

Evaluación de la resistencia de un prototipo de placa de compresión dinámica (PCD) fabricada de polimetilmetacrilato (PMMA) probada en fémur canino osteotomizado

Leonel Cardona R.¹/ Mariana Brousse² /Marcelo Mieres³/ Sergio Arias⁴/
Édgar Gutiérrez⁵

1 Médico Veterinario, de Universidad de La Salle, EAH (Escuela Administración de Negocios), MSc, de la Universidad Austral de Chile (Valdivia, Chile), investigador centro de investigaciones CISAHE, Unidad de Cirugía de pequeños animales (Bogotá, Colombia).
✉ lecardona@unisalle.edu.co

2 Médico Veterinario, de la Universidad Austral de Chile. Instituto de Ciencias Clínicas Veterinarias (Valdivia, Chile).
✉ mariana2080@hotmail.com

3 Médico Veterinario. MSc. de la Universidad Austral de Chile. Instituto de Ciencias Clínicas Veterinarias. Docente de planta de la Universidad Austral de Chile. Instituto de Ciencias Clínicas Veterinarias (Valdivia, Chile)
✉ mmieres@uach.cl

4 Médico Veterinario, de la Universidad de La Salle, internado en cirugía de pequeños animales de la UBA. MSc. y PhD en medicina y cirugía de pequeños animales de la Universidad Federal de Minas Gerais UFMG (Brasil). Investigador centro de investigaciones CISAHE, Unidad de Cirugía de pequeños animales (Bogotá, Colombia).
✉ searias@unisalle.edu.co

5 Médico Veterinario, de la Universidad de La Salle, MSc en Educación y MSc (c) en Medicina Interna y cirugía, de la Universidad de La Salle, investigador del centro de investigaciones CISAHE, Unidad de Cirugía de pequeños animales (Bogotá, Colombia).
✉ edgutierrez@unisalle.edu.co

Resumen

Las fracturas de huesos largos encontradas más frecuentemente en animales pequeños son las del fémur. Por su posición anatómica, son difíciles de inmovilizar, entonces, la utilización de fijaciones internas es de gran utilidad. Las placas de compresión dinámica (PCD) proveen gran estabilidad, son durables y al producir compresión interfragmentaria, minimizan el movimiento fragmentario y promueven la cicatrización primaria del hueso. Sus ventajas están asociadas a la reconstrucción anatómica, movilidad temprana y capacidad de carga del miembro. El polimetilmetacrilato (PMMA) es una resina acrílica utilizada en prótesis dentales. Pero, estudios muestran otros usos, tratamientos de tumores óseos, prótesis en deformaciones craneales, vertebroplastias percutáneas y prótesis testiculares en animales, entre otros. El objetivo de este estudio fue fabricar PCD-PMMA y comprobar su resistencia a las distintas fuerzas que están presentes en una fractura. Se fabricaron 48 PCD de 3,5 milímetros de cuatro orificios a partir de un molde de alginato. Se obtuvieron seis fémures de cadáveres caninos de 10 a 20 kg de peso, a los cuales se les realizó una osteotomía que simulaba una fractura oblicua. Posteriormente, se posicionaron las placas en los huesos osteotomizados para someterlas a las distintas fuerzas que participan en una fractura. Las PCD-PMMA resistieron 2,83 newton/metro a la fuerza de torsión y 0,21 kilonewton a las fuerzas de compresión y flexión. La resistencia de la PCD-PMMA obtenida fue en promedio de 20 kg, a cada una de las fuerzas. Se pudo concluir que es posible fabricar una PCD-PMMA de 3,5 mm de cuatro orificios, cuya resistencia es de 20 kg de peso a las tres fuerzas aplicadas. Entonces, pueden ser utilizadas para la estabilización de fracturas de huesos largos que sean sometidos a una presión inferior a 20 kg de fuerza.

Palabras clave: placa compresión dinámica, polimetilmetacrilato, fractura.

Assessment of the Resistance of a Polymethylmethacrylate (PMMA) Dynamic Compression Plate (DCP) Prototype Tested on Osteotomized Canine Femurs

Abstract

Femur fractures are the most frequent long bone fractures in small animals. Due to the femur's anatomical position, it is difficult to immobilize, and therefore internal fixations are very useful. Dynamic compression plates (DCP) provide high stability, are durable, minimize fragment movement and promote primary healing of the bone. Advantages of this treatment include anatomical reconstruction, early mobility and carrying capacity of the affected limb. Polymethylmethacrylate (PMMA) is an acrylic resin that has proved very useful in bone

tumor treatment, cranial deformation prosthesis, percutaneous vertebroplasty and testicular prosthesis in animals. The purpose of this study was to manufacture DCP-PMMA and test its resistance to the different forces present in a fracture. Forty-eight (48) 3.5MM x 4-hole DCP were made from an alginate mold. Six (6) femurs were obtained from canine cadavers weighing from 10 to 20 kg, which underwent osteotomy simulating an oblique fracture. The plates were subsequently positioned in the osteotomized bones to submit them to the various forces involved in a fracture. The DCP-PMMA resisted a torque force of 2.83 newton/metres and a compression and flexion force of 0.21 kilonewton. The obtained resistance of the DCP-PMMA was an average of 20 kg per force. The results of this study show that it is possible to make a DCP-PMMA 3.5 mm x 4-hole, the resistance of which is of 20 kg against the three applied forces, and that it can be used to stabilize long bone fractures subjected to a pressure of less than 20 kg.

