

90
2ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia

Reducción y Fijación de Fracturas Experimentales Transversas en la Diáfisis Femoral de Perro Utilizando Placas Plásticas

T E S I S
Que para obtener el título de
MEDICO VETERINARIO ZOOTECNISTA
p r e s e n t a
JULIO ALNORIS TORO BURGUETE



Asesor: M.V.Z. Eduardo Téllez y Reyes Retana

México, D. F.

1997

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**Reducción y Fijación de Fracturas Experimentales Transversas en la Diálisis Femoral de Perro
Utilizando Placas Plásticas**

**Tesis presentada ante la División de Estudios Profesionales de la Facultad de Medicina Veterinaria
y Zootecnia**

de la

Universidad Nacional Autónoma de México

Para la obtención del título de

Médico Veterinario Zootecnista

por

Julio Alnoris Toro Burguete

Asesor. Eduardo Téllez y Reyes Retana

México, D.F.

1997

DEDICATORIAS

A mis padres Julio y Luz María, gracias por el amor, la confianza y la educación que depositaron en mí durante estos años.

A mis hermanos Alejandro y Jorge, con todo mi cariño, respeto y admiración.

A mi novia Cynthia, por su apoyo incondicional en los momentos difíciles.

AGRADECIMIENTOS

A mi maestro y asesor, MVZ Eduardo Téllez y Reyes Retana. Mi eterna gratitud

Al Dr. Gabriel Torres, del Instituto de Investigación en Materiales de la U.N.A.M.

Departamento de Histopatología, de la Fac. de Med. Vet. y Zoot., U.N.A.M.

**Departamento de Medicina Cirugía y Zootecnia en Pequeñas Especies,
de la Fac. de Med. Vet. y Zoot., U.N.A.M.**

A "Don Aureliano"

CONTENIDO

	<u>Página</u>
RESUMEN.....	1
INTRODUCCION.....	2
MATERIAL y METODOS.....	9
RESULTADOS.....	12
DISCUSION.....	14
LITERATURA CITADA.....	15
CUADROS.....	18
FIGURAS.....	20

RESUMEN

TORO BURGUETE, JULIO ALNORIS. Reducción y Fijación de Fracturas Experimentales Transversas en la Diáfisis Femoral de Perro Utilizando Placas Plásticas. (Bajo la dirección de: MVZ Eduardo Téllez y Reyes Retana).

Los métodos modernos de tratamiento de fracturas, sumado a los avances científicos en cuanto a implantes y biomateriales, traen como consecuencia técnicas de fijación ósea más complejas y escasamente difundidas dentro de la comunidad veterinaria. De igual forma, el incremento del costo de vida dificulta a los propietarios sufragar los gastos que alcanzan algunos de estos tratamientos. Este estudio evaluó los resultados terapéuticos obtenidos tras fijar fracturas experimentales transversas en la diáfisis femoral de perro utilizando placas de cloruro de poli-vinil (PVC). Se utilizaron un total de 10 perros de compleción mediana, peso entre 7 y 23kg (promedio: 12.3kg), clínicamente sanos, sin distinción de edad, raza y sexo. Se realizaron módulos de flexión para las siguientes estructuras: cuatro muestras lado contralateral de fémur entero, una placa ortopédica de acero inoxidable 316L y una placa plástica de PVC. Además, se practicaron exámenes radiológicos e histopatológicos. Los huesos mostraron un módulo de flexión entre 40 y 70 Mega-Pascal (MPa), la placa plástica de 41.6 MPa y la placa de acero de 269 MPa. Histológicamente, no se detectó señal que pudiera catalogarse como anormal o indicativo de rechazo a cuerpo extraño. La placa se rompió en el 70% de los casos, en dos casos se rompieron los tornillos y un caso tuvo una malunión.

INTRODUCCION

Fractura. Del latín "fractura", significa lesión ósea consistente en una solución de continuidad completa o incompleta con o sin desplazamiento de los fragmentos y ocurre cuando se rebasa la capacidad del hueso para resistir una carga o fuerza. En perros, la incidencia de fracturas femorales es cercana al 39 por ciento (2).

Los métodos modernos de tratamiento, sumado a los avances científicos en cuanto a implantes y biomateriales, traen como consecuencia técnicas de fijación ósea más complejas y escasamente difundidas dentro de la comunidad veterinaria. En momentos, el médico veterinario carece de recursos para obtener equipo e implantes ortopédicos. De igual forma, el incremento del costo de vida dificulta a los propietarios sufragar los gastos que alcanzan algunos de estos tratamientos. Enfrentando los retos globales del nuevo milenio, los centros de investigación desarrollan conceptos en diseños y materiales menos costosos que asistan la reparación ósea. El propósito de este estudio es evaluar los resultados terapéuticos obtenidos tras fijar fracturas experimentales transversas en la diáfisis femoral de perro utilizando placas de cloruro de polivinil (PVC).

Antecedentes

Hallazgos arqueológicos demuestran que las fracturas son tan antiguas como el hombre mismo. Los aztecas y la escuela hipocrática (Grecia del siglo I A.C.) ofrecían abundante material conectado al tratamiento de fracturas y luxaciones. Aunque se desconoce la fecha de la primera osteosíntesis, existe evidencia de una revista francesa de cirugía que en 1775 informaba varios intentos en este sentido (17,8). En 1829, H. S. Levert realiza los primeros estudios de implantes ortopédicos en animales con materiales como oro, plata, plomo y platino, concluyendo que este último era el menos irritante para los tejidos (23). Desde entonces, los procedimientos terapéuticos se han perfeccionado y con la impresión del libro "Tratamiento de Fracturas" de Bohier en 1929 comienza la traumatología moderna (17).

