

Comparación de las Características Mecánicas Estáticas del Fémur Aislado de Perro, con y sin la Colocación de una Placa de Ortopedia Fabricada en Polipropileno

Compare the Mechanical Statistical Characteristics of Dog Femur Isolet, with or without Placing to an Orthopedic Plate Made of Polypropylene

*Natali, J.; **Wheeler, J. T.; ***Kohl, R. & ***Varela, P.

NATALI, J.; WHEELER, J. T.; KOHL, R. & VARELA, P. Comparación de las características mecánicas estáticas del fémur aislado de perro, con y sin la colocación de una placa de ortopedia fabricada en polipropileno. *Int. J. Morphol.*, 26(4):791-797, 2008.

RESUMEN: Los objetivos generales fueron: evaluar resistencia a la compresión del fémur derecho aislado y del fémur izquierdo osteotomizado transversalmente fijado con una placa ortopédica fabricada en polipropileno, y comparar las características mecánicas estáticas entre ambos. Este trabajo se realizó mediante la confección de un modelo experimental de carga constituido por un fémur de mamífero (perro) en condiciones aisladas. Se utilizaron los huesos fémur de 13 perros mestizos, adultos jóvenes, de talla mediana a grande. Para los pruebas se utilizó una máquina servohidráulica para ensayos estáticos y dinámicos Amsler Wolpert. Se utilizó para el tratamiento de los datos, el test estadístico de diferencias de medias para muestras pareadas dependientes. Como resultado del análisis de las curvas se obtuvo que: el fémur derecho soportó antes de la falla, entre 4,02 a 8,47 KN de carga (= 6,66 KN) con una deformación de 2,02 a 5,09 mm (= 3,66 mm). En tanto el conjunto fémur izquierdo + placa ortopédica soportó antes de la falla, entre 3,05 a 5,61 KN de carga (= 4,49 KN) con una deformación de 2 a 4,5 mm (= 3 mm). Como conclusión, es posible afirmar que hay diferencias en la resistencia a la carga compresiva entre el fémur derecho y su contralateral izquierdo + placa ortopédica.

PALABRAS CLAVE: Perro; Fémur; Placas ortopédicas.

INTRODUCCIÓN

Los huesos se modelan de acuerdo a las necesidades funcionales, tienen capacidad para repararse y en este sentido, la optimización biomecánica es de gran relevancia en la práctica ortopédica veterinaria (Smith, 1985). El hueso presenta variaciones estructurales en la disposición de sus fibras de colágeno acorde a la biomecánica que desarrolla el tejido, influenciado por el individuo y la función (Ferraris *et al.*, 2000). Según Moine *et al.*, (2004), durante el primer año de vida ocurren importantes cambios en las propiedades geométricas de los huesos largos, influenciado, por sexo, raza, ejercicio y alimentación. Dyce *et al.*, (2002) manifiestan que el fémur es el más fuerte entre los huesos largos del perro. Sin embargo, estudios estadísticos realizados por Sánchez-Valverde *et al.*, (1995) muestran que es el hueso más afectado por problemas de fracturas. Markel *et al.*, (1994) observaron que en perros galgos no existen diferencias significativas en las propiedades mecánicas de la diáfisis

entera de los huesos largos entre el derecho y el izquierdo, excepto para la resistencia a la compresión del fémur, donde el fémur izquierdo posee una resistencia del 24,5 % mayor que el fémur derecho. Según Hulse & Hyman (1993), la fuerza de reacción en el suelo es igual al 30 % del peso del cuerpo en cada miembro torácico y 20 % en cada miembro pélvico del perro y este peso aumenta 5 veces o más en el trote, carrera o salto.

Con modelos experimentales apropiados, pueden determinarse las cargas y líneas de acción de las principales fuerzas que actúan sobre el hueso (tensión y compresión) y la respuesta mecánica puede valorarse en forma cuantitativa mediante la obtención de una curva de fuerza (carga) - deformación. Por fortuna para el cirujano ortopeda, el hueso es un material quebradizo que, cuando es sometido a presión, sufre muy poca deformación plástica antes de fractu-

* Anatomía Animal, Dpto. de Anatomía Animal. Facultad de Agronomía y Veterinaria. Universidad Nacional de Río Cuarto, Argentina.

** Semiología y Propedéutica Clínica. Dpto. de Clínica Animal. Facultad de Agronomía y Veterinaria. Universidad Nacional de Río Cuarto, Argentina.