Key words: dynamic compression plate, polymethylmethacrylate, fracture.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas del fémur son las fracturas de hueso largo encontradas más frecuentemente en animales pequeños, por lo general, son relacionadas con un episodio traumático que implica un vehículo motorizado. Debido a su posición anatómica, las fracturas femorales no son fácilmente inmovilizables, por esta razón, la fijación interna, por lo general, es la indicada. Como la reducción anatómica es el objetivo en la reconstrucción de fractura, el contorno de la placa debe ser exacta, sobre todo cuando la placa es colocada sobre el trocánter mayor (Brinker et ál., 1984).

El entendimiento de los problemas curativos, con base en el conocimiento de la biomecánica ósea, ha hecho evolucionar el tratamiento de las fracturas desde el simple entablillado hasta las técnicas actuales de osteosíntesis (Rojas de la Rosa et ál., 2006). El objetivo primario del tratamiento de las fracturas es restaurar la función total de la extremidad afectada (Slatter, 1989); se requiere una completa compresión de las fuerzas de la fractura para poder contrarrestar correctamente estas fuerzas con placas y tornillos (Slatter, 1989).

Durante la década pasada, ha habido un considerable interés en el uso de las placas de compresión; aunque hay un papel definido para esta clase de placas en la ortopedia veterinaria, no es accesible a todos los propietarios, ya que su costo es muy elevado (Denny, 1982), sin embargo, las placas de compresión dinámica (PCD) proveen mayor estabilidad. Las placas usadas en medicina veterinaria están disponibles en variados tamaños, formas y diseños; la placa elegida depende de numerosos factores, incluyendo la fuerza mecánica necesitada por el tamaño del hueso y el nivel de actividad del animal, el tamaño y tipo del segmento fracturado y el método de aplicación.

Cuando se obtiene la reducción anatómica, las placas realizan una mayor resistencia a las fuerzas y extienden su durabilidad, compartiendo el peso con el hueso (Stiffler, 2004). Las placas estándar vienen en distintos largos y son nombradas por el tamaño de los tornillos usados; las placas más usadas en cirugía de pequeños animales son de 1,5; 2,0; 2,7 y 3,5 mm. Ha ido emergiendo el diseño de nuevas placas para ir mejorándolas cada día más (Stiffler, 2004). Las PCD diseñadas para la compresión axial son unos de los tipos más utilizados; se reconocen por sus agujeros ovalados para la inserción excéntrica de los tornillos, cuyas paredes

son biseladas hacia el piso e inclinadas hacia medial. La zona más débil de estas placas está alrededor de los agujeros, ya que es la única zona que se puede doblar (García y Ortega, 2005).

Cuando se posiciona la placa de manera que está bajo tensión y los fragmentos de la fractura están bajo compresión, se denomina placa de compresión o alternativamente, placa de banda de tensión. Los huesos largos (por ejemplo: fémur) están sujetos a cargas excéntricas y se pueden comparar con una columna doblada. El lado lateral está sujeto a fuerzas de distracción o tensión y el medial, a fuerzas de impacto o compresión (Piermattei y Flo, 1999). Cuando una placa se posiciona en la cara lateral del fémur, contrarresta todas las fuerzas de tensión y crea fuerzas de compresión a lo largo de la línea de fractura; por ello, ofrece una fijación interna rígida (Piermattei y Flo, 1999).

El polimetilmetacrilato (PMMA) es una resina acrílica utilizada en moldes para fabricar prótesis dentales y puede cumplir la función de barra estabilizadora-conectora en la reducción de fracturas, lo que permite la colocación de clavos en planos múltiples (Cavero y Fernández, 2005). El PMMA es un termoplástico duro, rígido y transparente, que tiene buena resistencia a las condiciones atmosféricas y es más resistente al impacto que el vidrio. Este material es más conocido por sus marcas comerciales Plexiglas o Lucite y es el material más importante dentro del grupo de los termoplásticos denominados acrílicos (Smith, 2000). Este polímero es de composición sólida (polvo) y, por su parte, el monómero MMC es de composición líquida; ambos dan origen al acrílico, al que se le puede dar distintos usos (Moreno et ál., 2003). Tanto el polvo como el líquido son químicamente la misma sustancia (metilmetacrilato) y solamente existen diferencias en cuanto a la forma de combinación de las moléculas. Cuando las moléculas del metilmetacrilato se presentan en su forma más simple o

primitiva, no ofreciendo una combinación definida, se le denomina monómero y su estado físico es líquido. El polvo es metilmetacrilato con cierto grado de polimerización (PMMA) y se le identifica como polímero. En el polímero se encuentran moléculas mayores, como consecuencia de pequeños fenómenos de polimerización activados generalmente por la acción de factores externos (calor, luz, rayos ultravioletas, etc.) que actúan en presencia de oxígeno (Jiménez, 1962).

