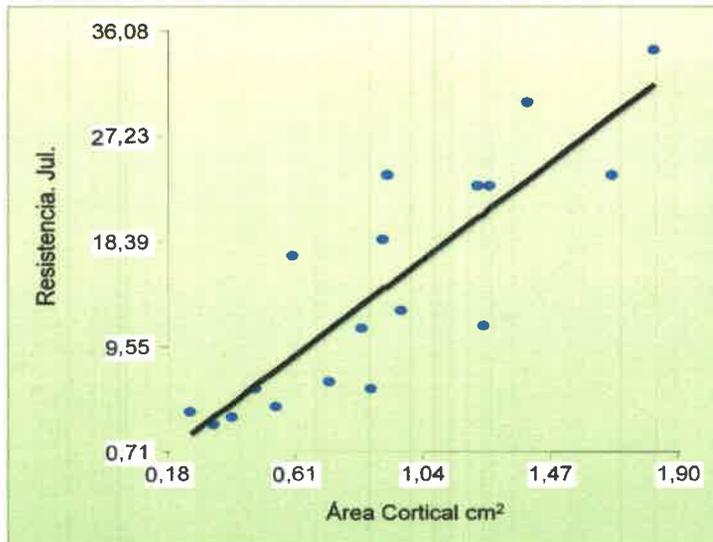


Fig. 17. Recta de regresión de resistencia vs. Área cortical del húmero. Correlación de Pearson: $r= 0,85$, $p= 0,0000067$

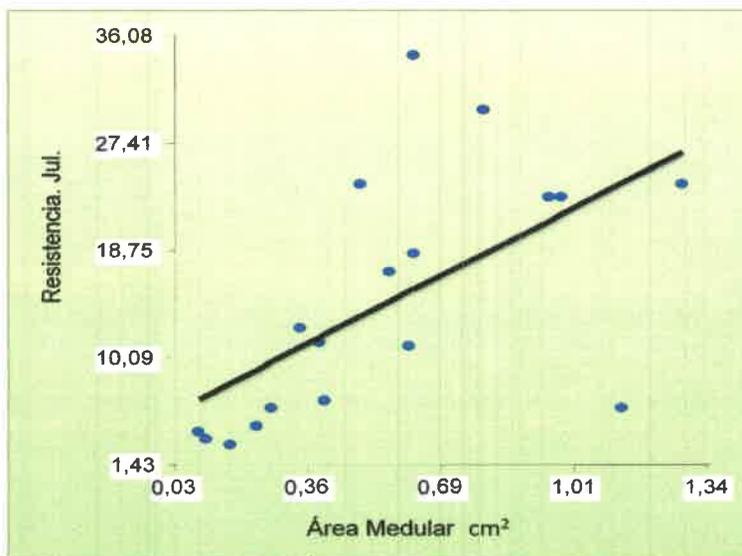


Fig. 18. Recta de regresión de resistencia vs. Área cavidad medular del húmero. Correlación de Pearson: $r=0,59$, $p= 0,01$

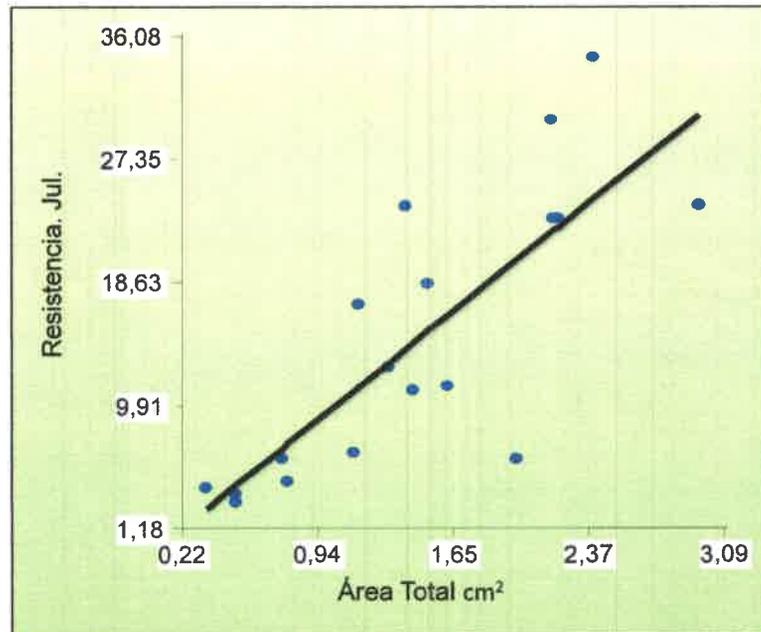


Fig. 19. Recta de regresión de resistencia vs. Área total del húmero. Correlación de Pearson: $r=0,79$, $p=0,000081$

3. Comportamiento de la resistencia del húmero con respecto al tamaño del animal, la edad y el sexo

El tamaño del animal vs resistencia del húmero

La estadística indica que existen diferencias significativas entre la resistencia del húmero y el tamaño del animal.

Se analizó la resistencia del húmero con respecto al tamaño del animal (Fig. 20 y Tabla IV). Los húmeros de los animales de tamaño grande (g) presentaron una mayor resistencia ante el impacto que los huesos de animales de talla chica (c) con un ($p=0,0002$).

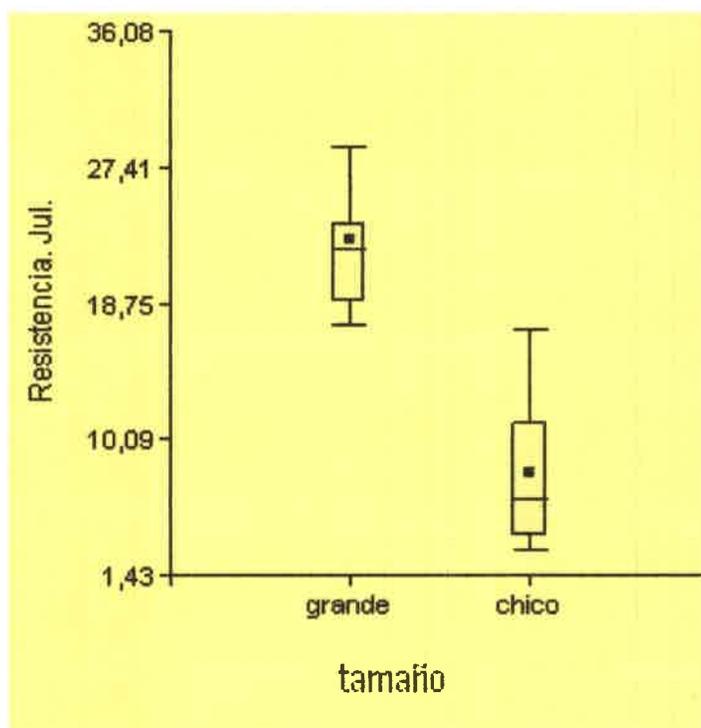


Fig. 20. Box plot de tamaño del animal vs resistencia del hueso húmero.

Tabla IV: Análisis estadístico de la varianza de las variables tamaño del animal y resistencia del húmero

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	994,01	1	994,01	22,96	0,0002
Tamaño	994,01	1	994,01	22,96	0,0002
Error	692,55	16	43,28		
Total	1686,56	17			

Las muestras 4, una hembra con un húmero de 83,3 gramos, mostró un valor de resistencia de 6 J. Este es un valor por debajo del resto de las muestras de tamaño grande. Este dato señala aquí un punto raro, propio de este animal, es inherente al mismo.

La edad vs resistencia del húmero

Respecto a la edad versus la resistencia, el análisis exploratorio de los datos muestra que no existen diferencias significativas entre la resistencia del húmero y la edad (Fig. 21). El análisis de varianza: $p < 0,2308$ para las áreas corticales nos explica lo mencionado.

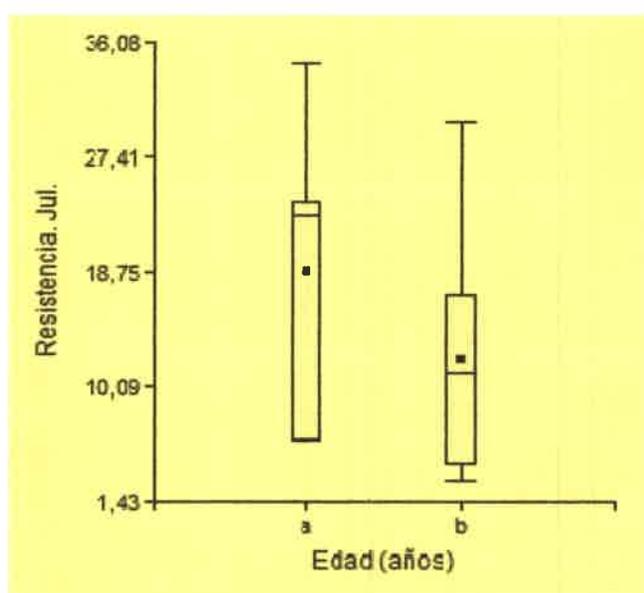


Fig. 21. Box plot de edad del animal vs resistencia del hueso húmero.

Referencias a=mayores a 3 años; b= menor o igual a 3 años.

Tabla V: Análisis estadístico de la varianza de las variables edad del animal y resistencia del húmero.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	151,81	1	151,81	1,56	0,2308
Edad (años)	151,81	1	151,81	1,56	0,2308
Error	1459,45	15	97,30		
Total	1611,26	16			

Sexo vs resistencia del húmero

Con respecto al sexo y la resistencia del húmero, el análisis estadístico muestra que existen diferencias (Fig. 22 y tabla VI). La resistencia de los húmeros de los machos fue en promedio superior a la resistencia del mismo hueso en las hembras. Nos indica una mayor resistencia en los machos sobre las hembras.