No obstante investigaciones realizadas sobre el tratamiento quirúrgico de fracturas, la solución a los problemas básicos de toda osteosíntesis, es decir: asepsia, materiales inertes, diseños adecuados y estudios biomecánicos de fijación, continuaban sin resolverse. La primera premisa se resolvió a mediados del siglo XIX por conducto de Pasteur y Lister con el advenimiento de la "era antiséptica".

Más tarde, en 1942, Venable, Wagner y Murray (investigadores del American College of Surgeons) se dan a la tarea de encontrar metales inertes para la elaboración de implantes. De acuerdo al resultado de sus investigaciones, seleccionaron como metales biocompatibles el vitalium y el acero inoxidable austenítico (austenítico, capacidad anticorrosiva del metal). Las dos premisas restantes (diseños adecuados y estudios biomecánicos de fijación) se resolvieron en 1958 con la creación en Suiza del grupo de trabajo denominado: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese/Association for the Study of Internal Fixation, AO/ASIF, Asociación Suiza para el Estudio de la Osteosíntesis (17).

Hoy día, los centros de investigación desarrollan estrategias en diseños y materiales que asistan la reparación ósea. Destacan entre los más investigados el zinalco, aleaciones a base de cobalto y titanio, cerámicas, resinas, polímeros biodegradables y plásticos biocompatibles (23,19,7).

Histofisiología

El hueso es la unidad estructural del sistema musculoesquelético que junto con tendones, ligamentos, músculos y nervios proporcionan al esqueleto una posición en el espacio. Actúa como soporte y protección de órganos vitales localizados en las cavidades torácica y craneana, aloja a la médula ósea y funciona como reservorio de iones importantes como el calcio y el fósforo (9,16). Compuesto de tejido conectivo especializado, está integrado por una matriz orgánica (fibras de colágeno y proteína), equivalente al 35 por ciento del peso total del hueso y una matriz mineral (cristales de hidroxapatita, fosfato de calcio, potasio, magnesio, sodio y bicarbonato), que corresponde al 65 por ciento restante (9,12.). Los componentes celulares presentes en el hueso son los siguientes:

Células osteogénicas. Red de células embrionarias derivadas del mesénquima que tapizan las paredes del endostio y periostio, con capacidad para diferenciarse en osteoblastos.

Osteoblastos. Localizados en las superficies óseas, sintetizan colágeno y proteínas. Mantienen contacto con su entorno por medio de prolongaciones citoplásmicas con las cuales se nutren. Una vez rodeados por matriz reciben el nombre de osteocitos.

Osteocitos. Ocupan pequeñas cavidades dentro de la matriz ósea llamadas lagunas. Se nutren e intercambian iones de calcio entre el hueso y fluidos corporales a través de procesos citoplásmicos, que a su vez forman canaliculos a lo largo del osteoide.

Osteoclastos. Células gigantes multinucleadas móviles, involucradas en los procesos de resorción y remodelado óseo. Se localizan en depresiones óseas llamadas lagunas de Howship. Bajo la influencia de estímulos hormonales son capaces de destruir matriz mineral liberando calcio al medio (23,12).

Las capas de tejido conectivo cubren al hueso. Compuesto de fibroblastos y fibras de colágeno, el periostio abriga la superficie externa excepto las facetas articulares. El endostio, integrado por una capa de células osteogénicas, osteoblastos y pequeñas cantidades de tejido conectivo, reviste el canal medular. Las funciones principales del periostio y endostio son las de brindar aporte sanguíneo y abastecer de células osteogénicas al hueso (12.8). La creación o formación de hueso, osteogénesis, se realiza por dos vías:

Intramembranosa. Células del mesénquima embrionario se condensan y proliferan hasta formar una serie de membranas fibrosas; después, éstas se transforman en osteoblastos y comienzan a secretar matriz ósea la cual se calcifica rápidamente (esta zona se denomina centro primario de osificación). El área es invadida por vasos sanguíneos y el proceso de histogénesis continúa desde el centro primario de osificación hacia la periferia. Este desplazamiento radial permite que los centros de osificación se fusionen entre sí completando la etapa de crecimiento embrionario. El crecimiento óseo sigue más adelante (post-parto) con la deposición de matriz por el periostio en ambas superficies del hueso, la interna y la externa. De esta manera, surgen tres capas: dos de hueso compacto (placas interna y externa) y una de naturaleza esponjosa en el centro. Los huesos planos del cráneo se forman de esta manera.

Endocondral. Comienza con un modelo de cartilago hialino. La primera fase consiste en la destrucción de los condrocitos y la diferenciación del pericondrio en periostio. En la segunda fase, la invasión de vasos sanguíneos y la llegada de células osteogénicas ocupan el espacio disponible tras la degradación de los condrocitos. Las células osteogénicas se transforman en osteoblastos y comienzan a generar matriz. Esta, rodea la diáfisis del modelo cartilaginoso de hueso formando un collar óseo (centro primario de osificación) que impide la difusión de nutrientes hacia los condrocitos, que degeneran y permiten el acúmulo de calcio. Esta zona de cartilago calcificado es penetrada por vasos sanguíneos y células osteogénicas que al diferenciarse en osteoblastos

sintetizan más osteoide. El proceso continúa con la expansión del centro primario de osificación a lo largo del modelo cartilaginoso del hueso. Dos porciones del hueso quedan formadas de cartilago: cartilago articular, que persiste durante la vida adulta y no contribuye a la formación de hueso, y cartilago epifisario, responsable del crecimiento de huesos largos (23,12.).

La irrigación sanguínea se caracteriza por mantener un sistema en dirección centrífuga. La rama aferente entra a través de las arterias epifisaria, metafisaria y medular, la última se ramifica en medular ascendente y descendente. Por último, se dividen en arteriolas y capilares que atraviesan los canales de Volkman y sistemas de Havers suministrando sangre arterial al hueso. La rama eferente es periférica (no regresa a la cavidad medular) se colecta por medio de venas y vénulas en la superficie del hueso, retomando a la circulación sistémica vía venas intramusculares e interfasciculares (9,5).

