



Universidad Autónoma del Estado de México
Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia
Hospital Veterinario para Pequeñas Especies

A través del

Cuerpo Académico en Medicina y Cirugía Animal

Memorias del

*“Seminario de Residentes
de la Especialidad en Medicina y Cirugía
en Perros y Gatos, Generación 2013-2015”*



EMCPYG
Especialidad en Medicina y Cirugía de Perros y Gatos

Toluca, Estado de México
17 de Junio de 2015



Directorio

Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia

Dr en C. José Mauro Victoria Mora.

Director

Dr en C. José Antonio Ibancovich Camarillo.

Subdirector Administrativo

M en C. Arturo Luna Blasio.

Subdirector Académico

Dr en C. Octavo Alonso Castelán Ortega.

Coordinador de Investigación

M en C. Félix Salazar García.

Coordinador de Posgrado

Hospital Veterinario para Pequeñas Especies

Dr en C. Israel Alejandro Quijano Hernández.

Jefe del Programa de EMCPyG

Dr en C. Javier Del-Angel –Caraza.

Coordinador Hospital Veterinario para Pequeñas Especies

M en C. Marco Antonio Barbosa Míreles.

M en C. Sandra Díaz-González Vieyra.

M en C. Horacio José Reyes Alva.

MVZ. Esp. Gabriela Marín Cano.

MVZ. Esp. Rodrigo Jesús López Islas.

Académicos



Directorio

“Cuerpo Académico en Medicina y Cirugía Animal”

Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia UAEM

Dr en C. Javier Del Angel Caraza.

Dr en C. Israel Alejandro Quijano Hernández.

M en C. Marco Antonio Barbosa Mireles.

Memorias del:

“Seminario de Residentes de la Especialidad en Medicina y Cirugía en Perros y Gatos, Generación 2013-2015”

Compiladores:

Dr en C. Javier Del Angel Caraza (Coordinador General)

Dr en C. Israel Alejandro Quijano Hernández (Colaborador)

M en C. Marco Antonio Barbosa Mireles (Colaborador)

D.R. © Hospital Veterinario para Pequeñas Especies de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Autónoma del Estado de México. Jesús Carranza # 203 Col. Universidad. CP 50130, Toluca, México.

<http://veterinaria.uaemex.mx/HVPE/index.php>

Impreso y hecho en México

Toluca, Estado de México, México, 17 de Junio de 2015.

Índice

	<u>Página</u>
• <u>Intususcepción gastroesofágica intermitente en un gato.</u> <i>Alvarez-Contreras PC,* Del-Angel-Caraza J, Barbosa-Mireles MA, Quijano-Hernández IA</i>	1
• <u>Estudio retrospectivo de tumores cutáneos diagnosticados por citología.</u> <i>Bravo-Murillo LA,* Quijano-Hernández IA, Del-Ángel-Caraza J</i>	7
• <u>Utilización de material sintético termoplástico para la formación de barra conectora de aparato de fijación esquelética externa en perros.</u> <i>de Ruiter-van Zwieten CJ,* Reyes-Alva HJ</i>	13
• <u>Experiencia con el uso de la monitorización Holter en ocho perros.</u> <i>Díaz de León-Trejo JA,* Barbosa-Mireles MA, Del Ángel-Caraza J, Quijano-Hernández IA, Díaz-Gonzales-Vieyra S</i>	20
• <u>Hernia diafragmática con un año y seis meses de evolución en un perro: reporte de caso.</u> <i>García-Delgado V,* Del-Ángel-Caraza J, Quijano-Hernández IA, Barbosa MA</i>	26
• <u>Análisis comparativo del proceso diagnóstico de atopia en perros.</u> <i>Gómez-Cisneros D,* Quijano-Hernández IA, Del Ángel-Caraza J</i>	32
• <u>Análisis de las alteraciones de frecuencia y ritmo detectadas a la auscultación cardiaca en 30 perros.</u> <i>Guerrero-Velázquez C,* Barbosa-Mireles MA, Del Ángel-Caraza J, Quijano-Hernández IA</i>	37
• <u>Derivación uretral prepúbica en un gato macho secundario a obstrucción uretral por fibrosis: Reporte de caso.</u> <i>Hernández-Briones DL,* Del-Ángel-Caraza J, Quijano-Hernández IA</i>	43
• <u>Evaluación del flujo venoso pulmonar mediante ecocardiografía en perros con enfermedad valvular mixomatosa mitral.</u> <i>Juárez-Flores AF,* Díaz-González-Vieyra S, Barbosa-Mireles MA, Quijano-Hernández IA.</i>	48
• <u>Evaluación de la disfunción diastólica del ventrículo izquierdo mediante la medición del flujo transmitral y flujo venoso pulmonar en pacientes con enfermedad degenerativa válvula mitral.</u> <i>Laines-Guanoluisa JP,* Díaz González-Vieyra S, Barbosa-Mireles-MA, Del-Angel-Caraza J, Quijano-Hernandez IA</i>	53
• <u>Frecuencia de parásitos gastrointestinales en parques públicos de la ciudad de Toluca.</u> <i>Lara-Reyes E,* Quijano-Hernández IA, Del-Ángel-Caraza J, Barbosa-Mireles MA</i>	59
• <u>Utilización de plasma rico en plaquetas como tratamiento coadyuvante en la no unión de olecranon en un perro: Reporte de caso.</u> <i>Mendoza Ramírez JE,* Reyes-Alva HJ, Quijano Hernández IA</i>	65
• <u>Estudio retrospectivo de neoplasias en perros en el año 2014.</u> <i>Ortiz-Ortiz D,* Marín-Cano G, Del-Ángel-Caraza J, Quijano-Hernández IA</i>	70
• <u>Análisis retrospectivo de las principales fracturas en perros domésticos atendidos en el HVPE-FMVZ-UAEM Enero-Diciembre de 2014.</u> <i>Pacio-Castillo B,* Del-Angel-Caraza J, Quijano-Hernández IA,Victoria-Mora JM</i>	76