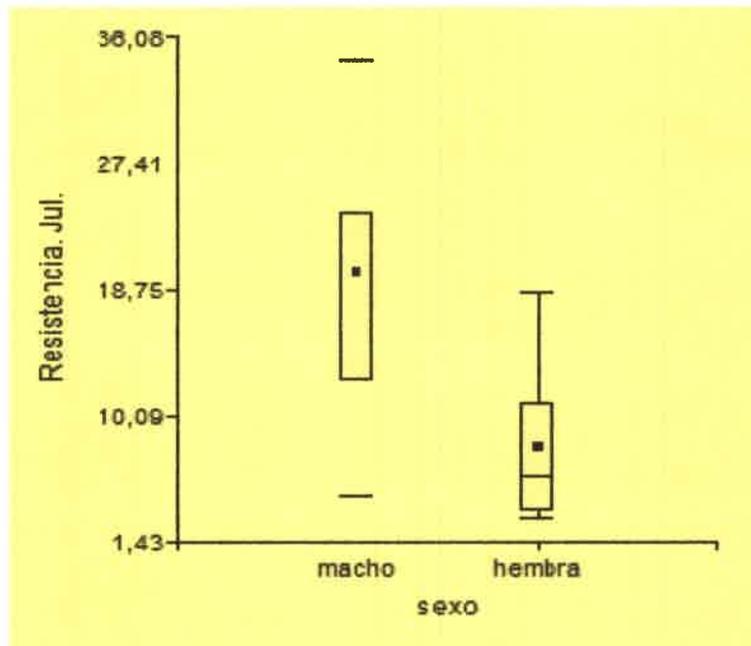


Fig. 22. Box plot de sexo vs resistencia del húmero

Tabla VI: Análisis estadístico de la varianza de sexo y resistencia del húmero.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	640,00	1	640,00	9,78	0,0065
sexo	640,00	1	640,00	9,78	0,0065
Error	1046,56	16	65,41		
Total	1686,56	17			

4. Morfometría del radio y de la ulna.

En la tabla VII se muestra el análisis estadístico descriptivo de las propiedades geométricas generales del radio y la ulna izquierdos y derechos de cada perro. Según la premisa de Markel y Sielman (1993) referida a la simetría bilateral.

Resultados

Tabla VII: Propiedades geométricas generales de los radios y ulna izquierdos y derechos con sus correspondientes promedios y desvíos estándar

Nº	T/s	Long i (cm)	Long d (cm)	Peso i (g)	Peso d (g)	D cr-cau i (cm)	D cr-cau d (cm)	D m-l i (cm)	D m-l d (cm)
1	g/m	24,9	24,8	103	110	2,17	2,16	2,37	2,3
2	c/h	11	10,9	10,7	12,5	1,1	1,16	0,73	0,77
3	c/m	9,1	9,2	16,8	17,6	1,2	1,38	1,19	1,78
4	g/h	21,2	21,5	76,6	81,5	1,55	1,96	1,72	1,4
5	g/m	18,6	18,9	65	74,5	1,9	2,1	1,3	2
6	g/h	20,4	20,4	67,3	67,5	1,54	1,55	1,66	1,67
7	c/h	12,9	12,7	15,7	13,5	1,1	1,1	1,16	1,15
8	g/m	22,1	21,9	79	80,5	1,81	1,82	2,28	2,32
9	c/m	18,3	18,5	44,2	49	1,25	1,45	1,11	1,13
10	c/h	11,2	11,3	10,6	10,7	0,98	0,95	1,1	1,4
11	c/h	18,4	18,3	40,4	42,1	1,68	1,89	1,61	1,55
12	g/m	21,3	21,5	96,2	89,7	2,38	2,5	2,33	2,27
13	c/m	17,2	16,9	51,5	51	1,61	1,87	1,48	2,1
14	c/h	10	10,1	16,5	18,6	1,44	1,58	1,4	1,5
15	c/h	14,8	14,9	46,7	50	0,74	1,96	1,71	2,27
16	g/m	23,7	23,7	95,7	94,3	1,11	1,98	1,58	1,93
17	c/m	17,4	16,7	39,2	40,9	0,72	1,18	1,2	1,48
18	g/m	21	21,2	79,8	79	1	1,85	1,61	2,24
X		17,42	17,41	53,05	54,61	1,4	1,69	1,53	1,73
DE		4,81	4,88	31,23	31,52	0,46	0,42	0,45	0,47

Referencia: t/s tamaño/ sexo; g grande, c chico, m macho, h hembra; long lzq y long d longitud en centímetros del hueso izquierdo y derecho respectivamente; peso i y peso d: peso en gramos izquierdo y derecho respectivamente; peso g (peso en gramos); D cr-cau i: diámetro cráneo caudal izquierdo; D cr-cau d: diámetro cráneo caudal derecho; D m-l i: diámetro latero medial izquierdo; D m-l d diámetro latero medial derecho.

Las propiedades geométricas particulares del radio y ulna izquierdos, en la parte media de la diáfisis se muestran en la tabla VIII y en la tabla IX. Se observa en ellas el espesor de los cuadrantes, diámetro de la cavidad medular y las áreas total, cortical y de cavidad medular.

Tabla VIII: Propiedades geométricas particulares del radio izquierdo, en la parte media de la diáfisis. Con sus medias y desvíos estándar. n= 18

Muestra				Espesor de cortical en (cm)				Diámetro Cavidad medular en (cm)		Áreas en cm ²		
Nº	s	t	ed	cra	cau	med	lat	Cr-caud	Lat-med	cortical	medular	total
1	m	g	5	0,36	0,23	0,52	0,42	0,43	0,65	3,85	23	4,08
2	h	c	2	0,16	0,16	0,21	0,24	0,33	0,28	0,58	0,08	0,66
3	m	c	1,5	0,27	0,17	0,31	0,52	0,28	0,4	1,04	0,09	1,13
4	h	g	4	0,17	0,47	0,21	0,26	0,53	0,82	1,75	0,36	2,11
5	m	g	2	0,21	0,2	0,36	0,35	0,53	0,66	1,72	0,28	2
6	h	g	1	0,2	0,18	0,4	0,26	0,56	0,85	1,62	0,38	2
7	h	c	2	0,2	0,19	0,35	0,25	0,38	0,42	0,89	0,13	1,02
8	m	g	1,5	0,39	0,35	0,46	0,32	0,51	0,99	2,82	0,45	3,27
9	m	c	1,5	0,24	0,23	0,48	0,37	0,33	0,47	0,96	0,13	1,09
10	h	c	3	0,13	0,15	0,25	0,23	0,19	0,23	0,81	0,04	0,85
11	h	c	2	0,29	0,16	0,28	0,28	0,41	0,54	1,93	0,18	2,11
12	m	g	3	0,37	0,2	0,6	0,5	0,49	0,57	3,52	0,83	4,35
13	m	c	2	0,37	0,18	0,44	0,6	0,2	0,36	1,81	0,06	1,87
14	h	c	5	0,18	0,23	0,54	0,36	0,13	0,1	1,48	0,1	1,58
15	h	c	2,5	0,24	0,63	0,22	0,25	0,5	0,51	0,16	0,85	1,01
16	m	g	5	0,32	0,48	0,38	0,45	0,54	0,63	0,12	1,38	1,5
17	m	c	2,5	0,23	0,41	0,18	0,25	0,44	0,32	0,08	0,57	0,65
18	m	g	3	0,45	0,77	0,33	0,25	0,45	0,31	0,26	0,94	1,2
X			2,69	0,26	0,29	0,36	0,34	0,4	0,5	1,4	1,66	1,8
DE			1,27	0,09	0,18	0,13	0,11	0,13	0,23	1,11	5,34	1,09

Referencias: s: sexo, t: tamaño, ed: edad en años, espesor de corticales: craneal (cr), caudal (cau), medial (med), lateral (lat). Diámetro de cavidad medular: cráneo caudal (cr-cau) y latero medial (lat-med).

Tabla IX: Propiedades geométricas particulares de la ulna izquierda, en la parte media de la diáfisis. Con sus medias y desvíos estándar, n= 18

Muestra	Espesor de cortical en (cm)				Diámetro Cavidad medular en (cm)		Áreas en cm ²						
	Nº	s	t	ed	cr	caud	lat	med	total				
1	m	g	5		0,55	0,29	0,26	0,23	0,41	0,35	0,73	0,11	0,84
2	h	c	2		0,13	0,13	0,13	0,15	0,17	0,2	0,3	0,06	0,36
3	m	c	1,5		0,24	0,38	0,15	0,2	0,21	0,97	0,38	0,06	0,44
4	h	g	4		0,22	0,17	0,17	0,32	0,43	0,57	0,49	0,18	0,62
5	m	g	2		0,12	0,1	0,25	0,23	0,45	0,6	0,4	0,18	0,58
6	h	g	1		0,21	0,12	0,18	0,22	0,29	0,55	0,47	0,07	0,54
7	h	c	2		0,2	0,13	0,14	0,16	0,22	0,16	0,16	0,04	0,2
8	m	g	1,5		0,43	0,29	0,18	0,21	0,5	0,22	0,56	0,08	0,64
9	m	c	1,5		0,11	0,12	0,24	0,18	0,21	0,44	0,27	0,08	0,35
10	h	c	3		0,27	0,27	0,29	0,14	0,17	0,09	0,25	0,01	0,26
11	h	c	2		0,19	0,18	0,33	0,26	0,17	0,51	0,35	0,07	0,42
12	m	g	3		0,44	0,24	0,55	0,27	0,37	0,55	0,99	0,17	1,16
13	m	c	2		0,21	0,12	0,18	0,22	0,29	0,56	0,37	0,15	0,52
14	h	c	5		0,13	0,14	0,31	0,22	0,16	0,39	0,28	0,05	0,33
15	h	c	2,5		0,36	0,41	0,28	0,19	0,38	0,33	0,67	0,11	0,78
16	m	g	5		0,22	0,21	0,27	0,36	0,25	0,38	0,47	0,08	0,55
17	m	c	2,5		0,16	0,22	0,41	0,26	0,2	0,42	0,43	0,07	0,5
18	m	g	3		0,27	0,26	0,38	0,22	0,24	0,38	0,54	0,08	0,62
X			2,69		0,25	0,21	0,26	0,22	0,28	0,43	0,45	0,09	0,54
DE			1,27		0,12	0,09	0,11	0,05	0,11	0,2	0,2	0,05	0,23

Referencias: s: sexo, t: tamaño, ed: edad en años, espesor de corticales: craneal (cr), caudal (cau), medial (med), lateral (lat). Diámetro de cavidad medular: cráneo caudal (cr-cau) y latero medial (lat-med).

