

UNIVERSIDAD AUSTRAL DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS VETERINARIAS
INSTITUTO DE CIENCIAS CLÍNICAS VETERINARIAS

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA DE UN PROTOTIPO DE PLACA DE
COMPRESIÓN DINÁMICA (PCD) FABRICADA DE POLIMETILMETACRILATO
PROBADA EN FEMUR CANINO OSTEOTOMIZADO**

Memoria de Título presentada como parte
de los requisitos para optar al TÍTULO DE
MÉDICO VETERINARIO.

MARIANA BROUSSE MANZUR

VALDIVIA – CHILE

2008

PROFESOR PATROCINANTE

Dr. Marcelo Mieres L

Nombre

Firma

PROFESORES CALIFICADORES

Dr. Ignacio Arias F

Nombre

Firma

Dr. Elias Caballero V

Nombre

Firma

FECHA DE APROBACIÓN:

8 de Julio de 2008

ÍNDICE

Capítulo	Página
1. RESUMEN	1
2. SUMMARY	2
3. INTRODUCCIÓN	3
4. MATERIAL Y MÉTODOS	7
5. RESULTADOS	11
6. DISCUSIÓN	13
7. REFERENCIAS	17
8. ANEXOS	21
9. AGRADECIMIENTOS	23

1. RESUMEN

Las fracturas de huesos largos mas frecuentemente encontradas en pequeños animales son las fracturas de fémur. Por su posición anatómica son difícilmente inmovilizables por lo que la utilización de fijaciones internas es de gran utilidad. En su tratamiento, es muy importante conservar la integridad vascular del fragmento óseo y mantener la alineación y longitud del hueso obteniendo así la recuperación anatomofuncional de la extremidad lesionada.

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.

El Polimetilmetacrilato (PMMA) es una resina acrílica utilizada principalmente en prótesis dentales. Sin embargo hay estudios que muestran otros usos tales como tratamientos de tumores óseos, prótesis en deformaciones craneales, vertebroplastias percutáneas y prótesis testiculares en animales entre otros.

Aunque la utilización de PCD de acero quirúrgico como método de osteosíntesis ha ido en aumento a través de los años en clínica menor, su uso no se ha masificado por su elevado costo. El objetivo de este estudio fue fabricar PCD de PMMA y comprobar su resistencia a las distintas fuerzas que están presentes en una fractura.

Se fabricaron 48 PCD de 3,5 milímetros de 4 orificios a partir de un molde de alginato. Este molde fue confeccionado a partir de un modelo de placa de acero quirúrgico convencional. Se obtuvieron 6 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 fijaron las placas mediante tornillos a los huesos osteotomizados para someterlas a las distintas fuerzas que participan en una fractura. Los estudios biomecánicos permitieron determinar la resistencia de las placas a las tres fuerzas de fractura.

Las PCD de PMMA resistieron 22,25 (\pm DE) kg a la fuerza de torsión; 21,01 (\pm DE) kg a las fuerzas de compresión y 21,71 (\pm DE) a la fuerza de flexión.

El resultado del estudio permitió concluir que es posible fabricar una Placa de Compresión Dinámica de PMMA de 3,5 mm de 4 orificios, cuya resistencia es superior a los 20 Kg. de peso a las tres fuerzas aplicadas. Por lo tanto pueden ser utilizadas para la estabilización de fracturas oblicuas de fémur que sean sometidos a una presión inferior a 20 Kg. de fuerza.

Palabras clave: placa compresión dinámica, polimetilmetacrilato, fractura, fémur.

2. SUMMARY

EVALUATION OF THE RESISTANCE OF COMPRESSION DYNAMIC PLATE MADE FROM POLIMETILMETHACRYLATE IN A OSTEOTOMIZED CANINE FEMUR.

The most frequent long bone fractures in small animal are the fractures of the femur. Due to its anatomical location the femur is difficult to immobilize there fore why the use of internal fixations is very useful. In surgical reparation of femoral fractures it is very important to keep the vascular integrity of the bone tissue, and also to maintain the alignment and length of the bone for proper anatomofunctional recovery.

Dynamic Compression Plates (DCP) provides great bone stability. They are durable and in cases of interfragmentary compression, DCP decrease the fragmentary movement promoting bone primary healing.