Página

- Principales hallazgos ecocardiográficos observados en enfermedades oculares en 15 perros. Estudio retrospectivo. Romero-Ramírez M,* Díaz-González-Vieyra S, Quiroz-Mercado J, Reyes-Alva HJ 83
- 83 Frecuencia y riesgos de mortalidad en perros en el HVPE-FMVZ-UAEMex (2014). Sánchez-Palomo G,* Del Ángel-Caraza J, Quijano-Hernández IA, Barbosa-Mireles MA 88
- Estudio piloto de la frecuencia de tipos sanguíneos en gatos en la ciudad de Toluca. Talero-Castiblanco WO,* Quijano-Hernández IA, Del Ángel-Caraza J 95

Utilización de material sintético termoplástico para la formación de barra conectora de aparato de fijación esquelética externa en perros

de Ruitervan Zwieten CJ¹, Reyes-Alva HJ²

¹Residente, ²Académico. Hospital Veterinario para Pequeñas Especies, FMVZ-UAEMex.
Contacto: Reyeshavet@gmail.com

Resumen

Se evaluó la policaprolactona como posible material para la construcción de barra conectora de un aparato de fijación esquelética externa, se realizaron pruebas mecánicas comparativas *in vitro* del termoplástico, acrílico dental y de los clavos ortopédicos de acero. También se realizaron pruebas comparativas en cuanto a rigidez y fuerza de diseños de AFEE tipo 1 y 2 para evaluar macromovimientos en el sitio de fractura. Se determinó en esta investigación que la policaprolactona tiene un módulo elástico inferior al acrílico y al acero ortopédico. También se observó que la configuración de AFEE tipo 2 es más eficiente que el tipo 1 para neutralizar macromovimientos con el uso del termoplástico como barra conectora.

Introducción

El uso de aparatos de fijación esquelética externa (AFEE) es común en la traumatología veterinaria, son de precio accesible, versátiles, y tienen invasividad limitada que permiten un buen acceso a la herida. Los diseños de un AFEE pueden ser circulares, unilaterales, bilaterales o tridimensionales o de forma libre. Para los fijadores lineales y circulares existen varias marcas comerciales, de las cuales el sistema Kirschner-Ehmer es probablemente el más utilizado. Para los AFEE de diseño libre para unir los clavos o agujas ortopédicas se utilizan polímeros, que puede ser acrílico dental (polimetilmetacrilato o PMMA) resinas epóxicas y termoplásticos. (Marcellin-Little, 2003).

El material más utilizado en México para la construcción de las barras conectoras de los AFEE es probablemente el PMMA, sus ventajas: la flexibilidad al momento de moldear, la rigidez que resulta después del fraguado y el precio accesible. Entre las desventajas del material, las más importantes son la toxicidad del monómero, la termogenicidad durante el proceso de fraguado, la imposibilidad de realizar modificaciones una vez endurecido el material.