*** Dpto. de Mecánica. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Río Cuarto, Argentina.

Este trabajo fue subsidiado por SECYT-UNRC (18A/076)

rarse. Por otra parte, el material de la placa de osteosíntesis que se emplee para estabilizar una fractura debe tener un cierto grado de flexibilidad, el cual permite su deformación plástica para alcanzar un perfil exacto sin fragilidad (Schwarz, 1996). La tendencia es introducir materiales flexibles y, en este sentido, Wheeler *et al.*, (1995) utilizaron placas fabricadas con polipropileno en osteosíntesis de fémur de perros y demostró que ellas tienen una importante resistencia a la deformación y pueden doblarse sobre su espesor (4mm) hasta 5 cm sin alterar su forma original y más de 10 cm sin debilitarse el material. Rovere *et al.*, (1996), usaron el polipropileno en las artrodesis carpal de un equino y observaron una buena resistencia y apropiada estabilización. Este tipo de material también fue usado por Sereno *et al.*, (2002) con excelente adaptabilidad al hueso metacarpiano III de caballos *in vivo* y demostrando un perfecto anclaje. Wheeler (2002), practica una variante en la configuración de estas placas de polipropileno creando un nuevo modelo de placas ortopédicas de contacto limitado con resultados excelentes. Wheeler *et al.*, (1998) evaluaron macroscópicamente e histopatológicamente los efectos sobre el hueso producido por implantes de placas fabricadas con polipropileno y observaron relaciones evidentes con la estimulación local de la hematopoyesis. Ante el resurgimiento del polipropileno como implante ortopédico de nueva generación, desde la clínica veterinaria se plantean interrogantes sobre el comportamiento mecánico del fémur de perro con y sin la colocación de esta placa ortopédica. La forma de resolverlo es escogiendo un modelo experimental que implique el uso de una máquina servohidráulica, que permita cuantificar las características mecánicas del fémur, y compararlas, ante igual experimento y con igual equipo de prueba con las del fémur contralateral osteotomizado y fijado con placas ortopédicas fabricadas en polipropileno.

Los objetivos del trabajo son: determinar las características mecánicas estáticas del hueso fémur aislado y con la aplicación de una placa ortopédica, evaluar resistencia a la compresión del hueso fémur derecho aislado y del hueso fémur izquierdo previamente osteotomizado transversalmente fijado con una placa ortopédica de polipropileno y luego comparar las características mecánicas estáticas entre ambos.

MATERIAL Y MÉTODO

El trabajo se realizó mediante la confección de un modelo experimental de carga, constituido por el hueso fémur de perro en condiciones aisladas y una placa ortopédica de última generación fabricada en polipropileno. Se utilizaron 13 perros mestizos, adultos (edad entre 2 y 6 años)

de talla mediana a grande (peso entre 20 y 25 kg), proveniente del Servicio de Zoonosis de la ciudad de Río Cuarto. Dado la procedencia de estos animales, su edad se determinó por dentición. Los perros mestizos que se encuentran en la ciudad de Río Cuarto, con las características de talla y peso que se encuadran en este muestreo, provienen generalmente de cruces de primera, segunda y tercera generación entre razas de Ovejero alemán; Doberman; Galgo; Gran Danés, etc. Se toma como unidad de muestra al individuo, donde la muestra contiene al hueso fémur derecho y su contralateral izquierdo. Se tomaron radiografías de frente y perfil de la región del muslo del perro y a ambos fémures se les practicaron las siguientes medidas: longitud total del hueso (Lt), diámetro cráneo-caudal (Dc-c) y látero-medial (DI-m) en la mitad de la diáfisis.

Al fémur izquierdo se le practicó osteotomía total con dirección transversal en la mitad de su diáfisis, utilizando una sierra manual. A la superficie de sección se midió el espesor de la cortical: craneal (ECcr), caudal (ECca), lateral (ECI) y medial (ECm). Se tomó también el diámetro medular cráneo-caudal (DMc-c), diámetro medular látero-medial (DMI-m), área total (At), área cortical (Aco) y área medular (Ame). Para las mediciones se usaron regla milimétrica, calibrador micrométrico (graduación 0,02 mm) y analizador de imágenes para determinación de áreas.