Polimetilmethacrylate (PMMA) is an acrylic resin mainly used in human dental prosthesis. However, there are studies that show the use of PMMA in the treatment of bone tumors, prothesis in cranial deformations, percutaneous vertebroplasties and testicular prothesis in animals, among others.

Although the use of DCP in osteosynthesis has been reported in small animals, its use is not common due to high cost.

The object of this study was to elaborate DCP of PMMA and evaluate its resistance to the forces present in fracture biomechanics.

For this study, 48 DCP made out of PMMA whit 4 holes and 3.5 millimeters were made from alginate molds. These molds were casted from a conventional surgical steel plate. 6 canine femurs were obtained from specimens of 10 to 20 kg of weight. An osteotomy was performed to each bone to mimic an oblique fracture. DCP's fixed to the bone with screws and three fracture forces were applied to determine the resistance of the plates to three forces fracture.

The DCP of PMMA has a torsion resistance of 22.25 (\pm DE) kg, a compression resistance of 21.01 (\pm DE) kg and a flexion resistance of 21.71 (\pm DE) kg.

The result of the study indicate that this DCP of PMMA, have resistances over 20 kg of weight. Therefore, CDP can be used for stabilization of long bone fractures subjected to pressures under 20 kg of force.

Keys words: dynamic compression plate, polimetilmethacrylate, fracture, femur.

3. INTRODUCCIÓN

3.1. FRACTURA DE FÉMUR

Las fracturas del fémur, son las fracturas de hueso largo más frecuentemente encontradas en pequeños animales, por lo general son relacionadas con un episodio traumático por impacto de un vehículo motorizado. Debido a su posición anatómica, las fracturas femorales no son fácilmente inmovilizables, debido a esto la fijación interna por lo general es la técnica indicada. Como la reducción anatómica es el objetivo en la reconstrucción de fractura, el contorno de la placa debe ser exacto, sobretodo cuando la placa es colocada sobre el trocánter mayor (Brinker y col 1984).

El concepto biológico de la reparación quirúrgica del miembro fue presentado hace algunos años en cirugía veterinaria. La regla es de conservar la integridad vascular del fragmento de hueso y mantener la alineación y la longitud del hueso durante la fase de regeneración. Al disminuir al mínimo la manipulación del hematoma de la fractura y los fragmentos de hueso, se conservan sus propiedades de osteosíntesis y vascularización (Bernarde y col 2001).

La estabilización temporal es por lo general innecesaria porque el confinamiento estricto y el esfuerzo consciente que el paciente hace para evitar el dolor son a menudo adecuados para controlar el trauma adicional que podría ser causado por el segmento de fractura inestable (Brinker y col 1984).

Se considera que la fractura esta reparada cuando se obtiene la recuperación anatomofuncional de la extremidad lesionada. Desde el principio del siglo XX, el progreso del tratamiento de las fracturas se hace evidente con la calidad de los resultados obtenidos, por la precisión de los medios de diagnóstico y por la mejoría de los métodos terapéuticos (Rojas de la Rosa y col 2006).

3.2. PLACAS DE COMPRESIÓN DINÁMICA

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 y col 2006). El objetivo primario del tratamiento de las fracturas es restaurar la función total de la extremidad afectada (Slatter 1989^a). Se requiere una completa compresión de las fuerzas de la fractura para poder contrarrestar correctamente estas fuerzas con placas y tornillos (Slatter 1989^b).

Durante la pasada década 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).

Las placas de compresión dinámica (PCD) proveen de mayor estabilidad. Usándolas, la compresión interfragmentaria puede minimizar el movimiento fragmentario y promueven la regeneración directa 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, garantizando una osteosíntesis estable y duradera. Las ventajas de este tratamiento están asociadas a reconstrucción anatómica, movilidad temprana y capacidad de carga del miembro afectado (Tovar y col 2002).

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 esta 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 (ej. fémur) están sujetos a cargas excéntricas y pueden compararse con una columna doblada. El lado lateral esta 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).

3.3. POLIMETILMETACRILATO

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, permitiendo 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).

El polímero PMMA es de composición sólida (polvo) y por su parte el monómero MMC es de composición líquida. Ambos dan origen al acrílico, al que se les puede dar distintos usos (Moreno y col 2003).