Existen estudios que demuestran que el PMMA puede ser utilizado en organismos animales, sin producir efectos perjudiciales para el organismo; en estos estudios, se nombra la utilización en tumores óseos, esto se encuentra descrito por Moreno et ál. (2003), en el que señalan que las características beneficiosas del PMMA se basan, principalmente, en el efecto térmico y químico producido por la reacción de polimerización, lo que eleva la temperatura en el seno de la masa de PMMA hasta 133 °C, cifra que sobrepasa la necesaria para la coagulación de las proteínas que es de 56 °C, por lo que conduce a muerte celular. Además, el monómero presenta una gran afinidad por las grasas, lo que provoca una disolución de las lipoproteínas de las membranas celulares y también conduce a la muerte de las células neoplásicas remanentes.

De igual manera, Kubo et ál. (1998) crearon un bastidor del hueso temporal de PMMA para los tumores que afectan este hueso del cráneo. Otro estudio realizado por Cruz y Arce (2000) también demuestra que las deformidades craneales causadas por traumatismo, infecciones, neoplasias y defectos congénitos pueden ser tratadas por medio de prótesis; para esto, se cuenta con materiales aloplásticos como el PMMA. En el estudio realizado por Vassallo y Caruso (1987), quienes reemplazaron grandes resecciones de pared torácica por una prótesis de marlex y PMMA. Igualmente, Hernández et ál. (2004) describieron la

aplicación percutánea de un polímero acrílico (PMMA) a defectos del cuerpo vertebral asociados con dolor en fracturas por osteoporosis y lesiones tumorales en humanos con resultado satisfactorio, en relación con el control del dolor hasta en 90% de los casos.

López y González (2004) utilizaron el cemento acrílico PMMA para la realización de una vertebroplastia percutánea para proporcionar alivio del dolor y prevenir el colapso vertebral y la seudoartrosis en pacientes con fracturas vertebrales osteoporóticas al incrementar la estabilidad mecánica. Se realizaron en perros, conejos y ratas; prótesis testiculares de PMMA autopolimerizable y PMMA termocurable, se implantaron en las bolsas escrotales después de la orquiectomía inguinal. Los resultados fueron buena tolerancia, biocompatibilidad y no toxicidad, y no se observaron reacciones tóxicas locales ni sistémicas (Manzanilla et ál., 1992). Börzei et ál. (2006) realizaron un estudio comparativo entre cápsulas y granos de PMMA que contenían antibióticos, en el cual se determinó que este tuvo una salida más duradera y de mayor concentración en las cápsulas de PMMA que de los granos. Esto demuestra que la asociación de PMMA y antibióticos ya se ha estudiado con resultados positivos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio se realizó en las dependencias del Hospital Veterinario de la Universidad Austral de Chile, con la colaboración del Laboratorio de Ensayo de Materiales de Construcción del Instituto de Obras Civiles de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería del Campus Miraflores de la Universidad Austral de Chile, entre los meses agosto y noviembre.

Se utilizaron seis huesos femorales; tres derechos y tres izquierdos de caninos adultos (2 a 7 años)

entre 10 a 20 kg de peso, sin distinción de raza y sexo. Para la evaluación de fuerzas se utilizaron: equipo de flexión y compresión: se utilizó una prensa con anillo de carga N° serie K55 (cód. EQ-19), con una capacidad de 50 kN y que ejerce la fuerza de manera vertical. Un dial de anillo marca Ele con división 0,0001 pulgadas. También se utilizó un aplomo externo de 12 cm, uno interno de 5 cm, la distancia entre los apoyos internos y externos fue de 2,24 cm. Equipo de torsión: se utilizó una máquina de torsión marca Tecquipment, tipo SM1, con platos 13/B16 Rohm William de 1/32-1/2 pulgadas.

Método de obtención del fémur

Se obtuvieron los huesos femorales de cadáveres de perros domésticos (*Canis lupus familiaris*) con un peso entre 10 y 20 kg, facilitados por el Hospital Veterinario de la Universidad Austral de Chile, a los cuales se les practicó la eutanasia por razones ajenas al estudio. La obtención de los fémures se realizó inmediatamente después de la eutanasia de los animales, para posteriormente ser limpiados de tejidos. Luego, fueron tratados con agua oxigenada y cloro para retirar el exceso de grasa propio del hueso y una vez limpios se sometieron a las pruebas biomecánicas del estudio, en fresco.

Método de fabricación del molde de alginato

Se fabricó un molde de la PCD, que se obtuvo a partir de una mezcla de alginato en polvo con agua, homogenizándola hasta observar un cambio de color de celeste a blanquecino, lo cual indicaba que la mezcla está lista para ser utilizada, siendo depositada en un recipiente plástico. Seguido a esto se colocó sobre la mezcla la PCD de acero quirúrgico y se tomó el molde, se dejó hasta que tomó una textura semisólida durante 10 minutos después y,

posteriormente, se extrajo la placa, quedando así el molde negativo.

Método de fabricación de la placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato

Se fabricaron 48 PCD; para esto se realizó la mezcla de PMMA (20 g de acrílico y 5 ml del monómero); una vez que estuvo homogenizada se vertió la solución en el molde de alginato. Se dejó secar por 30 minutos a temperatura ambiente. Luego de obtener la PCD-PMMA se pulió con un motor de mano hasta que la superficie quedó no porosa.