La toxicidad del monómero es por el activador conocido como N N dimetil-p-toluidina al momento de realizar la mezcla con el polímero. Dicho compuesto es inflamable, se evapora fácilmente, es tóxico al contacto de la piel, y causa daños a órganos en caso de exposición repetida. Para su manejo se recomienda trabajar bajo vitrina extractora, evitar la inhalación de la sustancia y evitar la generación de vapores y aerosoles. Para la protección de las manos en caso de salpicaduras se recomienda el uso de guantes. En presencia de vapores para la

protección respiratoria se requiere el uso de un filtro (Merck Millipore, 2012) (UNAM, Instituto de Investigaciones Jurídicas, n.d.).

Una alternativa para la construcción de las barras conectoras son los termoplásticos, estos son polímeros que adquieren la característica de maleabilidad a relativamente bajas temperaturas. En el caso de la policaprolatona (PCL), un poliéster, basta sumergir el material en agua caliente a 60°C durante 2 minutos para obtener una masa transparente, fácilmente maleable que se solidifica al enfriarse a temperatura ambiente. Es atóxico y en caso de ser necesario es remoldeable, el calentando puede ser realizado de diferentes formas: en agua caliente, en un horno o con pistola de aire caliente. (Instamorph, Happy Wire Dog, LCC, 2015) El peso específico de PCL es 1.145 g/cm³, ligeramente menor al del PMMA (1.18 g/cm³).

Uno de los principios básicos de la AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) para lograr una osteosíntesis es la fijación estable. Anteriormente se consideraba que la estabilización de la fractura debía ser rígida sin embargo, esto ha cambiado ya que nuevos estudios indican que los micromovimientos axiales en la fractura promueven la formación de un callo óseo más robusto y fuerte, logrando una reparación exitosa. (Kenwright, et al., July 1991) (Fragomen & Rozbruch, 2007).

Los movimientos de cizallamiento no son deseables, ya que requieren de mayor formación de callo blando y un tiempo prolongado de reparación (Schell, et al., 2005). Estudios recientes indican que los micromovimientos axiales son benéficos durante la primera fase de la reparación ósea y no lo son en las últimas fases, que es cuando el callo blando formado requiere de mayor estabilidad para degenerarse y mineralizarse de forma adecuada. (Jagodzinski & Krettek, 2007) Esto va en contra de la práctica médica actual de colocar un fijador rígido que al paso del tiempo se va “dinamizando” al retirar elementos del mismo. El empleo de materiales más flexibles para construcción de las barras conectoras podrían brindar un un fijador estable, que brinde micromovimientos axiales en la primera etapa de la reparación ósea, para que posteriormente con formación del callo blando amplio y fuerte, se permita la mineralización del mismo.

Objetivos

- Conocer las características mecánicas relevantes del PCL en comparación con PMMA, empleadas en función de barra conectora de clavos o agujas de acero inoxidable quirúrgico en configuración de AFEE.
- Evaluar mecánicamente 2 diseños de AFEE con barras conectoras de PCL aplicados a osteotécnicas para calcular las diferentes fuerzas que actúan sobre el sitio de la fractura de un modelo “in vitro”.

Material y métodos

- Pellets de policaprolactona (PCL) (Instamorph® moldable plastic, Happy Wire Dog, LCC. Scottsdale, Arizona).
- Dos huesos preservados (osteotécnica):
 - Húmero derecho: 178 mm x 15.4 mm x 15.5 mm
 - Radio derecho: 159 mm x 13.7 x 6.5 mm
- Varillas de Kirschner 1.56 mm (4), 2 mm (2) y 2.8 mm (1).
- Cianoacrilato (Super Ceys, Ceys, S.A., España).
- Tornillo de banco genérico
- Plomo marca Truper 525 g

- Software Screenscales (Talon Designs, Oregon, EEUU)
- Software Paint.net (edición de imágenes, dotPDN LCC, EEUU).

Fase experimental.