Modelo experimental: los dos fragmentos discontinuos (proximal y distal) del fémur izquierdo, se unieron mediante una placa de fijación fabricada en polipropileno (PPL) sujeta en cada extremo por dos tornillos de cortical de AO de 3,5 mm (Fig. 1). Se utilizaron tubos de PPL "1102H@ Petroquímica Cuyo", con una luz central de 4,8 cm. Para la longitud de la placa se tomó como patrón el equivalente a las 2/3 partes de la longitud de la diáfisis del fémur y el ancho respetó aproximadamente el diámetro cráneo-caudal de la diáfisis. El espesor de la placa se estandarizó al tamaño de comercialización del polipropileno cuya medida es de 0,6 cm. La placa se colocó en forma longitudinal al fémur sobre la superficie cráneo lateral de la diáfisis, el primer orificio se ubicó a 2 cm de la brecha de fractura y el siguiente se ubicó a 2 cm del anterior. Esta metodología se repitió en los dos fragmentos óseos. En todo el proceso de preparación del modelo experimental, las muestras se mantuvieron humedecidas con solución fisiológica. Las muestras se llevaron a cámara frigorífica a -15° C hasta el montaje para el ensayo mecánico. El extremo distal de los huesos se incluyó en resina poliéster, hasta que el borde proximal del cóndilo lateral quedase completamente sumergido en la resina. Como alineamiento patrón para el experimento, los huesos se colocaron en forma vertical y se dejaron en el soporte 1 a 2 días hasta la solidificación de

la resina. Para el test mecánico (ensayo) se utilizó una máquina universal de ensayos estáticos y dinámicos servohidráulica AMSLER 6PZD 1406. Los ensayos se estandarizaron con los siguientes parámetros: Escala de F (carga) = 12 KN (kilogramo Newton); Escala de L (deformación) = 50 mm (milímetros); Tiempo = 80 minutos.

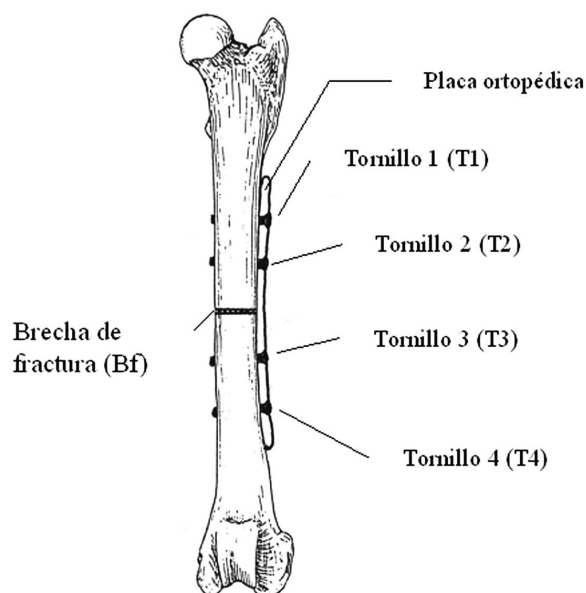


Fig. 1. Modelo experimental. Fémur izquierdo + placa ortopédica.

Durante el ensayo, los huesos se mantuvieron humedecidos con solución fisiológica. Todo el conjunto fémur izquierdo + placa ortopédica (f.i + pl. o), se sometió a fuerzas o cargas estáticas de compresión y se registraron los resultados mediante el uso de programas (LABVIEW) de computación. El fémur derecho aislado se sometió al mismo proceso de fuerzas o cargas que su contralateral izquierdo. Se evaluó la resistencia de ambos huesos. En dos de los casos (muestras 1 y 2) se trabajó con fémur entero y desde la muestra 3 a la 13 se les extrajo la extremidad proximal (Fig. 2). Para esto último, se seccionó el hueso en forma transversal al eje mayor a la altura del trocánter menor. Las variables en estudio se sometieron a análisis estadísticos específicos y mediante el programa de software LABVIEW para excel se confeccionó la curva de fuerza (carga) – deformación. Los resultados se expresaron en Kg Newton (KN) para la fuerza (carga) y en milímetros (mm) para la deformación. Para las comparaciones de resistencia y deformación entre los huesos derechos y los huesos izquierdos, se aplicó el test estadístico de diferencias de medias para muestras pareadas dependientes. Los valores de las medidas geométricas de los huesos utilizados para el ensayo se sometieron a análisis estadísticos de medias y desviaciones estándar.