Método de fractura del fémur

Se realizó una osteotomía oblicua de 20° en la diáfisis media, mediante una cierra oscilante (Aesculap-Alemania), en todos los fémures utilizados.

Método de fijación de la placa de compresión dinámica

Seguido a esto, se ubicó la PCD-PMMA con una pinza de hueso Holding. Luego, el fémur se perforó con una broca de 3,2 mm, puesta en un taladro eléctrico de baja revolución, a continuación, se utilizó un medidor de profundidad ortopédico para elegir los tornillos adecuados, luego con un macho de rosca de un diámetro de 3,5 mm, se hizo el haz de hilo. Se ubicó la zona medial de la placa sobre la osteotomía femoral y se posicionaron los tornillos corticales con un atornillador de Allen en los cuatro puntos desde los centrales hacia afuera.

Método de prueba de la placa de compresión dinámica

Para la adaptación del fémur a las máquinas se seccionaron la epífisis proximal (cabeza femoral,

trocánter mayor y trocánter menor) y la epífisis distal (cóndilo medial y lateral). Seguido a esto, se crearon dos bases de PMMA para ajustar los extremos del fémur a la máquina de torsión. Luego, para probar la resistencia de la PCD-PMMA a la prueba de flexión, se posicionó el fémur en la prensa horizontalmente. Se procedió a girar en forma rápida la manivela de la prensa hasta que la PCD-PMMA se quebró, estos datos fueron medidos en kilonewton (kN). Para la prueba de compresión, se posicionó el fémur en forma vertical, previamente los dos extremos del fémur fueron pulidos para que las superficies estuvieran alineadas en la prensa; estos datos también fueron medidos en kN. La prueba de torsión se realizó encajando el fémur a los platos de la máquina, para poder adaptarlos se debió fabricar una base de PMMA. La unidad de medida utilizada en esta prueba fue newton metro (Nm).

Obtención de datos

Los datos obtenidos en la prensa que se utilizó para las fuerzas de compresión y flexión debieron ser transformados para obtener la fuerza en kilonewton; para esto, se utilizó la siguiente fórmula:

$$Y = aX + b$$

Donde:

$a = 0,0582$; $b = 0,1472$ y X = número que marcó la prensa.

Luego para transformar los kN en kg se utilizó la siguiente fórmula:

$$1 \text{ kN} = 100 \text{ kg}$$

La máquina de torsión proporcionó los datos en newton/metro (Nm), por tanto, se utilizaron estos datos para la discusión, pero para transformar los datos a kilogramos, se utilizó la siguiente fórmula:

$$M = f \times d$$

Donde:

M: newton/metro;

f: fuerza en N y d: distancia en metros entre el marcador y el inicio de la máquina

Análisis de datos

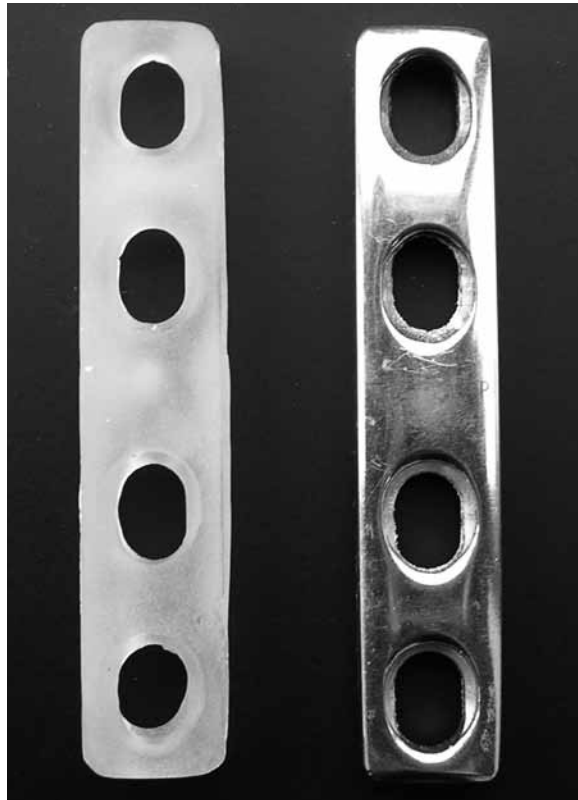
Para el análisis de los datos, se utilizó una descripción de la PCD-PMMA, de su resistencia y la dinámica de quiebre de esta en porcentajes. Los resultados obtenidos fueron expresados como medias aritméticas y sus errores estándares de la media, a partir de la utilización de estadística descriptiva e inferencial.

RESULTADOS

Placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato

Se creó una PCD-PMMA de 3,5 mm y cuatro orificios, con características similares a la PCD de acero quirúrgico LN 344; sin embargo, el grosor de la nueva placa era mayor en aproximadamente 2 mm (figura 1). Se logró fabricar una placa lisa y no porosa. El peso obtenido fue en promedio de 1,9 g, lo que es muy inferior al peso de las PCD de acero quirúrgico (9,3 g).