El despliegue de calcio se lleva a cabo por dos mecanismos, uno rápido y otro lento. El primero, es un mecanismo físico por el cual los cristales de hidroxapatita liberan iones de calcio al líquido intersticial, paso seguido a la circulación sistémica. El segundo, depende de la acción hormonal. La Parathormona (PTH), aumenta el número de osteoclastos y activa su capacidad osteoclástica fomentando la resorción de matriz ósea con la consiguiente liberación de calcio. La calcitonina, sintetizada por la glándula Tiroides, es la hormona antagónica de la PTH (12). El efecto de la vitamina D sobre el hueso es aumentar el número de osteoclastos, por consiguiente, incrementar la actividad osteoclástica. Vela también por la homeostasis de calcio en el organismo (20).

El hueso sana por dos mecanismos, regeneración por primera intención o directa y regeneración por segunda intención o indirecta. La primera se lleva a cabo sin la formación de callo óseo y con la deposición directa de matriz en el foco de fractura. Se caracteriza por una aposición anatómica correcta, inmovilización y estabilidad rígida de los fragmentos óseos en la línea de fractura.

La segunda, ocurre cuando existe una fijación semi-rígida, pero estable, y/o movimiento en el foco de fractura. El callo óseo (remodelado óseo), se forma debido a la generación de potenciales eléctricos derivados del estímulo de movimiento presente en el foco de fractura. Localizado en una posición mecánicamente estratégica, fortalece y estabiliza la fractura para que posteriormente ocurra una osificación de tipo endocondral.

Biomecánica de la fractura

Los huesos largos están sometidos a fuerzas fisiológicas y no fisiológicas. Las fuerzas no fisiológicas ocurren en situaciones fuera de lo común como caídas, heridas por arma de fuego y accidentes automovilísticos. Estas superan generalmente la resistencia del hueso ocasionando una fractura. Las fuerzas fisiológicas se generan al soportar el peso corporal, por la contracción muscular y por actividades físicas. Se transmiten al hueso por medio de músculos y articulaciones a modo de tensión y compresión, que a su vez dan lugar a momentos de flexión y de torsión sin rebasar la resistencia del hueso (11,21). La carga que generan estas fuerzas individual o colectivamente implica un patrón de estrés y deformación en el interior del hueso, así como también dificultades durante el tratamiento de fracturas. Estas fuerzas internas se localizan en la interfase de los segmentos óseos en el momento que sobreviene una fractura. Un implante ortopédico debe resistir estas fuerzas para conseguir una estabilidad adecuada de los segmentos óseos, lo que hace importante reconocer como intervienen estas fuerzas en el foco de fractura (Cuadro 1). Resulta conveniente categorizar estas fuerzas fisiológicas aunque clínicamente trabajen en conjunto. Son cuatro las fuerzas fisiológicas que actúan sobre la estructura ósea de huesos largos: compresión axial, torsión, flexión y tensión axial (8,21).

Compresión axial. Fuerzas opuestas se distribuyen de manera concéntrica sobre la superficie articular y a lo largo de la columna ósea para encontrarse en un "punto de choque". A consecuencia de esto, el hueso sufre alguno de estos cambios: reducción de la longitud, expansión o reducción con desplazamiento lateral.

Torsión. Es el producto de la rotación externa y fuerzas de cizallamiento internas perpendiculares al eje longitudinal del hueso. Es de especial importancia en fracturas oblicuas y de espiral.

Flexión. La carga es transferida fuera del eje longitudinal (excéntrica) del hueso, así la distribución de la fuerza es de la siguiente manera: la cara convexa resiste las fuerzas de tensión mientras que la cara cóncava tolera las de compresión (5).

Tensión axial. Fuerzas internas que se alejan una de la otra como resultado directo de la contracción muscular. Esta fuerza de tensión tiende a separar los fragmentos óseos en la línea de fractura. Debido a que la fuerza de tensión "tira y jala" de los segmentos óseos separando los

mismos a partir de la superficie cortical, es imprescindible reconocer la banda de tensión de los diferentes huesos largos con el propósito de neutralizar la misma (Cuadro2).

Mecánicamente, el hueso tiene dos propiedades importantes: rigidez y resistencia. Las fibras de colágeno evitan que la hidroxiapatita se quiebre y ésta última impide la deformación de las fibras de colágeno. Es decir, el colágeno es responsable de la resistencia y los cristales de hidroxiapatita de la rigidez. Estas dos facultades mecánicas se describen tanto en términos estructurales como materiales (11,21). Las características estructurales dependen de la composición del material y de las dimensiones del mismo; el fémur de un Gran Danés se deformará menos que el fémur de un Poodle si se aplica una misma carga o fuerza, esto se representa por medio de una gráfica de fuerza/deformación. Sin embargo, al normalizar o equilibrar los materiales considerando fuerza por unidad de área (estrés), se puede calcular las propiedades materiales del hueso mediante una gráfica de estrés/deformación (Figura 1).

Donde a una gravedad constante de 9.806 m/s^2 , $\sigma = F/A$.

σ = Estrés tolerado.

F = Fuerza.

A = Área.

La fase elástica es lineal, e implica el momento en el cual se retira la carga y el material regresa a su aspecto original. Al incrementar la carga o estrés, el material alcanza un punto donde se marca un cambio permanente en la forma (deformación), éste es el punto de cedencia o fluencia. La zona plástica abarca desde el punto de cedencia hasta la zona de máximo estrés, momento en el cual se parte el material (11,21,8). La rigidez del material (módulo) corresponde a la región de la curva bajo la zona elástica. En una curva de estrés/deformación la carga o estrés se representa en Mega-Pascal (Mpa), mientras que la deformación es igual al cambio en longitud (ΔL en milímetros) de la estructura al momento en que se aplica la carga.