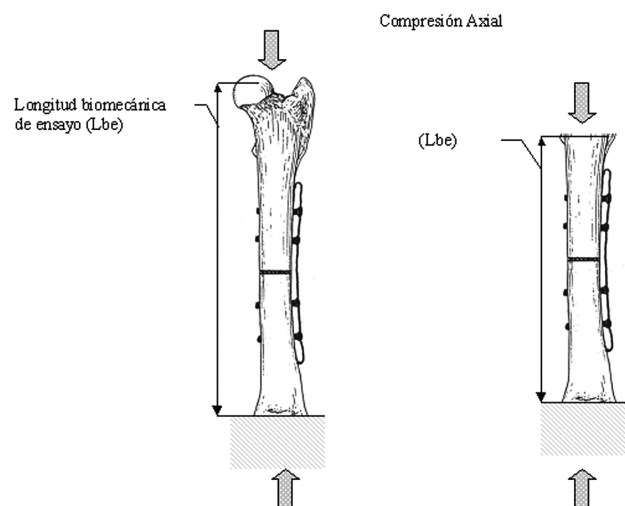


Fig. 2. Longitud biomecánica de ensayo. Hueso fémur completo (ensayos 1 y 2) a la izquierda, hueso fémur sin su extremidad proximal (ensayos 3 a 13) a la derecha. Las flechas indican la dirección de la fuerza o carga de compresión.

RESULTADOS

La Tabla I muestra las propiedades geométricas generales y la longitud biomecánica de ensayo de los huesos fémur derechos e izquierdos y en la Tabla II se muestra las propiedades geométricas particulares para el fémur izquierdo. La Tabla III muestra los resultados individuales de los ensayos mecánicos de resistencia del fémur derecho y del conjunto f.i + pl.o. El fémur derecho soportó entre 4,5 a 8,5 KN de fuerza (carga) aplicada antes de producirse la falla (fractura) con una media de 6,66 KN y experimentó una deformación de 2 a 5 mm con una media de 3,66 mm. Por otro lado el conjunto f.i + pl.o soportó entre 3 a 5,6 KN de fuerza (carga) aplicada con una media de 4,49 KN antes de la falla del sistema y experimentó entre 2 a 4,5 mm de deformación con una media de 3 mm. La Fig. 3 muestra los valores promedio para ambos fémures. Las resistencias medias del fémur derecho y el conjunto f.i + pl.o presentaron diferencia significativa ($p < 0,0001$) ante la fuerza (carga) aplicada de compresión axial. También entre ambos fémures hubo diferencia significativa ($p < 0,01$) en la deformación que experimentaron ante la fuerza (carga) de compresión axial. Se produjeron de 0 a 4 oscilaciones en la región elástica lineal del trazado de la curva correspondiente al conjunto f.i + pl.o.

El fémur derecho se fracturó en la totalidad de los ensayos en su tercio distal, comenzando en la cara craneolateral, coincidiendo con el punto de máxima curvatura o convexidad craneal que presenta la diáfisis del fémur. Se tomó como falla del conjunto f.i + pl.o al momento en el cual unos de sus componentes (hueso, placa ortopédica o torni-

Tabla I. Propiedades geométricas generales: fémur derechos e izquierdos. Longitud biomecánica de ensayo con sus medias y desvío estándar. Muestras 3 a 13.

Perro	Edad	Longitud (cm)		Longitud total (cm)		Diámetro mitad de la diáfisis (cm)				Area (cm ²) de sección mitad de la diáfisis		
		años	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo	DI-m der,	Dc-c der,	DI-m izq,	Dc-c Izq,	derecho	izquierdo
3	m	2	16,9	16,9	21,6	21,6	1,6	1,6	1,6	1,6	2	2
4	h	3	16,2	16,2	21,0	21,0	1,6	1,7	1,6	1,7	2,11	2,11
5	m	3	16,0	16,0	20,5	20,4	1,6	1,5	1,5	1,5	1,85	1,75
6	m	2	15,0	15,0	19,7	19,7	1,3	1,3	1,3	1,3	1,32	1,32
7	m	3	15,0	15,0	20,4	20,3	1,6	1,7	1,6	1,7	2,11	2,11
8	m	4	14,0	14,0	19,3	19,3	1,5	1,5	1,5	1,6	1,76	1,85
9	h	5	14,4	14,4	18,9	19,2	1,4	1,5	1,4	1,5	1,62	1,62
10	m	3	15,4	15,4	21,2	21,2	1,6	1,7	1,6	1,7	2,11	2,11
11	m	3	14,2	14,2	18,9	18,9	1,3	1,4	1,3	1,4	1,4	1,4
12	h	3	16,8	16,8	21,6	21,5	1,6	1,6	1,6	1,6	2	2
13	h	4	15,3	15,3	21,2	21,1	1,6	1,7	1,6	1,7	2,11	2,11
Media			15,4	15,4	20,4	20,4	1,52	1,56	1,51	1,57	1,85	1,85
Des. Est.			1,00	1,00	1,04	0,98	0,13	0,14	0,12	0,13	0,29	0,29

m = macho, h = hembra.