Figura 1. Placas de compresión dinámica de polimetilmetacrilato (PCD-PMMA) (izquierda) y de acero quirúrgico LN 344 de cuatro orificios (derecha), para la evaluación de la resistencia de un prototipo de PCD-PMMA probada en fémur canino osteotomizado (n=48)



Resistencia de la placa de compresión dinámica

En la tabla 1 se muestra el grado de resistencia que soportó la PCD-PMMA fue similar en las fuerzas de compresión y flexión. Por otro lado, la fuerza de torsión que se registró en Nm fue de un valor mayor. En cuanto a la resistencia en kilo-fuerza, fue muy similar para las tres fuerzas. Las PCD en PMMA fueron evaluadas como método de fijación interna *in vitro*, lo que fue registrado, valorando la resistencia en kilogramos de la PCD-PMMA a las distintas fuerzas. Para esto, se utilizaron dos fórmulas, una para transformar kN en kg y otra para transformar los Nm en kg, según Beer et ál. (2004) y anteriormente descritas.

En la tabla 2 se observa que PCD-PMMA a las tres fuerzas demostraron que dependiendo de la fuerza utilizada estas se quebraron en diferentes números de partes.

El punto más débil de la PCD-PMMA, es decir, donde se produjo la totalidad de las rupturas al someterlas a las distintas fuerzas, fue en el borde de los orificios centrales 2 y 3 (figura 2).

Tabla 1. Valores de fuerza (media \pm DE) y su conversión a kilos de peso en placas de compresión dinámica en polimetilmetacrilato (PCD-PMMA)

Fuerzas	Unidad de fuerza	Unidad de peso (kg-f)
Compresión	0,21 \pm 0,02 kN	21,01 \pm 2,00
Flexión	0,21 \pm 0,01 kN	21,71 \pm 1,38
Torsión	2,83 \pm 0,76 Nm	22,25 \pm 6,14

Figura 2. Placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato (PCD-PMMA) sometida a fuerza de rotación, con ruptura en el 2° orificio durante la evaluación de la resistencia de un prototipo de PCD-PMMA probada en fémur canino osteotomizado (n=48)



Tabla 2. Número de placas sometidas a las fuerzas de flexión, compresión y torsión que se quebraron en uno, dos o más partes

Fuerzas	Total	Una parte	%	Dos o más	%
Flexión	16	11	68,8	5	31,3
Compresión	16	6	37,5	10	62,5
Torsión	16	14	87,5	2	12,5
Total	48	31	64,6	17	35,4

DISCUSIÓN

En este estudio se utilizaron PCD, ya que proveen mayor estabilidad en procesos fracturarios al minimizar el movimiento fragmentario y al promover la cicatrización primaria del hueso (Stiffler, 2004). La función de un dispositivo para fijación interna es inmovilizar y hacer más rígidos los fragmentos fracturarios, desde el inicio de la curación de la fractura, lo que garantiza una osteosíntesis estable y duradera. Las ventajas de este tratamiento están asociadas a la reconstrucción anatómica, la movilidad temprana y la capacidad de carga del miembro afectado (Tovar et ál., 2002).

Asimismo, Dueland et ál., en 1996, reportaron que, actualmente, este tipo de implante es usado en la práctica veterinaria con sus respectivas ventajas, que se encuentran reportadas en la literatura, en relación con la influencia biológica y mecánica en la curación de huesos. Fettig et ál. (2002) comprobaron el buen resultado de las fijaciones con PCD de 2,0/2,7 mm o 2,7/3,5 mm en un estudio *in vivo* realizado en caninos con enfermedades articulares, que se mejoraron en un promedio en 1 año 4 meses.

Beaupre et ál. (1988) probaron las PCD a las fuerzas de flexión y torsión, ya que estas son las cargas de aproximación experimentadas clínicamente. Se utilizaron PCD-PMMA de 3,5 mm y cuatro orificios por su uso cotidiano en animales pequeños;

aunque no comúnmente en fracturas femorales, se pueden valorar sus características de resistencia a las fuerzas de la fractura. Tominaga et ál. (2006) utilizaron las PCD de cuatro orificios en osteosíntesis del proceso subcondilar mandibular humano, en este estudio se utilizó una máquina hidráulica en la que la carga del vector simuló fuerzas fisiológicas sobre el cóndilo hasta el quiebre de la placa. En este estudio, midieron la curva de desplazamiento de carga, la carga máxima para el quiebre y la rigidez. Sin embargo, no se encontró ningún estudio hasta la fecha que evalúe una PCD de PMMA en un modelo de fractura de fémur canino.

Asimismo, se utilizó una PCD-PMMA para las pruebas biomecánicas, en las que se ha tratado de evaluar la eficacia de este tipo de PCD en fracturas creadas en huesos femorales de perros, ya que se han realizado diversos estudios en los que se ha evaluado la utilidad del PMMA impregnado de antibiótico, comparado con sustituto óseo bioabsorbible, e impregnado antibióticos después de desbridamiento quirúrgico en pacientes con osteomielitis crónica no hematógena o infectados en humanos (McKee et ál., 2010). Como se ha examinado en el ganado ovino, el efecto de la interposición de una capa de cemento de hidroxiapatita en la periferia de una toma de polietileno antes de la colocación utilizando PMMA en la superficie del acetábulo (Timperley et ál., 2010), deja una ventana abierta para la evaluación futura de este método de fijación con interfases de biomateriales que desarrollen facilidad de osteointegración. Tominaga et ál. (2006) describieron la utilización de una PCD fabricada con base en un polímero denominado polilactato, que fue probado en fracturas subcondilares, al simular las fuerzas fisiológicas producidas por los cóndilos durante la masticación.

