

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
DEPARTAMENTO DE PATOLOGÍA ANIMAL, PRODUCCIÓN ANIMAL Y
CIENCIA Y TECNOLOGÍA DE LOS ALIMENTOS



TESIS DOCTORAL

**EVOLUCIÓN DE LA MASA ÓSEA EN EL FÉMUR CANINO
SOMETIDO A FIJACIÓN INTERNA CON PLACAS DE
COMPRESIÓN DINÁMICA Y CLAVOS CERROJADOS**

MARÍA INMACULADA MORALES FARIÑA

Las Palmas de Gran Canaria, Octubre de 1995

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
UNIDAD DE TERCER CICLO Y POSTGRADO

Reunido el día de la fecha, el Tribunal nombrado por el Excmo. Sr. Rector Magfco. de esta Universidad, la aspirante expuso esta TESIS DOCTORAL.

Terminada la lectura y contestadas por la Doctoranda las objeciones formuladas por los señores jueces del Tribunal, éste calificó dicho trabajo con la nota de APTO CUM LAUDE.
Las Palmas de G. C., a 15 de diciembre de 1995. *UNANIMIDAD*
El Presidente: Dr. D. ~~Ignacio~~ Usón Gargallo,

El Secretario: Dr. D. Juan Pablo Zaera Polo,

El Vocal: Dr. D. Inmaculada Avila Jurado,

El Vocal: Dr. D. Mario Rodríguez Rodríguez,

El Vocal: Dr. D. Alberto Montoya Alonso,

La Doctoranda: D^a Inmaculada Morales Fariña,

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

FACULTAD DE VETERINARIA

**DEPARTAMENTO DE PATOLOGÍA ANIMAL, PRODUCCIÓN
ANIMAL, BROMATOLOGÍA Y TECNOLOGÍA DE LOS
ALIMENTOS.**

**EVOLUCIÓN DE LA MASA ÓSEA EN EL FÉMUR CANINO
SOMETIDO A FIJACIÓN INTERNA CON PLACAS DE
COMPRESIÓN DINÁMICA Y CLAVOS CERROJADOS.**

Las Palmas de Gran Canaria, 1995.

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DOCTORADO EN VETERINARIA

**DEPARTAMENTO DE PATOLOGÍA ANIMAL, PRODUCCIÓN
ANIMAL, BROMATOLOGÍA Y TECNOLOGÍA DE LOS
ALIMENTOS.**

**EVOLUCIÓN DE LA MASA ÓSEA EN EL FÉMUR CANINO
SOMETIDO A FIJACIÓN INTERNA CON PLACAS DE
COMPRESIÓN DINÁMICA Y CLAVOS CERROJADOS.**

Tesis Doctoral presentada por Dña. Inmaculada Morales Fariña

Dirigida por el Dr. D. Ignacio Durall Rivas

Codirigida por el Dr. D. Diego Hernández Hernández

El Director

El Codirector

La Doctoranda

Las Palmas de Gran Canaria, 31 de Octubre de 1995.

**D. IGNACIO DURALL RIVAS, PROFESOR TITULAR DEL
DEPARTAMENTO DE PATOLOGÍA ANIMAL DE LA FACULTAD
DE VETERINARIA DE LA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE
BARCELONA**

INFORMA:

Que **Dña. INMACULADA MORALES FARIÑA**, licenciada en Veterinaria, ha realizado bajo mi dirección y asesoramiento el presente trabajo titulado **EVOLUCIÓN DE LA MASA ÓSEA EN EL FÉMUR CANINO SOMETIDO A FIJACIÓN INTERNA CON PLACAS DE COMPRESIÓN DINÁMICA Y CLAVOS CERROJADOS**, el cual considero reúne las condiciones y calidad científica necesarias para ser presentado por el interesado para optar al grado de Doctor en Veterinaria.

Las Palmas de Gran Canaria, 30 de Octubre de 1995

Fdo. D. Ignacio Durall Rivas

**D. DIEGO HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ DOCTOR EN
MEDICINA Y CIRUGÍA**

INFORMA:

Que **Dña. INMACULADA MORALES FARIÑA**, licenciada en Veterinaria, ha realizado bajo mi dirección y asesoramiento el presente trabajo titulado **EVOLUCIÓN DE LA MASA ÓSEA EN EL FÉMUR CANINO SOMETIDO A FIJACIÓN INTERNA CON PLACAS DE COMPRESIÓN DINÁMICA Y CON CLAVOS CERROJADOS**, el cual considero reúne las condiciones y calidad científica necesarias para ser presentado por el interesado para optar al grado de Doctor en Veterinaria.

Las Palmas de Gran Canaria, 30 de Octubre de 1995

Fdo. D. Diego Hernández Hernández

A Adrián, por el tiempo perdido.
A mis padres.

ÍNDICE

	<i>página</i>
1.- INTRODUCCIÓN	1
2.- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	3
2.1.- ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL HUESO	3
2.1.1.- HISTOLOGÍA DEL HUESO	5
2.1.2.- VASCULARIZACIÓN	7
2.1.3.- REMODELACIÓN ÓSEA	8
2.2.- CONCEPTO DE ESTRÉS DE PROTECCIÓN	9
2.2.1.- AUSENCIA DE FUERZAS MECÁNICAS	10
2.2.2.- CAMBIOS VASCULARES	13
2.2.3.- IRRITACIÓN MECÁNICA	14
2.3.- MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA MASA ÓSEA	16
2.3.1.- MÉTODOS INVASIVOS	17
2.3.1.1.- RESIDUO ÓSEO EN CENIZAS	17
2.3.1.2.- ANÁLISIS QUÍMICO DEL HUESO	18
2.3.1.3.- HISTOMORFOMETRÍA	18
2.3.2.- MÉTODOS NO INVASIVOS	19
2.3.2.1.- RADIOLOGÍA SIMPLE	19
2.3.2.2.- ANÁLISIS DE ACTIVACIÓN NEUTRÓNICA ..	19
2.3.2.3.- RADIOGRAMETRÍA	20
2.3.2.4.- BASES FÍSICAS DE LA DENSITOMETRÍA ...	20
2.3.2.5.- DENSITOMETRÍA FOTÓNICA SIMPLE	22
2.3.2.6.- DENSITOMETRÍA FOTÓNICA DUAL	23
2.3.2.7.- DENSITOMETRÍA POR ABSORCIOMETRÍA RADIOLÓGICA	23
2.3.2.8.- DENSITOMETRÍA POR TOMOGRAFÍA AXIAL	26
2.3.3.- ESTUDIOS BIOMECÁNICOS	27
2.3.4.- IMPEDANCIA y RESONANCIA	28

2.4.- MÉTODOS DE RESOLUCIÓN DE LAS FRACTURAS DE FEMUR	30
2.4.1.- MÉTODOS INCRUENTOS	30
2.4.2.- MÉTODOS CRUENTOS	33
2.4.2.1.- FIJADORES EXTERNOS	33
2.4.2.2.- FIJACIÓN INTRAMEDULAR	34
2.4.2.3.- FIJACIÓN CON CLAVO CERROJADOS	36
2.4.2.4.- FIJACIÓN POR PLACAS	42
3.- MATERIALES Y MÉTODOS	47
3.1.- ANIMALES DE EXPERIMENTACIÓN	47
3.2.- EQUIPO DE ANESTESIA y RADIOLOGÍA	48
3.3.- IMPLANTES E INSTRUMENTAL	48
3.3.1.- CLAVO CERROJADO	48
3.3.2.- PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA (DCP)	52
3.4.- DENSITÓMETRO	53
3.5.- MÉTODOS BIOPATOLÓGICOS	54
3.6.- PREANESTESIA y ANESTESIA	55
3.7.- PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO	56
3.7.1.- IMPLANTE del CLAVO CERROJADO. GRUPO I	56
3.7.2.- IMPLANTE de la PLACA DCP. GRUPO II	59
3.8.- PERIODO POSTOPERATORIO	59
3.9.- EXTRACCIÓN DEL IMPLANTE, EUTANASIA y OBTENCIÓN DEL MATERIAL BIOLÓGICO	60
3.10.- ESTUDIO DENSITOMÉTRICO	61
3.11.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LOS HUESOS	63
3.12.- ESTUDIO ULTRAESTRUCTURAL	66
3.13.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO	66
4.- RESULTADOS	75
4.1.- RESULTADOS CLÍNICOS	77
4.2.- RESULTADOS RADIOLÓGICOS	77
4.3.- ESTUDIO MACROSCÓPICO POSTMORTEM	79
4.4.- RESULTADO DE LA DENSITOMETRÍA	101

4.5.- RESULTADOS DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO	117
4.6.- RESULTADOS DEL ESTUDIO ULTRAESTRUCTURAL	129
5.- DISCUSIÓN	137
5.1.- ESTUDIO RADIOLÓGICO Y MACROSCÓPICO POSTMORTEM .	139
5.2.- TÉCNICAS PARA MEDIR LA MASA ÓSEA	144
5.3.- RESULTADOS DE LA DENSITOMETRÍA	147
5.4.- ESTUDIO BIOMECÁNICO	152
CONCLUSIONES	157
RESUMEN	161
SUMMARY	165
AGRADECIMIENTOS	169
BIBLIOGRAFÍA	173

INTRODUCCIÓN

1.- INTRODUCCIÓN

Los cambios estructurales y funcionales que se producen en el hueso después de la aplicación de distintos métodos de osteosíntesis han sido centro de atención de numerosos investigadores durante décadas. El desarrollo de nuevas tecnologías que permiten un estudio preciso y no invasivo de la composición de la masa ósea, por una parte, y el empleo de nuevos métodos de fijación, por otra, han hecho que se siga investigando de forma muy intensa en este campo.

Uno de los principales inconvenientes de las técnicas de osteosíntesis es la producción de una osteoporosis, es decir, de una pérdida de masa ósea, también conocida como estrés de protección. A pesar de que este fenómeno no se conoce en profundidad, parece ser debido, principalmente, a las alteraciones en la vascularización y a la ausencia de fuerzas mecánicas. La osteoporosis tiene una gran importancia clínica dado que favorece la refracturación de fracturas aparentemente consolidadas y retrasa la consolidación ósea. Aunque las distintas técnicas de osteosíntesis producen pérdidas de masa ósea de diferente intensidad, no hay acuerdo sobre cuál de ellas produce una osteoporosis mayor. Así por ejemplo, la pérdida de masa de ósea producida por el uso de placas de osteosíntesis, que ha sido el método más estudiado, oscila entre un 0% y un 30%, según los resultados obtenidos por diferentes autores (Szivek *et al.*, 1981; Carter *et al.*, 1984; Glennon *et al.*, 1994).

En los últimos años, nuestro equipo de investigación ha desarrollado un nuevo método de fijación interna, que consiste en la colocación de un clavo cerrojado (Díaz, 1992). Las principales ventajas de esta técnica son su facilidad de aplicación y su bajo coste. Dadas las características de esta técnica, una de sus posibles desventajas sería la inducción de una osteoporosis mayor que la producida por otros métodos, problema que hasta ahora no ha sido investigado.

Los avances tecnológicos respecto a la determinación de la masa ósea han permitido desarrollar métodos no invasivos y de mayor precisión

INTRODUCCIÓN

en la cuantificación de la misma. Entre ellos, la densitometría y la tomografía axial computarizada son los de mayor utilidad clínica. La densitometría radiológica dual es una técnica de gran precisión que cuenta, además, con la ventaja de emplear poca radiación y de requerir un tiempo de exposición reducido. Debido a estas características, la densitometría fotónica dual ha mostrado ser una técnica de gran valor para el estudio de los cambios cuantitativos de la masa ósea (Markel, Chao, 1993).

Los estudios biomecánicos permiten valorar las propiedades estructurales y mecánicas del hueso, que, en buena medida, dependen de la masa ósea. Uno de los más utilizados es el fallo del momento de la flexión, que nos indica la resistencia del hueso frente a estas fuerzas.

En esta tesis doctoral nos planteamos investigar la evolución de la masa ósea del fémur después de su fijación con placas y clavos cerrojados, implantes cuyas características y aplicaciones clínicas son semejantes. En concreto los objetivos que nos planteamos fueron los siguientes:

- 1.- Determinar los valores de referencia normales de la masa ósea del fémur del perro mediante el método de absorciometría radiológica dual.
- 2.- Comparar los resultados obtenidos mediante las técnicas de densitometría y biomecánica entre el grupo control y los grupos sometidos a fijación con placa de osteosíntesis y con clavos cerrojados.
- 3.- Describir, radiológica, macroscópica y estructuralmente los cambios sufridos por el tejido óseo en los grupos sometidos a fijación con placa de compresión dinámica y con clavos cerrojados.
- 4.- Estudiar la correlación que existe entre la densitometría, el estudio biomecánico y el estudio ultraestructural de los dos métodos de fijación para establecer cuál de ellos produce menor repercusión sobre el hueso.

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1.- ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL HUESO

El hueso, tejido conectivo especializado, realiza tres funciones fundamentales en el organismo:

- A) Mecánica, permitiendo la configuración y las funciones locomotoras del cuerpo.
- B) Protectora de órganos vitales y asiento de la médula ósea.
- C) Metabólica, como reserva de iones, especialmente de calcio y fósforo, y reguladora del equilibrio ácido-base sistémico (**Bloom-Fawcett, 1987; Green et al., 1991**).

A pesar de la importancia de estas funciones, el estudio de su metabolismo y fisiopatología no ha tenido un desarrollo histórico similar al de otros órganos o sistemas. El estudio del metabolismo óseo ha ido asociado al interés suscitado por la osteoporosis, que es sin duda la afección ósea epidemiológica más importante (**Gowen M., 1989**).

El tejido óseo está formado por células y por un material intercelular calcificado, la matriz ósea. Observando una sección macroscópica de hueso, podemos ver dos tipos de hueso: el compacto o cortical y el esponjoso o trabecular. El primero de ellos, el compacto o cortical, aparece como una masa sólida continua, en la cual sólo se ven espacios con la ayuda del microscopio. El segundo, el esponjoso o trabecular, está constituido por un retículo tridimensional de espículas óseas ramificadas o trabéculas, que delimitan un sistema laberíntico de espacios intercomunicados, ocupados por la médula ósea. Ambos tipos de hueso se entremezclan uno con otro sin un límite nítido que las separe (**Herron, 1981; Bloom-Fawcett, 1987**).

El hueso largo tubular de un adulto se puede dividir en tres áreas distintas: epífisis, metáfisis y diáfisis. Las epífisis, cuyas superficies están cubiertas por una delgada capa de hueso compacto que soporta el cartílago articular, son los extremos de los huesos largos y se caracterizan por tener abundante hueso esponjoso. La metáfisis, área estrecha que separa la epífisis

de la diáfisis, tiene la capa más externa de hueso compacto, pero en su mayor parte es de hueso esponjoso. En los animales en crecimiento, las epífisis y las metáfisis están separadas por la placa epifisaria, physis o cartílago de crecimiento que está compuesta por cartílago hialino y es la responsable del crecimiento longitudinal del hueso. La diáfisis, formada por hueso compacto, es casi siempre cilíndrica y tiene un espacio, que es la cavidad medular. Las superficies interna y externa de los huesos están recubiertas por membranas conjuntivas, que forman el *periostio* y el *endostio* respectivamente. Este revestimiento de las superficies óseas es esencial para la manutención del tejido. El periostio está formado por tejido conjuntivo denso, muy fibroso en su parte externa y más celular y vascular en la porción interna, junto al tejido óseo. Algunas fibras de colágeno del tejido óseo se unen con las del periostio y reciben el nombre de *fibras de Sharpey*, que unen firmemente el periostio al tejido óseo. El endostio está formado por una delgada lámina de tejido conjuntivo laxo, que reviste la cavidad medular, los espacios del hueso esponjoso, los conductos de Havers y los de Volkmann. En el tejido conjuntivo del periostio y endostio existen vasos sanguíneos que se ramifican y penetran en los huesos a través de canales que se hallan en la matriz ósea. La principal función del periostio y del endostio es nutrir el tejido óseo, ya que de sus vasos parten ramificaciones que penetran en el hueso por los conductos de Volkmann y sirven como fuente de osteoblastos para el crecimiento y reparación del mismo (Ham *et al.*, 1985; Junqueira, Carneiro, 1987).

2.1.1.- HISTOLOGÍA DEL HUESO

Si se examina al microscopio un corte delgado de hueso largo, se observa que los elementos celulares del hueso forman una parte pequeña de su masa total.

CÉLULAS DEL HUESO

Células Osteoprogenitoras. A semejanza de otros tejidos conjuntivos, el hueso se desarrolla a partir del mesénquima embrionario. Estas células se encuentran sobre o cerca de las superficies libres del hueso: en el endostio, la capa más interna del periostio, limitando con los canales haversianos, y sobre las trabéculas de matriz cartilaginosa de la metafisis de los huesos en crecimiento. Las células osteoprogenitoras están activas durante el crecimiento normal de los huesos y se pueden estimular durante toda la vida adulta para la reorganización interna del hueso, en la curación de las fracturas o en la reparación de otras formas de lesiones. Bajo cualquiera de estas condiciones, se multiplican y se transforman en osteoblastos formadores de hueso (Baron *et al.*, 1995).

Osteoblastos. Son responsables de la formación de la parte orgánica de la matriz ósea y se encuentran invariablemente en el frente de avance del hueso que crece o se desarrolla. Se disponen siempre en las superficies óseas. Cuando están en intensa actividad sintetizadora, poseen prolongaciones citoplasmáticas que se fijan a las de los osteoblastos vecinos. Estas prolongaciones se hacen más evidentes cuando un osteoblasto está envuelto por la matriz, ya que son los responsables de la formación de los canalículos que salen de las lagunas. Una vez aprisionado por la matriz recién sintetizada, el osteoblasto pasa a llamarse *osteocito* (Heersche y Matsumoto, 1995).

Osteocito. Son las células existentes en el interior de la matriz ósea, formando lagunas de las cuales parten canalículos. Son esenciales para el mantenimiento de la matriz ósea. Su muerte va seguida de la resorción de la matriz (Doty, 1981).

Osteoclastos. Se encuentran frecuentemente en cavidades poco profundas de la superficie del hueso, llamadas *Lagunas de Howship*. En la renovación y remodelación de los huesos que tiene lugar en los animales en crecimiento, siempre hay osteoclastos más abundantes en aquellas zonas que están sufriendo reabsorción. Aunque no son bien conocidos los mecanismos exactos mediante los cuales realizan la degradación simultánea de la matriz orgánica y la disolución del mineral óseo, hay indicios de que segregan enzimas hidrolíticas, entre ellas la colagenasa, que son las responsables de la digestión de los componentes de la matriz (Herron, 1981; Ham *et al.*, 1985; Junqueira, Carneiro, 1987; Horne, 1995).

MATRIZ ÓSEA

La parte inorgánica representa cerca del 50% del peso de la matriz ósea. Los iones que se encuentran con más frecuencia son el fosfato y el calcio. Hay también bicarbonato, magnesio, potasio, sodio y citrato en pequeñas cantidades. El calcio y el fósforo forman cristales, que tienen la estructura de la hidroxiapatita, con la siguiente composición: $(Ca)_{10} (PO_4)_6 (OH)_2$.

La parte orgánica de la matriz está formada por fibras de colágeno (95%) y una pequeña cantidad de sustancia fundamental amorfa que contiene proteoglicanos y glucoproteínas, especialmente sulfato de condroitina y ácido hialurónico.