Tabla II. Propiedades geométricas particulares: fémur izquierdo. Mitad de la diáfisis con sus medias y desvío estándar. Muestras 3 a 13.

Perro	Edad	Espesor cortical (cm)				Diámetro cavidad medular (cm)		Area cortical (cm ²)	Area medular (cm ²)	
		años	craneal	caudal	lateral	medial	DMc-c			DML-m
3	m	2	0,3	0,3	0,3	0,3	1	1	1,22	0,78
4	h	3	0,2	0,2	0,2	0,2	1,3	1,2	0,91	1,20
5	m	3	0,2	0,2	0,2	0,2	1,1	1,1	0,82	0,94
6	m	2	0,21	0,22	0,22	0,22	0,9	0,9	0,69	0,63
7	m	3	0,22	0,2	0,22	0,2	1,3	1,2	0,91	1,20
8	m	4	0,19	0,2	0,19	0,19	1,21	1,12	0,83	1,02
9	h	5	0,22	0,18	0,22	0,22	1,1	0,96	0,84	0,78
10	m	3	0,3	0,3	0,3	0,3	1,1	1	1,27	0,84
11	m	3	0,25	0,25	0,25	0,25	0,9	0,8	0,85	0,55
12	h	3	0,3	0,3	0,3	0,3	1	1	1,22	0,78
13	h	4	0,3	0,3	0,3	0,3	1,1	1	1,27	0,84
Media			0,24	0,24	0,25	0,24	1,09	1,03	0,98	0,87
Des. Est.			0,05	0,05	0,05	0,05	0,14	0,12	0,21	0,21

m = macho, h = hembra.

llos) experimentaron algún proceso suficiente como para que la curva de fuerza (carga) – deformación descendiera a cero. En la mayoría de los casos, el fémur izquierdo se fracturó en el lado medial de la diáfisis, desde la salida del tornillo 1 hasta la brecha de fractura, involucrando en ella también al tornillo 2. El fragmento proximal del fémur se montó sobre el frag-

mento distal, ocasionándole también una línea de fractura en forma longitudinal hasta el tornillo 3. En 10 de los ensayos, se produjeron pequeñas líneas de fracturas, en forma radiadas unas y circulares otras, rodeando el sitio de salida de los tornillos 1, 2 y 3. La placa se adaptó a las variaciones que fue adoptando el fémur izquierdo frente a la compresión axial. Al reti-

Tabla III. Resistencia ante la compresión axial. Fémur derecho y conjunto fémur izquierdo + placa ortopédica con sus medias y desvío estándar. Muestras 3 a 13.

N° perro	Fuerza o Carga (KN)		Deformación (mm)	
	Fémur derecho	Fémur izquierdo	Fémur derecho	Fémur izquierdo
3	8,47631	5,52856	4,40826	2,79235
4	6,68884	3,05932	4,33654	2,38037
5	6,90637	4,62000	5,09185	4,52000
6	6,86132	4,31000	4,92248	4,11000
7	5,58215	3,58996	3,86199	2,43377
8	4,02941	4,32202	3,19214	2,80151
9	6,71557	3,17285	2,02484	1,92108
10	7,06823	5,61364	3,16925	3,01971
11	5,46716	4,69702	2,27203	2,92358
12	8,43420	5,55944	3,84674	2,89459
13	7,07353	5,00000	3,18576	3,26896
Media	6,66392	4,497529	3,66472	3,00599
Des. Est.	1,22081	0,876798	0,95451	0,71242

rar la carga, la placa de polipropileno tiende a retornar a su estado original, llevando con ella al resto del conjunto. Se observó, en la totalidad de los casos, un cambio de color en la placa ortopédica, justo en el sitio de contacto con los tornillos. No obstante, no se observaron a simple vista fisuras en la placa ortopédica. No se observaron modificaciones visibles en la estructura y conformación de los tornillos durante y después del ensayo. Hubo un pequeño cambio en la alineación original entre un tornillo y otro al final del ensayo, puesto de manifiesto principalmente en el extremo de salida de T1 y T2.