Tanto el polvo como el líquido son químicamente la misma sustancia, Metilmetacrilato (MMC) y solamente existen diferencias en cuanto a la forma de combinación de las moléculas. Cuando las moléculas del MMC 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 MMC con cierto grado de polimerización (polimetilmetacrilato) y se le identifica como polímero. En el polímero encontramos 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, dentro de estos estudios podemos nombrar la utilización en tumores óseos descrito por Moreno y col (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, provocando una disolución de las lipoproteínas de las membranas celulares, conduciendo también a la muerte de las células neoplásicas remanentes.

Además, Kubo y col (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) demuestran 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) reemplazaron grandes resecciones de pared torácica por una prótesis de marlex y PMMA.

Igualmente, Hernández y col 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 cuanto al control del dolor hasta en 90% de los casos.

López y González (2004) utilizaron el cemento acrílico PMMA para la realización de una vertebroplastía percutánea para proporcionar alivio del dolor y prevenir el colapso vertebral y la pseudoartrosis 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 reacción titulares locales ni sistémicas (Manzanilla y col 1992).

Börzei y col (2006) realizaron un estudio comparativo entre cápsulas y granos de PMMA que contenían antibióticos, en el cual se determinó que el antibiótico 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.

3.4. HIPÓTESIS

La placa de compresión dinámica de 3.5 mm, 4 orificios, 5 mm de alto, de ancho 0,9 y 4,9 mm de largo fabricada en polimetilmetacrilato posee la resistencia necesaria para soportar fuerzas de compresión, flexión y torsión en fémur osteotomizado de canino.

3.5. OBJETIVOS

3.5.1. Objetivo general

Determinar el grado de resistencia de una placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato a las fuerzas de compresión, flexión y torsión, en fémures caninos osteotomizados, probados con equipos biomecánicos.

3.5.2. Objetivo específicos

- Crear una placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato de 3,5mm y 4 orificios.
- Determinar cuanta presión resiste a las fuerzas de compresión, flexión y torsión, la placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato.
- Evaluar una placa de compresión dinámica de polimetilmetacrilato como posible método de fijación interna para fracturas oblicuas (20°) de diáfisis de fémur.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio se realizó en las dependencias del Hospital Veterinario de la Universidad Austral de Chile, con la colaboración del Laboratorio de Ensaye 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 del 2007.

4.1. MATERIAL

4.1.1. Material biológico.

Se utilizaron 6 huesos femorales; 3 derechos y 3 izquierdos de caninos adultos (2 a 7 años) entre 10 a 20 kilos de peso, sin distinción de raza y sexo.

4.1.2. Material físico.

- | | | |
|---------------------------------|--------------------|--|
| 4.1.2.1. | Fabricación placa: | <ul style="list-style-type: none"> Recipiente para mezclar Recipiente para molde Paleta de madera Mascarilla Lentes de protección Guantes desechables Motor de mano Dremel Multipro, Modelo 395, 32mm¹ |
| 4.1.2.2. | Limpieza hueso: | <ul style="list-style-type: none"> Hojas de bisturí n° 22 Mango de bisturí n° 4 Frasco de vidrio Pinzas anatómicas Cepillo plástico |
|
 | | |
| 4.1.3. Material químico. | | |
| 4.1.3.1. | Fabricación placa: | <ul style="list-style-type: none"> Acrílico (500 gr.) Monómero (500 ml.) Alginato (500 gr.) |
| 4.1.3.2. | Limpieza hueso: | <ul style="list-style-type: none"> Cloro (1 lt.) Agua oxigenada (1 lt.) Detergente líquido (30 ml.) |

¹ Dremel Europe, México

4.1.4. Material quirúrgico

- Instrumental de cirugía ortopédica:
- Pinza de hueso Holding
- Atornillador Allen
- Medidor de profundidad ortopédico
- Broca de 3,2 mm
- Macho de rosca de diámetro 3,5 mm
- Placa de Compresión Dinámica de acero quirúrgico de 4 agujeros y 3,5 mm LN 344(5570487)².
- 4 tornillos corticales de 3,5 mm de acero quirúrgico 316L³.
- Sierra oscilante

4.1.5. Equipos

4.1.5.1. Equipo de flexión: 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.

4.1.5.2. Equipo de compresión: para esta prueba se utilizó la misma prensa que en la prueba de flexión.

4.1.5.3. Equipo de torsión: se utilizó una maquina de torsión marca Tecquipment, tipo SM1, con platos 13/B16 Rohm William de 1/32 – 1/2 pulgadas.