Por medio de la estadística inferencial se realizaron análisis de correlación para las variables áreas cortical versus longitud y el mismo demostró que el área cortical depende linealmente de la longitud del hueso ($r= 0,81$, $p= 0,000056$). La recta de regresión área cortical versus longitud del hueso ($R^2 =0,93$) se muestra en la figura 23.

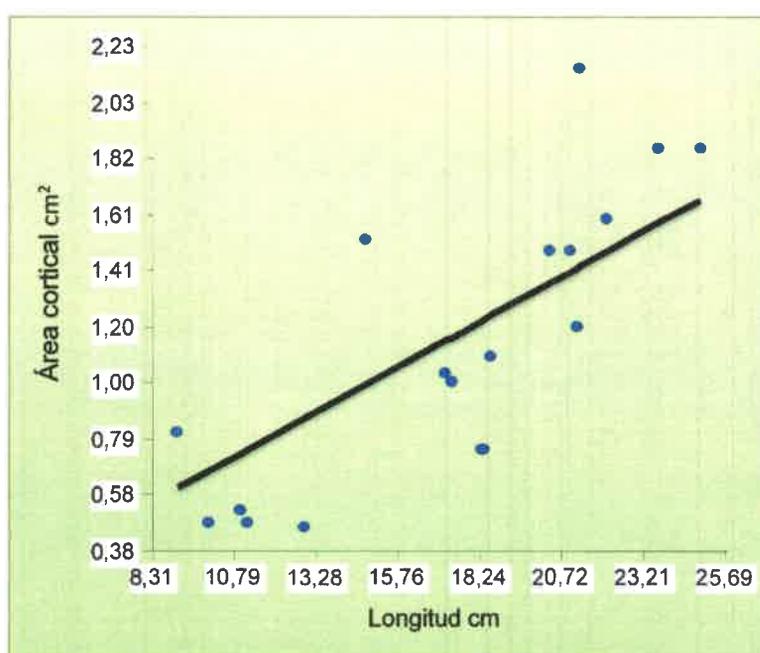


Fig. 23. Recta de regresión área cortical vs longitud de los huesos radio y ulna. Correlación de Pearson: $r= 0,81$, $p= 0,000056$

5. El radio y la ulna frente al impacto.

La tabla X muestra los resultados de los ensayos mecánicos de resistencia y resiliencia (resistencia/ área cortical) de radio y ulna derechos. Los valores

obtenidos son expresados en Julio (J) para la resistencia y en Julio / cm² para la resiliencia.

Tabla X: Resistencia y resiliencia de los huesos radio y ulna en la parte media de la diáfisis. Promedio y desvío estándar. n=18

Nº	tamaño	Resistencia radio-ulna (J)	Resiliencia J/cm ²
1	g	29	25,89
2	c	4,5	20,45
3	c	7,5	17,44
4	g	22,5	31,69
5	g	22	31,88
6	g	24	34,29
7	c	6	20
8	g	30	28,85
9	c	19	39,58
10	c	3	13,04
11	c	14,5	36,25
12	g	30	25,86
13	c	18	27,27
14	c	8,5	42,5
15	c	12	41,32
16	g	21	15,21
17	c	12	21,05
18	g	32	34,04
X	-	17,53	15,19
DE	-	9,45	5,23

Referencias: tamaño: grande (g) y chico (c), resistencia de radio y ulna, resiliencia J/área cortical.

Los coeficientes de correlación para las variables resistencia versus área cortical, resistencia versus área medular y resistencia versus área total de radio y ulna fueron de: $r = 0,82$, $p = 0,000028$; $r = 0,79$, $p = 0,00011$ y $r = 0,86$, $p = 0,0000045$ respectivamente. Estos valores muestran que la resistencia del radio y ulna del perro depende del área cortical y total, menos del área medular. Las figuras 24, 25 y 26 muestran las correspondientes rectas de regresión.

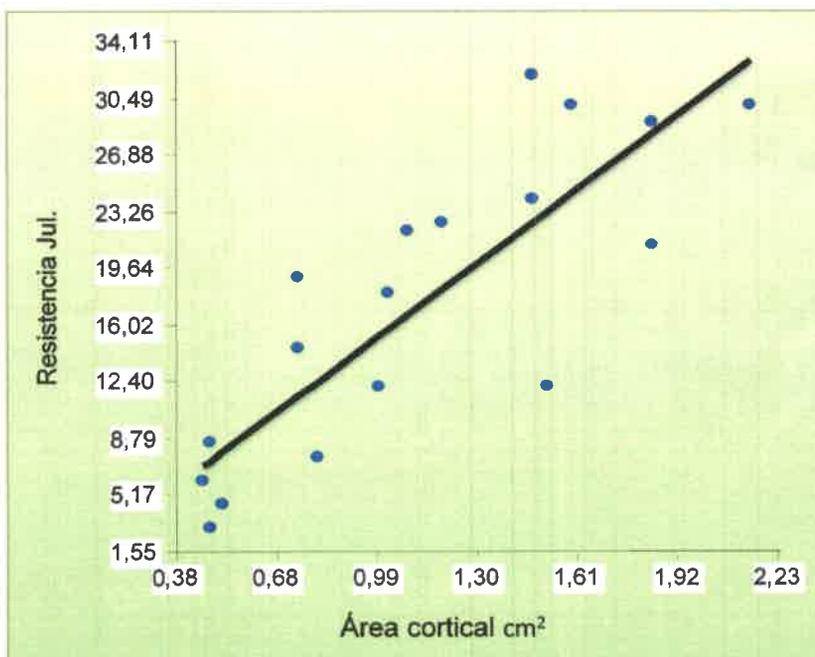


Fig. 24. Recta de regresión de resistencia vs. Área cortical de radio y ulna. Correlación de Pearson: $r = 0,82$, $p = 0,000028$

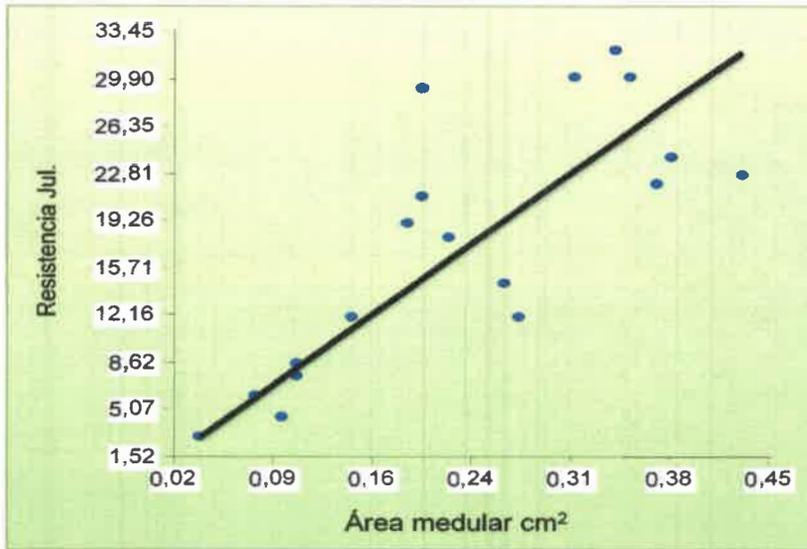


Fig.. 25. Recta de regresión de resistencia vs. Área cavidad medular de radio y ulna. Correlación de Pearson: $r=0,79$, $p= 0,00011$

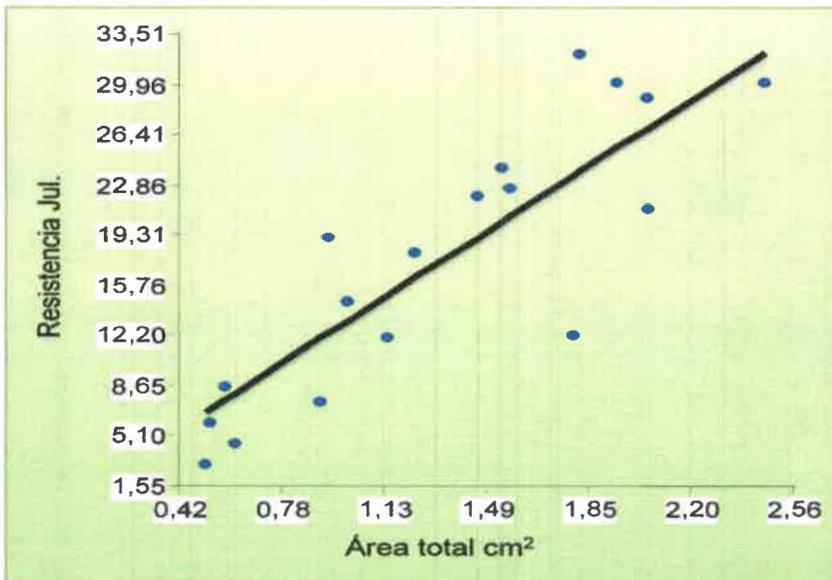


Fig. 26. Recta de regresión de resistencia vs. Área total de radio y ulna. Correlación de Pearson: $r=0,86$ $p=0,0000045$

6. Comportamiento de la resistencia del radio y la ulna con respecto al tamaño del animal, la edad y el sexo.

El tamaño del animal vs resistencia del radio y ulna

Los radios y las ulnas de los animales de tamaño grande (g) presentaron una mayor resistencia ante el impacto que los huesos de animales de tamaño chico (c) con un $(p=0,0001)$.