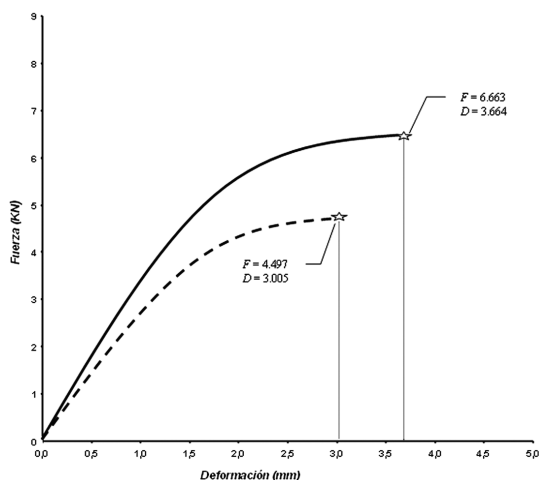


Fig. 3. Curva de fuerza (carga) deformación promedio del total de la muestra. Ambas curvas muestran la representación gráfica ante la compresión axial: trazo continuo = fémur derecho; trazo discontinuo = conjunto fémur izquierdo + placa ortopédica. En esta figura se muestran las curvas promedio de la resultante de la totalidad de los ensayos para ambos huesos. F = fuerza; D = deformación. * Escala de F: 12 KN; Escala de L: 50 mm; Tiempo: 80 min

DISCUSIÓN

El test mecánico de este trabajo fue realizado en condiciones de temperatura ambiente constante (25 a 27 °C) y se usó, para la totalidad de los ensayos, la misma máquina servohidráulica. Los ensayos 4, 5, 6, 7, 11, 12 y 13 se hicieron durante los meses de primavera; los ensayos 8 y 9 durante los meses de otoño y, en invierno, se hicieron los ensayos 3 y 10. Los fémures de perro utilizados para este modelo experimental, presentaron su máxima curvatura en el tercio distal de la diáfisis incluida en la longitud biomecánica de ensayo. Si tomamos algunas variables de las propiedades estructurales del hueso, este trabajo mostró que los fémures izquierdos 3, 10, 12 y 13 tienen, en la mitad de su diáfisis, una superficie de área total de 2 cm², 2,11 cm², 2 cm² y 2,11 cm², respectivamente. Estos huesos presentaron en el mismo sitio, las siguientes áreas corticales sobre áreas medulares: 1,22/0,78 cm², 1,27/0,84 cm², 1,22/0,78 cm² y 1,27/0,84 cm², con una diferencia en más para el área cortical de + 0,44 cm², + 0,43 cm², + 0,44 cm² y + 0,43 cm² para los fémures 3, 10, 12 y 13, respectivamente. Los huesos fémures izquierdos 4 y 7 también presentaron una superficie de área total de 2,11 cm² pero el área cortical en ese sitio fue menor que su respectiva área medular, siendo 0,91/1,2 cm² para ambos, con una diferencia en menos para el área cortical de - 0,29 cm² para los fémures 4 y 7. El fémur derecho 13, con un área de sección total en la mitad de su diáfisis de 2,11 cm² de superficie, soportó 7,073 KN de carga aplicada antes de la falla, siendo éste uno de los valores hallados más alto de carga antes de que se produjera la fractura. Sin embargo, el fémur derecho 7 con un área

de sección total también de 2,11 cm² de superficie soportó antes de la falla 5,582 KN de carga, siendo este valor uno de los más bajos antes de que se produjera la fractura. Es válido decir entonces, que los huesos fémures que tienen un área de sección total mayor en la mitad de su diáfisis, no siempre responden con una mayor resistencia ante el sometimiento de nuestro modelo experimental de compresión axial y los huesos que presentaron una área cortical mayor, respondieron generalmente con una resistencia mayor, ante el sometimiento de nuestro modelo experimental. Sumner *et al.*, (1990) compararon el fémur de perro con fémur de humanos y destacaron que el primero tiene una “delgada cortical” y en consecuencia un canal medular grande, ocurriendo lo opuesto en fémur de humano. Se puede inferir entonces que el fémur de humano es más resistente ante la compresión axial que el fémur de perro, condicionado por una mayor superficie de área cortical sobre su respectiva área medular.