El hueso compacto está formado fundamentalmente por sustancia intersticial mineralizada, la matriz ósea, depositada en laminillas. Espaciadas de un modo bastante regular por la sustancia intersticial del hueso, existen cavidades lenticulares, llamadas *lagunas*, cada una de las cuales está ocupada por un osteocito. Desde cada laguna irradian hacia todas las direcciones los canalículos, unos conductillos extraordinariamente delgados y ramificados que penetran en la sustancia intersticial de las laminillas y se anastomosan con los canalículos de las lagunas vecinas. De esta manera, aunque las lagunas están separadas por distancias apreciables, constituyen en realidad un sistema continuo de cavidades interconectadas por una red abundante de diminutos canales.

Las laminillas de hueso compacto se disponen en tres formas diferentes. La gran mayoría adopta una forma concéntrica en torno a un canal vascular del interior del hueso, para formar unas unidades cilíndricas llamadas *sistemas Havers* u *osteonas*. Entre éstos hay fragmentos angulosos de hueso laminar que tienen forma y tamaño irregular, denominados *sistemas intersticiales*. Los límites entre los dos sistemas anteriores están nítidamente marcados por las *líneas de cemento*. La tercera disposición se encuentra junto al periostio y al endostio, formando el *sistema circunferencial externo e interno* (Herron, 1981; Binnington, 1990).

2.1.2.- VASCULARIZACIÓN

La vascularización aferente de los huesos largos se compone de cuatro partes: *la arteria nutricia*, responsable de más del 50% de la vascularización total de los huesos largos, penetra en el hueso aproximadamente por la porción media de la diáfisis, quedando protegida por las inserciones de las fascias; al llegar a la cavidad medular se divide en la arteria medular ascendente y descendente, que irriga los dos tercios internos de la cortical. *Las arterias metafisarias y epifisarias* contribuyen al 20-40% de la vascularización total de los huesos; antes de finalizar el crecimiento, los vasos de las epífisis están desconectados de los vasos metafisarios excepto con algunas anastomosis superficiales; más tarde se encuentran íntimamente unidas unas con otras mediante anastomosis y con ramas de las arterias medulares ascendente y descendente. El cuarto flujo aferente lo constituyen *las arterias periostales (periósticas)* que irrigan sólo el tercio externo de la cortical. Los vasos penetran la cortical en sentido perpendicular y la circulación desde la cavidad medular fluye en sentido centrífugo (Trueta, 1963; Rhinelander, 1968; Rhinelander, 1974; Arnoczy y Wilson, 1991).

El sistema vascular intermedio es el punto de encuentro entre el sistema aferente y eferente, formado por los vasos que ocupan los canales haversianos y los de Volkmann. El sistema eferente o de drenaje venoso en las metafisis se realiza por medio de múltiples venas metafisarias, mientras que en la cortical varía según la zona del hueso. La cortical adyacente a la

cavidad medular drena independientemente de la cortical, vía vena nutriente (Binnington, 1990; Arnoczky, 1991).

2.1.3.- REMODELACIÓN ÓSEA: FORMACIÓN Y RESORCIÓN

El hueso, como todos los tejidos, está sometido a una actividad metabólica durante toda la vida. Desde el período embrionario y hasta la madurez, se produce el proceso de formación, a través de la osificación endocondral o intramembranosa, crecimiento y modelado, adaptándose a los requerimientos funcionales del organismo (Miller *et al.*, 1989). Una vez alcanzada la madurez, los procesos metabólicos continúan con la remodelación, renovación del tejido óseo, readaptación continua a las necesidades estructurales, y reparación, en el caso de fractura (Parfitt, 1988; Croucher *et al.*, 1991; Fehily *et al.*, 1992).

De todos estos procesos el más interesante desde el punto de vista fisiopatológico es la remodelación, que es el resultado de dos actividades: destrucción inicial de una zona de hueso (resorción) y la posterior reposición del mismo (formación). Hay una remodelación estructural y una remodelación interna. La remodelación interna se produce porque el hueso se renueva constantemente. Siempre están experimentando resorción algunos sistemas de *Havers* o parte de los mismos.

La remodelación estructural guarda relación con las fuerzas mecánicas que soporta el hueso. La formación de hueso nuevo, o el cambio de alineación de las trabéculas de hueso esponjoso, incluso del hueso compacto de la diáfisis, se puede producir para mejorar la capacidad de la estructura ósea para soportar hueso u otra clase de esfuerzo. Se sabe que la función de un hueso guarda una relación muy estrecha con su estructura microscópica. Así, por ejemplo, si se deja en reposo un hueso que se utiliza mucho, la cantidad de tejido óseo disminuye notablemente y da lugar a lo que se llama atrofia por falta de uso (Ham *et al.*, 1985).

Para mantener su arquitectura normal, un hueso ha de ser sometido a cambios de estrés constantes que, en condiciones normales, son realizados

por el peso del apoyo y la contracción muscular. Esta observación se conoce como la *Ley de Wolff* y fue descubierta por dicho autor a finales del siglo pasado. En el caso de las placas de osteosíntesis, el implante asume dicho estrés, por lo que el hueso, al no soportar las fuerzas que normalmente actúan sobre el mismo, experimenta una serie de alteraciones en su arquitectura que se conocen con el nombre de *estrés de protección* (Braden *et al.*, 1973).

2.2.- CONCEPTO DE ESTRÉS DE PROTECCIÓN

La disminución de hueso cortical debajo de la placa es un fenómeno atribuido al llamado *stress shielding* o *estrés de protección*, reducción del estrés por debajo de los niveles fisiológicos como resultado de la transferencia de dichas fuerzas a la placa rígida colocada sobre la superficie del hueso (Szivek *et al.*, 1981), efecto mecánico que los implantes producen sobre el hueso (Uhthoff, Dubuc 1971; Tonino *et al.*, 1976; Slatís *et al.*, 1978). El estrés de protección que se produce al aplicar placas de osteosíntesis ha sido investigado por numerosos autores (Szivek *et al.*, 1981; Carter *et al.*, 1984; Lesser, 1986; Glenon, Flanders, 1994). Perren (1991) demostró que la pérdida temporal de hueso se observa con todos los implantes, incluyendo los clavos intramedulares y los fijadores externos.

Dado que no se conocen todas las respuestas al estrés de protección, es éste un tema que levanta controversia. Si el estrés de protección es mecánico o biológico o una combinación de ambos es, hoy por hoy, una cuestión difícil de contestar (Olmstead, 1991).

La osteoporosis resultante se atribuye a varios factores: a) ausencia de fuerzas mecánicas sobre el hueso, b) cambios vasculares y c) irritación mecánica. A ellos nos dedicaremos las páginas siguientes.

2.2.1.- AUSENCIA DE FUERZAS MECÁNICAS

Este efecto tiene lugar cuando una placa es más rígida que la del hueso al que está sujeto, disminuyendo por lo tanto su capacidad de remodelación de acuerdo con la *Ley de Wolff* (Glennon *et al.*, 1994). Los implantes metálicos rígidos protegen sobre todo a los huesos largos, disminuyen el estrés mecánico al que están sometidos y causan resorción ósea (Slatis *et al.*, 1978). Debido a un desequilibrio entre resorción y formación, la cortical situada debajo de la placa presenta una ligera osteoporosis y toma un aspecto trabecular (Uthoff *et al.*, 1971). Para Szivek *et al.* (1981), la osteoporosis observada en la cortical situada debajo de la placa es el resultado de una disminución de los componentes de las fuerzas, debida a una flexión suplementaria en esta zona de la cortical, así como a una reducción en el componente de las fuerzas compresivas, axial, torsional y transversa que se reparten bajo la placa.

Trueta, (1963) llama la atención sobre la relación existente entre la inactividad muscular y la remodelación ósea. Una buena actividad muscular es el mejor método para mantener un apropiado suministro sanguíneo al hueso y esto está íntimamente unido al mecanismo de resorción y formación ósea. Una parálisis muscular o una relativa pérdida de actividad muscular provoca resorción ósea (como en las parálisis por poliomielitis, paraplegia flácida, osteoporosis después de las fracturas, inmovilización con vendajes, etc.). También Finsen *et al.* (1988) encontraron una correlación directa entre la pérdida mineral ósea y la pérdida de función muscular.

Glennon *et al.* (1994) sugieren que la disminución del esfuerzo físico de los huesos a causa de la inactividad que no afecta a toda la extremidad, no es un factor causante de la disminución de la densidad ósea en el perro.

Por su parte Tonino y Davidson (1976), observaron que el modelo de elasticidad y, sobre todo, las dimensiones de la placa de osteosíntesis influyen en la cantidad de estrés de protección que produce, y están de acuerdo con las afirmaciones de Lesser (1986), al demostrar que la diferencia del coeficiente elástico entre una placa y el hueso es de 9:1, lo

que permite a las placas absorber las fuerzas y repartirlas a lo largo de la extremidad. **Olmstead (1991)** también afirma que la alteración de la configuración del hueso está en proporción directa con la longitud y al grosor del implante utilizado.

El uso de vendajes que proporcionan una completa inmovilización también puede producir una ligera osteoporosis de la extremidad afectada, la cual es mayor en el hueso trabecular que en el hueso cortical, si bien, desde que se recupera la funcionalidad de la extremidad, la densidad vuelve a sus valores normales (**Goodship et al., 1979; Buckingham y Jeeffcott, 1991**). En cambio, **Waters et al. (1991)** describen una pérdida de hasta un 30% de masa ósea, medida mediante absorciometría fotónica simple, en la metafisis distal de la tibia de perros en crecimiento, después de una inmovilización con vendajes durante seis meses.

Slatis et al., (1978) y **Lesser (1986)** señalan que una placa rígida produce osteoporosis en la cortical de los huesos, que se manifiesta tres semanas después de la cirugía y disminuye rápidamente entre las 12 y 18 semanas. Estos autores indican además que las placas rígidas aumentan el diámetro exterior del hueso y el diámetro del espacio medular como resultado de la formación de nuevo hueso subperiostal y la simultánea reabsorción subendostal del hueso.

Los cambios de remodelación del hueso para **Slatis et al., (1978)** y **Lesser (1986)** tienden a contrarrestar las influencias adversas de la placa de osteosíntesis. En todos estos cambios morfológicos no influye la compresión de la placa al hueso. La formación de hueso subperiostal se observó alrededor de los márgenes de las placas durante las primeras doce semanas, pero hacia el final de su trabajo (36 semanas), esta reacción se hizo menos evidente. En cambio la disminución del grosor de la cortical fue una constante en toda la experiencia.

Contrariamente a lo expresado por estos autores, **Carter y Shimaoka (1984)** demuestran que la magnitud de la fuerza aplicada durante la colocación de los tornillos para sujetar la placa juega un papel significativo a la hora de producir mayor o menor estrés de protección sobre

el hueso. Los resultados pueden variar si se altera el tamaño y/o grosor del implante, si se sujeta con más tornillos y si varía la fuerza en el tensado de los mismos. **Muir et al. (1995)** coinciden con los autores anteriores y afirman que si los tornillos pierden la mitad de una vuelta, se elimina casi en su totalidad cualquier efecto de estrés de protección producido por la placa metálica.

La mayoría de los autores hacen referencia a los cambios atróficos del hueso, como un efecto adverso por la rigidez de la placa. Tales cambios han sido ampliamente investigados en animales y en humanos, pero se discute si persisten hasta que la placa es retirada, algunos autores recomiendan que las placas deben ser retiradas tan pronto como la fractura esté consolidada (**Uthoff y Dubuc 1971; Moyen et al., 1978; Stromberg, 1978**).

En contraste con este punto, **Perren (1979)** y **Perren y Rahn (1980)** sugieren que la osteoporosis después de la colocación de una placa es un fenómeno pasajero y explican, en sus experiencias con ovejas, que la osteoporosis se resuelve dentro de un año incluso cuando la placa permanece en su posición. Estos autores no observaron un deterioro de la estructura del hueso, atribuible a una prolongada retención de la placa.

Cordey et al. (1985) y **Terjersen y Norby (1986)**, mediante el uso de la tomografía axial, investigaron cuantitativamente en tibias humanas la pérdida ósea después de la fijación de las fracturas con placas. Obtuvieron como resultado ligeros cambios en la morfología y pequeñas reducciones de la densidad ósea, por lo tanto el peligro de una nueva fractura tras la retirada del implante es poco probable. Tres meses después de quitar el implante vieron que la densidad se recuperaba.

Moyen et al. (1978) se preguntaron si sería posible reducir la osteoporosis producida al utilizar placas rígidas, con el uso de placas metálicas de mayor flexibilidad, y qué efectos tendría el retirar el implante. Para valorar el grado de formación ósea utilizaron análisis con tetraciclina, determinaciones con absorciometría fotónica, porosidad, medidas del

perímetro del periostio y estudio de secciones de los huesos con distintos tipos de placas. Con el uso de placas metálicas flexibles, encontraron una reducción de la disminución de la masa ósea significativamente menor que con la aplicación de placas rígidas. La pérdida ocurre paralelamente a un incremento en la formación de hueso intracortical. La cantidad de osteogénesis intracortical producida, surge después de una substancial resorción intracortical. Primero hay una resorción cortical (en el primer mes), menor con las placas flexibles, y seguidamente, tras un pequeño retraso, hay un aumento en la formación (hasta los seis meses).

La magnitud de la osteoporosis debajo de las placas flexibles fue menor que con las rígidas y, como consecuencia, el estímulo para restablecerse fue menor una vez retiradas las placas.

2.2.2.- CAMBIOS VASCULARES

Una pérdida inicial de masa ósea puede deberse a un daño vascular asociado a la apertura de las fracturas, ya que se produce un daño en el periostio y en la musculatura durante la cirugía, con el resultado de una disminución de la circulación sanguínea dentro de la cortical del hueso (Carter *et al.*, 1984; Glennon *et al.*, 1994).

Por otra parte, Rand *et al.* (1981) y McDuffee *et al.* (1994) señalan que tras la colocación de clavos intramedulares y clavos cerrojados se produce un daño adicional en el riego que aporta la cavidad medular.

Existe, asimismo, una estrecha relación entre el daño vascular producido por la intervención y el tamaño del implante (Olmstead, 1991). Las placas crean una compresión con el hueso cortical y comprometen el suministro sanguíneo (Rosson *et al.*, 1991). Glennon *et al.* (1994) afirman que la profundidad y el área de isquemia ósea dependen de la cantidad de fuerza compresiva usada para fijar la placa al hueso, y del tamaño del área de contacto entre la placa y el hueso.

Moyen y Lavey (1978) describen que, en la cortical unida a placas de plástico, la osteoporosis que se desarrolla es menor que con el uso de placas metálicas, ya que la placa no absorbe las fuerzas de apoyo. En cambio, según **Perren (1991)**, las placas de plástico producen más osteoporosis que las de metal, lo que contradice las teorías mecánicas del estrés de protección. Esto sucede, porque las placas blandas pueden adaptarse mejor al hueso, incrementando con ello la lesión vascular.

2.2.3.- IRRITACIÓN MECÁNICA

Estudios metalúrgicos recientes demuestran que las placas de osteosíntesis no son inertes y la corrosión puede llegar a ser un problema que aumente la osteoporosis ósea (**Korvick et al., 1988**). Según **Glennon y Flanders (1994)**, la irritación mecánica en la unión del implante con el hueso puede jugar algún papel en la osteoporosis. Una posible irritación mecánica de los biomateriales introducidos puede acelerar una fatiga del implante en el lugar de la fractura (**Carter et al., 1984**).

Burstein et al. (1972) sugieren que, como el metal y el hueso son materiales elásticos (el modelo de elasticidad para los tornillos de acero inoxidable es de 207.000 meganewtons/m² y para el hueso cortical de 15.000 meganewtons/m²), cuando un hueso que contiene un tornillo es sometido a carga por cualquier circunstancia, entre el hueso y el tornillo tiene lugar un cierto movimiento. Esto tiene como resultado una irritación entre las superficies de ambos. Además, el espacio entre ambos se rellena de un tejido fibroso. Una de las hipótesis de por qué permanece el efecto de los tornillos durante tanto tiempo sostiene que este tejido es una barrera para la neoformación ósea (**Burstein et al., 1972**). En sus trabajos volvieron a taladrar los agujeros, al quitar los tornillos con una broca mayor, para extirpar el tejido fibroso formado y así exponer una superficie fresca osteogénica para conseguir un relleno más rápido, pero concluyeron, tras un estudio histológico y biomecánico, que una nueva perforación de los agujeros no mejora la cicatrización. Tampoco encontraron relación entre la localización de los agujeros y la línea de fractura. El agujero de los tornillos, a pesar de la radiolucidez aparente en las radiografías, es ocupado

rápidamente con un tejido óseo y luego es lentamente remodelado hasta transformarse en hueso cortical.

Los implantes metálicos también se han asociado con casos latentes de osteosarcomas (Stevenson *et al.*, 1982).

Carter *et al.* (1984) estudiaron la influencia física, morfológica y biomecánica sobre huesos intactos, con placas metálicas y de plástico, llegando a la conclusión de que cualquier placa aumenta la porosidad intracortical y causa la deposición de nuevo hueso en el periostio.

2.3.- MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA MASA ÓSEA

Los métodos de evaluación de la masa ósea han ido evolucionando a lo largo de las últimas décadas. En la actualidad existen diversas técnicas, cada una de las cuales ofrece una serie de ventajas e inconvenientes que revisaremos a continuación.

Cuando medidas individuales se utilizan, como fundamentales, para tomar decisiones clínicas, tiene que considerarse la gran variación biológica del contenido mineral óseo, las complejas relaciones entre fractura y masa ósea y los problemas técnicos específicos de cada método. Aunque existen diversos métodos para la estimación de la masa ósea, los métodos basados en absorciometría fotónica o en tomografía computadorizada son los más adecuados para ser utilizados de forma rutinaria en la práctica clínica. En medicina humana, la evaluación de la masa ósea tiene diversas aplicaciones clínicas.

Una de ellas es la investigación para la detección de la disminución de la masa ósea en pacientes asintomáticos, sin factores de riesgo conocidos, con el objeto de calcular el presente y el futuro riesgo de padecer una fractura. Otra aplicación es el diagnóstico de osteoporosis en pacientes, sintomáticos y asintomáticos, que sí tienen factores de riesgo por posible pérdida de masa ósea. Por último, la evolución de la masa ósea se utiliza con el fin de monitorizar el efecto de un tratamiento sobre la composición mineral ósea mediante métodos de alta precisión (**Wahner, Riggs, 1986; Hassager, Christiansen, 1991; Lang, 1991; Geusens, 1992**).

También en medicina veterinaria, la evaluación de la curación-cicatrización de las fracturas, mediante métodos objetivos no invasivos, ofrece claras ventajas. Una de las aplicaciones importantes de estas técnicas es la posibilidad de detectar alteraciones iniciales en el proceso de remodelación, en el curso del tratamiento de una fractura. La detección de anomalías en la consolidación de una fractura, antes de que puedan ser apreciadas radiográfica o clínicamente, alerta a los clínicos de un aumento del riesgo de retraso de osificación y de los riesgos de refractura. Esta información puede cambiar el plan del tratamiento de la fractura (**Markel**

y Bogdanske, 1994; Svalastoga *et al.*, 1994). También es eficaz para precisar el momento en que debemos retirar el material de osteosíntesis y cuando la extremidad afectada puede empezar a cargar peso (Markel y Chao, 1993).