La estadística indica que existen diferencias significativas entre la resistencia de radio y ulna y el tamaño del animal (Tabla XI y Fig. 27).

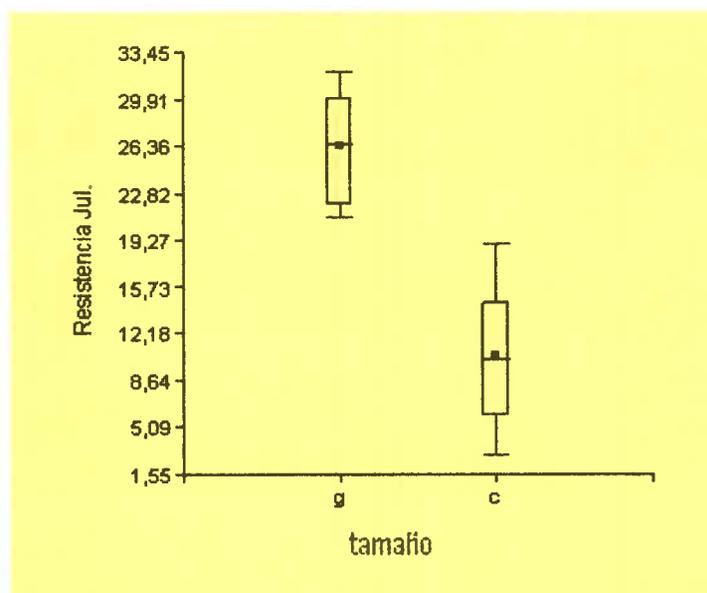


Fig. 27: Box plot de tamaño del animal vs resistencia de los huesos radio y ulna.
Referencia: Grande g; chico c.

Tabla XI: Análisis estadístico de la varianza de tamaño del animal y resistencia del radio y ulna.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	1111,27	1	1111,27	43,58	<0,0001
Tamaño	1111,27	1	1111,27	43,58	<0,0001
Error	407,97	16	25,50		
Total	1519,24	17			

La edad vs resistencia de radio y ulna

Respecto a la edad versus la resistencia, el análisis exploratorio de los datos muestra que no existen diferencias significativas (Fig. 28). El análisis de varianza con un $p= 0,2446$ nos explica que no existen diferencias estadísticamente significativas (tabla XII).

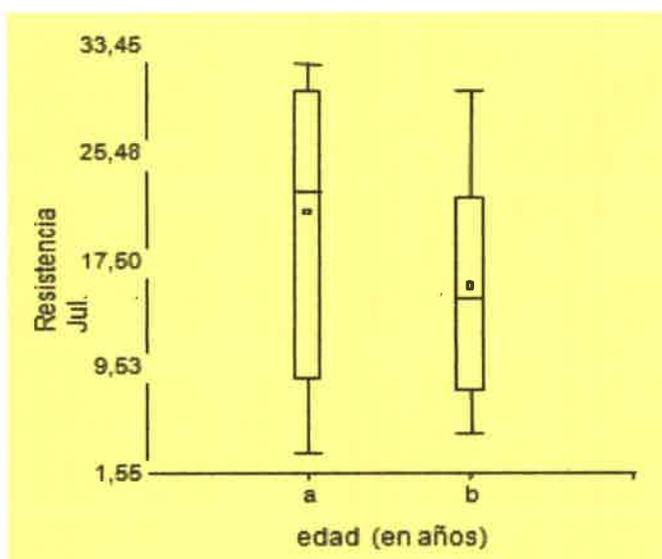


Fig. 28. Box plot de edad del animal vs resistencia de radio y ulna.

Referencias a=mayores a 3 años; b= menor o igual a 3 años.

Tabla XII: Análisis estadístico de la varianza de las variables edad del animal y resistencia de radio y ulna.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	126,97	1	126,97	1,46	0,2446
edad cuali	126,97	1	126,97	1,46	0,2446
Error	1392,27	16	87,02		
Total	1519,24	17			

Sexo vs resistencia de radio y ulna

Con respecto al sexo, el análisis estadístico muestra que existen diferencias entre las resistencias del radio y ulna versus el sexo (Fig. 29 y Tabla XIII). La resistencia de los huesos de los machos fue en promedio superior a la resistencia de los huesos de las hembras.

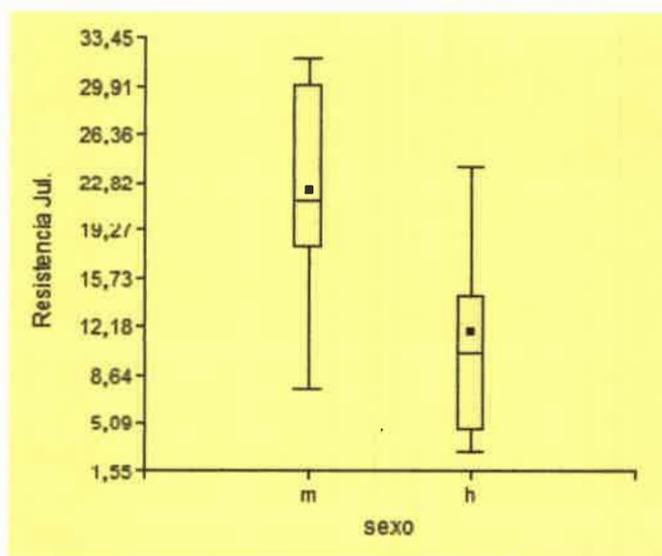


Fig. 29. Box plot de sexo vs resistencia de radio y ulna
Referencia: macho m y hembra h.

Tabla XIII: Análisis estadístico de la varianza de las variables sexo y resistencia de radio y ulna.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	460,14	1	460,14	6,95	0,0180
Sexo	460,14	1	460,14	6,95	0,0180
Error	1059,10	16	66,19		
Total	1519,24	17			

7. Comparación de Resistencia entre el Húmero y el radio-ulna.

El Box plot de resistencia de los huesos Húmero y Radio-ulna (Fig. 30 y tabla XIV) muestra que hay una pequeña diferencia de resistencia a favor de los huesos radio y ulna en promedio, pero esta no es significativa.



Los resultados de ANOVA (tabla XIV) muestran que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las resistencias de los huesos húmeros y radio-ulna del perro sometidos a la prueba de impacto. Con un $p = 0,3467$.

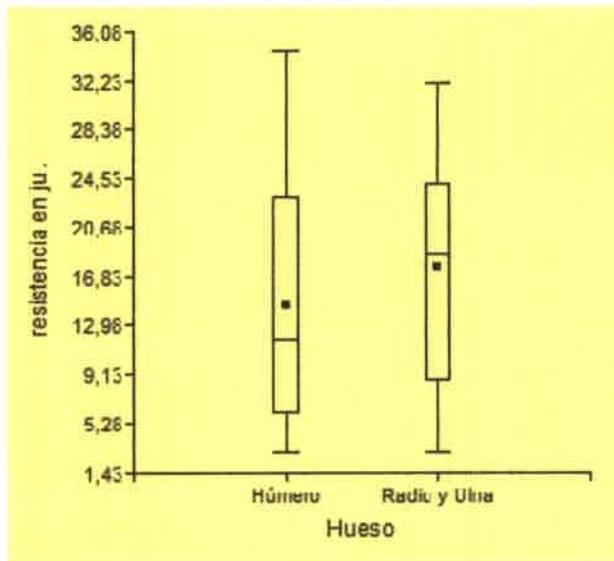


Fig. 30. Box plot de resistencia de los huesos Húmero y Radio- ulna

Tabla XIV: Análisis de varianza entre huesos Húmero y Radio-ulna.

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	84,95	1	84,95	0,91	0,3467
Hueso	84,95	1	84,95	0,91	0,3467
Error	3171,84	34	93,29		
Total	3256,79	35			



DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

100

100

100

DISCUSIÓN y CONCLUSIONES

DISCUSIÓN

La investigación biomecánica con modelos animales proporciona un gran apoyo en la ortopedia. Se considera un medio importante dentro de la investigación, para resolver fracturas y reparar defectos óseos. Además, dichos estudios, indican que la cuantificación de la energía mecánica en un hueso es un paso importante para comprender la forma y función del esqueleto. La evaluación funcional del esqueleto es esencial en el desarrollo de directrices para evaluar los resultados clínicos o para hacer frente a una hipótesis sobre el éxito de un tratamiento (Liebschner, 2004).

Los estudios biomecánicos valoran la resistencia ósea, a través de una serie de pruebas que se miden directamente sobre el hueso cuando este es sometido a una serie de cargas mecánicas. No representa exactamente lo que sucede *in vivo*, ya que se excluye el efecto de otros tejidos relacionados (grasa, músculo) que influirían en la resistencia global. Sin embargo, estas pruebas miden la calidad ósea (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b). Desde el punto de vista biomecánico, las fracturas del tejido óseo son consideradas como la ausencia de capacidad de absorber energías, extrínsecas o intrínsecas, que logran una deformación plástica irreversible.