El hueso está expuesto a diferentes módulos de carga y/o fuerza que se transmiten a través de las facetas articulares y a lo largo de la columna ósea a manera de compresión axial o en forma de flexión. La magnitud con que se transfieren estas cargas está influenciada por la dirección de la fuerza sobre la columna ósea, por la curvatura normal del hueso y por la posición del miembro en el

espacio (ejemplo: el fémur y húmero resisten cargas excéntricas que provocan mayor flexión). En el caso de una fractura, el incremento de la carga favorecerá la diferenciación a tejido de granulación, sin embargo, sólo existirá una osteosíntesis franca cuando predomine poco o ningún estrés mecánico en la región. Para obtener una osteosíntesis estable, es necesario contrarrestar las cargas y fuerzas mecánicas que intervienen sobre el hueso. Esto, se logra mediante la utilización de diversos implantes y fijadores ortopédicos cuyo propósito es unir y estabilizar los segmentos óseos.

Plásticos

Plástico, es aquel material capaz de ser moldeado a una forma o figura. Como adjetivo, plasticidad significa la deformación permanente sin romperse de un metal (22). Está constituido de unidades llamadas polímeros. Polímero, literalmente significa "muchas partes". Un polímero sólido es aquel material compuesto de unidades o partes enlazadas y a la vez unidas entre sí por medio de enlaces químicos para formar un sólido.

Industrialmente, los polímeros más usados son los plásticos y elastómeros (los últimos no se consideraron en este trabajo). En ortopedia, los plásticos se utilizan para la confección de prótesis y recientemente para la elaboración de implantes biocompatibles que auxilien el tratamiento de fracturas (7).

HIPOTESIS

El PVC es el polímero plástico que domina la escena médica. Por su maleabilidad, plasticidad y disponibilidad se modificó y alteró a partir de su presentación industrial para adquirir la forma de una placa ortopédica que pueda sustituir a las metálicas en el tratamiento de fracturas en huesos largos de perros.

En el pasado, los cirujanos ortopeditas enfatizaban los atributos mecánicos de los implantes a expensas de las propiedades biológicas del hueso. En la actualidad, las técnicas de fijación esquelética tienden hacia el equilibrio de los conceptos mecánico-biológico mediante un balance entre la estabilidad y rigidez que se obtiene al reducir y fijar la fractura, contra el monto de tejido blando manipulado y dañado durante la manobra (10). Contemplando un balance entre la estabilidad de la fractura, aporte sanguíneo e integridad del tejido blando, se colocó el implante

plástico en la diáfisis femoral de perro con la intención de que la desventaja mecánica de una estabilidad semirígida se transforme en rígida mediante un mecanismo compensatorio. Esto es, la acelerada formación del callo óseo como resultado de la preservación de tejidos blandos e irrigación sanguínea en el área de fractura.

El procedimiento biológico de osteosíntesis promueve la preservación de un adecuado aporte sanguíneo a los fragmentos óseos y del menor daño posible a los tejidos blandos alrededor de la fractura (1). Ensayos clínicos han confirmado la precoz y predecible formación de callo óseo al utilizar métodos semi-rígidos de fijación (6). Asimismo, pruebas mecánicas demuestran que al cabo de seis semanas fracturas unidas por callo óseo originado del periostio tienen mayor rigidez y resistencia que aquellas fracturas fijadas con placas metálicas (4).

OBJETIVOS

Acatar los lineamientos establecidos por la AO/ASIF mediante el cumplimiento de las siguientes metas:

- Salvaguardar el órgano involucrado y la vida del paciente en situaciones de choque, daño a los tejidos blandos y hemorragia.
- Reducción anatómicamente correcta de la fractura que favorezca la reconstrucción original de la arquitectura ósea.
- Técnica operatoria eficaz que asegure el aporte sanguíneo a los fragmentos óseos y tejidos blandos para la aparición temprana del callo óseo.
- Fijación semirígida y estable para una osteosíntesis o regeneración por segunda intención.
- Movilización precoz e indolora de la musculatura y articulaciones afectadas sin comprometer la consolidación ósea.
- Estimación objetiva de la viabilidad terapéutica de la placa plástica.

MATERIAL Y METODOS

Elaboración de las placas plásticas. Se seleccionó plástico PVC para la elaboración de las placas ortopédicas. Se confeccionaron con características similares a las de la marca Efmer-Biomet. El plástico se cortó a 61mm largo/15mm ancho/4mm de espesor, 73mm/15mm/4mm y 81mm/18mm/4mm, respectivamente. Posteriormente, se limaron y lijaron los bordes hasta obtener

una textura lisa y uniforme. Finalmente, se perforaron los orificios con una fresa de medida 5/32 a una distancia aproximada de 5mm entre uno y otro. El número de perforaciones dependerá del tamaño de la placa, cinco para la placa de 61mm y seis para las de 73mm y 83mm de largo (Figura 2).

Animales de experimento. Un total de 10 perros de compleción mediana, peso entre 7 y 23kg (promedio: 12.3kg) clínicamente sanos, sin distinción de edad, raza y sexo. Se mantuvieron alojados en jaulas de 1m x 2.5m con piso de cemento pulido a temperatura ambiente. La dieta consistió en alimento seco comercial y agua *ad libitum*.