2.3.1.- MÉTODOS INVASIVOS

2.3.1.1.- RESIDUO ÓSEO EN CENIZAS

Es uno de los métodos más utilizados, frecuentemente combinado con otras técnicas, y como referencia para otras metodologías (Hodkinson *et al.*, 1978; González *et al.*, 1990).

Se somete el hueso a un período de secado a 100°C. durante 12 horas y, de ese modo, se obtiene el peso seco, equivalente al peso de la matriz proteica y del contenido mineral. Posteriormente, se introduce en un horno a 800° C., hasta que se estabiliza el peso del residuo (12-24 horas), obteniéndose las cenizas minerales del hueso o contenido mineral óseo (CMO). El cociente entre el peso seco y el peso de las cenizas permite conocer la relación entre osteoide y CMO, y distinguir alteraciones de la mineralización y disminución de masa ósea verdadera (Clark *et al.*, 1987; Ortoft y Oxlund, 1988).

Combinado con la determinación previa del volumen, mediante el principio de Arquímedes, se puede establecer la densidad mineral ósea (DMO), equivalente a la masa ósea (Kalu *et al.*, 1989; González *et al.*, 1990).

Frente a la ventaja de su sencillez metodológica y exactitud, tiene los inconvenientes de la imposibilidad de utilizar ese mismo hueso para estudios histológicos, su laboriosidad y la imposibilidad de realizar una evaluación "in vivo".

2.3.1.2.- ANÁLISIS QUÍMICO DEL HUESO

La determinación del contenido de diversos minerales en el hueso por métodos espectrofotométricos permite conocer no sólo el contenido mineral sino también diferencias cualitativas entre los distintos elementos (Pohlman *et al.*, 1985; González *et al.*, 1990; Verhaeghe *et al.*, 1990), y facilita la metodología cuando se combina con análisis de otros componentes orgánicos del hueso (Kalu *et al.*, 1985; Zernicke *et al.*, 1990). En modelos de osteoporosis, en los que por definición no existen alteraciones cualitativas, no aporta ventajas adicionales respecto a otros métodos. Sus inconvenientes son similares a los referidos al peso de residuos en cenizas y, en general, se utiliza como método complementario del mismo.

2.3.1.3.- HISTOMORFOMETRÍA

El estudio histológico de huesos sin descalcificar permite obtener y cuantificar la cantidad de hueso mineralizado, separando cortical y trabecular, osteoide, celularidad y parámetros dinámicos, como el índice de aposición mineral a través del marcaje previo con tetraciclinas. La información de la masa ósea es muy importante, pero es casi un elemento marginal frente a la riqueza de información fisiopatológica que ofrece, siendo por ello un método muy extendido y de referencia en estudios de modelos de osteoporosis experimental (Hodkinson *et al.*, 1978; Kalu *et al.*, 1989; Klein *et al.*, 1990; Jee *et al.*, 1991). Su principal inconveniente es el alto costo, tanto en términos económicos como por el tiempo que precisa. La dificultad y objetividad ha mejorado con la introducción de métodos de evaluación semi y automatizados (Díez *et al.*, 1987).

2.3.2.- MÉTODOS NO INVASIVOS

2.3.2.1.- RADIOLOGÍA SIMPLE

La radiología ha sido, por su difusión, el método más utilizado para valorar el estado de la masa ósea. Signos como el aumento de radiolucidez, del grosor de las corticales y la visualización de la trabeculación vertical, son característicos de la disminución de la masa ósea vertebral. La desaparición de haces de la red trabecular en la cabeza femoral y la disminución de la trabeculación epifisaria con adelgazamiento de las corticales metacarpianas son, asimismo, características de la osteoporosis (**Robbins et al., Rico Lenza, 1989; Rico Lenza, 1990**). Sin embargo, a pesar de su accesibilidad, son métodos de interpretación subjetiva que únicamente detectan grandes pérdidas de masa ósea (al menos de un 30%), y de escasa capacidad para la valoración evolutiva; a lo cual habría que añadir la difícil reproductividad inherente a la técnica de realización y al revelado de la radiografía (**Braden, 1976; Delaquerriere, 1982; Sartoris y Resnick, 1990; Geusens y Dequeker, 1990; Engh et al., 1992**). Entre los métodos radiológicos clásicos, los índices de Shing y de deformidad vertebral son métodos semicuantitativos y carecen de precisión para una exacta valoración de la masa ósea (**Díaz-Curiel, 1990**).

2.3.2.2.- ANÁLISIS DE ACTIVACIÓN NEUTRÓNICA

Esta técnica permite conocer el contenido de calcio corporal total al someter al hueso a una fuente de neutrones de alta energía, que produce modificaciones isotópicas en el calcio, emitiendo radiación gamma. Dado que el 99% del calcio se encuentra en el tejido óseo, es un método de referencia para conocer el contenido mineral total (**Díez et al., 1987**). Tiene un coeficiente de variación aceptable del 3,9% (**Hefti et al., 1982**), sin embargo, su utilización no es frecuente por el alto coste tecnológico que supone, por el elevado nivel de irradiación y por ser incapaz de discriminar el hueso cortical del trabecular.

2.3.2.3.- RADIOGRAMETRÍA

Es una técnica sencilla y con una gran reproductividad. Se fundamenta en la valoración de la anchura del canal medular, del grosor de las corticales y de las relaciones entre ambas medidas, realizada sobre una placa radiológica en la zona diafisaria de huesos largos mediante microcalibre (Delaquerriere *et al.*, 1982; Geusens *et al.*, 1990; Glennon *et al.*, 1994). Tiene el inconveniente de evaluar únicamente la masa ósea cortical, con lo que disminuye su sensibilidad en la detección precoz de pérdida de masa ósea. El aumento del diámetro medular (índice de resorción subendóstica cortical) y la disminución del grosor de la cortical puede no corresponderse con una pérdida neta de masa ósea, dado que se ha comprobado que no se modifica el área cortical total (compensación por formación subperióstica) (Aitken *et al.*, 1972). Aunque como técnica radiológica sería susceptible de ser utilizada *in vivo*, todos los trabajos revisados la utilizan *in vitro*, combinándola con otras técnicas para evaluar el hueso trabecular (Aitken *et al.*, 1972; Okumura *et al.*, 1990; Glennon *et al.*, 1994).

Muir *et al.*, (1995) calcularon la densidad cortical usando radiogrametría y tomografía computarizada. Con el primer método no pudieron detectar cambios en la densidad cortical; en cambio, sí encontraron diferencias significativas con el segundo.

2.3.2.4.- BASES FÍSICAS DE LA DENSITOMETRÍA ÓSEA

Actualmente existen dos tipos de densitómetros, unos con tecnología DPA o SPA y otros de tipo XRA, DEXA o DXA, QDR, DRA. Aunque, prácticamente, cada combinación de letras corresponde a una casa comercial, la diferencia básica entre DPA y las restantes consiste en que éstas emplean como fuente de radiación rayos X, mientras que las primeras (DPA y SPA) emplean radiaciones gamma.

Cada sigla corresponde a:

DPA : Dual Photon Absorptiometry
SPA : Single Photon Absorptiometry
XRA : X Ray Absorptiometry
DEXA: Dual Energy X Ray Absorptiometry
DXA : Dual X Ray Absorptiometry
QDR : Quantitative Digital Radiography
DRA : Dual Energy Radiography Absorptiometry.

En todas ellas, excepto en un caso (QDR), aparece la palabra absorciometría. Se deduce que el fundamento físico de la comúnmente llamada densitometría ósea es la absorción de radiaciones (fotones X o Y) y que estas radiaciones pueden ser tanto de una sola energía como de dos (mayoritariamente).

Sea cual sea el tipo de fuente de radiación empleado, los mecanismos de interacción con la materia son exactamente los mismos. Los rayos X son de procedencia electrónica y los rayos Y radiación electromagnética procedente del núcleo atómico.

Todas estas técnicas, que utilizan radiaciones ionizantes, han logrado su aceptación para el estudio de la osteoporosis. Los cálculos que permiten su utilización se basan en la Ley de Atenuación de la Energía:

$$I_x = I_o e^{-ux}$$

I_x = energía medida

I_o = energía emitida

u = coeficiente de atenuación lineal de la materia atravesada

u = k . densidad

x = espesor de la materia atravesada.

Mediante el uso de uno o dos tipos de energía y con el desarrollo matemático de dicha fórmula, se puede conocer la atenuación y, a partir de la misma, calcular la densidad (Isaia *et al.*, 1991; Faulkner *et al.*, 1991; Puchal Añé, 1991; Weryha *et al.*, 1991).

Estas técnicas han supuesto un notable avance en el estudio y control del hueso y de los procesos que afectan a la masa ósea, con adecuados parámetros de precisión y exactitud, aunque cada una de ellas tiene sus limitaciones (Ammann *et al.*, 1992; Gómez Alonso *et al.*, 1992; Mazess, 1992).

Los densitómetros obtienen, punto a punto, una imagen de la zona de interés mediante rastreo. De esta forma se obtiene un mapa de las intensidades recibidas. Una vez completado el rastreo, deben delimitarse dos zonas: una que engloba tejido óseo y blando, y otra de tejido óseo exclusivamente (Puchal, 1991; Friedl *et al.*, 1992).

2.3.2.5.- DENSITOMETRÍA FOTÓNICA SIMPLE ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA SIMPLE (SPA)

Este método fue desarrollado por Cámeron y Sorensen en 1963, para medición *in vivo* de la masa ósea. Esta técnica utiliza generalmente como fuente de energía el americio o el yodo, que emiten una radiación monoenergética. La atenuación de un haz monoenergético de fotones permite calcular la densidad de la masa ósea (DMO) del hueso atravesado y, en función del área anatómica sobre la que se realice el barrido, estimar la masa ósea cortical (diáfisis de huesos largos) o trabecular (áreas metafisarias) (Woolf y Dixon, 1988; Weinstein *et al.*, 1991). Se ha descrito su utilización en radio distal con un coeficiente de variación de 1-4%, según el área estudiada (Sartoris y Resnick, 1990; Hassager *et al.*, 1991; Kalender, 1991; Engh *et al.*, 1992). Su exactitud, respecto a DMO calculada por composición química del hueso, queda reflejada en un coeficiente de correlación de 0.94.

Aunque es una técnica precisa, requiere una correcta y constante ubicación en la zona de medida, ya que en pocos milímetros puede variar sustancialmente el porcentaje de hueso cortical y trabecular, y su determinación puede modificarse si existe heterogeneidad en los tejidos blandos (Safadi *et al.*, 1988; Isaia *et al.*, 1991; Cataneo *et al.*, 1992). Sin embargo, su alta reproducibilidad la hace aconsejable en estudios longitudi-

nales de enfermedades metabólicas óseas, así como en el control terapéutico de las mismas. Es una técnica no invasiva, inocua, con dosis de exposición mínima (Stoliker, 1976; Díaz, 1990; Neer, 1992).

2.3.2.6.- DENSITOMETRÍA FOTÓNICA DUAL ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA DUAL (DPA)

Es un método basado en el mismo principio que la técnica anterior (SPA), pero dotada del gadolinio-153 como fuente isotópica con dos haces de energía. Las medidas fotónicas duales eliminan la necesidad de un grosor constante de los tejidos blandos a lo largo del barrido, lo que permite su uso en áreas tales como la columna lumbar y el fémur, al ser capaz de corregir el efecto que las capas de grasa, tejidos blandos y aire, situados alrededor del hueso, pueden originar en la lectura (Sartoris y Resnick 1990; Cosman *et al.*, 1991; Kalender, 1991). La baja definición de imagen y los elementos de programación utilizados han limitado su uso a la evaluación de zonas óseas concretas en grandes animales. En cambio, para los muridos, sí está indicado el análisis del contenido mineral total, con una correlación de 0,93 respecto al peso de las cenizas procedentes de la calcinación corporal total (Díaz, 1990; Hassager y Christiansen, 1991; Kolkman *et al.*, 1991).

Otro de los inconvenientes que presenta es el largo tiempo de examen que necesita (20-30 min.), tiempo que se incrementa si la fuente de gadolinio es antigua (Svalastoga *et al.*, 1994).

2.3.2.7.- DENSITOMETRÍA ÓSEA POR ABSORCIOMETRÍA RADIOLÓGICA DUAL, DUAL ENERGY X-RAY ABSORPTIOMETRY (DEXA)

Dual energy X-Ray absorptiometry (DEXA) es en la actualidad, la técnica más utilizada y su desarrollo y perfeccionamiento ha experimentado el mayor auge en los últimos años (Kröger, 1992; Less y Stevenson 1992; Overton y Wheeler, 1992; Sievänen *et al.*, 1992; Mitalak, 1994). Actual-

mente, está reemplazando a la absorciometría fotónica doble en la mayoría de las instituciones. DEXA está basada en el mismo principio que la DPA, pero sustituye los isótopos por tubos de rayos X, que permiten trabajar con un haz muy colimado, disminuyendo, así, el tiempo de exposición y la cantidad de radiación para la persona o animal explorado.

Esta técnica consiste en la emisión de un haz de rayos X de doble energía que es captado por un receptor, una vez atravesado el sujeto que se va a explorar. Se realizan dos barridos de superficie, uno de identificación de partes blandas y otro de identificación de partes óseas. Obtenida la absorciometría del contenido mineral, se relaciona el área sobre la que se ha efectuado el barrido con el contenido mineral óseo (CMO) resultante. El cociente resultante del CMO y el área nos da la expresión final de la densidad mineral ósea (DMO) en gr/cm^2 (Price *et al.*, 1990; Díaz Curiel, 1990; Hassager *et al.*, 1991; García Talavera, 1991; Weinstein *et al.*, 1991; Hübsch, 1992; Less, Stevenson 1992; Rubinacci, Moro, 1992).

La precisión es de 0.8-1.5% para las proyecciones anteroposteriores de la columna y 1-3% para la cadera. El error de precisión para la medida lateral de la columna es aproximadamente del 0.6%. Los coeficientes de correlación del peso del residuo en cenizas, obtenido de la calcinación de varios fémures y vértebras caudales, respecto al CMO fueron prácticamente de la unidad, tanto *in vitro* como *in vivo*, lo cual indica la perfecta linealidad del método (Slosman *et al.*, 1990; Ammann *et al.*, 1992; Neer *et al.*, 1992).

Los factores que pueden influir en la precisión y en la exactitud de DEXA incluyen factores técnicos y biológicos. Dentro de los técnicos tenemos el aparato y el operador. Para disminuir estos factores, cada operador debería estar preparado adecuadamente y aplicar principios similares para la toma de medidas. Los errores del aparato están relacionados con la estabilidad de la corriente de alimentación ya que éstos son de filtración dinámica y son particularmente sensibles, con la distancia del cuerpo vertebral a la mesa (Weryha *et al.*, 1991) y con la variabilidad de la fuente (Carter *et al.*, 1992). La densitometría radiológica dual utiliza una radiación de doble energía que permite medir la DMO de cualquier

zona del esqueleto, ya que se elimina la interferencia de los tejidos blandos interpuestos. La fuente que utiliza son los rayos-X y sus ventajas sobre la fuente de gadolinio son una mayor resolución de la imagen, mayor fiabilidad, mayor precisión, menor radiación, menor consumo de tiempo y gran estabilidad de la fuente. La absorciometría fotónica simple (SPA) que utiliza el Gd^{156} como fuente de emisión tiene la limitación de que sólo es capaz de explorar zonas donde el espesor de los tejidos blandos es pequeño (Roig, Nolla 1992), es más lento y menos preciso (Weinstein *et al.*, 1991), sólo se debe utilizar para medidas en el esqueleto apendicular (Sartoris, Resnicks, 1990) por esto una completa transición de SPA a DEXA está ocurriendo en los últimos años (Kalender, 1991).

Los factores biológicos identificados como fuentes potenciales de error son los siguientes: la composición de la médula, contenido de la grasa y la obesidad, fracturas, formación de osteofitos, calcificación-extraósea, el grado de remodelación ósea y la posición del sujeto (Carter *et al.*, 1992; Faulker *et al.*, 1992). Rico Lenza, (1990) y Fehily *et al.* (1992) hablan de los factores biológicos como los dependientes de la edad, hábitos, raza, sexo, situación geográfica, condiciones socio-económicas e incluso de situaciones adversas.

La absorciometría radiológica dual se utiliza para medir la cantidad de masa ósea total, cortical y trabecular de cualquier área de interés (normalmente en medicina humana, la columna lumbar o la cadera) o el esqueleto completo (Hassager y Christiansen, 1991; Pocock *et al.*, 1992). También su uso se extiende a los animales, aunque todavía de forma experimental. Muir *et al.*, (1995) afirman que la densitometría ósea fotónica dual es un método preciso y exacto para evaluar la densidad de la masa ósea en perros.

Quarles y Lyles (1992) estudiaron, mediante la técnica DEXA, la densidad mineral ósea en beagles adultos obtuvieron unos valores medios de 0.640 gr/cm^2 (rango 0.531-0.834). Estos autores afirman que es una técnica útil para valorar la eficacia de una terapia, para monitorizar la osteopenia en beagles adultos y para valorar el hueso cortical en el fémur.

2.3.2.8.- DENSITOMETRÍA ÓSEA POR TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA (TAC)

La evaluación de masa ósea mediante tomografía axial computarizada permite seleccionar áreas de hueso trabecular puro en el centro del cuerpo vertebral. Se ha encontrado una elevada correlación entre ésta y otras técnicas de evaluación de masa ósea, incluidas las histológicas. Es una técnica que calcula el contenido mineral óseo basándose en los diferentes coeficientes de atenuación lineal hísticos, pero necesita una sofisticada calibración y un buen posicionamiento para conseguir una información fidedigna con la tomografía (Genant *et al.*, 1989; Hassager *et al.*, 1991; Markel, 1991). La dosis de radiación recibida con esta técnica es mucho mayor que con las técnicas descritas anteriormente, por ello se excluye su uso de estudios longitudinales que requieran repetidas medidas (Genant *et al.*, 1982; Díaz Curiel, 1990; Kalender, 1991; Less, Stevenson, 1992). La falta de nitidez estructural (contraste de la imagen) y la superposición de artefactos constituyen las causas más frecuentes de duda e interpretación falsa de las imágenes diagnósticas (Feeney y Hardy, 1992).

Tabla 1.- Comparación de los distintos sistemas de medida de la masa ósea

	SPA	DPA	CT	DEXA
Fuente Radiación	I_{125}	Ga_{153}	Rayos X	Rayos X
Dosis en piel	6-8 mR	10 mR	100-1000 mR	< 3mR
Tiempo de examen	10 min.	20-30 min.	5-10 min.	5 min.
Renovación Fuente	6 meses	12-18 meses	nunca	nunca
Precisión vitro	1-2 % cv	1-2 % cv	0.6 % cv	0.8 % cv
Sitios examen	radio distal	columna, fémur	columna, fémur	cuerpo
Error por grasa	no	no	si	no

Abreviaturas: SPA: single-photon absorptiometry; DPA: dual photon absorptiometry; CT: computed tomography; DEXA: dual-energy X-Ray absorptiometry; CV: coeficiente de variación.