4.2. MÉTODOS

4.2.1. 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. La obtención de los fémures se realizó inmediatamente después de la eutanasia de los animales, para posteriormente ser limpiados de tejidos blandos (músculos, tejido adiposo, tejido conectivo subcutáneo, vasos, nervios, etc.) mediante pinza y bisturí. 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.

4.2.2. Método de fabricación del molde de Alginato

Se fabricó un molde de la PCD, el cual 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 que indicaba que la mezcla esta lista para ser utilizada, siendo depositada en un recipiente

² Aesculap AG, Alemania.

³ Aesculap AG, Alemania.

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 aproximadamente 10 minutos después y posteriormente se extrajo la placa, quedando así el molde negativo.

4.2.3. Método de fabricación de la PCD de Polimetilmetacrilato

Se fabricaron 48 PCD, para esto se realizó la mezcla de PMMA (20 gr. 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 de polimetilmetacrilato se pulió con un motor de mano hasta que la superficie quedó lisa a la inspección visual y tacto.

4.2.4. Método de fractura del fémur

Mediante un transportador se determinó un ángulo de 20°, luego se realizó una osteotomía oblicua en la diáfisis media, mediante una cierra oscilante, en todos los fémures utilizados.

4.2.5. Método de fijación de la PCD

Seguido a esto se ubicó la PCD 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.

4.2.6. Método de prueba del la PCD

Para la adaptación del fémur a las maquinas 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 maquina de torsión.

Luego para probar la resistencia de la PCD 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 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 maquina, para poder adaptarlos se debió fabricar una base de PMMA. La unidad de medida utilizada en esta prueba fue Newtonmetro (Nm).

4.2.7. 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 kN, para esto se utilizó la siguiente formula:

$$Y = aX + b$$

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 proporciono los datos en Newton/metro (Nm), por lo tanto se utilizaron estos datos para la discusión, pero para transformar los datos a kg., se utilizó la siguiente formula:

$$M = f \times d$$

Donde, M : Newton/metro; f : fuerza en N y d : distancia en metros entre el marcador y el inicio de la máquina (Beer y col 2004).

4.2.8. Análisis de datos

Para el análisis de los datos se utilizó una descripción de la PCD, de su resistencia y la dinámica de quiebre de esta misma en porcentajes.

5. RESULTADOS

5.1. PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA DE POLIMETILMETACRILATO

Se creó una placa de compresión dinámica (PCD) de polimetilmetacrilato de 3,5mm y 4 orificios, con características similares a la PCD de acero quirúrgico LN 344, sin embargo el alto 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 gr., lo cual es muy inferior al peso de las PCD de acero quirúrgico (9,3 gr.)



Figura 1. Placas de Compresión Dinámica de Polimetilmetacrilato (lado izquierdo) y de acero quirúrgico LN 344 de 4 orificios (lado derecho).

5.2. RESISTENCIA DE LA PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA

En el cuadro 1 se observa el grado de resistencia que soportó la PCD de polimetilmetacrilato fue similar en las fuerzas de compresión y flexión. Por otro lado la fuerza de torsión que se registró en N/m fue de un valor mayor. En cuanto a la resistencia en kilos fue muy similar para las tres fuerzas. Las PCD en polimetilmetacrilato fueron evaluadas como método de fijación interna *in Vitro*, lo cual fue registrado valorando la resistencia en kg. de la PCD a las distintas fuerzas (Anexo 2).

Cuadro 1. Valores de fuerza (media \pm DE) y su conversión a kilos de peso en Placas de Compresión Dinámica sometidas a fuerzas de torsión, flexión y compresión en prensa y máquina de torsión (n = 48)

FUERZAS	UNIDAD DE FUERZA	UNIDAD DE PESO (Kg.)
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

En el cuadro 2 se observa que las Placas de Compresión Dinámica sometidas a las tres fuerzas demostraron que dependiendo de la fuerza utilizada estas se quebraron en diferentes números de partes.

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

FUERZAS	TOTAL	1 parte	%	2 ó 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

El punto más débil de la PCD, 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.)



Figura 2. Placa de Compresión Dinámica sometida a fuerza de rotación, con ruptura en el 2º orificio.