Rivera *et al.*, (2001) observaron en perros cachorros, que el componente estructural presenta una combinación en la organización microscópica de los huesos que se modifica con la edad, sin embargo no se encontró en los resultados de este trabajo un correlato entre las diferentes edades y sexo del animal. En el primer segmento de la región elástica lineal de la curva de fuerza (carga) – deformación resultante del conjunto f.i + pl.o, se observó un desplazamiento hacia la derecha, significando un módulo más bajo que el resultante de la curva del fémur derecho. Esto se debe a que la carga de compresión en ese primer momento de la prueba es soportada, en gran medida, por la placa ortopédica hasta que los fragmentos óseos entran en contacto pleno a través del espacio que deja la brecha de fractura. En ese momento del ensayo, fue cuando la placa ortopédica de polipropileno mostró en plenitud las cualidades del material, cumpliendo con el requerimiento de flexibilidad que propuso Schwarz para este tipo de elemento ortopédico. Ante la compresión axial se produjeron microfracturas en el sitio de contacto entre los tornillos y el hueso, también se produjeron aflojamientos de los tornillos, este suceso se pone de manifiesto en el trazado de la curva. En este sentido, Wheeler observó que en algunos perros se liberaron uno o más tornillos de la cortical del hueso. Sin duda, estas oscilaciones en la curva y sus causas que en este trabajo se remarcan, son un punto a tener en cuenta en el momento de la colocación de los tornillos y de la elección del sitio de los agujeros. La curva de fuerza (carga) – deformación muestra que el conjunto hueso, placa y tornillo ante un estrés causado por la compresión axial, “sede” o se “reacomoda” en el punto de unión del hueso con el tornillo.

La región plástica de la curva de fuerza (carga) –

deformación promedio, es mucho mayor la correspondiente al fémur derecho, soportando una mayor deformación plástica antes de que se produzca la fractura. Las cualidades del material usado en nuestro modelo experimental, corroboran lo demostrado por Wheeler *et al.*, (1995) quienes observaron que el polipropileno puede doblarse sobre su espesor sin dilatarse y sin alterar su forma. La carga de compresión axial promedio que soporta el conjunto f.i + pl.o antes de la falla del conjunto es de 4,49 KN, este valor supera ampliamente lo que este hueso está preparado para soportar in vivo, si se compara con estudios realizados por Hulse & Hyman quienes afirman que en cada miembro pélvico de perros adultos, la fuerza de reacción en el suelo es igual al 20 % de su peso corporal, aumentando este valor 5 veces en condiciones de trote carrera o salto.

Ante la aplicación de nuestro modelo experimental, el conjunto f.i + pl.o soporta antes de la falla, una fuerza (carga) de compresión axial promedio que representa un 32,9 % menos que lo que soportó el fémur contralateral derecho.

En las pruebas de resistencias del fémur derecho y el conjunto f.i + pl.o, hay diferencia significativa ($p < 0,0001$) a favor del hueso fémur derecho por la mayor fuerza (carga) compresiva axial soportada. También hay diferencia significativa ($p < 0,01$) a favor del hueso fémur derecho por la mayor deformación que experimenta ante la fuerza (carga) de compresión axial.

Las curvas de fuerza (carga) – deformación de ambos huesos fémures experimentaron un trazado semejante. Los huesos en los cuales prevalece el tamaño del área de sección cortical, responden con una mayor resistencia ante la compresión axial. Los huesos en los cuales prevalece el tamaño del área de sección total, no necesariamente responden con una mayor resistencia ante la compresión axial.

El material (polipropileno) de la placa ortopédica utilizada para este modelo experimental, se adapta perfectamente a las variaciones que adopta el fémur ante la presencia de la compresión axial. El material de la placa ortopédica retorna a su estado original al retirarse la fuerza compresiva al conjunto f.i + pl.o y los tornillos utilizados resisten sin problemas los ensayos mecánicos. El conjunto f.i + pl.o, en las condiciones que en este ensayo se somete, es menos rígido y de menor capacidad para resistir una deformación adicional que el hueso fémur derecho con la diáfisis entera. El conjunto fémur, placa ortopédica y tornillo ante un estrés causado por compresión axial, sede o se “reacomoda” en la unión hueso – tornillo y se fractura en el lado opuesto a la placa ortopédica.

NATALI, J.; WHEELER, J. T.; KOHL, R. & VARELA, P. Compare the mechanical statistical characteristics of dog femur isolet, with or without placing to an orthopedic plate made of polypropylene. *Int. J. Morphol.*, 26(3):791-797, 2008.

SUMMARY: The general aims were: to evaluate the resistance to compression of the right femur isolated and that of the left femur transversally osteotomized fixed to an orthopedic plate made of polypropylene and to compare the mechanical statistical characteristics between both. This work was carried out by performing an experimental charge pattern made of a mammal femur (dog) under isolated conditions. Femur bones of 13 hybrid young adult dogs of medium to large size were used. A servohydraulic engine was used for the Amsler Wolpert static and dynamic essays. The mean difference statistical test for depending paired samples was used for the evaluation of data. As a result of the curves analysis it was obtained that: before failure the right femur underwent a charge of 4.02 to 8.47 KN (= 6.66 KN) with a deformation of 2.02 to 5.09 mm (= 3.66mm) while the charge that the left femur + orthopedic plate underwent before de failure was of 3.05 to 5.61 KN (= 4.49KN) with a deformation of 2 to 4.5 mm (= 3mm). As a conclusion it might be stated that there are differences in the resistance to the compressive charge between right femur and its left contra lateral + the orthopedic plate.