2.3.3.- ESTUDIOS BIOMECÁNICOS

La biomecánica es una ciencia relativamente moderna que estudia las fuerzas y sus interrelaciones en el aparato locomotor. Su aplicación práctica a la cirugía ortopédica y, de forma más concreta, a la osteosíntesis y a la cirugía de cadera, la realizó y divulgó Friedrich Pauwles, cirujano ortopédico e ingeniero. Müller y el grupo de osteosíntesis AO desarrollaron la moderna osteosíntesis sobre estas bases biomecánicas (Orozco, 1993).

Las propiedades mecánicas del hueso son tan complejas y variadas como su anatomía y composición. Propiedades tan simples, aparentemente, como la resistencia del hueso, la rigidez y la energía absorbida para su ruptura dependen no sólo de las propiedades materiales del hueso (composición, morfología microscópica de los componentes óseos, las uniones entre las fibras de colágeno y la matriz), sino también de las propiedades estructurales (geometría de todo el hueso, longitud y curvatura del hueso). Se sabe que las fuerzas materiales del hueso varían con la edad, sexo, localización y especie del animal (Bruce, 1991; Duhautois, 1993).

Para valorar las propiedades estructurales y materiales del hueso se utilizan distintas pruebas técnicas mecánicas. La variación de la resistencia del hueso puede estar influida por la orientación de la carga aplicada al hueso, el grado de la tensión y las condiciones del test, incluyendo tensión frente a compresión, flexión frente a torsión y hueso seco frente a hueso húmedo (Smith, 1985; Duhautois, 1993).

MOMENTO DE FLEXIÓN

Es el resultado de aplicar la máxima fuerza de tensión en la superficie convexa de un miembro torcido y la máxima fuerza compresiva en la superficie cóncava. Entre estas dos superficies, esto es, a través del área de sección del miembro, hay un continuo gradiente de distribución de las fuerzas, desde la tensión a la compresión. Un plano longitudinal imaginario corresponde a la transición de tensión a compresión, aproximadamente en el centro, y es designado superficie neutral. A lo largo de esta superficie no hay, teóricamente, carga de tensión o de compresión

sobre el hueso (Pauwels, 1980; Badoux, 1982; Bruce, 1991; Duhautois, 1993; Orozco, 1993).

Estructuralmente, en un modelo de carga de flexión, la rigidez y la resistencia del hueso dependen no sólo del área de sección en tensión y compresión, sino también de la distribución de la masa del hueso alrededor del eje neutral. Este parámetro es llamado *Área del Momento de Inercia* y es un concepto importante para entender la resistencia de una geometría específica bajo las condiciones de flexión.

La fórmula para conocer el *Área del Momento de Inercia* (I) para una sección circular de radio (r) es $I = 1/4 \pi r^4$.

El hueso largo, con su forma tubular, está diseñado para resistir uniformemente la flexión en todas las direcciones, y además tiene su masa localizada circunferencialmente a una distancia desde el eje neutral; de esta manera, dispone de un área del momento de inercia elevado y una resistencia a la flexión también elevada.

Durante la función normal, el hueso está sujeto a grandes fuerzas intrínsecas y extrínsecas de flexión. Clínicamente, las fracturas producidas por las fuerzas de flexión, son normalmente, transversas u oblicuas cortas. El mecanismo del fallo en la flexión es originado por la grieta inicial producida en el punto de máxima tensión de las fuerzas, sobre la superficie de tensión del hueso (la convexa), con la propagación de esta grieta a lo largo de una línea, lo que da como resultado una fractura transversa u oblicua corta. Debido a que el hueso sano maduro es más fuerte en compresión que en tensión, la ruptura se produce normalmente sobre la superficie de tensión (Uthoft y Dubue 1971; Burstein, *et al.*, 1972; Ferreti *et al.*, 1995)).

2.3.4.- IMPEDANCIA y RESONANCIA

La vibración o la técnica de propagación de ondas se ha usado experimentalmente para determinar la integridad mecánica de los huesos

largos humanos en el cuerpo. Una aproximación comúnmente usada ha sido la medida de aceleración de una parte del cuerpo como respuesta a una fuerza conocida. Esto toma la forma de un test de vibración, por el cual se aplica al hueso un impacto por medio de un martillo adaptado, y se mide la aceleración resultante en otra parte, por medio de un acelerómetro sujeto a la piel (Faulker *et al.*, 1991). Alternativamente, la respuesta de un hueso al senoide de excitación puede ser monitorizada midiendo tanto la fuerza como la aceleración en el punto conductor.

Con este tipo de test, se pretende proporcionar la información cuantitativa concerniente a las propiedades mecánicas del hueso en cuestión. Sin embargo, hay otras variables que influyen en el resultado de esta clase de experimentos, entre las que están las propiedades y cantidades de tejido blando que rodean al hueso, las fuerzas y geometría asociadas a la colocación de los transductores y la geometría del hueso en sí mismo.

Aunque las técnicas de impedancia y de resonancia han demostrado ser un potencial para el diagnóstico de la curación ósea, todavía no tienen una gran aceptación y aplicación clínica. Cuatro factores parecen limitar su desarrollo:

- 1.- La aplicación clínica tiene que restringirse a aquellos huesos que presentan realmente puntos accesibles para la excitación y la medida, tales como la tibia y el cúbito.
- 2.- Los aparatos eléctricos o mecánicos utilizados no están colocados en contacto íntimo con el hueso sino que lo excitan a través del tejido circundante.
- 3.- La interpretación de las respuestas está obstaculizada por la influencia de los huesos, músculos, ligamentos adyacentes y tejidos asociados.
- 4.- Los implantes quirúrgicos interfieren en la evaluación, por lo que las fracturas no se pueden evaluar correctamente con esta técnica (Lang *et al.* 1991; Markel y Chao, 1993).

2.4.- MÉTODOS DE RESOLUCIÓN DE LAS FRACTURAS FEMORALES

El hueso que con mayor frecuencia se fractura en el perro es el fémur (Stoloff, 1983; Milton y Newman, 1989). Aproximadamente un 25% de todas las fracturas le corresponden a este hueso (Leonard, 1972).

Todos los métodos para resolver las fracturas presentan una serie de ventajas e inconvenientes. Algunas de estas complicaciones, como el retraso en la consolidación y la osteomielitis postraumática, son independientes del método de tratamiento utilizado, ya que la curación de un hueso depende de una serie de factores sistémicos, como la edad, nutrición y enfermedades metabólicas, y de factores locales, como el tipo y la localización de la fractura, pérdida de hueso, lesión vascular e insulto a los tejidos blandos (Cechner *et al.*, 1977).

2.4.1.- MÉTODOS INCRUENTOS

La utilización de vendajes y la coaptación externa son una parte importante de la cirugía traumatológica y pueden utilizarse como un método primario de inmovilización de determinadas fracturas, de forma temporal en extremidades con traumatismos graves, o como protección postoperatoria de los tejidos reparados (Fox, 1988; Arnoczky *et al.*, 1989).

Los métodos conservadores para conseguir una estabilización suficiente deben inmovilizar las articulaciones limítrofes del hueso fracturado. Por este motivo, el tratamiento conservador debe limitarse a fracturas situadas por debajo del codo y rodilla (Prieur, 1976; Tomlinson, 1991).

La coaptación externa de las fracturas femorales es ineficaz y los duros vendajes que no engloban el tronco están contraindicados ya que actúan como un péndulo con la parte proximal del vendaje y como una palanca sobre el foco de fractura. Los vendajes *Spica*, que engloban el tronco, son voluminosos, caros y producen considerable dolor durante su

aplicación (Whitehair y Vasseur, 1992). En esta revisión nos limitaremos a una breve reseña de los distintos tipos de vendajes que existen.

VENDAJE DE ROBERT JONES

Es un vendaje que proporciona una excelente estabilización para fracturas o luxaciones por debajo del codo y la rodilla, útil asimismo para el control del edema postoperatorio, restringiendo el hinchazón de los tejidos ayudando con ello el control del dolor y la absorción de fluidos provenientes de las heridas (Fox, 1988).

Antes de aplicar el vendaje se cubren las heridas de los tejidos blandos con apósitos no adherentes y se colocan dos tiras de esparadrapo sobre el pelo de la extremidad sobresaliendo la misma longitud a partir de los dedos. A continuación debe enrollarse con algodón toda la extremidad, pudiendo utilizarse hasta cuatro kilos dependiendo del tamaño del animal. Se aplica entonces una venda elástica sobre el mismo, comprimiéndolo. Los extremos libres del esparadrapo se adhieren al vendaje elástico impidiendo que este pueda desplazarse distalmente. Los dedos quedan expuestos para monitorizar la circulación sanguínea. El vendaje a la percusión digital debe dar un sonido de "melón maduro ó sandía" (Brinker *et al.*, 1983; Fox, 1988; Arnoczky *et al.*, 1989; Brinker *et al.*, 1990).

CABESTRILLO DE EHMER

Es un vendaje en forma de ocho que mantiene la extremidad posterior flexionada, en abducción y con rotación interna. Está indicado en fracturas de acetábulo, cabeza y cuello femoral, luxaciones coxofemorales y cualquier procedimiento quirúrgico donde no se desee la carga pero si se permite la movilidad articular (Fox, 1988; Arnoczky *et al.*, 1989).

Con el animal en decúbito lateral colocamos algodón en la zona del metatarso ya que es donde se sufre mayor resistencia al flexionar la extremidad con este tipo de vendaje (FOX, 1988). Con la rodilla y tarso hiperflexionado, empezamos con un vendaje elástico adhesivo en la zona del metatarso desplazándonos hacia la cara medial del fémur, emergiendo sobre

el cuádriceps para volver de nuevo a la cara medial del metatarso. De esta forma se hace una configuración en forma de ocho (**Brinker et al., 1983; Fox, 1988; Brinker et al., 1990**).

CABESTRILLO VELPEAU

Es un vendaje que previene la carga sobre la extremidad torácica. Se utiliza para inmovilizar la articulación del hombro después de intervenciones como fracturas escapulares o luxaciones (**Brinker et al., 1983; Brinker et al., 1990**).

Se coloca la extremidad de forma que el codo esté completamente flexionado y el carpo toque el hombro opuesto. Se mantiene la extremidad en esta posición y se envuelve al tronco utilizando venda elástica. La venda rodea el tórax pasando alternativamente por delante o detrás de la extremidad torácica contralateral (**Arnoczky et al., 1989**).

ESCAVOLADOS

Se utilizan en fracturas simples cerradas con desplazamiento mínimo y que afectan a huesos largos por debajo del codo o de la rodilla (**Prieur, 1976**).

Dentro de los materiales empleados destacamos el yeso, las resinas de poliuretano y los plásticos termomoldeables. Deben almohadillarse los puntos de presión para que no se ulceren al entrar en contacto con la dura superficie de la escayola. Las escayolas pueden aplicarse a lo largo de toda la extremidad inmovilizando codo o rodilla. Si no lo hacen, reciben el nombre de escayolados de deambulación (**Arnoczky et al., 1989**).

2.4.2.- MÉTODOS DE FIJACIÓN CRUENTOS EN EL FÉMUR

2.4.2.1.- FIJADORES EXTERNOS

Es un método de fijación de las fracturas, osteotomías o articulaciones en el que se utilizan clavos percutáneos que penetran en la cortical ósea internamente y que están conectados externamente, de modo que forman un marco rígido. Su principal indicación es en las fracturas abiertas y conminutas (Egger, Greenwood, 1989; Egger, Whittick, 1990).

Existen varios tipos de configuraciones. La de tipo I denominada férulas de medio clavo, consiste en que los clavos de fijación atraviesan únicamente una superficie cutánea, si bien, perforan ambas corticales óseas. La barra conectora, que puede ser única o doble, se coloca en un solo lado de la extremidad. En la de tipo II, denominada de clavo completo, los clavos pasan a través de ambas superficies cutáneas y de ambas corticales óseas. Se utilizan barras conectoras en ambos lados de la extremidad. Las de tipo III son una combinación de las de tipo I y II colocadas en ángulo de 90° entre sí e interconectadas entre ellas creando un marco tridimensional (Roe *et al.*, 1985; Egger, Greenwood, 1989; Egger, Whittick, 1990). En el fémur solo puede utilizarse la configuración de tipo I, debido a la proximidad de la pared abdominal y la extensa masa muscular medial y lateral. Los clavos transfixiantes proximales deben colocarse de forma oblicua en la superficie lateral del trocánter mayor, emergiendo medialmente ligeramente distal al trocánter menor. Los clavos distales se colocan perpendicularmente al hueso en los cóndilos femorales (Whitehair, Vasseur, 1992).

Klause *et al.*, (1990) describieron unas modificaciones de la configuración tipo I para fracturas supracondilares de húmero y fémur. El diseño consiste, en un clavo completo insertado en el cóndilo femoral, que se conecta, por medio de una barra curvada desde el aspecto medial de este clavo al aspecto lateral del clavo más proximal. Asimismo, puede aumentarse la estabilidad conectando, al clavo completo otra barra curva, desde su aspecto medial al lateral del mismo clavo por encima de la rodilla.

Existe una configuración denominada conexión clavo intramedular-fijadores externos, que consiste en conectar el clavo intramedular que emerge proximalmente a través de la piel con la barra conectora que une todos los clavos colocados en la cara lateral del fémur (Aron, Foutz, 1991).

2.4.2.2.- FIJACIÓN INTRAMEDULAR

CLAVO DE *KÜNTSCHER*

Es un clavo hueco que tiene forma de V-C y en el extremo proximal dispone de un orificio donde se inserta un gancho para su extracción. Está indicado en las fracturas transversas y oblicuas cortas del fémur (Jenny, 1950). Aunque estos clavos se insertan en el hombre tras fresar la cavidad medular, en el perro no suele realizarse el fresado (DeAngelis, 1975). La técnica consiste en practicar un orificio en la fosa del trocánter por medio de un punzón e insertar una guía que mantiene la fractura reducida y deslizar a través de ésta el clavo de *Küntscher* impactándolo en el hueso esponjoso de los cóndilos femorales. A continuación, se retira la guía sobre la que se ha realizado el clavo (Jenny, 1950; Rudy, 1975; Gerosa, 1981; Stoloff, 1983).

CLAVO DE *STEINMANN*

Son varillas macizas de acero inoxidable de diámetro superior a tres milímetros (DeYoung y Probst, 1989). Su principal indicación son las fracturas transversas y oblicuas cortas de los huesos largos y es el método más utilizado en las fracturas del fémur (Newton, 1985).

El clavo se introduce de forma retrógrada emergiendo por la fosa del trocánter, glúteos y piel. El fragmento proximal del fémur debe estar en adducción, con la articulación coxofemoral en extensión y con cierta rotación interna. Tras reducir la fractura, el clavo debe insertarse en el fragmento distal anclándose en la esponjosa de los cóndilos femorales (Stoloff, 1983; Nunamaker, 1985; Brinker *et al.*, 1990). Se han utilizado

clavos acabados en cincel, trocar y trocar con rosca (DeYoung y Probst, 1989).

HAZ DE AGUJAS DE KIRSCHNER

Este método de fijación, especialmente indicado en fracturas transversas diafisarias del fémur y húmero, produce una fijación estable que impide la rotación del hueso. Al ser agujas delgadas y flexibles, pueden seguir la curvatura del canal medular y pueden llenarlo completamente, estableciéndose un número máximo de contactos entre las agujas y la cortical interna. Las agujas se introducen de forma retrógrada hasta que emergen por la fosa trocánterica llenando completamente la cavidad medular. Tras efectuar la reducción de la fractura, se introducen en el fragmento distal golpeándolos con un martillo (Chaffee, 1977; Dickele, Dejean, 1977; Chaffee, 1983; Dean, 1990; Eaton-Wells *et al.*, 1990; Gilmore, 1990; Egger y Whittick, 1990).

CLAVOS DE RUSH

Es un clavo de acero inoxidable elástico diseñado para introducirse en el hueso y proporcionar una fijación en tres puntos. La punta del clavo presenta un bisel que le permite deslizarse a lo largo de la superficie interna de la cortical. El extremo opuesto presenta un gancho que, fijándose a la cortical externa evita el desplazamiento al interior del hueso y facilita su extracción. Está indicado en las fracturas distales del fémur y proximales del húmero (Rudy, 1975; DeYoung y Probst, 1989).

Tras efectuar un orificio en ambos cóndilos femorales, por medio de un punzón o un clavo de Steinman del mismo diámetro, insertamos los clavos de Rush con un ángulo de 30°, con respecto al plano axial del hueso. Una vez los clavos han sobrepasado la línea de fractura, chocan y se desvían en la cortical opuesta cruzando de nuevo a la cortical más cercana. Es aconsejable doblar los clavos ligeramente antes de su inserción para evitar la penetración de la cortical opuesta. El resultado final es un sistema de apoyo en tres puntos, sin llenar completamente la cavidad medular y produciendo una tensión con carga en muelle (Rudy, 1975; Newton, 1985;

Nunamaker, 1985; Egger y Whittick, 1990).

2.4.2.3.- FIJACIÓN CON CLAVOS CERROJADOS

Los clavos cerrojados fueron inventados por Künstcher en 1968. La idea surgió cuando Künstcher propuso sujetar el clavo original que él desarrolló en 1942 y que lleva su nombre, a la cortical del hueso por medio de dos agujas no roscadas, insertadas transversalmente por encima y por debajo de la línea de fractura. De esta forma se evitaría la transmisión de las fuerzas axiales a la línea de fractura. Lo denominó clavo detensor o de detención (Somogyvári *et al.*, 1981; Klemm, 1986). Esto dio lugar al nacimiento de los clavos cerrojados, cuyos principales modelos revisaremos a continuación (Boxma *et al.*, 1990).

En 1972 Klemm y Schellmann modifican el clavo de Künstcher y crean un clavo con un orificio proximal oblicuo de 150° grados de inclinación, el cual permite colocar un tornillo desde el trocánter mayor al trocánter menor. En la parte distal del clavo hay dos agujeros a 4 y 7 centímetros del final respectivamente, por los cuales pasan dos tornillos de 6 mm. de diámetro, de forma transversal (Fig.IA) (Lindsey *et al.*, 1991).

Estos mismos autores introducen el concepto de fijación dinámica y estática. La fijación dinámica consiste en fijar el clavo sólo en uno de los fragmentos (siempre el más pequeño), permitiendo la transmisión de las fuerzas a la línea de fractura, mientras que en la fijación estática, tanto el fragmento proximal como el distal se fijan con tornillos. La fijación dinámica sólo puede emplearse en fracturas estables (transversas y oblicuas cortas) (Fig.IB, C y D), mientras que el resto de las fracturas deben fijarse siempre estáticamente.

El dinamismo (dinamización) es la conversión de un sistema estático en dinámico. Suele realizarse entre las 8-10 semanas después de la intervención quirúrgica y consiste en extraer los tornillos de uno de los fragmentos, para permitir la transmisión de fuerzas a la línea de fractura (Klemm, 1986).