6. DISCUSIÓN

6.1. PLACAS DE COMPRESIÓN DINÁMICA

En este estudio se utilizaron PCD, lo que coincide con Beaupre y col (1988), quienes probaron las PCD a las fuerzas de flexión y torsión, ya que estas son las cargas de aproximación experimentadas clínicamente. Así mismo Dueland y col en 1996, reportaron que este tipo de implante actualmente es usado en la práctica veterinaria con sus respectivas ventajas, las cuales se encuentran reportadas en la literatura en relación a la influencia biológica y mecánica en la curación de huesos. Fettig y col (2002) comprobaron el buen resultado de las fijaciones con PCD de 2.0/2.7 mm ó 2.7/3.5 mm en un estudio *in vivo* realizado en caninos con enfermedades articulares, quienes se mejoraron en un promedio en un año cuatro meses.

Se utilizaron PCD de 3,5mm. y cuatro orificios lo que coincide con lo reportado por Tominaga y col (2006) quienes utilizaron las PCD de cuatro orificios en osteosíntesis del proceso subcondilar mandibular humano, en este estudio se utilizó una maquina hidráulica en la que la carga del vector simuló fuerzas fisiológicas sobre el cóndilo hasta el quiebre de la placa. Se midieron la curva de desplazamiento de carga, la carga máxima para el quiebre y la rigidez. Los resultados obtenidos fueron que la doble fijación con placas demostró tener una estabilidad biomecánica superior tanto en la fractura oblicua como en la perpendicular. El tornillo de retraso (Eckelt) mostró una estabilidad buena en la fractura perpendicular, sin embargo, era débil en la fractura oblicua.

No se encontró ningún estudio hasta la fecha que evalúe una PCD en PMMA en un modelo de fractura de fémur canino, sin embargo; Hulse y col (1997), McDuffee y col (1997), Muir y col (1995), han realizado algunos estudios con placas de reparación ósea de diferente tamaño y rigidez o con diversos números de orificios.

6.2. POLIMETILMETACRILATO

En este estudio se utilizó una PCD de polimetilmetacrilato para las pruebas biomecánicas lo que difiere con lo reportado por Tominaga y col (2006), donde se describe la utilización de una PCD fabricada en base a un polímero denominado Acido Poliláctico (PLLA), el cual 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 solides 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.

6.3. HUESOS

En este estudio se utilizó un fémur para las pruebas biomecánicas, lo que concuerda con lo señalado por Bernarde y col (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 en 3 métodos de estabilización en fémures osteotomizados. Existen estudios realizados en fémures de cadáveres humanos como lo reportado por Tejwani y col (2005) quienes realizaron un estudio biomecánico, en el cual evaluaron la importancia de los tornillos de bloqueo distal en el enclavado retrogrado de las fracturas osteoporóticas de fémur distal. Sears y col (2004) a su vez realizaron un estudio con fémures osteotomizados para probar clavos supracondilares retrógrados largos y cortos. García y col (2000) presentaron un estudio biomecánico comparativo entre el clavo endomedular retrógrado y el tornillo condíleo dinámico también en fémures humanos.

Se utilizó inicialmente un bisturí para la remoción de piel, músculos, vasos sanguíneos y nervios, y luego baños con agua oxigenada y cloro, lo que difiere con lo reportado por Bernarde y col (2001) quienes utilizaron una técnica de congelamiento, con lo cual pudieron extraer fácilmente el tejido blando sobrante y lo reportado por Jain y col (1998) quienes aplicaron al hueso un baño de agua a 37°C, simulando la temperatura corporal del canino. Por otro lado, Sod y col (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 que luego fueron descongelados a temperatura ambiente para luego retirar los tejidos blandos.

6.4. FRACTURA

El modelo de fractura de fémur canino se eligió basado en el hecho en que son fracturas comunes en perros según Contreras (2008) la gran mayoría de las lesiones se producen en el tren posterior, y en su gran mayoría en el área coxo femoral. Se eligió osteotomía del espécimen óseo en busca de la simulación de una fractura típica sin conminuta, sin distracción manteniendo el tamaño fisiológico del hueso como lo indica Bernarde y col en el 2001. Lo que difiere con lo reportado por Sears y col (2004) quienes utilizaron para su estudio biomecánico osteotomías femorales transversales.