La preparación de la mezcla de PMMA mostró una buena solidez posterior a la reacción de polimerización con el protocolo de preparación utilizado,

el cual es coincidente con la realizada por Cavero y Fernández (2005), quienes realizaron una mezcla de PMMA polvo y monómero líquido en un envase de plástico con tres partes del polvo por una líquida, para la fabricación de una barra estabilizadora-conectora utilizada para la reducción de fracturas con el método de fijación de Kirschner-Ehmer en caninos.

En este estudio, se utilizó un fémur para las pruebas biomecánicas, coincidiendo con lo señalado por Bernarde et ál. (2001), quienes utilizaron este modelo para comparar las propiedades estructurales y el movimiento interfragmentario en fémures osteotomizados caninos estabilizados con una PCD de 8 mm y 10 orificios. Radcliffe (2001) comparó las propiedades biomecánicas de fémures de caballo intactos inmaduros con tres métodos de estabilización en fémures osteotomizados. Existen estudios realizados en fémures de cadáveres humanos, como lo reportado por Tejwani et ál. (2005), quienes realizaron un estudio biomecánico, en el que evaluaron la importancia de los tornillos de bloqueo distal en el enclavado retrógrado de las fracturas osteoporóticas de fémur distal. A su vez, Sears et ál. (2004) realizaron un estudio con fémures osteotomizados para probar clavos supracondilares retrógrados largos y cortos. García et ál. (2000) presentaron un estudio biomecánico comparativo entre el clavo endomedular retrógrado y el tornillo condíleo dinámico también en fémures humanos.

Inicialmente, se utilizó un bisturí para la remoción de piel, músculos, vasos sanguíneos, nervios, y luego baños con agua oxigenada y cloro, lo que difiere con lo reportado por Bernarde et ál. (2001), quienes utilizaron una técnica de congelamiento, con lo que pudieron extraer fácilmente el tejido blando sobrante, así como con lo reportado por Jain et ál. (1998), quienes aplicaron al hueso un baño de

agua a 37 °C, simulando la temperatura corporal del canino. Por otro lado, Sod et ál. (2006) utilizaron toallas empapadas de una solución de NaCl al 0,9% para envolver los huesos y someterlos a una temperatura de -21 °C, los cuales fueron descongelados a temperatura ambiente para luego retirar los tejidos blandos. El modelo de fractura de fémur canino se eligió basado en el hecho de que son fracturas comunes en perros y su reparación representa un reto para el médico veterinario, actualmente. Se eligió osteotomía del espécimen óseo en busca de la simulación de una fractura típica sin minuta, sin distracción, manteniendo el tamaño fisiológico del hueso, como lo indica Bernarde et ál., en el 2001. Lo que difiere con lo reportado por Sears et ál., (2004) quienes utilizaron para su estudio biomecánico osteotomías femorales transversales.

Se utilizaron tres de las cuatro fuerzas descritas por Roush y McLaughlin, en 1993, que actúan para que se produzca una fractura, estas fuerzas fueron: de torsión, flexión y compresión axial. Sod et ál., en el 2006, utilizaron las fuerzas de flexión y torsión en un estudio para comparar PCD con Placas de Compresión Dinámica de bajo contacto (LC- DCP) en huesos metacarpales equinos. Por otro lado, Águila et ál. (2005) solo utilizaron la fuerza de compresión en un estudio que realizaron para comparar la resistencia entre la PCD en huesos caninos, al igual que Bernarde et ál. (2001), quienes utilizaron la misma fuerza para comparar una PCD con un clavo intramedular en huesos caninos.

EQUIPOS BIOMECÁNICOS

El equipo utilizado para el estudio biomecánico de fuerza de torsión es similar al utilizado por Ahmad et ál. (2007) y Jain et ál. (1998), quienes realizaron estudios para probar la resistencia de PDC y LC-DCP. Para las fuerzas de flexión y compresión, se utilizó

una prensa manual, lo que difiere de lo reportado por Sod et ál. (2005), estudio en el que se utilizaron equipos fabricados especialmente por ellos para lograr la fuerza de compresión y un torque para la fuerza de flexión; en los dos equipos se podía seleccionar el tiempo en segundos y la fuerza en kN. El posicionamiento del fémur en la máquina de torsión es concordante con lo reportado por Jain et ál. (1998), quienes usaron PMMA para adaptar las bases del radio en la máquina y así poder probar la resistencia de placas de 3,5 mm de ocho orificios de distintos materiales (acero inoxidable, titanio, etc.) en radios caninos. Mientras que Sod et ál. (2006), utilizaron fibra de vidrio para este fin, por ser este un material duro y resistente. El posicionamiento del fémur en la prensa, para la fuerza de flexión concuerda con la utilizada por Sod et ál., en el 2006, para la cual utilizaron dos soportes metálicos de distinto tamaño 2 y 4 cm, ubicados, uno sobre y otro debajo del hueso respectivamente logrando así que se generaran puntos específicos donde debía actuar la fuerza.