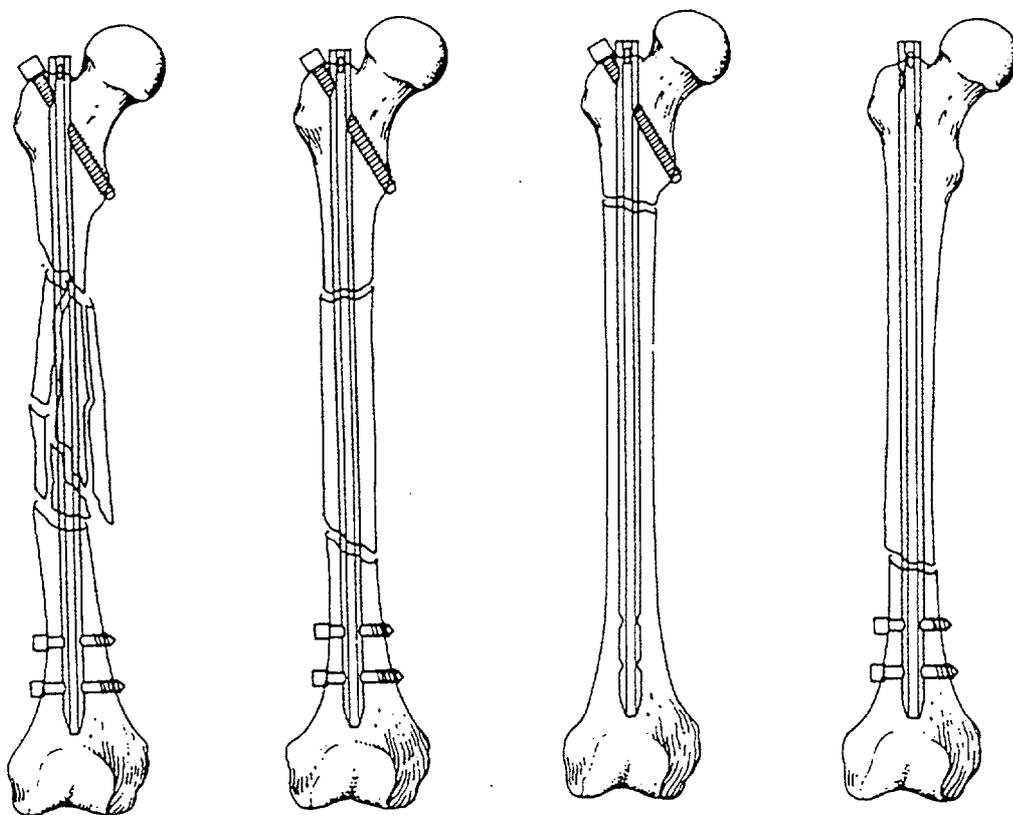
Muchos clavos cerrojados se han desarrollado durante los últimos 20 años en medicina humana. El clavo Grosse-Kempf, el Russell-Taylor y el clavo AO, son modificaciones del clavo de Klemm-Schellmann, ya sea en el ángulo de inclinación del tornillo proximal o en el diseño del clavo. Todos son clavos huecos y los agujeros no tienen paso de rosca. El tornillo proximal se inserta por medio de una guía que se acopla al clavo, mientras que la localización de los agujeros distales en el clavo y la colocación de los correspondientes tornillos se realiza mediante un intensificador de imagen.

Las indicaciones de estos clavos son, esencialmente, todas las fracturas en el cuerpo del fémur entre el trocánter menor y los cóndilos femorales, independientemente del tipo de la fractura conminuta (**Vannozi et al., 1985**).

CLAVO DE BROOKER-WILLS

El clavo cerrojado diseñado por Brooker y Wills es una modificación del clavo de Küntscher (Fig.IIA). La fijación distal con el clavo cerrojado de Brooker-Wills se realiza mediante el despliegue de dos alas, situadas en unos pequeños orificios en el extremo distal del mismo. Un mecanismo que se encuentra en el interior del clavo despliega las alas a través de unas pequeñas ranuras y se fijan en la cortical distal. Esto simplifica la técnica quirúrgica y disminuye la exposición a la radiación. La manipulación del clavo debe ser cuidadosa para evitar la rotación del clavo o el daño de las alas. La fijación proximal se obtiene colocando un tornillo de transfixión en la región trocantérica con una guía especial.

El clavo Brooker-Wills controla la angulación y la rotación de las fracturas femorales proximales (**Boxma et al. 1990**).



© Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Biblioteca Digital. 2004

Figura I.- Clavo *Klemn y Schellmann*.
(Modificada de Lindsey *et al.* 1991)

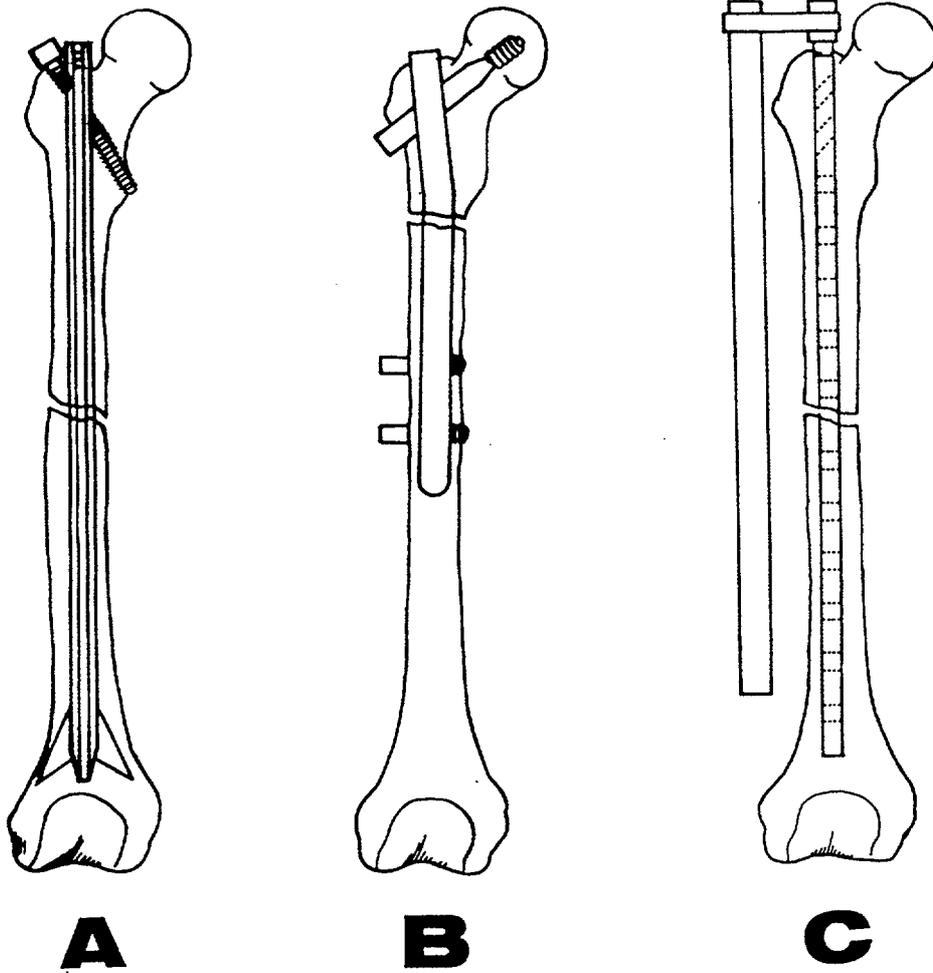


Figura II.- (A) Clavo *Brooker Wills*; (B) Clavo *Gamma*; (C) Clavo *Huckstep*.

CLAVO GAMMA

El clavo gamma (Fig.IIB) es un pequeño clavo cerrojado de 20 cm. de longitud que desarrolló *Arsene Grosse* en Francia. Fue diseñado para fracturas peritrocantéricas, intertrocantéricas y subtrocantéricas, con la idea de dar fijación a la cabeza y al cuello femoral al permitir el colapso de la fractura y estar situado dentro del canal medular para evitar el acortamiento y la rotación de los fragmentos de la fractura, lo que asegura un corto período postoperatorio.

La fijación proximal se hace con un tornillo de compresión que se inserta en la cabeza femoral. Una guía externa permite la inserción percutánea del tornillo dentro de la cabeza del fémur, que puede seguir inclinaciones desde 125° hasta 140°. La longitud de este tornillo se deja a discreción del cirujano aunque la máxima fijación se produce cuando se deja el tornillo a 10 mm de la superficie articular. La estabilidad de este clavo se puede aumentar con la inserción de dos tornillos distales, aunque sólo son necesarios cuando la fractura requiere una estabilidad adicional (*Lindsey et al.*, 1991; *Tigani et al.*, 1992).

CLAVO DELTA

Es otro modelo de clavo cerrojado, está disponible en diámetros de 10 a 11 mm. Los tornillos proximales y distales que se utilizan para aumentar la estabilidad de la fractura son de 5 mm y con rosca. Este clavo tiene la particularidad de que su porción proximal se puede expandir hasta 13 mm para dar una longitud extra y así lograr una mejor inserción del tornillo proximal. La combinación de la longitud y el tamaño pequeño ofrecido por este implante tiene su principal ventaja en el tratamiento de fracturas abiertas, pacientes con pequeño canal medular y con problemas congénitos.

CLAVO de HUCKSTEP

Es un clavo cerrojado (Fig.IIC) desarrollado en 1967 y fabricado con una aleación de titanio inerte. Su diámetro es de 12,5 mm con agujeros

transversos de 4,5 mm separados entre sí por 15 mm. Tiene cuatro agujeros oblicuos en el extremo proximal que permiten la inserción de tornillos de compresión de 4,5 mm en el cuello del fémur.

Este clavo tiene la ventaja de tener una sección cuadrada, que permite la recuperación de la circulación sanguínea medular con mayor rapidez que los clavos de sección cilíndrica ya que mantienen una presión sobre el canal medular. Su módulo de elasticidad es la mitad que el del acero inoxidable (**Huckstep, 1985; Huckstep, 1987; Huckstep, 1988**).

Las indicaciones de este clavo son: fracturas de la diáfisis femoral - simples o conminutas ya que los fragmentos óseos se pueden atornillar a lo largo de los agujeros del clavo -, para no uniones en fracturas femorales después del fallo de otros implantes y cuando se requiere un apoyo rápido en fracturas difíciles. La elongación o el acortamiento del fémur también es posible con este clavo. Otra de las ventajas con el clavo de *Huckstep* es que las fracturas transversas se pueden comprimir con un compresor especial que se coloca sobre el trocánter mayor.

La técnica quirúrgica para la colocación del clavo no necesita magnificación de la imagen excepto en las fracturas asociadas a problemas de cadera. Las complicaciones asociadas a la técnica son mínimas. La dificultad a la hora de localizar el primer agujero de la parte distal del clavo disminuye si hay una exacta alineación entre el brazo de la guía y el clavo. Los tornillos nunca deben forzarse cuando se colocan sino que el agujero se taladra otra vez y se hace la rosca. No es necesario hacer la rosca de los agujeros, a menos que el hueso esté muy duro, lo cual ahorra tiempo operatorio (**Sullivan et al., 1983; Goldberg et al., 1989; Kuo-An Lai, 1991**).

También *Huckstep* diseñó un clavo especial de 10,5 mm de diámetro para fracturas difíciles de húmero y tibia, el cual no debería emplearse en el fémur, excepto en casos especiales, ya que no permitiría un apoyo completo inmediatamente después de la cirugía (**Huckstep, 1985; Huckstep, 1987; Huckstep, 1988**).

Un clavo cerrojado similar al de *Huckstep* para personas se desarrolló para la fijación de fracturas diafisarias caninas. El clavo, que se insertó en el hueso en combinación con tornillos de cortical localizados transversalmente en los fragmentos proximales o distales, resistió a las fuerzas de flexión, rotación y acortamiento de los fragmentos en fracturas conminutas.

Este clavo se fabricó con una barra de acero inoxidable de 8,5 mm de diámetro. A lo largo de la longitud del clavo fueron taladrados agujeros a 10 mm de distancia entre sí (**Johnson y Huckstep, 1985**).

2.4.2.4.- FIJACIÓN POR PLACAS. TÉCNICA AO.

Aunque existen varios tipos de placas que se utilizaron en veterinaria como las de *Shermann, Burn, Venable y Egger (Cazieux y Latte, 1973)*, hemos querido restringir nuestra revisión a las placas AO, ya que, en la actualidad, debido a la perfección de su composición y diseño, son prácticamente las únicas que se están empleando en traumatología veterinaria.

En 1958, un grupo de ortopedas y traumatólogos suizos fundaron la asociación AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the study of internal fixation*) en cirugía humana. La filosofía de esta asociación se plasmó en cuatro principios: a) reducción anatómica de los fragmentos fracturados, especialmente de las superficies articulares, b) preservación del flujo sanguíneo en los fragmentos óseos y tejidos blandos mediante una cirugía atraumática, c) fijación interna estable, y d) movimiento con apoyo libre de dolor. Estos mismos principios fueron asumidos por el grupo AO veterinario en el momento de su fundación en 1970 (**Prieur, 1984**).

Para lograr estos objetivos se desarrolló un amplio abanico de instrumentos, pinzas, tornillos y placas. Curiosamente, algunos de los implantes originariamente desarrollados para perros y gatos fueron, posteriormente, adoptados por la cirugía humana (**Prieur y Summer-Smith,**

1984).

Los tornillos se clasifican en largos, pequeños y minitornillos. Dentro de los largos, están los tornillos de esponjosa de 6,5 mm., que se utilizan en las zonas esponjosas del hueso y que presentan rosca completa - a lo largo de todo el tornillo - o una rosca de sólo 16 o 32 mm. Dentro de este grupo se contemplan también tornillos de cortical de 4,5 mm. (Priour, 1984).

Los tornillos pequeños los componen los tornillos de esponjosa de 4 mm., los de 3,5 mm., de paso de rosca ancho de esponjosa y estrecho de cortical, y los de 2,7 mm. Los de 4 mm. y 3,5 mm. se emplean con placas de 3,5 tubulares de un tercio y placas de doble gancho para osteotomías. Los de 2,7 mm. se emplean con este tipo de placas y con las tubulares de un cuarto. La cabeza de todos estos tornillos descritos es hexagonal (Priour, 1984). Los minitornillos son tornillos de 1,5 y 2 mm. de paso de rosca. Tienen cabeza Philips y se emplean con placas del 2 rectas en L y en T.

Los tornillos se clasifican, según su función, como tornillos de tracción o de placa. Los de tracción no se enroscan en la cortical proximal al realizar un orificio igual al diámetro exterior de la rosca externa, mientras sí lo hacen en la cortical opuesta. De esta forma, al enroscar el tornillo comprime un fragmento sobre el otro. La colocación de estos tornillos exige utilizar las brocas correspondientes, efectuar con un avellanador el asiento de la cabeza del tornillo, medir con el medidor de profundidad la longitud adecuada del tornillo y efectuar el paso de rosca con el pasamacho correspondiente. La dirección del tornillo de tracción respecto a la línea de fractura debe ser la bisectriz del ángulo formado por las perpendiculares de una línea que coincide con el plano de la fractura y otra con el eje longitudinal del hueso (Priour, 1984; DeYoung y Probst, 1989). En pequeños fragmentos estrechos la posición y tamaño del tornillo vienen determinados por el tamaño del orificio al borde del fragmento, que debe ser como mínimo igual o más ancho que el diámetro del tornillo (Priour, 1984).

Los tornillos de placa son aquellos tornillos de esponjosa o corticales que se emplean para mantener las placas sujetas al hueso. Pueden emplearse tornillos de tracción en fracturas conminutas apoyados en la placa (**Prieur, 1984**).

Las denominaciones de las placas, 2; 2,7; 3,5 y 4,5, se refieren al tamaño del tornillo empleado. Los orificios de las placas pueden ser redondos u ovalados. Las placas de 4,5 pueden ser anchas o estrechas (**Prieur, 1984; DeYoung, Probst, 1989**). Asimismo se clasifican como placas de compresión, neutralización o sostén (**Rosen, 1975; Prieur, 1976; Brinker et al., 1983, Prieur, 1984**).

Las placas de orificios redondos son anchas o estrechas y pueden o no ejercer compresión. Si se desea realizar la compresión, debemos utilizar un compresor que se fija al hueso por medio de un tornillõ. Esta pieza posee una lengüeta que se acopla a uno de los extremos de la placa. Al fijar ésta al fragmento distal al compresor por medio de uno o varios tornillos, ejercemos la compresión por medio de una llave que desplaza la lengüeta anclada en la placa y a ésta, que arrastra el segmento distal contra el proximal, tras lo cual fijamos el fragmento más proximal al compresor con varios tornillos. El compresor se retira al finalizar la intervención (**Putnam y Pennock, 1969; Rosen, 1975; Prieur, 1984; Nunamaker, 1985**).

Las placas *Broad Lengthening* (BLP) son unas placas con orificios redondos más cercanos los unos a los otros que las placas convencionales. Dichas placas sólo tienen los orificios en los extremos y, por tanto disponen de una porción sólida mucho más amplia. Permiten una angulación de los tornillos de 20 grados en todos los ejes. Se utilizan en fracturas conminutas como placas de sostén (**Frey y Olds, 1981; Brinker et al., 1983**).

Las placas de compresión dinámica (DCP) son placas con orificios ovales y forman una figura geométrica con la forma de la cabeza del tornillo, de forma que crean el efecto de dos cilindros que se interseccionan en ángulo obtuso. Este sistema elimina la necesidad del compresor y, por tanto, de mayor exposición quirúrgica (**Perren et al., 1969**).

Los orificios diseñados en la placa actúan mecánicamente bajo el principio de los dos planos inclinados. Al insertar dos tornillos, uno a cada lado de la línea de fractura, de forma excéntrica en el orificio oval más cercano a ésta, el hueso se mueve longitudinalmente desplazándose un fragmento contra el otro (Wolff, 1973; Prieur, 1984; DeYoung y Probst, 1989). La placa se somete a tensión y el hueso a compresión. Si se desea añadir más compresión, se pueden insertar dos nuevos tornillos de forma excéntrica a ambos lados de la línea de fractura, para obtener dicho efecto (Prieur, 1984). Permiten una angulación de los tornillos de 30° en dirección axial y de 14° en dirección lateral, lo que permite evitar la línea de fractura y utilizar tornillos de tracción apoyados en la placa (Prieur, 1984).

La técnica quirúrgica para colocar una placa de compresión dinámica (DCP) exige, en primer lugar, que ésta sea contorneada para adaptarse perfectamente a la superficie del hueso, lo cual se realiza por medio de las grifas o una prensa de moldear placas. Nunamaker *et al.* (1991) sellaron, mediante polimetilmetacrilato, las placas al hueso para aumentar el contacto de la placa con el hueso y, así, disminuir una de las causas del fallo de los implantes.

A continuación, se utiliza la broca correspondiente según el tornillo y la placa a emplear, taladrando excéntricamente los orificios ovales más próximos a ambos lados de la línea de fractura. Esto se realiza con la guía de broca amarilla, que lleva una flecha que debe dirigirse siempre hacia el foco de fractura. De esta forma, la broca penetra en el orificio oval de la placa en la zona más distal respecto a la línea de fractura. Tras medir la profundidad, por medio del medidor de tornillos, y realizar el paso de rosca, introducimos un tornillo a cada lado del foco de fractura por medio de un destornillador. Al contactar la cabeza del tornillo con la placa, éste se desliza hacia el foco de fractura, desplazándose ambos fragmentos óseos el uno contra el otro y comprimiendo la línea de fractura. El resto de los tornillos se inserta con la guía de broca neutral (verde) que realiza el brocado en el centro del orificio oval y, por tanto, los tornillos ocupan una posición central (Brinker *et al.*, 1983; Prieur, 1984; Nunamaker, 1985).