Los ensayos mecánicos han sido una forma directa de evaluar el comportamiento mecánico de los tejidos óseos y los materiales de sustitución ósea. Los métodos de ensayos mecánicos se basan en los principios de la mecánica tales como: fuerzas, estrés, desplazamiento y deformación. Cuando se somete al hueso a fuerzas externas, la respuesta de los tejidos depende de numerosos factores como el tipo de carga (tracción, compresión, flexión, o combinaciones), la naturaleza de la carga, el tamaño de la muestra (peso, áreas, longitud) y la tasa de carga (impacto vs estática) (Turner y Burr, 1993, 2004; Turner, 2006; Banks, 1996; Nordin y Frankel, 2004; Gupta y Zioupos,

Faint, illegible text, possibly bleed-through from the reverse side of the page. The text is too light to transcribe accurately.

2008; Wong *et al.*, 2010; Singla y Singh, 2009; Wang *et al.*, 2010, Fioretti *et al.*, 2011, 2013).

Según la disponibilidad de las muestras el ensayo de charpy se realizó en diferentes etapas. Las muestras N° 1 a la N° 8 inclusive se impactaron en el mes de octubre de 2010, desde la muestra N° 9 a la N° 15 inclusive en febrero de 2011 y la N° 16 a la N°18 en julio y agosto del mismo año. Se controló la variable temperatura en todos los casos.

Las propiedades morfométricas de los huesos están íntimamente relacionadas con las propiedades biomecánicas y estructurales del hueso. El hueso contrarresta las cargas mediante adaptaciones en su geometría, que involucra una actividad continua y coordinada de construcción y destrucción. Las propiedades estructurales dependen de las características de cada hueso, de ellas las medidas geométricas más importantes son el área cortical, el área total y el área de la cavidad medular, como distribución del hueso alrededor del axis neutral y de la corteza del mismo (Currey, 1984; Rietbergen *et al.*, 1998; Von der Beck, 1999; Lind *et al.*, 2001; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b; Beaupied *et al.*, 2007; Wong *et al.*, 2009; Singla y Singh, 2009; Moine *et al.*, 2004; Natali *et al.*, 2008; Galán *et al.*, 2002; Fioretti *et al.*, 2011, 2013).

El presente estudio muestra que los pesos del húmero, radio y ulna izquierdos y derechos de cada muestra son similares entre ellos (tabla: I y tabla: VII). El promedio de los pesos para el húmero izquierdo y derecho es de 61,5 gr y de 62,12 gr respectivamente. En los huesos radio y ulna los promedios son de 53,05 gr para los izquierdos y de 54,61 gr para los derechos. Liebschner (2004) mencionó que es importante el peso del animal y su relación con el peso del hueso debido a que ocurre una mayor resistencia en los huesos de mayor peso.

El promedio de la longitud del húmero izquierdo y derecho es de 14,66 cm \pm 3,76 y de 14,62 cm \pm 3,64 respectivamente. En el radio y la ulna se observa que el promedio de la longitud del radio y ulna izquierdos y derechos es 17,42 cm \pm 4,81 y de 17,41 cm \pm 4,88 respectivamente. Se muestra así que se cumple la premisa de Markel y Sielman (1993) referida a la simetría bilateral





para las propiedades geométricas generales del húmero, radio y ulna del miembro izquierdo en relación con el derecho. Lind *et al.*, (2001); Natali *et al.*, (2004) y Fioretti *et al.*, (2011, 2013) utilizaron estas presunciones de simetría bilateral para sus estudios biomecánicos aplicados a húmeros de ratas y fémur de perros respectivamente.

Los valores promedios del diámetro cráneo-caudal y latero-medial del húmero fueron de $1,46 \text{ cm} \pm 0,42$ y de $1,46 \text{ cm} \pm 0,39$ respectivamente. Mientras que en el radio los valores promedio de dichos diámetros fue de $1,4 \text{ cm} \pm 0,46$ y $1,69 \text{ cm} \pm 0,42$ respectivamente. El diámetro del hueso está asociado a su forma y relacionado con la resistencia que ofrece a las fuerzas que actúan sobre él (Banks, 1996; Gupta y Zioupos, 2008; Galán *et al.*, 2002; Wang *et al.*, 2010).

Lind *et al.*, (2001) mencionaron que en relación a la geometría de los huesos largos estos son ligeramente curvos y durante la prueba de flexión de tres puntos, la orientación de los huesos es fundamental.

Wang *et al.*, (2010) explicaron que con el fin de medir las propiedades mecánicas intrínsecas del material, que es necesario dividir la fuerza aplicada al cuerpo por el área o espesores sobre la que se aplica (es decir, el estrés, o resiliencias).

El espesor de la cortical en los cuadrantes craneal, caudal, lateral y medial del húmero de la parte media de la diáfisis fueron similares entre sí, mientras que los espesores de la cortical del radio y ulna fueron distintos para cada cuadrante.

La estadística inferencial, muestra que, el coeficiente de correlación entre el área cortical versus longitud del húmero fue $r = 0,84$ ($p = 0,000015$) y en el caso de los huesos radio y ulna fue de $r = 0,81$ ($p = 0,000056$). Por lo tanto a medida que la longitud del hueso aumenta se verifica un incremento del área cortical. Coincidiendo esto con Fioretti *et al.*, (2012) quienes observaron dicha relación en el fémur y tibia de perros. De esta forma, se infiere que a mayor longitud del hueso, mayor es el área cortical y mayor la resistencia. El valor



promedio de resistencia obtenido fue de $14,45 \text{ J} \pm 9,86$ para el húmero y de $17,53 \text{ J} \pm 9,45$ para los huesos radio y ulna.

Considerando, el área total del húmero, el radio y la ulna con respecto a la resistencia, se analiza la recta de regresión de la misma versus el área total de estos huesos (Fig. 20 y 27). Se observa que a medida que aumenta el área total, aumenta la resistencia de los huesos. Esto concuerda con lo mencionado por Mellibovsky Saidler y Díez Pérez (2006, a y b), por regla general cuanto mayor es el tamaño de un hueso, en longitud y peso, mayor será su resistencia, sin superar un cierto límite. Los huesos largos, de estructura cilíndrica, como el húmero, ofrecen un excelente ejemplo de este principio, gobernado fundamentalmente por los valores del momento de inercia transversal. Considerando la misma cantidad de hueso, si se dispone en un cilindro de menor diámetro, tendrá un menor momento de inercia y una menor resistencia. Por el contrario, si la misma cantidad de hueso la disponemos en un cilindro de mayor diámetro, su momento de inercia y resistencia se incrementan. La fuerza de un hueso se rige por una combinación de las propiedades de los tejidos y la geometría de la sección transversal del mismo (Smith, 1985; Rietbergen *et al.*, 1998; Lind *et al.*, 2001; Ferretti, 2006; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 a y b; Parkinson y Fazzalari, 2007; Ríos Díaz, 2008; Wong *et al.*, 2010). El coeficiente de correlación entre el área cortical y la resistencia fue: $r = 0,85$ $p = 0,0000067$ y para los huesos radio y ulna fue: $r = 0,82$ y un $p = 0,000028$. La respuesta de un hueso frente al impacto, depende del tamaño del área cortical y no necesariamente del tamaño del área total. Puede tratarse de un hueso con un valor elevado de área total, pero reducida área cortical que lo hace menos resistente.

Los huesos con mayor área cortical tienen mayor resistencia a los modelos mecánicos (Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006 ay b; Natali *et al.*, 2008; Fioretti *et al.*, 2011, 2013). Reich y Gefen, (2006), han realizado estudios de impacto en fémur de pollo y señalan que la resistencia del hueso depende de las propiedades del hueso y de la fuerza impuesta en el mismo.



En este trabajo el 95 % de los perros grandes resisten menos de 28 J en el húmero. De estos el 50% resisten valores inferiores a 24 J, en los huesos radio y ulna de perros grandes se observa que el 95 % está por debajo de un 32 J y el 50 % resiste menos de 26,3 J. Mientras que el 95 % de las muestras de perros chicos posee una resistencia por debajo de 18 J en húmero y de 19 J en radio y ulna. El 50 % de estos presentan una resistencia menor a 11,5 J en húmero y de 8,7 J en radio y ulna, Solo cerca del 5 % de las muestras poseen una resistencia aproximada a 6 J en húmero y tan solo un valor próximo a una resistencia de 4,5 J en el 5 % de las muestras de radio y ulna.

En los animales de tamaño grande se observó una mayor resistencia en húmero, radio y ulna que en los animales de tamaño pequeño. Concordando con Fioretti *et al.*, (2011, 2013) que compararon la resistencia de los huesos fémur y tibia de perros de diferentes tamaños, demostrando diferencias estadísticamente significativas de resistencia al impacto versus tamaño del animal.