1. Medición y comparación del módulo elástico de PMMA, PCL y una varilla de Kirscher de 1.56 mm (ACERO).

Determinación del módulo elástico del PCL. Se utilizó 15 gr de pellets de PCL, se calentó a 60 ° sumergiéndolo en agua para formar un cilindro de 150 mm x 10.0 mm. Se dejó enfriar y endurecer durante 10 minutos, y con ayuda de una regla y un marcador en un se colocaron 2 puntos en el cilindro, 10 cm separados entre sí. Se fijó la barra en el tornillo de banco y con el nivel se asegura que se encuentra horizontal. El primer punto queda pegado a las mandíbulas del tornillo. Se tomó una fotografía desde una perspectiva lateral desde una distancia de 28 cm con cámara digital de 5 MP. Se coloca una pesa de 525 g en el extremo libre del cilindro de PCL, se tomo de manera inmediata una fotografía. Se retiro el peso y se tomó nuevamente una fotografía. Se analizaron las imágenes mediante el software Screenscales para medir el ángulo de flexión del termoplástico ante la fuerza aplicada para conocer el grado de deformación.

Determinación del módulo elástico del PMMA. Se utilizó PMMA (monómero y polímero) para formar un cilindro similar que el termoplástico de 150 mm (longitud) x 10.0 mm (diámetro). Se repitió el procedimiento realizado anteriormente con la barra de PCL.

Determinación del módulo elástico del ACERO. Se utilizó una varilla de Kirscher de 1.56 mm diámetro. Se colocó la varilla de forma horizontal en el tornillo de banco. A 100 mm del punto fijo se colocó una marca y se fotografió. Se colocó una pesa de 385 g a 100 mm de distancia del punto fijo y se volvió a fotografiar. Se analizaron las imágenes mediante el software Screenscales para medir el ángulo de flexión para conocer el grado de deformación.

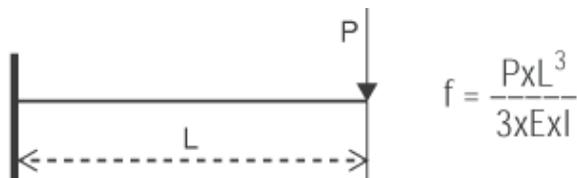


Imagen 1. Representación esquemática de una barra fija de un extremo que sufre una fuerza puntual en el otro extremo.

Determinación de la eficiencia mecánica del AFEE tipo 1 con PCL. Se empleó un húmero derecho de perro con fractura oblicua corta en tercio medio de la diáfisis. Se introdujeron 4 varillas de Kirschner de 2 mm de diámetro, en configuración 2-2 unilateral/uniplanar; los clavos cercanos a la línea de fractura se introdujeron con una inclinación de 80° respecto al eje longitudinal del hueso. Se cortaron y se doblaron los clavos de forma habitual para constituir el alma de la barra conectora; a continuación, se agregó 28 g de pellets de PCL en agua previamente calentado a 70°C. Se aplicó una delgada capa de cianoacrilato sobre el alma de la barra conectora y 30 segundos después, manualmente se formó una barra de PCL con el espesor y la longitud específicos, procurando un perfecto adosamiento entre el implante termoplástico y el alma de acero, se enfrió a temperatura ambiente.

Se esperó 10 minutos antes de fijar el fragmento proximal con el AFEE en posición medio-lateral en el tornillo de banco, mediante el nivel asegurando que la barra conectora se encontrara en posición horizontal. Se procedió a tomar fotografías, primero sin peso aplicado al fragmento libre, después con peso de 385 y 525 g, midiendo en cada paso con caliper Vernier la distancia interfragmentaria. Se analizaron las imágenes mediante el software Screenscales para medir el ángulo de flexión para conocer el grado de deformación. Se giró el fragmento 90° y se repitió el procedimiento.

Determinación de la eficiencia mecánica del AFEE tipo 2 bilateral/uniplanar con PCL. Se empleó un radio derecho de perro con fractura oblicua corta en tercio distal de la diáfisis. Se introdujeron 6 varillas de Kirschner de 1.56 mm de diámetro, en configuración 3-3 bilateral; los clavos 2 y 4 (de proximal a distal) se introdujeron con una inclinación de 80° respecto al eje longitudinal del hueso. Se cortaron y se doblaron los clavos de la forma acostumbrada para constituir el alma de la barra conectora, se colocó el cianoacrilato en ésta, y 30 segundos después, se utilizaron 18 g de pellets de PCL y se moldearon de forma cilíndrica del modo antes descrita. Se repitió este procedimiento para la barra conectora medial.

Se esperó 10 minutos y se colocó el fragmento proximal con el AFEE en posición cráneo-caudal en el tornillo de banco, mediante el nivel asegurando que las barras conectoras se encuentra en posición horizontal. Se procede a tomar fotografías, primero sin peso aplicado al fragmento libre, después con peso de 385 y 525 g. Se analizaron las imágenes mediante el software Screenscales para medir el ángulo de flexión para conocer el grado de deformación. Se giró el fragmento 90° para quedar en posición latero-medial (ahora fija del fragmento libre, esto por razones anatómicas) y se repite el procedimiento.