KEY WORDS: Dog; Femur; Orthopedic plates.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Dyce, K. M.; Sack, W. O. & Wensing, C. J. G. *Anatomía Veterinaria*. 2ª Ed. Buenos Aires, Mc Graw-Hill. Interamericana, 2002. pp.94.
- Ferraris, G.; Rivera, M. C.; Galán, A.; Natali, J.; Moine, R.; Gigena, M. S.; & Wheeler, J. Estructura del hueso cortical de fémur de perro en la región media de la diáfisis. *Rev. Chil. Anat.*, 18(1):170, 2000.
- Hulse, D. & Hyman, B. *Fracture biology and biomechanics*. In: Slatter, D. H. Textbook of Small Animal Surgery. Philadelphia, Saunders, 1993. pp.1595-603.
- Markel, M. D.; Sielman, E.; Rapoff, A. J. & Kohles, S. S. Mechanical properties of long bones in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 55(8):1178-83, 1994.
- Moine, R.; Rivera, M. C.; Galán, A.; Gigena, M.; Natali, J. & Ferraris, G. Morfometría de la corteza del hueso metacarpiano III en las partes proximal y distal de la diáfisis en potrillos mestizo con criollo. *Int. J. Morphol.*, 22(1):19-23, 2004.
- Rivera, C.; Ferraris, G.; Galán, A.; Moine, R.; Gigena, S. & Natali, J. Histomorfometría de la cortical en la parte media de la diáfisis del fémur en perros cachorros. *Rev. Chil. Anat.*, 19(1):113, 2001.
- Rovere, R. L.; Wheeler, J. T.; Sereno, M. R.; Flores, P.; Donadío, E. C. & Bertone, P. A. Utilización de placa de polipropileno en la artrodesis carpal de un equino. *Arch. Med. Vet.*, 28(1):131-5, 1996.
- Sánchez-Valverde, M. A.; Tovar, M. C.; Agut, A.; Laredo, F. G. & Murciano, J. Estudio clínico de las fracturas pediátricas en la especie canina. *Arch. Med. Vet.*, 27(2):55-67, 1995.
- Schwarz, P. D. *Biomecánica de las fracturas del esqueleto apendicular: causas y valoración*. In: Bojrab, M. J. Fisiopatología y clínica quirúrgica en animales pequeños. Buenos Aires, Intermédica, 1996. pp.1040-58.
- Sereno, M.; Sereno, J. L.; Iraci, M.; Salvi, M. & Cocco, R. Surgical treatment of fractures of the half tirad in the metacarpal III main of the equine with polipropileno plates. *Biblioteca Fac. Vet. UBA*, 186-95, 2002.
- Smith, G. K. *Biomechanics Pertinent to Fracture Etiology, Reduction, and Fixation*. In: Newton, CH. A.; Nunamaker, D. M. & Lippincott, Co. Textbook of Small Animal Orthopaedics. Philadelphia, Lippincott, 1985. pp.195-230.
- Sumner, D. R. J.; Devlin, T. C.; Winkelman, D.; Turner, T. M. The geometry of the adult canine proximal femur. *J. Orthop. Res.*, 8:671, 1990.
- Wheeler, J. T. Nuevo modelo de placa ortopédica de contacto limitado (PCL) fabricadas con polipropileno. *Biblioteca Fac. Vet. UBA*, 150, 2002.
- Wheeler, J. T.; Donadío, E. C.; Rovere, R. L.; Flores, P. M.; Arguello, C. F.; Grisolia, M. S.; Otegui, L. F.; Mortara, L. M.; & González Quintana, H. Utilización de placas para osteosíntesis fabricadas en polipropileno. *Rev. Med. Vet.*, 76(6):382-92 1995.
- Wheeler, J. T. & González Quintana, H. Efectos locales de los implantes de polipropileno en el perro. Observaciones preliminares. *Sel. Vet.*, 6(1):436-9, 1998.

Dirección para correspondencia:
Prof. Dr. José Natali
Anatomía Animal
Dpto. de Anatomía Animal
Facultad de Agronomía y Veterinaria
Universidad Nacional de Río Cuarto
ARGENTINA

Email:jnatali@ayv.unrc.edu.ar

Recibido : 19-03-2008

Aceptado: 26-08-2008