La resiliencia del material depende, de la resistencia, que cuantifica la cantidad de energía que absorbe un material al momento de ruptura causada por un impacto y el área cortical del hueso, dividiendo la fuerza aplicada por el área donde se aplica. En este sentido, tomando como ejemplo la muestra número 2 de la experiencia, el húmero, que presentó un área cortical de $0,34\text{cm}^2$ y una resistencia de 3 J dio como resultado una resiliencia de $8,8\text{ J / cm}^2$. Mientras que, el húmero de la muestra número 10 que presentó un área cortical de $0,21\text{ cm}^2$ y una resistencia de 4 J, dio como resultado una resiliencia notablemente mayor ($19,05\text{ J / cm}^2$). El radio y la ulna de la muestra número 2 que presentaron un área cortical de $0,58\text{ cm}^2$ y $0,3\text{ cm}^2$ respectivamente con una resistencia de 4,5 J, dio como resultado una resiliencia de $20,45\text{ J / cm}^2$. Mientras que la muestra número 10, el radio y ulna presentaron un área cortical de $0,81\text{ cm}^2$ y $0,25\text{ cm}^2$ respectivamente con una resistencia de 3 J, dio como resultado una resiliencia de $13,04\text{ J / cm}^2$. Por lo tanto, a medida que aumenta el área cortical aumenta la energía de impacto absorbida por el hueso, esto coincide con lo analizado en fémur y tibia de perros por Fioretti *et al.*, (2011, 2013).

El radio y la ulna normalmente se fracturan de forma simultánea (Fosuun *et al.*, 1999; Milovancev y Ralphs , 2004; Harari *et al.*, 2004; Voss *et al.*, 2009, a y b), siendo que estos huesos son de formas diferentes, las áreas corticales actúan y se comportan como una unidad. Por tal motivo, el resultado de las resiliencias es en relación al resultado de la suma de las áreas corticales de ambos huesos, radio y ulna. Además la ulna, aunque no tan importante en la carga de peso, es un componente relevante del antebrazo por sus relaciones en la región de la articulación del codo.

Por otra parte, la resistencia material del hueso varía con la especie, la edad y el sexo (Schyver, 1978; Smith, 1985). Panagiotopoulos (2005), ha realizado estudios de impacto por el método de Charpy en fémur humano de diferentes edades y sexos, con el fin de investigar la energía absorbida por el hueso hasta producirse la fractura del mismo.

En este estudio la variable “edad” versus la resistencia del húmero, del radio y la ulna al impacto no se encontraron diferencia estadísticamente significativa, cuando comparamos dicha variable con el húmero ($p = 0,2308$) y radio- ulna ($p = 0,2446$). Para realizar dicho análisis se separan las muestras en dos grupos: el grupo a= mayores de 3 años y grupo b= menores o igual a 3 años. El 50% de las muestras del grupo a muestra una resistencia de 22,5 J en el húmero y de 29 J en radio y ulna. Mientras que en el grupo b el 50 % de los perros presentó una resistencia de 16 J en el húmero y de 21 J en radio y ulna. Si bien es mayor la resistencia en los huesos de los animales mayores a 3 años, la diferencia no fue significativa. Debido que en el presente trabajo, las 18 muestras son de perros adultos, mayores a un año donde el de mayor edad es de cinco años, el desarrollo óseo ya era completo, los resultados obtenidos fueron los esperados. Cabe aclarar que si bien los animales que se seleccionaron para la obtención de muestras no presentaban signos aparentes de enfermedad, es importante determinar otras variables como el estado nutricional y enfermedades previas. Por otra parte no se muestrearon animales longevos o de edad avanzada. Lo mismo observaron Fioretti *et al.*, (2011, 2013), en un ensayo con perros de 2 a 10 años de edad, donde no hubo

diferencias significativas cuando compararon la resistencia de los huesos fémur y tibia.

El cambio estructural más significativo relacionado con la edad en el hueso cortical es la porosidad. El volumen medio del espacio de la médula ósea, aumenta con la edad. Los aumentos de porosidad con el envejecimiento se han observado en varios lugares anatómicos de los tejidos esqueléticos (Schyver, 1978; Uhlhorn, 2000; Muñoz Torres *et al.*, 2005; Yu-Lin Ma *et al.*, 2008; Wang *et al.*, 2010; Caiero Rey, 2010). Considerando los trabajos realizados por Mellibovsky Saidler y Díez Pérez (2006, a y b) quienes explicaron que 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. Este evento se lo reconoce como la osteoporosis. Concuerda con Orueta y Gómez Caro (2009); Muñoz Torres *et al.*, (2005); Kaneps *et al.*, (1997); Yu-Lin Ma *et al.*, (2008) y Almeida *et al.*, (2009) que citaron que una disminución de la masa ósea y una alteración de la microarquitectura del tejido óseo conducen a un aumento de la fragilidad del hueso y como consecuencia a un incremento del riesgo de fractura. Sin embargo Frank *et al.*, (2002) mencionaron que las fracturas por accidentes son comunes en perros de todas las edades y que las fracturas asociadas a un mínimo trauma (impactos de baja energía) no se reconocen en perros de edad avanzada. Por otra parte, Wheeler *et al.*, (2002) consideraron a la longitud y a la forma de las diáfisis, entre los factores que afectan la reparación de fracturas en animales inmaduros. Debido a que las corticales son relativamente delgadas e inmaduras.

Para diferentes edades, el riesgo de fractura no es el mismo a pesar de que la densidad mineral ósea sea igual. Esto indica que hay otros factores diferentes de la densidad mineral ósea que están implicados en la resistencia del hueso en la fractura. La geometría ósea, que traduce la macroarquitectura, otorga importantes propiedades biomecánicas al hueso, dependiente del proceso de modelado y remodelado. Es uno de los elementos que se pueden modificar para adaptar el hueso a la pérdida mineral asociada al envejecimiento



(Uhlhorn, 2000; Mellibovsky Saidler y Díez Pérez, 2006, a y b; Wheeler *et al.*, 2002).

Fosuun *et al.*, (1999) y Milovancev y Ralphs (2004) indicaron que Las fracturas varían mucho en su tratamiento y pronóstico, dependiendo de la raza, edad del perro, la ubicación y conformación de los huesos. Así también lo explicaron Moine *et al.*, (2004) que durante el primer año de vida ocurren importantes cambios en las propiedades geométricas de los huesos largos, influenciados entre otras cosas por el sexo, raza, ejercicio y alimentación.

Los cambios en la arquitectura dependiente de género pueden explicar por qué las mujeres son más susceptibles a las fracturas óseas relacionadas con la edad que los hombres (Wang *et al.*, 2010). Si bien, Panagiotopoulos (2005) consideró al sexo y la edad como factores que pueden influir en la resistencia ósea a la ruptura, señaló que el fémur en hombres jóvenes son más resistentes al impacto que en mujeres jóvenes. Entonces, la variable sexo tiene importancia significativa en el momento de evaluar las características biomecánicas del tejido óseo. Cerrud Sánchez *et al.*, (2005) concuerdan con Schyver (1978); Wang (2010); Panagiotopoulos (2005); Locket *et al.*, (2004) y Milovancev y Ralphs (2004) cuando explicaron que las funciones mecánicas de los huesos varían y estas dependen de factores tales como la distribución mineral, entre individuos por edad y sexo. El 75% de los perros machos poseen una resistencia promedio menor de 23 J en el húmero y menor de 29 J en radio-ulna. En las hembras un 75% menor a 11,78 J en el húmero y menor de 15,7 J en radio y ulna.

Según los promedios del análisis estadístico descriptivo de este estudio, los resultados concuerdan con otros trabajos realizados en diferentes huesos y diferentes especies, tales como Wang *et al.*, (2010); Cerrud Sánchez *et al.*, (2005); Locket *et al.*, (2004); Milovancev y Ralphs (2004) y Fioretti *et al.*, (2011, 2013).

En este estudio, la resistencia de los huesos de los perros machos, en comparación con las hembras, con respecto al húmero la resistencia promedio es superior en los machos, $p= 0,0065$. El análisis estadístico para radio y ulna



indicó que no existen diferencias significativas en la resistencia al impacto en relación al el sexo ($p= 0,018$).

Comparando las resistencia de los huesos del brazo con los del antebrazo del perro, en promedio el hueso húmero, muestra una resistencia de $14,45 \text{ J} \pm 9,86$, mientras que el radio - ulna una resistencia de $17,53 \text{ J} \pm 9,45$. Estos valores muestran que los huesos del antebrazo, considerados como una unidad expresan una mayor resistencia que el húmero. Sin embargo, estas diferencias no son estadísticamente significativas ($p= 0,3467$).

Locket *et al.*, (2004) y Milovancev y Ralphs (2004), establecen mayor resistencia en los huesos del antebrazo (radio y ulna) que en el brazo (húmero) y señalan que las mismas ocurren frecuentemente en la parte media de la diáfisis de esos huesos, variando según el sexo y la edad del animal.

Fosuun *et al.*, (1999) y Milovancev y Ralphs (2004) coincidieron al mencionar que las fracturas del radio y la ulna ocurren con relativa frecuencia en la población de pequeños animales, representando el 17 y el 18% respectivamente de todas las fracturas en perros y gatos. Además normalmente se fracturan simultáneamente.



CONCLUSIONES

Desde la clínica veterinaria en especial las áreas relacionadas con la ortopedia y las cirugías en las regiones del brazo y antebrazo del perro, se plantean hipótesis e interrogantes sobre el comportamiento biomecánico del húmero, el radio y la ulna.

Por este motivo surge este trabajo que pretende obtener conclusiones de interés en las áreas aplicadas.

En base a las hipótesis planteadas se concluye:

- En el análisis morfométrico referidos a longitud, peso y medidas geométricas del húmero, radio y ulna, se cumple con la premisa de Markel y Sielman (1993) referida a la simetría bilateral de los huesos.
- El área cortical de los huesos depende linealmente de la longitud de los mismos. Por lo tanto a medida que la longitud del hueso aumenta, se verifica un incremento del área cortical.
- El área cortical es la variable geométrica que más influencia tiene sobre la resistencia al impacto del hueso. A medida que esta área aumenta, aumenta la capacidad de absorber energía de impacto. En cambio, un aumento en el área de la cavidad medular no necesariamente implica una mayor cantidad de energía absorbida ya que éstas variables no están correlacionadas.
- Con respecto a la relación entre el peso del hueso y el área cortical, se observó que un hueso de más peso posee mayor área cortical ($P=1,3 \times 10^{-7}$ y $r= 0,89$).