Las placas de compresión se utilizan en fracturas estables, es decir, fracturas transversas y oblicuas cortas, osteotomías y artrodesis. El uso de un tensor sólo está indicado en fracturas antiguas o no uniones donde existe una separación más ancha que la distancia de compresión de una placa DCP (Brinker *et al.*, 1977; Brinker *et al.*, 1983; Brinker *et al.*, 1990).

Las placas tubulares son placas con orificios ovales capaces de comprimir la fractura (Rosen, 1975; Prieur, 1984). Las de medio tubo utilizan tornillos de cortical de 4,5 mm. y de esponjosa de 6,5 mm., las de tercio de tubo tornillos de cortical de 3,5 mm. y de esponjosa de 4 mm. y las de cuarto de tubo, sólo tornillos de cortical de 2,7 mm. Son mucho menos rígidas que las placas DCP, BLP y de orificios redondos y se utilizan únicamente en aquellos casos en que el hueso posee una curvatura mayor que el perfil de la placa, como los huesos metacarpianos u otros donde la mayor fuerza es soportada por otro hueso (Prieur, 1984).

Las placas de pequeños fragmentos fueron originalmente diseñadas para la cirugía de la mano en medicina humana. Son delgadas y pueden utilizarse en huesos sometidos a escasa fuerza de doblamiento, como la escápula y pelvis. Se utilizan con tornillos de 2,7 mm. (Prieur, 1984). Las miniplacas se utilizan con tornillos de 2 mm. y se emplean en animales de reducido tamaño o en conejos (Brinker *et al.*, 1983).

Las placas especiales son las acetabulares, las de reconstrucción y las de doble gancho, diseñadas para osteotomía subtrocantérica femoral (Prieur, 1984).

Las placas de sostén son aquellas que fijan los fragmentos principales y mantienen la distancia correcta mientras reconstruimos la estructura del hueso. Las fuerzas que se producen en el hueso se transmiten a través de la placa protegiendo los fragmentos intermedios y eliminando las fuerzas de doblamiento, tensión y rotación. Pueden utilizarse placas de orificio redondeado, BLP o DCP con la guía de broca neutral (Prieur, 1984).

MATERIALES Y MÉTODOS

3.- MATERIALES Y MÉTODOS

3.1.- ANIMALES DE EXPERIMENTACIÓN

Para la realización de esta investigación empleamos 10 perros (*Canis Familiaris*), 6 de raza Beagle y 4 mestizos de Beagle, machos, con pesos comprendidos entre 11 y 15 kilos y de edades entre 14 y 35 meses (Tabla 2). Los animales fueron adquiridos en un establecimiento autorizado de cría de animales para la experimentación, que cumplía las normas publicadas en el B.O.E. nº256, el 25 de Octubre 1990.

Tabla 2.- Características de los perros utilizados

nº	raza	peso	sexo	edad
1	Beagle	11kg	macho	14 meses
2	Beagle	12kg	macho	20 meses
3	Beagle	13kg	macho	27 meses
4	Beagle	13kg	macho	35 meses
5	Beagle	10kg	macho	18 meses
6	Beagle	14kg	macho	24 meses
7	Mestizo	15kg	macho	15 meses
8	Mestizo	14kg	macho	24 meses
9	Mestizo	12,5kg	macho	30 meses
10	Mestizo	13kg	macho	20 meses

Los perros se mantuvieron en jaulas individuales de 92 x 76 x 76 centímetros, construidas en acero inoxidable, y tenían libre acceso a un patio durante el día. Fueron alimentados con una dieta equilibrada

Nucamoix extrem® y agua ad libitum.

Tras una semana de adaptación a estas condiciones se inició el trabajo experimental. Previamente todos los animales fueron sometidos a un reconocimiento médico, que consistió en un análisis de sangre y orina (ver apartado 3.5), desparasitación de vermes intestinales y vacunación. Los animales se distribuyeron en dos grupos de cinco perros cada uno. Al grupo I se le aplicó un clavo cerrojado en el fémur y al grupo II una placa de compresión dinámica (DCP), durante un periodo de seis meses.

3.2.- EQUIPO DE ANESTESIA Y RADIOLOGÍA

El equipo de anestesia es de tipo inhalatorio, compuesto por dos manorreductores, uno para oxígeno y otro para óxido nitroso, dos rotámetros, un vaporizador de fluotano de la marca Kanigat®, modelo Fluotec MK III y un recipiente para la cal sodada acoplado a un sistema circular semicerrado.

Para los estudios radiológicos se utilizó un aparato de la marca General Electric, modelo Genotron 650, con una potencia de 600 mA y 100 kv. Se utilizó una película Fuji de tamaño 30 x 40 cm. y el revelado de las radiografías se realizó con una procesadora automática Curix 60, de marca Agfa.

3.3.- IMPLANTES E INSTRUMENTAL

3.3.1.- CLAVO CERROJADO

Los dos elementos de que se compone el clavo cerrojado, el cuerpo (A) y la pieza maciza (B), pueden verse en la figura 1. Para su confección, construimos una matriz que consta de dos piezas: la base y la tapa. La base dispone de una lengüeta que se desplaza por medio de unos tornillos contra la tapa, aprisionando la varilla de acero alojada en su interior. La tapa tiene forma de V invertida para facilitar el centrado de la varilla y dispone de unos casquillos perpendiculares para taladrar los orificios en dicha varilla,

que constituirá el cuerpo del implante.

Las dos piezas del implante están constituidas por una varilla maciza de acero inoxidable de 5 mm. de diámetro, cuya composición es de 0.07% de carbono, 0.75% de silicio, 2.0% de manganeso, 16.5-18% de cromo, 10.5-12% de níquel y 2.0-2.5% de molibdeno.

El cuerpo del clavo es la pieza más larga y está atravesado por trece orificios de paso de rosca del métrico de 3 mm. La distancia desde el centro de cada orificio al adyacente es de 15 mm y la longitud de dicha pieza es de 203 mm. Su extremo distal es plano, mientras que el proximal presenta una hendidura cilíndrica con rosca.

La pieza maciza tiene una rosca en uno de sus extremos, que se acopla, por un lado, al cuerpo del clavo y, por el otro a la punta. Tiene una muesca en el extremo proximal, cuya longitud es de 109 mm., que sirve para anclar la guía externa.

INSTRUMENTAL PARA LA APLICACIÓN DEL CLAVO CERROJADO

El material necesario para la colocación del clavo es el siguiente.

Guía externa: consta de dos piezas: el brazo (Fig. 2A) y la base (Fig. 2). El brazo consta de una pieza cuadrada de acero inoxidable perforada por trece orificios de 8 mm. de diámetro, no roscados, por los cuales introduciremos las guías de broca, el avellanador, el pasamachos y todo el material necesario para la colocación del clavo. El objetivo del brazo es que todas estas piezas coincidan exactamente con los orificios del clavo. El brazo de la guía contiene un pasador con rosca que se ancla en la muesca de la pieza maciza del clavo y que sirve para centrar y fijar el clavo con la guía (Fig. 2B). La base contiene un orificio longitudinal por donde se introducen, en su cara posterior, los casquillos del clavo (Fig. 2C). Estos casquillos son de diámetro interno de 5, 6 y 7 mm., para ser utilizados de acuerdo con el diámetro del clavo que vayamos a insertar.

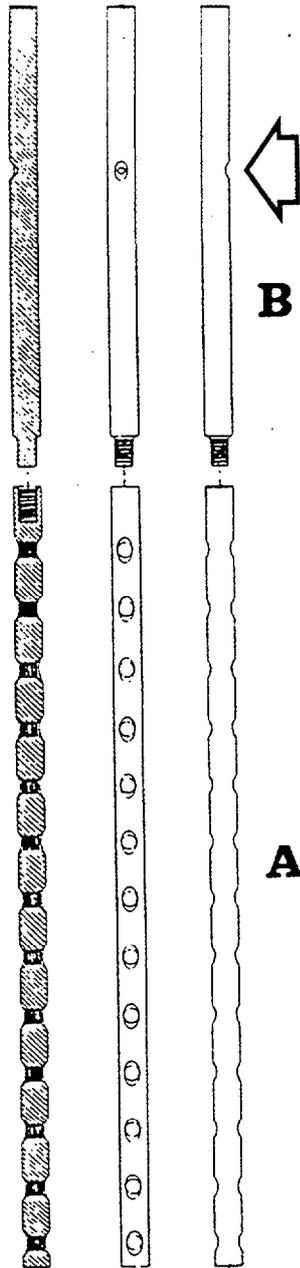
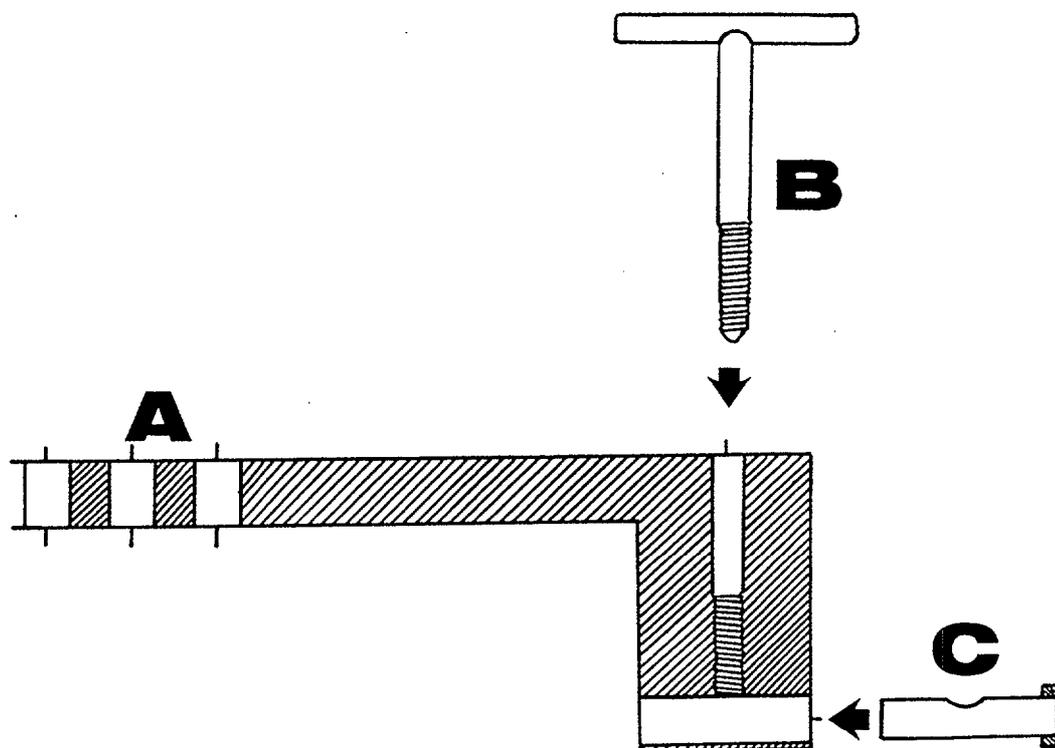


Figura 1.- Clavo cerrojado: cuerpo (A) y pieza maciza (B).



© Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Biblioteca Digital. 2004

Figura 2.- Guía externa. A: brazo de la guía; B: pasador; C: casquillo

Guías de broca: son unos cilindros que se insertan en los orificios del brazo de la guía externa y por cuyo interior pasa la broca correspondiente. Sus longitudes son de 33 y 38 mm., su diámetro exterior es de 8 mm. y su diámetro interno de 2,5 mm.

Avellanador: sus medidas son de 87,5 mm. de longitud por 7 mm. de ancho. Su función consiste en hacer el asiento de la cabeza del tornillo.

Destornillador: sus medidas son de 82 mm. de longitud por 8 mm. de ancho y acaba en una cabeza Phillips hexagonal igual a la de los tornillos.

Pasamacho: de paso métrico de 3 mm.

Mango pasamacho: mango en forma de T para sujetar el pasamacho.

Broca: de 2,5 mm. de diámetro.

Tornillos: con paso métrico de 3 mm., sus longitudes variaron según la anchura del hueso, de 14 mm. a 24 mm.

Clavo de Steinmann: de 5 mm. de diámetro.

3.3.2.- PLACAS de COMPRESIÓN DINÁMICA (DCP)

Las placas empleadas en este grupo son las diseñadas por la Association for the Study of Internal Fixation (ASIF), fabricadas por la casa Synthes®. A cada animal se le colocó, en neutralización, una placa de compresión dinámica (DCP) de 3,5 mm.

Las placas tenían 61 mm. de longitud, 3 mm. de espesor, 10 mm. de anchura y 5 agujeros separados por 12 mm. entre sí. Los tornillos eran de cortical de rosca fina de 3.5 mm. de diámetro y disponían de una cabeza de 6mm. de diámetro.

El material que se utilizó para la colocación de las placas DCP fue el siguiente:

- Broca para canal de rosca de 2,5 mm., de tres aristas de corte con su guía doble correspondiente.
- Machos para tornillos de cortical 3,5 mm., con su guía.
- Destornillador hexagonal con vaina de sujeción.
- Medidor de profundidad para tornillos.
- Mango en T de anclaje rápido.
- Pinzas de sujeción de huesos con cierre de rosca, Aesculap®
- Pinzas de sujeción Verbrugge, para placas.
- Elevadores óseos de Hohmann.
- Taladro de motor neumático universal pequeño, Synthes®
- Martillo Mead 20 mm.
- Osteotomo Lexer 12 mm.
- Taladro manual Jacob.

Además se utilizó el siguiente material de cirugía general:

- Pinzas de campo, Backhaus.
- Pinzas de mano, Adson-Brown.
- Mango nº4 y hojas de bisturí del nº22.
- Pinzas hemostáticas, Pean.
- Pinzas Allis.
- Portaagujas de Mathieu.
- Tijeras de Mayo y Metzenbaum.
- Retractores de Weitlaner.
- Electrobisturí Ellman modelo FFPF.

3.4.- DENSITÓMETRO

Utilizamos un densitómetro radiológico digital de doble energía (DEXA), de nombre comercial Hologic QDR-1000, instalado en la Unidad Metabólica Ósea del Centro de Ciencias Médicas y de la Salud de la Universidad de Las Palmas.

El aparato consta de :

a).- Unidad de Exploración, integrada por un tubo de rayos X y un sistema de detección de radiación gamma, que se desplazan sincrónicamente a lo largo de la superficie de exploración, donde se sitúa el paciente, y un ordenador NCR, 80386SX- PC, encargado de producir la digitalización, del análisis de la imagen y de aportar los datos densitométricos.

b).- Consola de control, provista de monitor de visualización de imágenes, teclado de control del ordenador, impresora de chorro de tinta Mitsubishi y sistema de conservación de datos en disco óptico.

El sistema de rayos X está formado por un tubo emisor y un filtro de Samario que permite el paso de una emisión pulsátil de dos-haces de 70 y 140 Kev. de energía. Antes de cada exploración, y de forma automática, se lleva a cabo un proceso de autocalibrado con un disco interno con cuatro patrones de densidad diferente. El sistema de generación de imagen se basa en una escala digital proporcional a la cantidad de radiación, efectuado por el cristal de yoduro sódico en cada uno de los puntos, que posteriormente son reflejados en una pantalla a través de una escala de grises.

El cálculo de la densidad se realiza mediante un proceso matemático que se inicia con la diferenciación del tejido óseo de los tejidos blandos, la determinación del área explorada y del contenido mineral y, finalmente, a través de la ley general de atenuación y con el cociente de ambos, se obtiene la densidad por unidad de superficie (gr/cm^2).

3.5.- MÉTODOS BIOPATOLÓGICOS

Para la toma de muestras se emplearon agujas y jeringas desechables, con las que se extrajeron 5 ml. de sangre de la vena cefálica. Se realizaron las siguientes determinaciones hemáticas:

Recuento de eritrocitos
Valor Hematocrito

Hemoglobina
Índices eritrocitarios
 Volumen corpuscular medio
 Hemoglobina corpuscular media
 Concentración de hemoglobina corpuscular media.
Recuento de leucocitos
Recuento diferencial de leucocitos.
Test de microfilarias.

Además se determinaron el calcio sérico, las proteínas plasmáticas y la actividad de la fosfatasa alcalina.

3.6.- PREANESTESIA, ANESTESIA y PREPARACIÓN DEL CAMPO QUIRÚRGICO

Antes de la intervención los animales de ambos grupos permanecieron 24 horas en ayuno. El protocolo de anestesia fue el utilizado rutinariamente en el Hospital Clínico de la Facultad de Veterinaria de Las Palmas. Los animales fueron medicados administrándoles, por vía intramuscular, una mezcla de sulfato de atropina y de acepromacina en dosis de 0.02 mg/kg y 0.05 mg/kg de peso, respectivamente.

Una vez conseguida la tranquilización, se realizó una radiografía antero-posterior y una latero-medial de ambos fémures. La energía de la radiación fue de 100 miliamperios (mA) y 70 kilovoltios (kv), el tiempo de exposición de 0.4-0.6 segundos y la distancia foco-placa de 1.2 metros. Sobre estas radiografías determinamos la longitud del hueso y cortamos el clavo cerrojado de acuerdo con dicha longitud.

A continuación se colocó una cánula Vasocan de 1,0 mm de diámetro en la vena cefálica y se realizó la inducción a la anestesia mediante la inyección intravenosa lenta de una solución diluída al 5% de tiobarbital sódico (Tiopental)[®] en una dosis que osciló entre 10 mg/kg y 15 mg/kg. Posteriormente los animales fueron intubados con tubos de Rush, de tallas que oscilaban de 8 a 10 mm de diámetro interno, conectados a un circuito inhalatorio de halotano (Fluothane)[®] mediante un sistema semicerrado. La

anestesia se mantuvo durante toda la intervención con una mezcla de halotano al 1%-1.5% en oxígeno, a un flujo aproximado de 2 litros por minuto según las necesidades de cada animal. Durante el tiempo que duró la intervención se mantuvo una vía venosa permeable mediante la infusión continua de suero fisiológico (Fisiológico Braun)[®].

La extremidad derecha fue rasurada, desde la región de la articulación coxofemoral hasta la porción distal de la tibia. Posteriormente, se procedió a su lavado quirúrgico con povidona yodada jabonosa (Betadine lavado quirúrgico)[®], y a su desinfección mediante povidona yodada (Betadine solución antiséptica)[®]. Los animales fueron trasladados al quirófano y colocados en decúbito lateral. Acto seguido realizamos una nueva desinfección con una solución alcohólica yodada. Los perros fueron cubiertos mediante paños de campo estériles y únicamente se dejó al descubierto la zona craneolateral del fémur. Antes de comenzar la intervención, llevamos a cabo una nueva desinfección de la zona quirúrgica mediante la aplicación de povidona yodada con un nebulizador.

3.7 - PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO

3.7.1.- COLOCACIÓN del CLAVO CERROJADO

Se realizó un abordaje lateral al fémur. Incidimos en piel desde el trocánter mayor, a lo largo del borde craneolateral de la diáfisis del fémur, hasta los cóndilos femorales, y se procedió, a continuación, a realizar la hemostasia de los vasos del tejido subcutáneo y de la piel mediante el electrobisturí. Tras sujetar a ambos lados de la incisión unos paños de campo con suturas, efectuamos la disección entre el músculo tensor fasciae latae y el músculo biceps femoris, para después retraer cranealmente con los separadores de Hohmann el músculo vastus lateralis y caudalmente el biceps femoris exponiendo la diáfisis femoral.