6.5. FUERZAS

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 y col en 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, Aguila y col (2005) utilizaron solo la fuerza de compresión en un estudio que realizaron para comparar la resistencia entre la PCD en huesos caninos, al igual que Bernarde y col (2001) quienes utilizaron la misma fuerza para comparar una PCD con un clavo intramedular en huesos caninos.

En un estudio realizado por Sod y col (2005), utilizaron un hueso metacarpo de equino para un estudio biomecánico, con la finalidad de probar la resistencia de PCD y LC PCD de acero quirúrgico, de 4,5 mm y ocho orificios. Obtuvieron que en la fuerza de torsión la PCD resistió $327,1(\pm 26,3)$ Nm y para la fuerza de flexión resistió $16,56 (\pm 1,33)$ kN. La gran diferencia en cuanto a resistencia de las PCD del estudio de Sod y col (2005), con respecto a las registradas en este estudio ($2,83 \pm 0,76$ Nm para la fuerza de torsión y $0,21 \pm 0,01$ kN para la fuerza de flexión) se debió a que ellos utilizaron PCD de acero quirúrgico y que el hueso utilizado fue un metacarpo de equino. Los datos obtenidos por Sod y col (2005) expresados en kg corresponden a 2417 kg para la fuerza de flexión y 1327 kg para la fuerza de torsión, lo que igualmente difiere con los datos obtenidos en este estudio los que fueron: 21 kg para la fuerza de flexión y 22,25 kg para la fuerza de torsión.

6.6. EQUIPOS BIOMECANICOS

El equipo utilizado para el estudio biomecánico de fuerza de torsión es similar al utilizado por Ahmad y col (2007) y Jain y col (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 y col (2005) donde 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 y col (1998), quienes usaron PMMA para adaptar las bases del radio en la maquina y así poder probar la resistencia de placas de de 3,5 mm. de ocho orificios de distintos materiales (acero inoxidable, titanio etc.) en radios caninos. Mientras que Sod y col (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 y col 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 Placas de Compresión Dinámica en medicina veterinaria es reducida debido al costo que esto significa para el propietario, es por esto que la utilización de PCD de polimetilmetacrilato permite reducir el valor de ésta en forma significativa. Es así, que la elaboración de una PCD de polimetilmetacrilato es un 99,5% más barato que una placa de acero quirúrgico.

6.7. CONCLUSIÓN

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, 4 orificios y 5 mm alto de polimetilmetacrilato pueden ser ocupadas para la estabilización de fracturas de diáfisis femoral simples oblicuas (20°) sometidas a fuerzas de compresión, flexión ó torsión menores a 20 kg.

Luego de finalizar este estudio y concluir que se puede utilizar la PCD de PMMA en la estabilización de fracturas oblicuas de fémur, se determinó que anteriormente se debió haber realizado un estudio para comprobar su inocuidad para el organismo, aunque existen estudios que comprueban su inocuidad y utilización tanto en humanos como animales. Es así también como se debería haber probado la resistencia de la PCD por si sola.

Como proyección de esta tesis se puede decir que podría ser un aporte en la reducción de costos dentro de la cirugía ortopédica. Y sería también importante realizar estudios posteriores para determinar la posibilidad de hacer aleaciones con antibióticos, hidroxiapatita y promotores del crecimiento óseo.

7. REFERENCIAS

- Aguila A, J Manos, A Orlansky, R Todhunter, E Trotter, M Van der Muelen. 2005. In Vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and holding compression plate. *Vet Comp Orthop Traumatol* 4, 220-226.
- Ahmad M, R Nanda, A Green, A Hui. 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, D Carter, R Dueland, W Caler, D Spengler. 1988. A biomechanical assessment of plate fixation, with insufficient bony support. *J Orthop Res* 6, 721.
- Beer F, E Johnston, G Staab. 2004. Sistema de unidades. En: Beer F, Johnston E, Staab G (eds). *Mecánica vectorial para ingenieros*. Mc Graw Hill, Pp 3-36.
- Bernarde A, A Diop, N Laurel, E Viguier. 2001. An in vitro biomechanical study of bon plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral model. *Vet Sur* 30, 397-408.
- Börzei L, T Mintal, A Horváth, Z Koós, B Kocsis, J Nyárády. 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, R Hohn, W Prieur. 1984. Fracture of the femur. En: Brinker W, Hohn R, Prieur W (eds) *Manual of internal fixation in small animals*. Springer, Pp 118-133.
- Cavero F, V Fernández. 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.
- Contreras C. 2008. Estudio retrospectivo de imágenes radiográficas obtenidas de la casuística de perros del Hospital Veterinario de la Universidad Austral de Chile, período 2000-2006. *Memoria de titulación*, Escuela de Medicina Veterinaria, Universidad Austral de Chile, Chile.
- Cruz M, M Arce. 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: Denny H (ed). *Fundamentos de cirugía ortopédica canina*. Acribia, Pp 105-109.