- Las variables resistencia versus longitud de los huesos se encuentran relacionadas linealmente. En húmero con un $R^2 = 0,83$ ($p = <0,0001$). En radio y ulna un $R^2 = 0,91$ ($p = <0,0001$).
- En los animales de tamaño grande se muestra una mayor resistencia del húmero, radio y ulna que en los animales de tamaño pequeño.
- Sobre el análisis de resistencia versus la resiliencia (resistencia/ área cortical): En los huesos húmeros la resistencia es mayor a la resiliencia, debido al cálculo de la misma en una sola área por hueso. Como los huesos radio y la ulna normalmente se fracturan simultáneamente, (Fosuum et al., 1999; Milovancev *et al.*, 2004; Harari *et al.*, 2004; Voss *et al.*, 2009) estos huesos son de formas diferentes y áreas corticales que actúan y se comportan como una unidad. Por este motivo, se suman las áreas corticales de estos huesos y el resultado de las resiliencias es mayor que la resistencia.
- Existen diferencias en la resistencia material del hueso y la misma varía con la especie, raza, tamaño y nutrición.
- La variable edad versus la resistencia del húmero, radio y ulna muestra que no hay diferencia estadísticamente significativa en este grupo de estudio.
- La variable sexo versus la resistencia de los huesos muestra variaciones entre las resistencias de los machos y las hembras.
- Las funciones biomecánicas de los huesos largos dependen de su forma geométrica, tamaño y grosor de sus áreas; estado de su matriz y composición del mismo.

- No existen diferencias estadísticamente significativas entre las resistencias de los huesos del brazo y del antebrazo del perro sometidos a la prueba de impacto ($p= 0,2873$)

PERSPECTIVAS

Los estudios biomecánicos, aportados por las ciencias básicas, de los huesos del brazo y del antebrazo del perro, permitirán contribuir a la fisiología, traumatología, análisis de enfermedades metabólicas óseas y aportar los conocimientos básicos en los problemas ortopédicos y de cirugías en la clínica veterinaria.

Quedan aspectos a considerar como el estudio histomorfométrico y el análisis de minerales, comparaciones con otras técnicas biomecánicas, de los que se deberá profundizar en investigaciones futuras.



BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

Acosta, A. Loponte, D.; García Esponda, C. 2011. Primer registro de perro doméstico prehispánico (*canis familiaris*) entre los grupos cazadores recolectores del humedal de Paraná inferior (Argentina). *Antipod. Rev. Antropol. Arqueol.* No. 13, Bogotá, julio-diciembre 2011, 294 pp. ISSN 1900-5407, pp. 175-199.

Almeida Paz, I. C. L.; Mendes, A. A.; Martins, M. R. F. B.; Fernandes, B. C. S. Almeida I. C. L.; Milbradt E. L.; A., Balog & C. M. Komiyama. 2009 Mineral Density of Broilers with Femoral Degeneration Fed High Nutritional Density Diets. *Int. J. Morphol.*, 27(2):595-599.

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*. Segunda edición, el Manual Moderno, Méjico. Cap: 9, 10 y 16

Beaupied H.; Lespessailles E.; Benhamou C. L. 2007. Evaluation of macrostructural bone biomechanics. *Joint Bone Spine* 74 (2007) pag 233-239

Caeiro Rey J. R. 2010. Calidad ósea y ranelato de estroncio. *Rev Osteoporos Metab Miner*; 2 (Supl 1): S10-S15

Cerrud Sánchez, S.; Narváez Clemente, M.; Muñoz González, V.; Schouwenaars, R. 2005. "Modelado del comportamiento mecánico del hueso

Bibliografía

(Análisis de los efectos del grado de hidratación". Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo. Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Distrito Federal, México. Pag 223-232.

Cormack, D. H. 1987. Histología de Ham. Novena edición, Harla. Méjico. Cap. 12.

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.

Dyce, K.M.; Sack, W.O.; Wensing, C.J.G. 2002: Veterinary Anatomy. Third Edition. Edit. Saunders. Cap 2: p 94.

Dysko, R. C.; Nemzek, J. A.; Levin, S. I.; DeMarco, G. J.; Moalli, M. R. 2002. Laboratory Animal Medicine (Second Edition) Cap: 11, Biology and Diseases of Dogs. p: 395–458

Bibliografía

Evans, H. y de Lahunta, A. 2010. Guide to the Dissection of Dog, seventh edition ISBN: 978-1-4377-0246-0. Copyright ©, by Saunders, an imprint of Elsevier Inc. Cap: 2:7-12.

Evans, H. y de Lahunta, A. 1993 . Miller's anatomy of the dog, tercera edición. McGraw-hill interamerican. Cap. Sistema esquelético y muscular. Pag 6-15.

Ferretti J. L. 2006. Calidad ósea: propiedades materiales y arquitectónica de los huesos. CEMFOC / CONICET / Universidad Nacional de Rosario. Cap 2(1): 22-25.

Fioretti, C.; Natali, J.; Galán, A.; Rivera, M. C.; Moine, R.; Varela. P.; Varela, M.; Bonino, F. y Quinteros, R. 2011. Características Mecánicas Dinámicas del Fémur Aislado de Perro, Sometido a Prueba de Impacto. Int. J. Morphol., 29(3):716-722.

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

Fosuun, T. 1999. Cirugía en pequeños animales. Parte III ortopedia, página 848-861-878.

Frank, J. D.; Ryan, M.; Kalscheur, V. L.; Ruau-Mason, C. P. R; Hozak, R.; Muir, P. 2002. Aging and Accumulation of Microdamage in Canine Bone. Bone Vol. 30, No. 1. pag 201–206.

Bibliografía

Galán, A.; Rivera, M. C.; Moine, R.; ferraris, G.; Gigena, M. S. & NATALI, J. 2002. Propiedades morfométricas del metacarpiano III de potrillos mestizos. *Rev. Chil. Anat.*, 20(3):285-290.

Galibert, F.; Quignon, P.; Hitte, C.; André, C. 2011 Toward understanding dog evolutionary and domestication history. *C. R. Biologies* 334 (2011) pag190–196.

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

González Arias, A. Palazon, A. 1969: Ensayos industriales de materiales, combustibles y lubricantes. Ed. Ediciones Litenia. Bs As. Capitulo 8 choque: 211-226.

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

Harari, J. 2004 *Small Animal Surgery Secrets (Second Edition)*. Online <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-56053-579-9.50070-6> Cap: 66 fractures of the radius and ulna, pag 251–253.

Helton, W. S.; Helton, N. D. 2010 "Physical size matters in the domestic dog's (*Canis lupus familiaris*) ability to use human pointing cues". Department of Psychology, University of Canterbury Private Bag 4800, Christchurch 8020, New Zealand : A09-00610.

Bibliografía

Hib, J. 2001. Histología de Difiore Texto Atlas. Primera edición, El Ateneo. Buenos Aires, Argentina. Cap. 7.

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. Pág. 5-150.

Kaneps, J.; Stover, S.; Lane N. E. 1997. Changes in Canine Cortical and Cancellous Bone Mechanical Properties Following Immobilization and Remobilization With Exercise. by Elsevier Science. Bone Vol. 21, No. 5:419-423

König, H.; Liebich, H. 2005. Anatomía de los Animales Domésticos. Tomo 1, Segunda Edición. España, Edit. Médica Panamericana. Cap 1: 4-11 y cap 3: 133-143.

Liebschner, M. A. K. 2004. Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. Elsevier Ltd. Cap: Biomaterials 25: 1697–1714.

Lind, P. M.; Lind, L.; Larsson, S.; Rberg J. O. 2001. Torsional Testing and Peripheral Quantitative Computed Tomography in Rat Humerus. Elsevier Science Inc Vol. 29, No. 3: pag 265–270

Bibliografía

Lockett, M.B; Guaimas Moya, L.E; Van Rey, J.M; Mosqueda, C.N, Cecotto, C.E. 2004. Incidencia de fracturas de huesos largos en caninos atendidos en el Hospital de Clínicas, Facultad Ciencias Veterinarias-UNNE, en el período de 1995 a 2004. XXV Sesión de Comunicaciones Científicas 2004 Facultad de Ciencias Veterinarias Universidad Nacional del Nordeste. XXV Sesión de Comunicaciones Científicas. Presentación oral.

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.

Mellibovsky Saidler, L.; Díez Pérez, A. 2006. ¿Qué supone la calidad ósea en la osteoporosis? Revista Medicine; 9 (60):3892-3898 (a)

Mellibovsky Saidler, L.; Díez Pérez, A. 2006. ¿Qué significa la calidad ósea. Semin Fund Esp Reumatol Vol. 7 / Núm 4 - pp. 165-76 (b)

Milovancev, M.; Ralphs, C. 2004. Radius/Ulna Fracture Repair. Clin Pract Tech Small Anim © 2004 Elsevier. Cap: 19:128-133

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

Bibliografía

Muñoz-Torres, M.; De la Higuera, M.; Fernández-García, D.; Alonso, G.; Reyes, R. 2005. Densitometría ósea: indicaciones e interpretación. *Endocrinol Nutr.* 2005; 52 (5): 224-7

Natali, J.; Wheeler, J. T.; Kohl, R. y Varela, P. 2008. Comparación de las Características Mecánicas Estáticas del Fémur Aislado de Perro, con y sin la Colocación de una Placa de Ortopedia Fabricada en Polipropileno. *Int. J. Morphol Temuco.* ISSN 0717-9502 26(4):791-797.