Se introdujo de forma normógrada, a partir de la fosa del trocánter, un clavo de Steinmann de 5 mm de diámetro con la ayuda de un taladro manual. Una vez tunelizado el hueso, sustituimos el clavo de Steinmann por el clavo cerrojado, quedando el cuerpo del clavo en el interior de la cavidad

medular del fémur y emergiendo la pieza maciza a través de la fosa del trocánter entre los glúteos. A continuación acoplamos la guía externa, fijándola a la muesca de la pieza maciza por medio del pasador (Fig. 3A).

Ayudados con una guía de broca insertada en la guía externa, perforamos la cortical lateral y medial del fémur mediante una broca de 2,5 mm que se deslizó por uno de los orificios del cuerpo del clavo (Fig. 3A). Durante toda la intervención, el campo quirúrgico se irrigó con una solución de suero fisiológico, especialmente al taladrar las corticales.

Tras realizar, con un avellanador, el asiento de la base del tornillo, hicimos el paso de rosca mediante el pasamachos que introdujimos a través de la guía de la broca (Fig. 3B). Una vez medida la longitud del tornillo, tomamos como referencia la radiografía dorsoventral del fémur, introdujimos el tornillo correspondiente, cuyas longitudes oscilaron entre 14 y 24 mm.

Una vez colocados dos tornillos en la parte proximal y dos en la parte distal del clavo, dejamos uno o dos orificios sin rellenar entre ambos, desenroscamos el pasador que fija la guía externa a la pieza maciza y retiramos la guía externa. A continuación, por medio del taladro manual Jacob, desenroscamos la pieza maciza del cuerpo del clavo girándola en sentido contrario de las agujas del reloj (Fig. 3C).

Cerramos los planos musculares con catgut crómico (Flexigut Cromado)[®] de 2/0, montado en una aguja atraumática cilíndrica curva, con una sutura simple interrumpida desde el músculo Vastus lateralis al Adductor, y otra desde el músculo tensor fasciae latae y el músculo biceps femoris. El tejido subcutáneo lo suturamos con el mismo material y tipo de sutura. La piel se suturó con nylon monofilamento azul de 2/0.

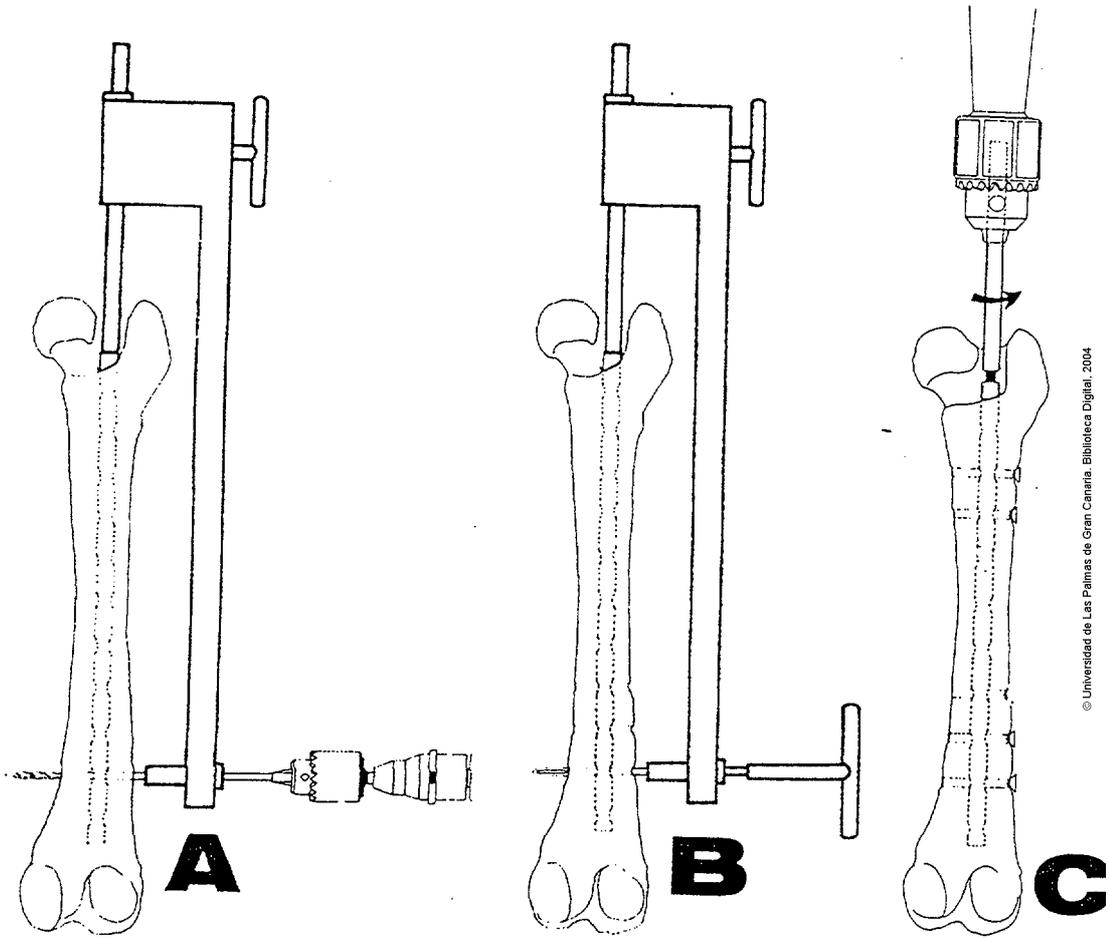


Figura 3.- Aplicación del clavo cerrojado.

3.7.2.- COLOCACIÓN de la PLACA DCP

Una vez expuesta la diáfisis femoral con el mismo abordaje descrito anteriormente, procedimos a la colocación de la placa. Para lograr una mejor adaptación contorneamos ligeramente las placas antes de ser colocadas en el hueso.

Sujetamos las placas al hueso ayudándonos de las pinzas Verbrugge y, con la guía de broca verde de 2.5 mm, taladramos el hueso por el centro del orificio oval, desde la cortical lateral hasta la cortical medial y tras refrigerar con suero fisiológico, medimos la longitud del tornillo mediante el medidor de profundidad, labramos la rosca con el pasamachos de 3.5 mm y atornillamos con el destornillador el tornillo de longitud adecuada. Colocamos los dos tornillos situados más proximales y los dos tornillos más distales, de modo que el agujero central se dejó libre.

Después de limpiar bien la zona con suero fisiológico para evitar dejar cualquier tipo de viruta ósea proveniente de la perforación, cerramos los planos operatorios de la misma forma que en el grupo anterior.

3.8.- PERIODO POSTOPERATORIO

Todos los pacientes fueron sometidos a un control radiológico al finalizar la intervención, consistente en la realización de una radiografía antero-posterior y una latero-medial. Se les administró una dosis de 25 mg/kg. de Amoxicilina como antibiótico de cobertura por vía subcutánea, dosis que se repitió 48 horas después.

Después de 24 horas de hospitalización los animales fueron trasladados a unas jaulas individuales donde fueron mantenidos durante el estudio. En todo momento se extremaron las medidas higiénicas y de limpieza del hábitat de los animales, quedando así el alojamiento en adecuadas condiciones para el desarrollo de la experiencia. Se les permitió hacer ejercicio libremente durante el día y se les confinó por la noche en las perreras. Diariamente limpiamos la incisión mediante povidona yodada hasta su completa cicatrización. Los puntos se retiraron diez días después de la

intervención. También hicimos unos controles clínicos en los que se evaluó el dolor ante la palpación, la inflamación, el edema de la extremidad operada, las posibles infecciones y la cicatrización de la incisión.

La funcionalidad de la extremidad intervenida se evaluó de acuerdo con la graduación establecida por **Braden y Brinker**, en 1973:

Grado I: No apoya. Extremidad en alto la mayoría del tiempo.

Grado II: Apoya ligeramente cuando está quieto o cuando camina; levanta la extremidad al correr, no carga peso.

Grado III: Cojea, uso funcional de la extremidad, apoyo parcial.

Grado IV: Normal, funcionalidad total de la extremidad en reposo, camina, corre, carga todo el peso.

Durante un periodo de seis meses, sometimos a los animales a un control radiológico y se vigiló un posible cambio de la funcionalidad.

3.9.- EXTRACCIÓN DEL IMPLANTE, EUTANASIA Y OBTENCIÓN DEL MATERIAL BIOLÓGICO

A las 24 semanas procedimos al último control radiológico de las extremidades, a la toma de muestra de sangre y a la extracción del implante.

Los animales del grupo I fueron sometidos a una intervención quirúrgica cuya preanestesia, anestesia y abordaje fueron iguales a las anteriormente descritas. Una vez expuesta la diáfisis femoral enroscamos, a través de los glúteos, la pieza maciza al cuerpo del clavo por medio del taladro manual Jacobs y, a continuación retiramos los tornillos; posteriormente giramos con el taladro manual Jacobs la pieza maciza y el cuerpo del clavo en el mismo sentido de las agujas del reloj y ejerciendo una presión hacia el exterior, retiramos el clavo de la cavidad medular.

En los animales del grupo II, una vez expuesta la diáfisis, desenroscamos los tornillos y con la ayuda del martillo y del osteotomo levantamos la placa.

El sacrificio de los animales lo realizamos con una sobredosis de Tiopental sódico (Pentotal)[®] administrada en la vena cefálica, tras lo cual seccionamos las dos extremidades posteriores de cada animal, retiramos el implante, limpiamos los tejidos blandos de ambos fémures y los almacenamos individualmente a -20°C. Estudiamos las posibles lesiones macroscópicas, el depósito de nuevo hueso en los extremos de la placa, el grosor de la cortical bajo la placa y la formación de osteolisis adyacente a los tornillos, debida al implante.

3.10.- ESTUDIO DENSITOMÉTRICO

Previa tranquilización con sulfato de atropina y de acepromacina en dosis de 0,02 y 0,05 mg/kg. respectivamente, y posterior anestesia con una dilución al 5% de Tiobarbital sódico (Tiopental)[®], procedimos al estudio densitométrico de ambos fémures. Los animales se situaron en decúbito lateral sobre la unidad de exploración y, para corregir las angulaciones del fémur respecto al plano de exploración, se utilizaron unos bloques de goma espuma.

Una vez colocado el animal, situamos el eje fuente-detector en la zona media externa del trocánter mayor, localizado por palpación, con la ayuda de un localizador provisto de una emisión láser. Determinamos un campo de exploración de 10-18 cm. de largo y de 8-15 cm. de ancho, en función del tamaño del fémur de cada animal, y se efectuó un barrido en líneas de 0.10 cm., con una resolución en cada punto de 0,0965cm.

Finalizada la exploración, que osciló entre tres y cinco minutos excluyendo el tiempo de preparación del paciente y con la imagen digitalizada en pantalla procedimos al análisis de la misma. Seleccionamos el campo útil de exploración, desde la cabeza femoral hasta los cóndilos femorales.

Una vez seleccionado el campo de exploración, delimitamos automáticamente los diferentes subsectores óseos, si bien, en ocasiones, fue precisa la corrección manual para conservar la máxima homogeneidad.

Cada uno de los subsectores corresponde a: (Figura 4)

R1: Totalidad del fémur.

R2: Diáfisis femoral, límite superior bajo el trocánter menor y límite inferior sobre los cóndilos femorales.

R3: Zona central de la diáfisis, haciéndola coincidir con la parte donde no se insertó ningún tornillo.

R4: Subsector delimitado por una línea longitudinal que divide la diáfisis en dos partes. Este cajetín recoge la medida que corresponde a la mitad de la diáfisis y a la cortical craneal.

R5: Subsector complementario con el anterior. Mitad de la diáfisis y cortical caudal.

A los seis meses, se procedió a la extracción del implante y a una nueva lectura de la masa ósea de ámbos fémures de cada paciente.

En los pacientes del grupo I (clavos cerrojados) sólo se realizó la densitometría sobre los huesos aislados, es decir limpios de tejidos blandos; debido a la dificultad en la extracción del implante.

En el grupo II (placas DCP), se realizó una exploración densitométrica a los seis meses con masa muscular y sobre los fémures aislados.

Cuando realizamos densitometrías sobre huesos aislados, una vez descongelados, situamos a los mismos en un recipiente de metacrilato que contenía agua, en una cantidad suficiente para igualar los cocientes de atenuación de los dos haces de energía por los tejidos blandos en las densitometrías in vivo. La caja de metacrilato tiene en su interior unas abrazaderas con las cuales se logró una perfecta posición de los huesos (Figura 5). El resto del proceso operativo fue similar al descrito previamente.

3.11.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LOS HUESOS

Una vez finalizados los estudios densitométricos, realizamos un estudio biomecánico de doblado simple con los fémures de los distintos animales, tanto los que llevaron un implante como los contralaterales que se utilizaron como controles. El ensayo consistió en someter los huesos descongelados a una deformación plástica por flexión hasta lograr su rotura.

Utilizamos la máquina universal de ensayo Néstor 2.000 kg, que consta de dos apoyos cilíndricos de separación regulable y un mandril central intercambiable que ejerce una fuerza progresivamente creciente sobre el punto medio del hueso hasta alcanzar el ángulo de doblado. Esta máquina está situada en el laboratorio de Conocimiento de los Materiales de la Escuela de Ingeniería de La Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

Colocamos los huesos sobre los apoyos cilíndricos, se bajó el mandril central hasta el punto medio de la diáfisis femoral y les aplicamos una fuerza a una velocidad de 10mm/minuto hasta conseguir su rotura por máxima flexión, como podemos ver en la figura 6.

Para calcular el momento máximo de flexión utilizamos las siguientes fórmulas (Bruce Martin, 1991). Se define el valor absoluto máximo del esfuerzo de flexión como:

$$\sigma_m = M_c/I \quad (1)$$

Esta expresión se denomina ecuación de flexión elástica donde **M** es el módulo del momento del par de fuerzas, **c** la distancia máxima a la superficie neutra e **I** el momento de inercia, o segundo momento, de la reacción transversal con respecto al eje central perpendicular al plano del par **M**.

El cociente **I/c** en la expresión (1) sólo depende de la geometría de la sección transversal. Esta relación se denomina *módulo elástico de la sección* y se representa por **S=I/c**, por lo que la expresión (1) puede escribirse también como:

$$\sigma_m = M/S$$

El momento del par de fuerzas (**M**) se define como un vector libre perpendicular al plano del par, de módulo igual al producto del módulo de una de las fuerzas por la mínima distancia entre ambas (longitud de su brazo) $M = r \times F$.

En el caso de un hueso largo de longitud (**l**) y de radio (**r**), el momento de inercia es:

$$I = 1/4 \pi r^4$$

y $c = r$, por lo que:

$$\sigma_m = M \cdot c/I = M \cdot r/1/4\pi r^4$$

Al usar la máquina universal Néstor el momento del par de fuerzas sería:

$$M = r \times F \quad M = r T \text{sen } 90 = r \cdot p$$

$$M = 1/2 p$$

por lo que:

$$\sigma_m = 1/2 \cdot p \cdot r / 1/4 \cdot \pi \cdot r^4 = 2lp/\pi r^3 = kp/cm^2$$

superficie neutra e **I** el momento de inercia, o segundo momento, de la reacción transversal con respecto al eje central perpendicular al plano del par **M**.

El cociente **I/c** en la expresión (1) sólo depende de la geometría de la sección transversal. Esta relación se denomina *módulo elástico de la*

sección y se representa por $S=I/c$, por lo que la expresión (1) puede escribirse también como:

$$\sigma_m = M/S$$

El momento del par de fuerzas (**M**), se define como un vector libre perpendicular al plano del par, de módulo igual al producto del módulo de una de las fuerzas por la mínima distancia entre ambas (longitud de su brazo) $M= r \times F$.

En el caso de un hueso largo de longitud (**l**) y de radio (**r**), el momento de inercia es:

$$I= 1/4 \pi r^4$$

y $c= r$, por lo que:

$$\sigma_m = M. c/I = M. r/1/4\pi r^4$$

3.12. - ESTUDIO ULTRAESTRUCTURAL

Estudiamos muestras de fémures del grupo I y grupo II y sus correspondientes controles con el fin de demostrar ultraestructuralmente el crecimiento de nuevo hueso en el endostio. Las muestras se cortaron en lonchas de 0,4 mm de grosor en la zona central de la diáfisis en los huesos sin implante y en los controles. Se limpiaron en un baño de ultrasonidos Selecta y una vez secas se procedió a su metalización con oro con un sombreador Polaron E500 durante unos 7 minutos, se utilizó gas Argón y una corriente de metalización de unos 15mA. Los cortes fueron visualizados y fotografiados con un microscopio electrónico de barrido Joel JSM T-220A con cámara fotográfica Mamiya 6x7.

3.13. - ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos recogidos de las densitometrías realizadas y de las pruebas de resistencia mecánica, fueron introducidos en una base de datos diseñada para tal fin en el programa de estadística Sigma. Finalizado este proceso, los valores de los campos numéricos fueron sometidos a un test de depuración de datos con el fin de detectar errores de operatoria, y por tanto tener la seguridad de que los valores numéricos introducidos guardaban una coherencia dentro de la variabilidad propia de su rango.

A continuación se comprobó si las variables seguían o no una distribución normal mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Las variables cualitativas fueron introducidas en numeración limitada al número de posibilidades y evitamos siempre el mecanografiado alfa numérico para minimizar los posibles errores de operatoria en su introducción.

Para el estudio partimos de la hipótesis nula H_0 , es decir, la igualdad, que llevada a nuestro experimento no debería existir diferencia entre las determinaciones de densitometría () antes y después de la cirugía. En otro nivel, tampoco deberían existir cambios entre la aplicación de la placa o del clavo cerrojado. Así pues hemos de demostrar que la operación mediante uno u otro medio de osteosíntesis, verdaderamente produce

alteraciones significativas y que pueden ser por aumento o descenso de los parámetros empleados para su valoración.

La selección de una u otra prueba dependió de las características de las variables, y se consideró como criterio de significación estadística un $p < 0.005$.