Procedimiento quirúrgico. Bajo anestesia quirúrgica fija con base en barbitúricos, se abordó el aspecto lateral de la región femoral, hasta visualizar el tensor de la fascia lata. Este se incidió a lo largo del borde craneal del bíceps femoral, el cual se retrajo en dirección caudal para ser separado de su unión intermuscular con el vasto lateral, que a su vez se desplazó en dirección craneal, para exponer la diáfisis femoral. Se realizó la fractura experimental en el tercio medio del hueso con ayuda de la sierra de Liss, sin comprometer masas musculares y tejido blando. Los bordes regulares permitieron un buen afrontamiento de los dos extremos del fémur; acto seguido, se acomodó una abrazadera de acero inoxidable en cada segmento y se introdujo la placa entre estas y la diáfisis femoral. La fractura se redujo para después fijarse con las dos abrazaderas, esto nos ofreció suficiente estabilidad para taladrar a través de los orificios de la placa, que sirvieron de guía; se perforó con un taladro de tres velocidades y una fresa comercial de medida 7/64 (orificio de 3mm) a 1cm de la línea de fractura en ambos segmentos; se procedió al atornillado con tornillos pija de acero inoxidable de 4mm de grosor y 3/4 de pulgada de largo. Fijada la fractura, se retiraron las abrazaderas (al remover el tornillo que las une) y se completó la colocación de tornillos con posteriormente verificar la estabilidad de la fractura. Finalmente, se suturaron los planos quirúrgicos y se cubrió la herida con un apósito de gasa estéril. No se utilizaron métodos de fijación e inmovilización externa, no se administraron analgésicos ni antiinflamatorios. Se formaron tres grupos, cuatro casos para exámenes histológicos, cuatro para pruebas mecánicas y dos para estudio radiológico.

Postoperatorio. Se evaluó la condición general, signos vitales y evolución de la lesión. Se administró Penicilina/Estreptomina (Estrepto-Ganabencil, Lab. Revetmex, S.A. de C.V.), a dosis de 8,000-10,000 UI/kg b.i.d. por 10 días. Se describió el grado de uso de la extremidad de acuerdo a los parámetros listados a continuación:

GRADO	UTILIZACION DE LA EXTREMIDAD
1	Uso-nulo: carga el miembro en flexión todo el tiempo.
2	Uso-escaso: baja el miembro al estar parado y al caminar, no soporta peso, carga el miembro al trotar y correr.
3	Uso-parcial: soporta poco peso al pararse, al caminar, trotar y correr, cojea.
4	Uso-total: soporta totalmente el peso al pararse, caminar, trotar y correr, recuperación total de la función, no cojea.

Examen histológico. En cada caso, la eutanasia se realizó mediante una sobredosis de pentobarbital sódico (el trato de los animales de experimento se apegó al Reglamento para el cuidado de los animales en la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia, aprobado el 23 de marzo de 1988). Se seleccionaron al azar los casos 6, 8, 9 y 10. Los huesos fueron recolectados y preservados en una solución de Formol 10 por ciento. Posteriormente, utilizando una sierra fina se cortaron en secciones longitudinales a partir del foco de fractura. Se descalcificaron con ácido nítrico 10 por ciento por un periodo de tres a cuatro semanas y se lavaron con agua destilada. Una vez fijadas en parafina, se cortaron con un microtomo a un espesor de 4 micras, se tiñeron con hematoxilina & eosina y se observaron con microscopio fotónico a una magnificación de 10x y 40x (15). Macroscópicamente, se evaluó el estado físico del implante y la condición del tejido blando alrededor de la fractura.

Evaluación radiológica. Se tomaron vistas craneo-caudal y medio-lateral a las 10 y 12 semanas, casos 4 y 2, respectivamente. Se evaluó la condición de la línea de fractura, la formación de callo óseo y la posición del implante.

Prueba biomecánica. Se elaboró un módulo de flexión para las siguientes estructuras: cuatro muestras lado contralateral de fémur entero (seleccionados al azar) casos 1, 3, 5 y 7, una placa ortopédica de acero inoxidable 316L y una placa plástica de PVC. Para esto, se usó una Máquina Universal de Pruebas Mecánicas de la marca Instron, modelo 1125 de 10 toneladas a un tiempo de carga de 1mm por minuto.

RESULTADOS

Manifestaciones clínicas. La herida sostuvo un período de inflamación que duró entre 5 y 7 días, después evolucionó normalmente y cicatrizó de primera intención. No se presentaron casos de infección, eritema o exudado purulento en la línea de sutura. Pulso, reflejo patelar y perfusión capilar normal; respiraciones rítmicas y profundas con adecuada ventilación en ambos campos pulmonares. El 50% de los casos presentaban un grado 2 de uso dos días después de la operación, el 30% mejoraron de grado 1 a grado 2, tres a cuatro días postoperatorio y el 20% restante tuvo un uso grado 2 el día cinco. Entre los 7 y 10 días, los pacientes cuya utilización del miembro fue precoz presentaron una extremidad posterior izquierda pendulante, flexión anormal con sonido crepitante en el tercio medio de la diáfisis femoral y edema localizado en los tercios medio y distal, aspecto lateral de la región femoral; tres pacientes más presentaron la misma signología a los catorce días (Cuadro 3). El diagnóstico clínico fue reincidencia de la fractura, confirmado al momento de la necropsia. Durante la sexta semana, los casos 2 y 4 progresaron a un uso de grado 3. El caso 2 presentaba asimetría del miembro posterior izquierdo. El caso 4 presentaba desplazamiento lateral del miembro posterior izquierdo al caminar y trotar. Ambos casos permanecieron sin cambio o mejoría significativa hasta la décima y duodécima semana, respectivamente.

Examen histológico. La mitad de las muestras fueron dañadas y no se tomaron en cuenta. A las dos semanas se observó tejido de granulación, abundantes fibroblastos y callo óseo inmaduro proveniente del periostio adyacente a la línea de fractura (Figuras 3 y 4). No se observó infiltrado linfocitario, neutrófilos o células gigantes en el foco de fractura. Macroscópicamente, los tornillos no

presentaron señales de corrosión. La placa plástica se rompió a nivel del foco de fractura en dirección transversa al eje longitudinal. No se detectaron señales de desgaste o hidrólisis a lo largo de la superficie y textura del implante. Se confirmó la presencia de líquido (edema detectado clínicamente) en la región femoral. La consistencia ósea era sólida y firme, no se notó exudado o masa alguna que pudiera catalogarse como anormal o como indicativo de rechazo a cuerpo extraño. Se observó la presencia de callo óseo proveniente del periostio que abrazaba la placa plástica.