- Dueland R, L Berglund, Jr Vanderby. 1996. Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur interlocking nail constructs. *Vet Surg* 25, 386-396.
- Fettig A, R McCarthy, M Kowaleski. 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, D Ortega. 2005. Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: evaluación radiológica. *Rev Chil Radiol* 11, 58-70.
- García O, G Morando, J Mastropiero, J Mendez, M DiGiacomo, L Cocozzella, P Maletti, C Dapia, H Solis, C Guerrero, M Lupacchini, N Hiriart, V García, F Villamil. 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, P Bravo, F Camarillo. 2004. Vertebroplastia transpedicular percutánea con metilmetacrilato. Tratamiento del dolor por aplastamiento vertebral osteopéxico. *Acta Ortop Mex* 18, 82-85.
- Hulse D, W Hyman, M Nori. 1997. Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Vet Surg* 26, 451-459.
- Jain R, N Podworny, T Hearn, R Robin, E Schemitsch. 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, T Fukushima, T Yoshimine, H Miki, T Hayakawa. 1998. Methylmethacrylate casting model of temporal bone: a simple technique for skull base research and education. *Skull Base Surg* 8, 17-21.
- López F, A González. 2004. Vertebroplastia percutánea. *Arch Neurociencia* 9, 175-186.
- Manzanilla H, R González, C García, E Echeverría, A Reyes. 1992. Prótesis testiculares de metilmetacrilato y silicón elaborados en el Hospital General de México. *Bol Col Mex Urol* 9, 19-31.
- McDuffee L, S Stover, K Taylor. 1997. An in vitro biomechanical investigation of the mechanical properties of dynamic compression plated osteotomized adult equine tibiae. *Vet Surg* 26, 126-136.

- Moreno E, L Moreno, R Tecualt, A Morfín, R Padilla, C Alarcón, RA Amaya. 2003. Utilidad del metilmetacrilato en el tumor de células gigantes óseo. *Acta Ortop Mex* 17, 281-286.
- Muir P, K Johnson, M Markel. 1995. Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. *Vet Comp Orthop Traumatol* 8, 146-152.
- Piermattei D, G Flo. 1999. Fracturas: clasificación, diagnóstico y tratamiento. Principios generales de diagnóstico y tratamiento de las fracturas, cojeras y enfermedades de las articulaciones. En: Piermattei D, Flo G (eds). *Manual de ortopedia y reparación de fracturas de pequeños animales*. McGraw Hill, Madrid, España, Pp 122-135.
- Radcliffe R, M López, T Turner, J Watkins, C Radcliffe, M Markel. 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, A Bisomo, A González, M Morón, L Saavedra. 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, M McLaughlin. 1993. Fundamentos en el manejo de fracturas. *J Small Anim Pract* 34, 26-30.
- Sears B, R Ostrum, A Litsky. 2004. Osteotomías femorales transversales con separación de 6 mm, fijadas mediante clavos supracondíleos retrógrados cortos y largos en fémures de cadáver: estudio biomecánico. *J Orthop Trauma* 18, 394-395.
- Slatter D. 1989^a. Métodos de fijación de las fracturas. En: Slatter D (ed). *Texto de cirugía de los pequeños animales*. Masson, Barcelona, España, Pp 2274-2277.
- Slatter D. 1989^b. Métodos de fijación de las fracturas. En: *Texto de cirugía de los pequeños animales*. Masson, Barcelona, España Pp 2331-2351.
- Smith W. 2000. Reacciones de polimerización. En: Smith W (ed). *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales*. Mc Graw Hill, Pp 328-329.
- Sod G, J Hubert, G Martin, M Gill. 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, J Hubert, G Martin, M Gill. 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, S Park, K Lesaka, F Kummer. 2005. La importancia de los tornillos de bloqueo distal en el enclavado retrograde de las fracturas osteoporóticas de fémur distal: estudio biomecánico en fémures de cadáver. *J Orthop Trauma* 19, 438.
- Tominaga K, M Habu, A Khanal, Y Mimori, I Yoshioka, J Fukada. 2006. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 64, 1510-1516.
- Tovar C, M Cerrolaza, J Bendayán. 2002. Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fractura. En: Tovar C, Cerrolaza M, Bendayán J (eds). *Métodos numéricos de ingeniería V*. Semni, Pp 2-14.
- Vandeweyer E, M Gebhart. 2005. Treatment of humeral pathological fractures by internal fixation and methylmetacrylate injection. *Eur J Surg Oncol* 23, 238-242.
- Vassallo B, E Caruso. 1987. Reemplazo protésico con marlex y metilmetacrilato en grandes resecciones de pared torácica: trabajo experimental y clínico. *Rev Argent Cir* 52, 1-16.