La utilización de PCD en medicina veterinaria es reducida, debido al costo que esto significa para el propietario, por esto, la utilización de PCD-PMMA permite reducir el valor de esta en forma significativa y abrir ventanas en la utilización de este tipo de fijación interna, asociada a biomateriales

de interfase, antibióticos en fracturas contaminadas o con osteomielitis.

CONCLUSIONES

Fue posible fabricar una Placa de Compresión Dinámica de 3,5 mm de 4 orificios de polimetilmetacrilato. La resistencia de la placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato de 3,5 mm de 4 orificios, fue superior a los 20 kg de peso en las tres fuerzas aplicadas.

Las placas de compresión dinámica de 3,5 mm y 4 orificios de polimetilmetacrilato pueden ser utilizadas para la estabilización de fracturas de huesos largos que sean sometidos a una presión inferior a 20 kg de fuerza.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Hospital Veterinario del Instituto de Ciencias Clínicas de la Universidad Austral de Chile y al Laboratorio de Ensayo de Materiales de Construcción del Instituto de Obras Cívicas de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería del Campus Miraflores de la Universidad Austral de Chile y al personal de estas dependencias que colaboró con el desarrollo de esta investigación.

REFERENCIAS

- Águila, A., Manos, J., Orlansky, A., Todhunter, R., Trotter, E. y Van der Muelen, M. (2005). In Vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and holding compression plate. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 4, 220-226.
- Ahmad, M., Nanda, R., Green, A. y Hui, A. (2007). Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 3, 358-364.
- Beaupre, G., Carter, D., Dueland, R., Caler, W. y Spengler, D. (1988). A biomechanical assessment of plate fixation, with insufficient bony support. *J Orthop Res*, 6, 721.

- Beer, F., Johnston, E., y Staab, G. (2004). Sistema de unidades. En *Mecánica vectorial para ingenieros*. Mc Graw Hill.
- Bernarde, A., Diop, A., Laurel, N. y Viguier, E. (2001). An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral model. *Vet Surg*, 30, 397-408.
- Börzei, L., Mintal, T., Horváth, A. Koós, Z., Kocsis, B. y Nyárady, J. (2006). Comparative study of antibiotic containing polymethylmetacrylate capsules and beads. Departments of Traumatology and hand Surgery and Microbiology, Faculty of Medicine. University of Pécs, Pécs, Hungary. *Chemotherapy*, 52, 1-8.
- Brinker, W., Hohn, R. y Prieur, W. (1984). Fracture of the femur. En *Manual of internal fixation in small animals* (118-133). Springer.
- Cavero, F. y Fernández, V. (2005). Utilización del acrílico dental (metilmetacrilato) como barra estabilizadora-conectora para reducciones cerradas en fracturas de tibia/peroné o radio/cúbito en caninos. *Rev Inv Vet*, 16, 17-23.
- Cruz, M. y Arce, M. (2000). Implantes craneales. XVII Reunión Nacional Médica del Instituto Nacional de Cancerología. *Rev Inst Nac Canc*, 46, 116-135.
- Denny, H. (1982). Tratamiento de las fracturas. En *Fundamentos de cirugía ortopédica canina* (105-109). Madrid: Acribia.
- Dueland, R., Berglund, L. y Vanderby, Jr. (1996). Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur interlocking nail constructs. *Vet Surg*, 25, 386-396.
- Fettig, A., McCarthy, R. y Kowaleski, M. (2002). Intertarsal and tarsometatarsal arthrodesis using 2.0/ 2.7-mm or 2.7/3.5-mm hybrid dynamic compression plates. *J A Anim Hosp Assoc*, 38, 364-369.
- García, C. y Ortega, D. (2005). Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: evaluación radiológica. *Rev Chil Radiol*, 11, 58-70.
- García, O., Morando, G., Mastropiero, J., Méndez, J., DiGiacomo, M., Cocozzella, L., Maletti, P., Dapia, C., Solis, H., Guerrero, C., Lupacchini, M., Hiriart, N., García, V. y Villamil, F. (2000). Fracturas supracondíleas de fémur: estudio biomecánico comparativo entre el clavo endomedular retrógrado y el tornillo condíleo dinámico / Supracondylar femur fractures: a comparative biomechanical study between retrograde endomedullary nail and dynamic condylar screw. *Rev Asoc Argent Orto Traumatol*, 65, 48-53.
- Hernández, B., Bravo, P. y Camarillo, F. (2004). Vertebroplastia transpedicular percutánea con metilmetacrilato. Tratamiento del dolor por aplastamiento vertebral osteopéxico. *Acta Ortop Mex*, 18, 82-85.
- Hulse, D., Hyman, W. y Nori, M. (1997). Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Vet Surg*, 26, 451-459.
- Jain, R., Podworny, N., Hearn, T., Robin, R. y Schemitsch, E. (1998). A biomechanical evaluation of different plates for fixation of canine radial osteotomies. *Journal of Trauma Injury and Critical Care*, 44, 193-197.
- Jiménez, G. (1962). Incrustaciones de acrílico: primer informe sobre 180 casos clínicos. *Rev Univ de Zulia*, 17, 35-67.
- Kubo, S., Fukushima, T., Yoshimine, T., Miki, H. y Hayakawa, T. (1998). Methylmethacrylate casting model of temporal bone: a simple technique for skull base research and education. *Skull Base Surg*, 8, 17-21.
- López, F. y González, A. (2004). Vertebroplastia percutánea. *Arch Neurocienc*, 9, 175-186.
- Manzanilla, H., González, R., García, C., Echeverría, E. y Reyes, A. (1992). Prótesis testiculares de metilmetacrilato y silicón elaborados en el Hospital General de México. *Bol Col Mex Urol*, 9, 19-31.
- McDuffee, L., Stover, S. y Taylor, K. (1997). An in vitro biomechanical investigation of the mechanical properties of dynamic compression plated osteotomized adult equine tibiae. *Vet Surg*, 26, 126-136.
- McKee, M.D., Li-Bland, E.A., Wild, L.M., Schemitsch, E.H. (2010, 28 de ago.). A prospective, randomized clinical trial comparing an antibiotic-impregnated bioabsorbable bone substitute with standard antibiotic-impregnated cement beads in the treatment of chronic osteomyelitis and infected non-union. *J Orthop Trauma*, 24 (8), 483-490.