Dos casos (5 y 7) presentaron ruptura de los tornillos en los segmentos proximal y distal, la placa se recuperó intacta. No se observó osteólisis alrededor de los tornillos (Figura 5).

Evaluación radiológica.

Caso 2, 84 días después de practicada la osteotomía en el tercio medio de la diáfisis femoral (Figura 6).

- Se distingue con claridad la línea de fractura.
- Callo mineralizado visible, zona radiopaca adyacente a la fractura; escasa formación de callo en el segmento distal y no existe evidencia de un puente de callo óseo en la fractura.
- Evidente ruptura de la placa en dirección transversa al eje longitudinal y ligeramente desplazada en dirección craneal. Radiopacidad sobre la placa y tornillos en los segmentos proximal y distal. Notar que la placa es pequeña para el largo del hueso.
- El primer tornillo del tercio distal está muy cerca de la línea de fractura. Destaca una brecha radiolúcida entre los dos primeros tornillos del segmento distal. Notar el largo excesivo de los tornillos.
- Conclusión: fractura inestable y no unión de los segmentos óseos.

Caso 4, 70 días después de practicada la osteotomía en el tercio medio de la diáfisis femoral (Figura 7).

- No se distingue la línea de fractura.
- Zona radiopaca en el tercio medio (consolidación ósea de los segmentos), delgada zona más radiolúcida entre los segmentos proximal y distal. Desviación en *valgus*.

- La placa está entera y fuera de posición. Ausente el contacto de la placa con el segmento distal. Aparecen zonas más radiolúcidas entre la placa y el segmento distal, sobre la placa y tornillos en el segmento proximal y distal.
- Notar el desplazamiento de los tornillos y la falta de uno.
- Conclusión: fractura estable y malunión con desviación en *valgus*.

Prueba biomecánica. El fémur manifestó un módulo de flexión entre 40 y 70 MPa. La placa de acero sobrepasó claramente a la placa plástica y al hueso en rigidez y resistencia al estrés.

Sin embargo, el diseño de la placa plástica mostró un módulo de flexión superior a la media esperada (10-20 Mpa) para plásticos (Cuadro 4).

DISCUSION

Existen numerosos métodos de fijación interna y externa para el tratamiento de fracturas transversas en el tercio medio de la diáfisis femoral, cada uno posee sus méritos y limitaciones. Seleccionar el tipo de fijador esquelético es importante y deberá tomar en cuenta la edad, el temperamento, el peso corporal del paciente, las fuerzas mecánicas que actúan sobre el foco de fractura, la localización y el tipo de fractura, el material y equipo disponible, la conformación anatómica del hueso involucrado, la presencia de lesiones ortopédicas concurrentes, la habilidad y experiencia del cirujano (13,14).

Para que se rompa o doble un material se debe pasar el punto de máximo estrés o el punto de cedencia (fatiga). En ortopedia, ocurre cuando el material utilizado no cumple con las normas de calidad requeridas o cuando la reconstrucción de la relación anatómica de los segmentos óseos en la línea de fractura es parcial. Esta brecha causada por la ausencia de contacto cortical origina que las cargas y fuerzas fisiológicas constantes y cíclicas sean distribuidas exclusivamente a la placa, si ésta no se encuentra en íntimo contacto con la superficie del hueso la carga pasa directamente a los tornillos (11,18). La ruptura de la placa sucedió entre los 7-14 días en el 70% de los pacientes, Rodríguez et al., notificó ruptura de placas plásticas (PVC) en osteotomías de radio/ulna a las dos semanas (19), por lo tanto este material se fatiga en poco tiempo.

La técnica operatoria practicada en este estudio reducía clínicamente la fractura, pero fallaba en alcanzar una adecuada compresión de los segmentos óseos (Figura 8). La colocación de las

abrazaderas implicaba levantar porciones del periostio que unían el músculo aductor a la cara caudal del fémur disminuyendo una fuente importante para el desarrollo de circulación extraósea cerca del foco de fractura. El diseño mostró una rigidez superior a la de otros plásticos, sin embargo, no mejoró el tiempo de fatiga. Esto, junto con la falta de un inmovilizador externo e incontrolables acciones de los pacientes, ocasionaron el colapso del implante plástico.

El diagnóstico de sarcomas relacionados a implantes metálicos tarda entre 1-15 años, promedio 6, a partir de la fecha de fractura. Localizados con mayor frecuencia en huesos largos (>85%) particularmente en fémur (49%), alcanzan forma de osteosarcoma, fibrosarcoma, histiocitoma e importante por su temprana aparición, granulomas y osteomielitis aguda (14). Histológicamente, no se encontró reacción tisular alguna que sugiriera rechazo a cuerpo extraño o infección. Sin embargo, a largo plazo y dadas las características del implante no se puede descartar la posibilidad de que alguna de estas osteopatías aparezcan.

Ambos estudios radiográficos muestran rotación del segmento distal por la impotencia del implante a resistir esta fuerza, el resultado es una no unión y eventual ruptura de la placa (caso 2) y una malunión (caso 4).

La abundante formación de callo óseo mineralizado y fibrocartilago, en ambos casos es proporcional al movimiento e inestabilidad existentes en el foco de fractura. Zonas radiolúcidas entre el implante y el hueso indican desprendimiento del implante. El caso 4 presentó una deformación en *valgus* seguramente acompañada de un rotación de la cabeza femoral, responsable por el desplazamiento lateral del miembro posterior izquierdo al caminar y trotar. El caso 2 se encaminaba a una malunión, aún así los huesos sanan normalmente sin evidencias de osteólisis, osteomielitis o *sequestrum*.

El presente trabajo concluyó que la utilización de placas ortopédicas elaboradas a partir de plástico PVC para la fijación de fracturas transversas resultó insatisfactoria en el 100% de los casos. La posibilidad de mejorar la técnica quirúrgica y de abrir nuevos estudios a partir de estas bases son recomendables.