Resultados

Resultado experimento 1(módulo elástico PMMA, PCL y ACERO):

Material	Distancia	Peso	Fuerza	Δ angulación	Distancia interfragmentaria
PMMA	100 mm	525 g	5.145 N	1.65°	2.88 mm
PCL	100 mm	525 g	5.145 N	6.22°	10.83 mm
ACERO	100 mm	385 g	3.773 N	14.15°	24.45 mm

¹ Fuerza = Masa (kg) x G (Constante de gravedad, 9.8).

Se calculó, a través del seno del ángulo de flexión, la desviación del punto distal en la dirección de la fuerza aplicada:

$\text{Seno } \alpha = a/c$, donde α = ángulo de flexión, a= la desviación vertical del punto distal y c= la distancia entre los dos puntos. Si $\alpha = 1.65^\circ$ y $c=100$ mm entonces:

$\text{Seno } 1.65^\circ = a/100 \Rightarrow a = 100 \times \text{Seno } 1.65^\circ = 2.88$ mm.

El punto distal de la barra de PMMA se desvió 2.88 mm en dirección al momento aplicado de 5.145 N, del punto distal de la barra de PCL se desvió 10.83 mm en dirección a la fuerza aplicada de 5.145 N. El punto distal de barra de ACERO se desvió 24.45 mm en dirección a la fuerza aplicada de 3.773 N.

También se calculó el segundo momento de área. Como nuestro objeto de PMMA y PCL son cilindros con un diámetro de 10.0 mm para conocer el segundo momento de área se aplicó la siguiente ecuación:

$I = \pi r^4/4$, donde: I= segundo momento de área, r= radio en mm. Entonces: $I_{\text{pmma, pcl}} = \pi \times 5^4/4 = 490.87$ mm⁴.

Para la varilla de Kirschner con diámetro 1.56 mm aplica: $I_{acero} = \pi \times 0.78^4 / 4 = 0.2907 \text{ mm}^4$

Conociendo la desviación de la barra, la fuerza aplicada y el segundo momento de área podemos calcular el módulo elástico de los tres materiales, aplicando la siguiente ecuación: $f = (PxL^3) / (3xExI)$, donde: f =desviación en mm (2.88 mm en el caso de PMMA, 10.83 mm en caso de PCL, 24.45 mm en el caso de ACERO), P =fuerza aplicada (5.145 N para PMMA y PCL, 3.773 N para ACERO), L =distancia entre punto fijo y punto donde se aplicó la fuerza (100 mm), E =módulo elástico e I = segundo momento de área (490.87 mm^4 para PMMA y PCL, 0.2907 mm^4 para ACERO).

Se buscó E despejando: $E = (PxL^3) / (fx3xI)$

$$E_{PMMA} = (5.145 \times 100^3) / (2.88 \times 3 \times 490.87) = 1.213 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$$

$$E_{PCL} = (5.145 \times 100^3) / (10.83 \times 3 \times 490.87) = 0.322 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$$

$$E_{ACERO} = (3.773 \times 100^3) / (24.45 \times 3 \times 0.2907) = 177 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$$

Húmero, AFEE tipo 1, medio-lateral:

Peso	Distancia fuerza-sitio fractura	Momento	Angulación	Δ angulación	Espacio sitio fractura
0 g	70 mm	0 N.m	178.69°	-	2.6 mm
385 g	70 mm	0.264 N.m	174.47°	-4.22°	2.8 mm
525 g	70 mm	0.361 N.m	173.97°	-4.72°	2.9 mm

Húmero, AFEE tipo 1, cráneo-caudal:

Peso	Distancia fuerza-sitio fractura	Momento	Angulación	Δ angulación	Espacio sitio fractura
0 g	70 mm	0 N.m	178.37°	-	2.3 mm
385 g	70 mm	0.264 N.m	177.76°	-0.61°	2.6 mm
525 g	70 mm	0.361 N.m	177.12°	-1.25°	2.8 mm

Radio, AFEE tipo 2, medio-lateral:

Peso	Distancia fuerza-sitio fractura	Momento	Angulación	Δ angulación	Espacio sitio fractura
0 g	43 mm	0 N.m	176.92°	-	1.9 mm
385 g	43 mm	0.162 N.m	176.51°	-0.41°	1.9 mm
525 g	43 mm	0.222 N.m	176.32°	-0.60°	2.0 mm

Radio, AFEE tipo 2, medio-lateral:

Peso	Distancia fuerza-sitio fractura	Momento	Angulación	Δ angulación	Espacio sitio fractura
0 g	88 mm	0 N.m	179.68°	-	1.6 mm
385 g	88 mm	0.332 N.m	179.68°	0°	1.6 mm
525 g	88 mm	0.453 N.m	179.68°	0°	1.6 mm

Discusión

La rigidez total de un AFEE depende de varios factores: el diámetro de los clavos, el número de clavos, el material utilizado para formar la barra conectora, y el diseño del aparato.

Módulo elástico de PCL, PMMA y ACERO.

Se observó que el material PCL es más flexible que el PMMA (módulo elástico 4 veces menor) y que el ACERO (módulo elástico 550 veces menor).

Flexión de sitio de fractura en modelo óseo con AFEE tipo 1.

Húmero derecho de perro con fractura oblicua corta de tercio medio de diáfisis. Se aplicó fuerza en dos direcciones (hacia caudal y hacia medial). A pesar de que el momento máximo aplicado fue de 0.361 N.m en ambas direcciones, se observó una deformación de 4.72° y 1.25°, respectivamente. El espacio entre los dos fragmentos cambió 0.3 y 0.5 mm hecho que confirma macromovimientos en ambas direcciones estudiadas.

Flexión de sitio de fractura en modelo óseo con AFEE tipo 2.

Radio derecho de perro con fractura oblicua corta de tercio distal de diáfisis. Se aplicó fuerza en dos direcciones (hacia caudal y hacia medial). En dirección caudal se aplicó un momento máximo de 0.222 N.m logrando una deformación de 0.60° y un cambio en el espacio interfragmentario de 0.1 mm. En dirección medial el momento máximo que se aplicó fue de 0.453 N.m, sin que esto cambiara la angulación del hueso ni la distancia interfragmentaria. Esto denota la resistencia del PCL a la tracción cuando la fuerza se aplica sobre el mismo plano de las dos barras conectoras.

Conclusiones

1. El módulo elástico del PCL resultó ser casi 4 veces inferior al del PMMA lo que se infiere es que para alcanzar la misma rigidez se requiere de mayor cantidad de termoplástico.
2. El AFEE tipo 1 no logró estabilizar ninguna de las fuerzas que actúan sobre el hueso de forma adecuada. Se concluye que no brinda la rigidez necesaria para estabilizar una fractura.
3. El AFEE tipo 2 logró una estabilización de la mayoría de las fuerzas. La fuerza de flexión sobre un eje perpendicular al eje de las barras conectoras y el cambio en la distancia interfragmentaria fueron mínimos (0.6° y el 0.1 mm respectivamente).

Bibliografía:

1. Fragomen A, Rozbruch R. The Mechanics of External Fixation. *HSSJ*, 2007;3;13-29. Instamorph. About Instamorph, Happy Wire Dog, LCC. 2015, <http://www.instamorph.com/about> Último acceso: 27 de Mayo de 2015.
2. Jagodzinski M, Krettek C. Effect of mechanical stability on fracture healing — an update. *Injury, Int. J. Care Injured*, 2007;38S1;S3—S10.
3. Kenwright J y col. Axial movement and tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br*, 1991;73-B(4);654-659.
4. Marcellin-Little D J, External Skeletal Fixation. En: D. Slatter, ed. *Textbook of Small Animal Surgery*. Third edition ed. Philadelphia. Elsevier Science. 2003;1818-1834.
5. Merck Millipore. Ficha datos de seguridad N,N-Dimethyl-p-toluidine, Merck Millipore, 2012 http://www.merckmillipore.com/MX/es/product/N%2CN-Dimetil-p-toluidina.MDA_CHEM-822040#anchor_MSD Último acceso: 27 de Mayo de 2015.
6. Schell H y col. The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. *Journal of Orthopaedic Research*, 2005;23;1022-1028.
7. UNAM, Instituto de Investigaciones Jurídicas Tabla. Categorías de peligro de toxicidad aguda. UNAM, Instituto de Investigaciones Jurídicas. http://info4.juridicas.unam.mx/ijure/fed/tbl/01LE0061_T02.pdf Último acceso: 27 de Mayo de 2015.