- Moreno, E., Moreno, L., Tecualt, R., Morfín, A., Padilla, R., Alarcón, C. y Amaya, R.A. (2003). Utilidad del metilmetacrilato en el tumor de células gigantes óseo. *Acta Ortop Mex*, 17, 281-286.
- Muir, P., Johnson, K. y Markel, M. (1995). Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 8, 146-152.
- Piermattei, D. y Flo, G. (1999). Fracturas: clasificación, diagnóstico y tratamiento. Principios generales de diagnóstico y tratamiento de las fracturas, cojeras y enfermedades de las articulaciones. En: *Manual de ortopedia y reparación de fracturas de pequeños animales* (122-135). Madrid: McGraw Hill.
- Radcliffe, R., López, M., Turner, T., Watkins, J., Radcliffe, C. y Markel, M. (2001). An in vitro biomechanical comparison of interlocking nail constructs and double plating for fixation of *diaphyseal* femur fractures in immature horses. *Vet Surg*, 30, 179-190.
- Rojas de la Rosa, G., Bisomo, A., González, A., Morón, M. y Saavedra, L. (2006). Tratamiento de fracturas de diáfisis de radio y cúbito con placas LPC y LCDCP (estudio comparativo). *Acta Ortop Mex*, 20, 97-101.
- Rouch, K. y McLaughlin, M. (1993). Fundamentos en el manejo de fracturas. *J Small Anim Pract*, 34, 26-30.
- Sears, B., Ostrum, R. y Litsky, A. (2004). Osteotomías femorales transversales con separación de 6 mm, fijadas mediante clavos supracondileos retrógrados cortos y largos en fémures de cadáver: estudio biomecánico. *J Orthop Trauma*, 18, 394-395.
- Slatter, D. (1989). Métodos de fijación de las fracturas. En: *Texto de cirugía de los pequeños animales* (2274-2277, 2331-2351). Barcelona: Masson.
- Smith, W. (2000). Reacciones de polimerización. En: *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales* (328-329). Mc Graw Hill.
- Sod, G., Hubert, J., Martin, G. y Gill, M. (2005). An in vitro biomechanical comparison of a prototype equine metacarpal dynamic compression plate fixation with double dynamic compression plate fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. *Vet Surg*, 34, 594-603.
- Sod, G., Hubert, J., Martin, G. y Gill, M. (2006). An in vitro biomechanical comparison between prototype tapered shaft cortical bone screws and AO cortical bone screws for an equine metacarpal dynamic compression plate fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. *Vet Surg*, 35, 634-642.
- Stiffler, K. (2004). Internal fracture fixation. *Clin Tech Small Anim Pract*, 19, 105-113.
- Tejwani, N., Park, S., Lesaka, K. y Kummer, F. (2005). La importancia de los tornillos de bloqueo distal en el enclavado retrogrado de las fracturas osteoporóticas de fémur distal: estudio biomecánico en fémures de cadáver. *J Orthop Trauma*, 19, 438.
- Timperley, A.J., Nusem, I., Wilson, K., Whitehouse, S.L., Buma, P. y Crawford, R.W. (2010, 30 de junio). A modified cementing technique using BoneSource to augment fixation of the acetabulum in a sheep model. *Acta Orthop*. [en prensa].
- Tominaga, K., Habu, M., Khanal, A., Mimori, Y., Yoshioka, I. y Fukada, J. (2006). Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 64, 1510-1516.
- Tovar, C., Cerrolaza, M. y Bendayán, J. (2002). Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fractura. En *Métodos numéricos de ingeniería V* (2-14). Ciudad: Semni.
- Vandeweyer, E. y Gebhart, M. (2005). Treatment of humeral pathological fractures by internal fixation and methylmetacrylate injection. *Eur J Surg Oncol*, 23, 238-242.
- Vassallo, B. y Caruso, E. (1987). Reemplazo protésico con marlex y metilmetacrilato en grandes resecciones de pared torácica: trabajo experimental y clínico. *Rev Argent Cir*, 52, 1-16.