Narinderpal, S.; Singla, V. K. 2009. Experimental study and parametric design of impact testing methodology. Tesis. Department of Mechanical Engineering, Thapar University. Patiala (Punjab)-147004. Cap 1: 1-3; cap 2: 4 – 21.

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

Ortega, Y. 2006 Prueba de impacto: ensayo Charpy. *Revista Mexicana de Física.* E 52 (1) p. 51-57. Pam. Pág. 57-67.

Orueta, R.; Gómez-Caro, S. 2009 Interpretación de la densitometría ósea. *Semergen.* 2010; 36(1):27–30

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

Bibliografía

Parkinson, I.; Fazzalari, N. 2007. Whole bone geometry and bone quality in distal forearm fracture of bone. In: *The Mechanical Adaptation of Bone*. University Press. Princeton, *OnLine*. 5 (1): 45-54.

Ramírez-Díaz, E.I.; Ortiz-Prado, A.; Schouwenaars-Franssens, R.; Ruiz-Cervantes, O. 2010. Metodología para el modelado del comportamiento mecánico de hueso esponjoso a partir de sus microestructuras Ingeniería. Investigación y Tecnología, Universidad Nacional Autónoma de México México. Vol. XI, Núm. 2, abril-junio pp. 199-216.

Reich, T y Gefen, A 2006: Efecto de la pérdida de hueso trabecular en la velocidad de deformación cortical durante el impacto en un modelo in vitro de fémur aviar. Departamento de Ingeniería Biomédica de la Facultad de Ingeniería, Universidad de Tel Aviv, Tel Aviv 69978, Israel.

Rietbergen, B. V.; Müller R.; Ulrich D.; Rügsegger P.; Huiskes R. 1998. Tissue stresses and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions. Elsevier. *Journal of Biomechanics* 32 (1999) 165-173.

Ríos Díaz, J.; Linares Hevilla, F.J.; Martínez Payá, J.J.; Palomino Cortés, M. Á.; del Baño Aledo, M. E. 2008. Architecture and internal bone organization and different mechanical stimulus application. *Fisioterapia*. 30 (4): 194-203.

Schaller, O. 1992. Nomenclatura anatomica veterinaria ilustrada. Editorial Acribia , S.A. cap: Osteología. Página 50-56

Bibliografía

Schryver, H. F. 1978. "Bending properties of corical bone of the horse". American journal of veterinary Research, 39 (1): 25-28.

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, p. 1040-1058.

Singla, V.K.; Singh N. 2009. Experimental study and parametric design of impact testing methodology. Department of mechanical engineering thapar university patiala (punjab)-147004.

Smith, G. K. 1985 Biomechanics Pertinet to fracture etiology, reduction, and fixation. In Newton, Ch A. D, Nunemaker M y Lippincott Co. Texbook of small animal orthopeaedics. Philadelphia. Cap 12.

Turner, C. R.; Burr, D.B. 2004. Principles of Bone Biomechanics. ed: M.C. Farach-Carson, copyright 2004. Cap: 6: 41.

Turner, C. H. 2006 Bone Strength: current concepts. Ann. N.Y.Acad. Sci. 1068:429-446.

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

Bibliografía

Uhlhorn, H. 2000. How bone responds to training and injury: stress remodeling of long bones. Congreso de veterinaria en Chile. En www.veterinaria.uchile/actividades/congreso2000/cd/profesional/equinos2/15.doc upper end of the human fémur. Science Direct. 36(5) 613-617.

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

Voss, K.; Langley Hobbs, S.J.; Montavon, P.M. 2009. Feline Orthopedic Surgery and Musculoskeletal Disease. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-070202986-8.00041-0> Cap Húmero 29: 343–358. (a)

Voss, K.; Langley Hobbs, S.J.; Montavon, P.M. 2009. Feline Orthopedic Surgery and Musculoskeletal Disease <http://dx.doi.org/10.1016/B978-070202986-8.00043-4>. Cap Radio y Ulna 31: Pag 371–384. (b)

Wang, X.; Dong, X.; Reyes, M. 2010. Fundamental Biomechanics in BoneTissue Engineering- Copyright © 2010 by Morgan & Claypool. Capitulo 1; 2; 3. Pag 1-67.

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.

Bibliografia

Wong, R. C. W.; Tideman, H.; Kin, L.; Merckx, M. A. W. 2010. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* Cap: 39: 313–319.

Yu-Lin Ma, Ru-Chun Dai, Zhi-Feng Sheng, Yan Jin, Yu-Hai Zhang, Ling-Na Fang, Hui-Jie Fan, Er-Yuan Liao. 2008. Quantitative associations between osteocyte density and biomechanics, microcrack and microstructure in OVX rats vertebral trabeculae *Journal of Biomechanics* 41 (2008) 1324–1332

INDICE DE TABLAS Y FIGURAS

ÍNDICE DE TABLAS

	Páginas
Tabla I: Propiedades geométricas generales entre los húmeros Izquierdos y derechos con su correspondientes promedios y DE. n =18.....	42
Tabla II: Propiedades geométricas particulares del húmero izquierdo en la parte media de la diáfisis. Con sus medias y DE. n =18.....	43
Tabla III: Resistencia y resiliencia del hueso húmero en la parte media de la diáfisis. Promedio y desvío estándar. n=18.....	45
Tabla IV: Análisis estadístico de la varianza de las variables tamaño del animal y resistencia del húmero.....	48
Tabla V: Análisis estadístico de la varianza de las variables edad del animal y resistencia del húmero.....	50
Tabla VI: Análisis estadístico de la varianza de las variables sexo y resistencia del húmero.....	51
Tabla VII: Propiedades geométricas generales de los radios y ulna izquierdos y derechos con sus correspondientes promedios y desvíos estándar.....	52
Tabla VIII: Propiedades geométricas particulares del radio izquierdo, en la parte media de la diáfisis. Con sus medias y desvíos estándar. n= 18.....	53
Tabla IX: Propiedades geométricas particulares de la ulna izquierda, en la parte media de la diáfisis. Con sus medias y desvíos estándar. n= 18.....	54
Tabla X: Resistencia y resiliencia de los huesos radio y ulna en la parte media de la diáfisis. Promedio y desvío estándar. n=18.....	56
Tabla XI: Análisis estadístico de la varianza de tamaño del animal y resistencia del radio y ulna.....	60
Tabla XII: Análisis estadístico de la varianza de las variables edad del animal y resistencia de radio y ulna.....	61

Tabla XIII: Análisis estadístico de la varianza de las variables sexo y resistencia de radio y ulna..... 62

Tabla XIV: Análisis de varianza entre huesos Húmero y Radio-ulna.....63

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1. A: Vista cráneo lateral del húmero y A': radio-ulna de perro.....27

Fig. 2. Mediciones de longitud en: húmero (izquierda) y Radio y ulna (derecha).....27

Fig. 3. Determinación del peso del hueso en la balanza "triple Beam" tara 2610 gramos..... 28

Fig 4. Muestra el calibrador micrométrico, cuya graduación es de 0,02 mm....28

Fig. 5. A) Microscopio óptico Axiophot (Carl Zeiss, Alemania). B) Cámara digital Powershot G6, 7.1 megapixels (Canon INC, Japón).....29

Fig. 6. Imagen digital con medidas en pixels (húmero arriba, radio y ulna abajo).....30

Fig. 7. Modelo de medidas de espesor y área en la superficie de sección de los huesos.....30

Fig. 8. Huesos puestos a congelar.....31

Fig. 9. Huesos llevados a estufa.....31

Fig. 10. Esquema del fundamento del Método Charpy. (Tomado de González Arias y Palazón, 1969).....33

Fig. 11. Esquema de cómo golpea el péndulo al material de ensayo.....33

Fig. 12. Movimiento del péndulo hacia el impacto (tomado de Wang et al., 2010).....34

Fig. 13. Máquina de impacto. Taller de ingeniería de la UNRC.....36

Fig. 14. Llegada del martillo previo al impacto del hueso.....37

Fig. 15. A la izquierda calibrado de las agujas en 300J y a la derecha agujas marcando los resultados de energía absorbida.....	37
Fig. 16. Recta de regresión área cortical vs longitud del hueso húmero.....	44
Fig. 17. Recta de regresión de resistencia vs. Área cortical del húmero.....	46
Fig.18. Recta de regresión de resistencia vs. Área cavidad medular del húmero.....	46
Fig. 19. Recta de regresión de resistencia vs. Área total del húmero.....	47
Fig. 20. Box plot de tamaño del animal vs resistencia del hueso húmero.....	48
Fig. 21. Box plot de edad del animal vs resistencia del hueso húmero.....	49
Fig. 22. Box plot de sexo vs resistencia del húmero.....	51
Fig. 23. Recta de regresión área cortical vs longitud de los huesos radio y ulna.....	55
Fig. 24. Recta de regresión de resistencia vs. Área cortical de radio y ulna....	57
Fig. 25. Recta de regresión de resistencia vs. Área cavidad medular de radio y ulna.....	58
Fig. 26. Recta de regresión de resistencia vs. Área total de radio y ulna.....	58
Fig. 27. Box plot de tamaño del animal vs resistencia de los huesos radio y ulna.....	59
Fig. 28. Box plot de edad del animal vs resistencia de radio y ulna.....	60
Fig. 29. Box plot de sexo vs resistencia de radio y ulna.....	62
Fig. 30. Box plot de resistencia de los huesos Húmero y Radio-ulna.....	63



Universidad Nacional de Río Cuarto
Biblioteca Central "Juan Filloy"



73929