LITERATURA CITADA

1. Aron,D., Johnson,A., Palmer,R.: Biologic Strategies and a Balanced Concept for Repair of Highly Comminuted Long Bone Fractures. The Compendium.17:35-49 (1995).
2. Balagopalan,T.P., Devanand,C.B., Rajankutty,K., Sarada Amma,T., Raveendran,S.,Abraham,C., Jalaluddin,A.M., Muraaleedharan,K.N. and George,P.O.: Fracture in Dogs-A Review of 208 Cases. Indian J.Vet.Surg.16:41-43 (1995).
3. Brinker,W.O., Piermattei,D., Flo,G.L.: Handbook of Small Animal Orthopedics & Fracture Treatment. 2nd ed. W.B.Saunders Company. U.S.A., 1990.
4. Coetzee,G.L.: Bone Healing Following Two Methods of Non-Rigid Tibial Osteotomy Repair in the Dog. Journal of the South African Veterinary Association.64:20-27 (1993).
5. Denny,H.R.: A Guide to Canine and Feline Orthopaedic Surgery. 3rd ed. Blackwell Scientific Publications. London,1993.
6. Egger,E.L., Histan,M. B., Norrdin,R.W., Konde,L.J., Schwarz,P.D.: Canine Osteotomy Healing when Stabilized with Decreasingly Rigid Fixation Compared to Constantly Rigid Fixation. V.O.C.T.6:182-187 (1993).
7. Hara,Y., Masahiro,T., Hiroyasu,E., Hiromitsu,O., Masahiro,S., Yasuo,S., Suong-Hyu,H. and Yoshito,I.: Clinical Evaluation of Uniaxially Oriented Poly-L-Lactide Rod for Fixation of Experimental Femoral Diaphyseal Fracture in Immature Cats. J. Vet. Med. Sci. 56:1041-1045 (1994).
8. Harari,J.: Surgical Complications and Wound Healing in the Small Animal Practice. W.B.Saunders Company. U.S.A., 1993.
9. Harvey,C.E., Newton,C.D., Schwartz,A.: Small Animal Surgery. J.B.Lippincott Company. San Francisco, U.S.A.,1990.
10. Hulse,D., Aron,D.: Advances in Small Animal Orthopedics. The Compendium.16:831-832 (1994).
11. Hulse,D., Hyman,B.: Biomechanics of Fracture Fixation Failure. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice. 21:647-667 (1991).

12. Junqueira,L., Carneiro,J., Kelly,R.O.: Basic Histology. Appleton&Lange. Norwalk, Connecticut,1992.
13. Lewis,D.D., VanEer,R.,Oakes,M.G., Elkins,A.: Use of Reconstruction Plates for Stabilization of Fractures and Osteotomies Involving the Supracondylar Region of the Femur. Journal of the American Animal Hospital Association.29:171-178 (1993).
14. U,X.Q., Hom, D.L., Black,J., Stevenson,S.: Relationship between Metallic Implants and Cancer:A Case- Control Study in a Canine Population.V.O.C.T.6:70-74 (1993).
15. Luna,L.G.: Manual of Histologic Staining Methods of the Armed Forces Institute of Pathology. 3rd. ed. Mc. Graw Hill Publishing Company. U.S.A., 1968.
16. Mallon,W., McNamara,M., Urbaniak,J.: Orthopaedics. Williams&Wilkins. Maryland, U.S.A., 1995.
17. Müller,M.E., Aligöwer,M., Willenegger,H.: Manual de Osteosíntesis.Técnica AO. 2a ed. Editorial Científico Médica. Barcelona,1972.
18. Olmstead,M.L.: Complications of Fractures Repaired with Plates and Screws. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice. 21:669-686 (1991).
19. Rodriguez,L.M., Rezende,M.F., Falcao,A.R., Bernis,W.O.: Emprego de Placas Plásticas no Tratamento de Fracturas do Rádio e Ulna em Caes. Arq.Bras.Med.Vet.Zoot.45:35-41 (1993).
20. Simmons,R.L., Steed,D.: Basic Science Review for Surgeons. W.B.Saunders Company. Philadelphia, U.S.A., 1992.
21. Slatter,D.: Textbook of Small Animal Surgery. 2nd ed. W.B.Saunders Company. Philadelphia, U.S.A., 1993.
22. Smith,W.F.: Principles of Materials Science and Engineering. 2nd ed. Mc. Graw Hill Publishing Company. New York, U.S.A., 1990.
23. Whittick,W.G.: Canine Orthopedics. 2nd ed. Lea&Febiger. Philadelphia, U.S.A.,1990.

CUADROS

Cuadro 1. El patrón que desarrolle la línea de fractura y la resistencia de implantes y fijadores esqueléticos durante el tratamiento ortopédico, estará influenciado por la fuerza(s) o carga(s) que intervengan en la columna ósea.

FUERZA FISIOLÓGICA	TIPO FRECUENTE DE FRACTURA	IMPLICACIONES TERAPÉUTICAS
Compresión	Conminuta	Colapso de la superficie cortical
Tensión	Multifragmentaria	Separación de los segmentos óseos
Flexión	Avulsión	Desplazamiento lateral y colapso de los fragmentos óseos
	Transversal	
	Oblicua	
	"Pico de Flauta"	
Torsión y Cizallamiento	Espiral	Malunión o no unión de los fragmentos óseos

Cuadro 2. Superficies que experimentan la máxima tensión en huesos largos.
Máxima compresión se resiste en la superficie contraria.

HUESO	BANDA DE TENSION
Fémur	Cráneo-lateral
Tibia	Cráneo-lateral
Húmero	Cráneo-lateral
Ulna	Caudal
Radio	Craneal-medial

Cuadro 3. Reseña de los animales de experimento y duración de la placa plástica.