8. ANEXOS

Anexo 1: valores que resistieron las PCD en kN y Nm para las fuerzas de flexión, compresión y torsión.

Fuerza de flexión (Kn)	Fuerza de compresión (Kn)	Fuerza de torsión (Nm)
0,19	0,25	1,50
0,22	0,22	3,50
0,22	0,19	2,75
0,27	0,21	2,50
0,22	0,21	4,00
0,22	0,22	2,50
0,22	0,19	2,00
0,23	0,19	4,50
0,22	0,23	3,00
0,22	0,23	2,50
0,23	0,19	2,75
0,22	0,18	3,00
0,19	0,21	2,00
0,22	0,19	3,00
0,21	0,23	3,00
0,19	0,24	3,50

Anexo 2: valores que resistieron las PCD a las distintas fuerzas en kilos de peso.

Placas	Prueba de torsión (Kg)	Prueba de flexión (Kg)	Prueba de compresión (Kg)
1	12,0	19,9	24,6
2	28,0	22,8	21,7
3	22,0	22,3	19,0
4	20,0	21,7	20,5
5	32,0	22,8	20,5
6	20,0	22,3	22,3
7	16,0	21,7	18,8
8	36,0	23,5	19,4
9	24,0	22,8	22,8
10	20,0	21,7	22,8
11	22,0	23,4	19,4
12	24,0	21,7	18,2
13	16,0	19,0	20,5
14	24,0	21,7	19,0
15	24,0	21,1	22,8
16	16,0	19,0	24,0

9. AGRADECIMIENTOS

A mis padres Carlos y Carmen Gloria por su amor, el apoyo incondicional que me han dado en todo momento y a pesar de todo, por la paciencia que han tenido durante todo este tiempo... Por todo lo que son y significan para mí...

A mis hermanos por la compañía, amistad, cariño y apoyo que hicieron de esta etapa de mi vida un buen momento.

A Sebastián por el apoyo que me dio durante este período, por ayudarme, entenderme y acompañarme...

Al Dr. Leonel Cardona por la confianza que tuvo en mí al darme este tema de tesis, por su apoyo y ayuda en todo momento, pese a la distancia.

Al Dr. Marcelo Mieres por haberme aceptado como tesista ya en una etapa avanzada, por su ayuda y tiempo.

A Pedro Aburto por la ayuda brindada en la realización de la parte práctica de esta tesis, su ayuda fue fundamental, incondicional y desinteresada. Y por sobre todo por su amistad.

A Don Patricio por su buena disposición y ayuda.

Al profesor José Arrei por permitir utilizar las dependencias del laboratorio del Campus Miraflores para la realización de la parte práctica de esta tesis.

A mi amiga Pancha por su amistad y el apoyo incondicional durante toda la carrera, sobre todo estos últimos años en los cuales nuestra amistad se fortaleció aun mucho más.

A Luis por todo lo que hizo por mí desde el inicio de mi vida universitaria, por su apoyo, su cariño y todo lo que me entregó incondicionalmente...

A todos mis amigos que de una u otra forma me acompañaron e hicieron de esta experiencia algo inolvidable.

A Juan Andrés, Dianne, Marce Cabrera y Jorge quienes ayudaron en la realización de esta tesis.