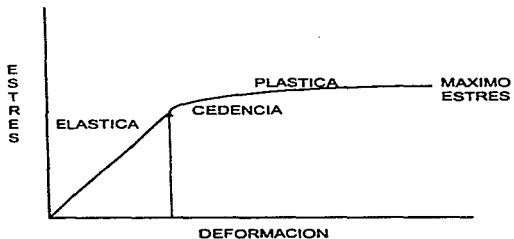
Nº. de Caso	Sexo	Edad aproximada	Peso (kg)	Duración de la placa (días)
1	Macho	5 años	23	7
2	Hembra	3 años	11	84
3	Hembra	3 años	12	10
4	Macho	6 meses	9.5	70
5	Hembra	3 años	11.5	10
6	Macho	6 meses	10	7
7	Macho	3 años	14	10
8	Macho	6 meses	7	14
9	Macho	>5 años	13	14
10	Macho	5 años	12	14

Cuadro 4. Resultados del módulo de flexión a una fuerza de gravedad constante y velocidad de 1mm/minuto.

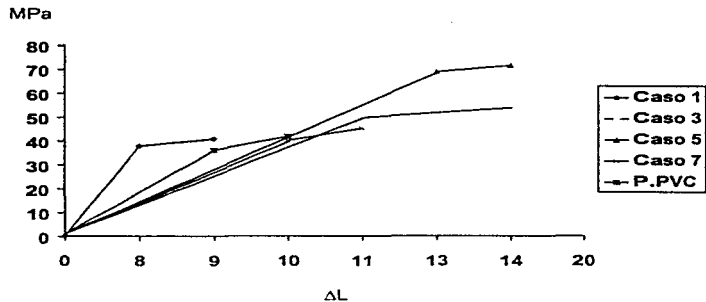
No. de Caso	Area (mm²)	MPa
1	13	40.8
3	11	53.4
5	11	71.2
7	12	45
Placa de acero inoxidable 316L	4	289
Placa de plástico PVC	4	41.8

FIGURAS

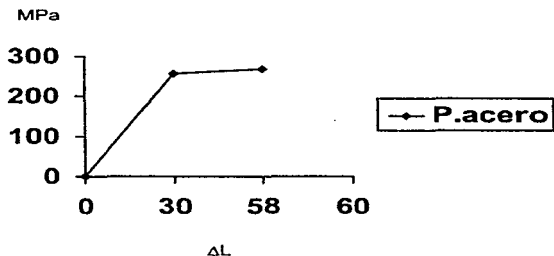
Figura 1. La curva de estrés/deformación representa las propiedades materiales del hueso. El módulo corresponde a la pendiente de la curva en la región elástica. Mientras más empinada sea la pendiente de la curva, más rígido es el material.



ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA



Gráfica 1. Curva estrés/deformación, correspondiente al Cuadro 4. Notar la pendiente de la curva característica del hueso cortical y su corta fase de plasticidad. La placa plástica muestra un patrón similar al hueso cortical.



Gráfica 2. Curva estrés/deformación para la palca de acero. Notar la gran rigidez del material en comparación con el hueso y la placa plástica.

Fig.2. Fotografía ilustrando el equipo utilizado. Taladro de tres velocidades, placa plástica, abrazaderas y tornillos de acero inoxidable 304, fresa de 7/64 y destornilladores de paleta y de cruz.

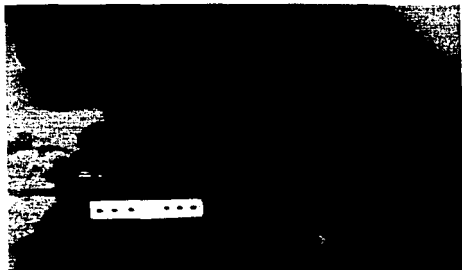


Figura 3. Caso 8. Microfotografía (10x) del foco de fractura. Periestio en el centro y zona de proliferación seguida de abundante tejido de granulación.



Figura 4. Caso 8. Microfotografía (40x) de la zona de proliferación. Diferenciación de células pluripotenciales, actividad osteoclastica, presencia de fibroblastos y vaso de neoformación. Zonas claras indican la deposición de tejido fibroso y colágeno.

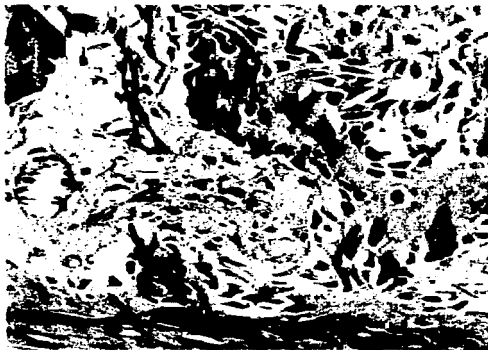


Figura 5. Caso 10. Microfotografía (10x) del orificio del tornillo. Se detecta tejido fibroso en la periferia del orificio.

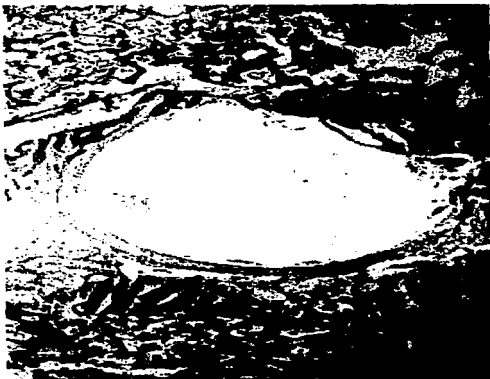


Figura 6; Radiografías del fémur izquierdo, proyecciones craneo-caudal y lateral. Notar la rotación del segmento distal en ambos casos.



Figura 7: Radiografías del fémur izquierdo, proyecciones craneo-caudal y lateral. Notar la rotación del segmento distal en ambos casos.



Figura 8. Caso 5; notar la falta de compresion interfragmentaria.