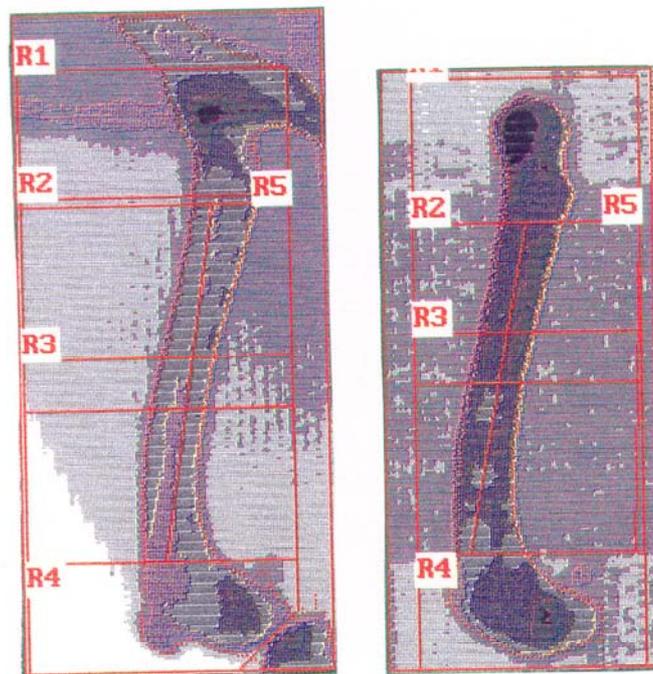


Figura 4.- Subsectores óseos delimitados para la exploración densitométrica

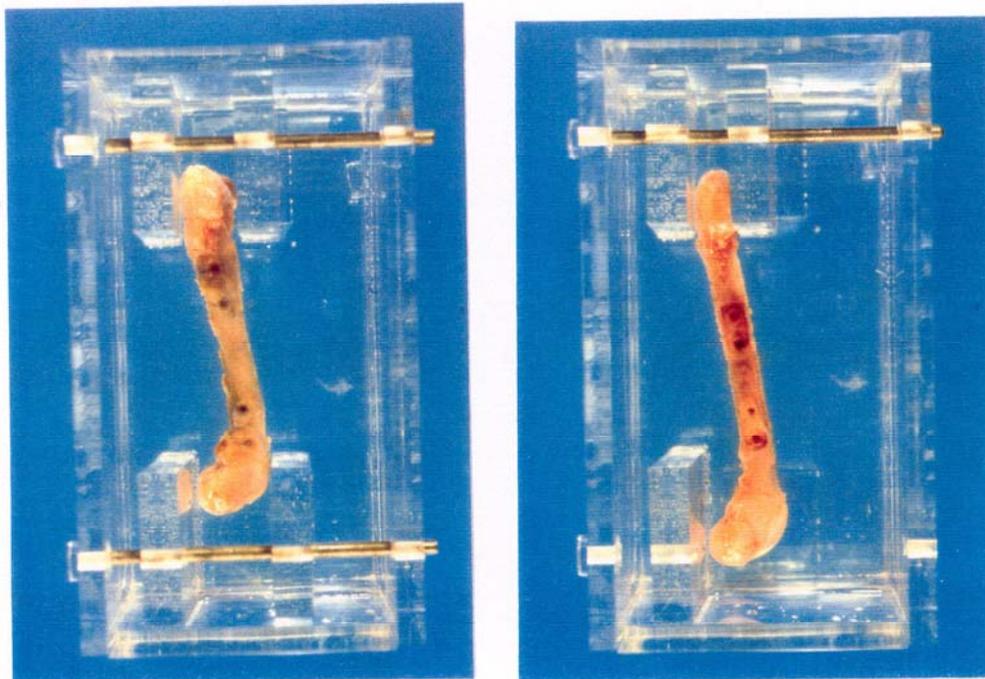


Figura 5.- Huesos limpios de tejidos blandos dentro de la caja de metacrilato para el estudio de la densidad.

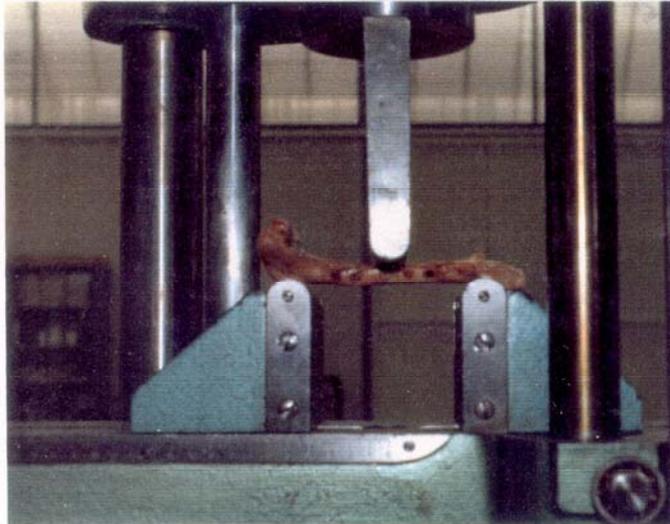


Figura 6.- Estudio Biomecánico. Momento máximo de flexión.

RESULTADOS

4.- RESULTADOS

4.1.- RESULTADOS CLÍNICOS

Las determinaciones hemáticas y la bioquímica realizadas antes y después de la cirugía están dentro de los rangos normales descritos para la especie canina.

Respecto a los controles clínicos, el dolor ante la palpación y la presión digital fue una constante durante los tres primeros días del postoperatorio en todos los casos, tanto del grupo I (clavo cerrojado) como del grupo II (placa DCP). La inflamación fue escasa y en ningún caso superior a la de cualquier otra manipulación quirúrgica realizada en esta zona. La cicatrización fue buena y la única alteración detectada consistió en la formación de un seroma en dos animales del grupo I (casos 1 y 3), los cuales fueron tratados mediante la colocación de un drenaje Penrose que se retiró a los seis días.

La funcionalidad de todos los animales de ambos grupos empezó por el grado III, es decir, cojeaban pero utilizaban la extremidad, con la que cargaban peso parcialmente. Todos los animales alcanzaron el grado IV transcurridos los 10 primeros días después de la cirugía.

Durante el periodo de seis meses, no observamos ningún cambio en la funcionalidad de los animales de los dos grupos.

4.2.- RESULTADOS RADIOLÓGICOS

En la evaluación radiológica hemos tenido en cuenta todas las alteraciones que detectamos hasta completar el periodo de 24 semanas. Dicha evaluación la realizamos atendiendo a los posibles cambios de radiolucidez o de radiopacidad alrededor de los tornillos, debidos al depósito o a la pérdida de tejido óseo alrededor de la cabeza o al final de los tornillos, tanto en el grupo I (clavos cerrojados) como en el II (placas DCP). En el grupo I, evaluamos el lugar de inserción del clavo y el grado

de ocupación de la cavidad medular y, en el grupo II, el aumento de radiopacidad en los extremos de las placas. En cuanto a la enumeración de los tornillos, entendemos por primero el más proximal y por cuarto el más distal con respecto al trocánter. Detallamos, a continuación, los resultados radiológicos correspondientes a cada grupo de animales.

Grupo I (Clavo Cerrojado)

En el primer control realizado después de la colocación del clavo cerrojado observamos que éste no se insertó, en ningún caso, en los cóndilos femorales.

En los casos 1 y 5 el clavo de 5 mm de diámetro ocupó la totalidad de la cavidad medular, al ser estos los animales de menor tamaño. En los otros animales (casos 2, 3 y 4) el clavo sólo rellenó completamente la cavidad medular en la zona central de la diáfisis.

En la imagen radiológica dorso-ventral realizada a los seis meses observamos un aumento en el grosor de la cortical medial a la altura del primer y segundo tornillo en los casos 3 y 4. En esta misma zona observamos una ligera reacción periostal y un aumento de la radiopacidad por depósito de nuevo tejido óseo en el final del segundo tornillo. En todos los casos de este grupo detectamos un aumento de radiolucidez alrededor del extremo proximal del clavo (Figura 8). En el caso 2 apreciamos una ligera radiolucidez en la base del hueso donde se asentó la cabeza del primer y tercer tornillo, lisis que no observamos en ningún otro caso por medio de las radiografías.

En las radiografías de los fémures limpios de tejidos blandos (Figuras 7 y 8), en la toma ventro-dorsal del caso 1, vimos una cortical lateral muy delgada y un ligero aumento de la radiopacidad a nivel del cuarto tornillo, lo que también observamos con mayor nitidez en el caso 4 (Figura 9), así como en el caso 3, pero a nivel del tercer tornillo (Figura 8).

Grupo II (Placa DCP)

En el primer control efectuado tras la cirugía observamos el lugar

RESULTADOS

de la colocación de la placa y la orientación de los tornillos. Estas radiografías nos sirvieron para las comparaciones posteriores. En el control radiológico realizado a los cuatro meses observamos un aumento de radiopacidad al final del primer y segundo tornillo en los casos 9 y 10. En las radiografías dorso-ventrales efectuadas a los seis meses de la colocación de las placas, detectamos un ligero depósito de hueso al final del primer, segundo y tercer tornillo en los casos 7, 9 y 10.

En la radiografía del caso 9 detectamos alrededor del primer, tercer y cuarto tornillo, un aumento de radiopacidad en la cavidad medular. En el caso 10 observamos, también un engrosamiento de la cortical medial.

En el examen radiológico de los fémures sin masa muscular, todos los casos de este grupo II presentaron un aumento de la radiopacidad por depósito de nuevo hueso en la cortical bajo la placa, como podemos reconocer en las figuras 10 y 11. Este aumento de radiopacidad fue muy evidente en los casos 8, 9 y 10 alrededor del primer, tercer y cuarto tornillo; en el caso 10 alcanzó hasta 1 cm. por encima del extremo proximal de la placa y, en el fémur del caso 7, sólo se detectó este aumento alrededor del primer tornillo proximal. El diámetro de la cavidad medular disminuyó en todos los huesos de este grupo debido a este depósito de tejido óseo.

Todos los fémures de este grupo presentaron un ligero depósito de hueso en los extremos de la placa y un adelgazamiento de la cortical bajo la placa, casi inapreciable en el caso 6 (Figuras 10, 11 y 12).

4.3.- ESTUDIO MACROSCÓPICO POSTMORTEM

El estudio macroscópico del fémur después de una limpieza adecuada de los tejidos blandos se describe a continuación:

Grupo I (Clavo Cerrojado)

Caso 1.- En la cortical medial, al final del segundo tornillo observamos un ligero depósito de nuevo hueso (Figura 13).

Caso 2.- Al examinar el fémur derecho notamos en la cortical lateral, en la base del hueso donde se asentó la cabeza del primer y del tercer tornillo, una pequeña pérdida de hueso, lisis que fue reconocida mediante el examen radiográfico, como ya describimos en el apartado anterior. En la cortical medial observamos un depósito alrededor del final del cuarto tornillo.

Caso 3.- En la cortical de la diáfisis lateral encontramos un depósito de nuevo hueso en el tercer tornillo; en cambio alrededor de la cabeza del primer tornillo, vimos una pequeña zona de lisis. En el examen de la cortical medial observamos un ligero depósito al final del primer, segundo y tercer tornillo.

Caso 4.- En este caso reconocimos, en la cortical de la diáfisis lateral, un pequeño depósito alrededor de la cabeza del tercer y del cuarto tornillo y, en la cortical medial, en el final del cuarto tornillo.

Caso 5.- En la cortical de la diáfisis lateral encontramos una ligera formación de nuevo hueso en la cabeza del primer tornillo así como en la cortical medial del primer, tercer y cuarto tornillo.

Los fémures controles no presentaron ningún cambio morfológico apreciable.

Grupo II (Placa DCP)

En la descripción macroscópica de los fémures de este grupo, todos los casos (6, 7, 8, 9 y 10) mostraron un adelgazamiento de la cortical bajo la placa (cortical lateral) así como un depósito de nuevo hueso en los orificios y en los extremos de la placa, más notorio en la parte proximal que en la distal. En el caso 6 este adelgazamiento fue menor (Figuras 14 y 15).

En la cortical de la diáfisis medial observamos un pequeño depósito de hueso al final de todos los tornillos. En el caso 8 este depósito sólo se encontraba en el primer, segundo y tercer tornillo.

RESULTADOS

También encontramos en todos los huesos formación de nuevo hueso en el endostio de la cavidad medular, el cual observamos macroscópicamente cuando realizamos el estudio biomecánico del hueso (Figura 18) y al hacer el estudio con microscopía electrónica de barrido (Figura 19).

Igual que en el grupo anterior, en los fémures controles no observamos ningún cambio macroscópico.

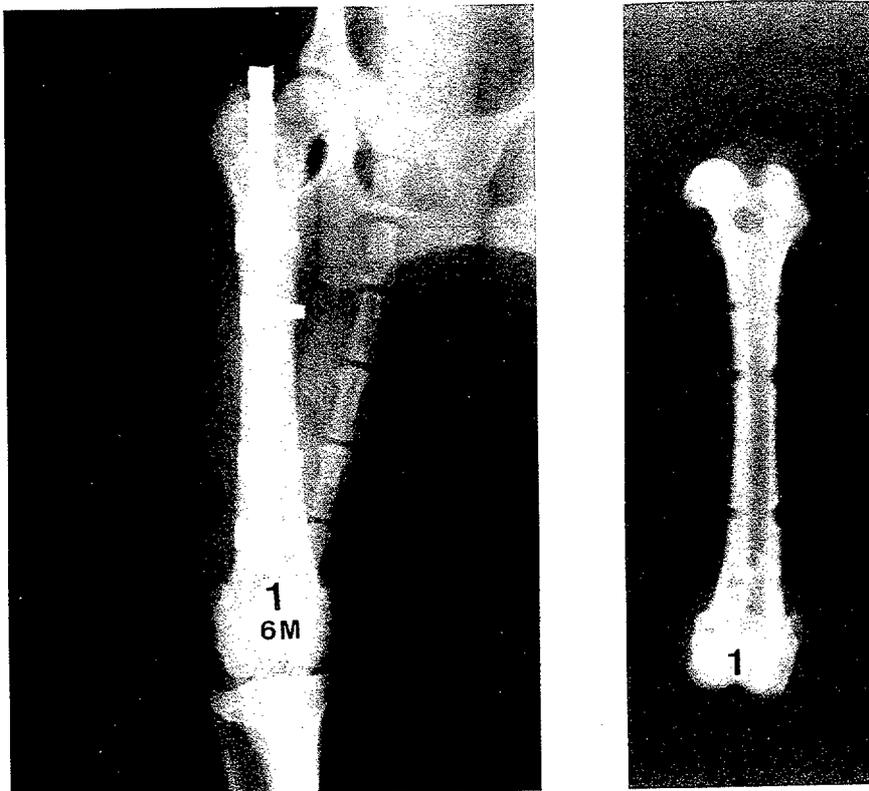


Figura 7.- Caso 1, radiografías con el clavo cerrojado a los seis meses de su colocación y una vez extraído.

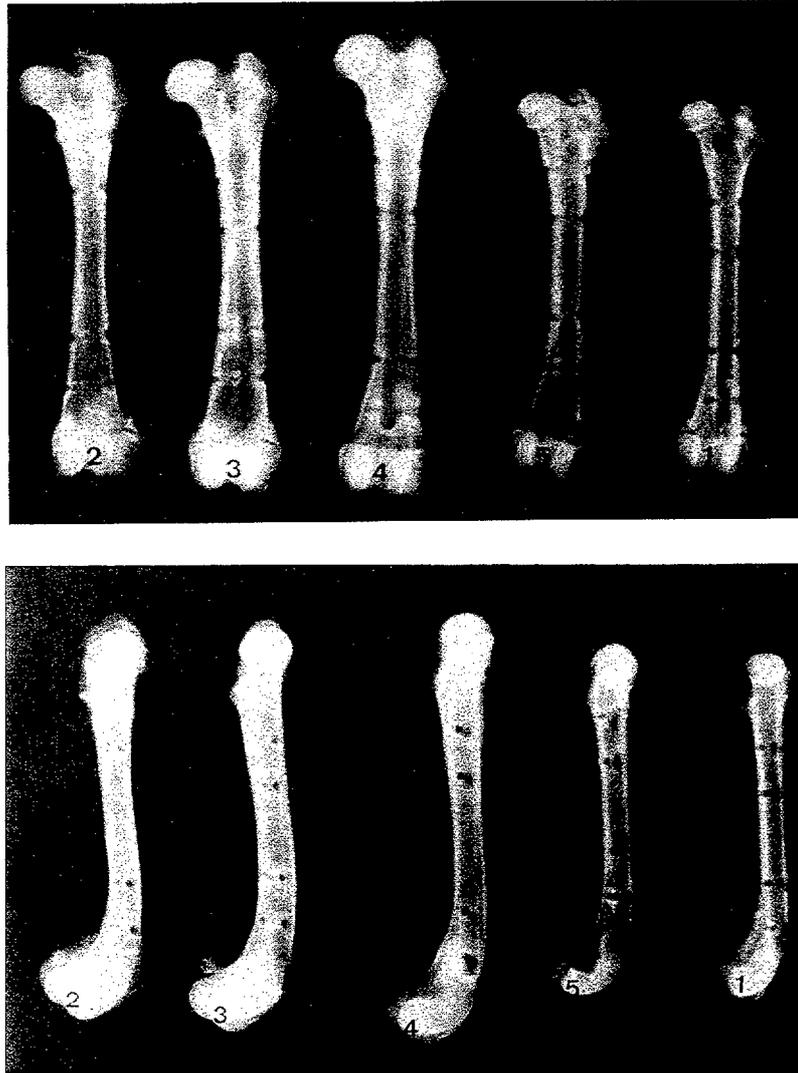


Figura 8.- Grupo I (clavo cerrojado). Radiografías ventro-dorsal y latero-medial una vez extraída la masa muscular.

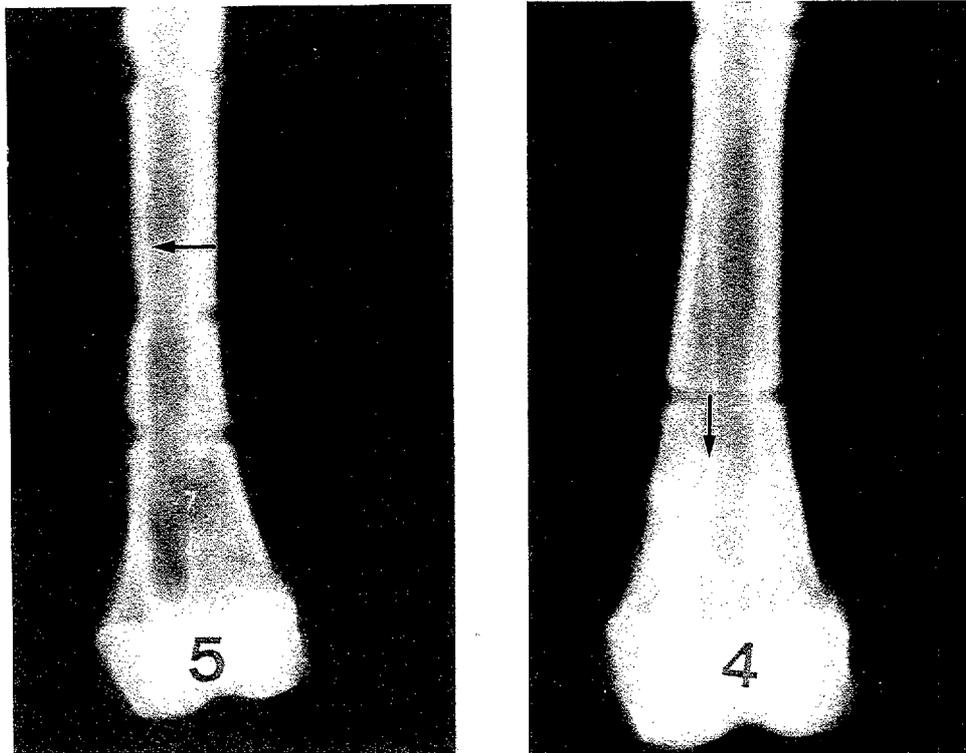


Figura 9.- Detalle de las radiografías de los casos 4 y 5 (grupo I). Adelgazamiento de la cortical lateral (5) y aumento de la radiopacidad alrededor del cuarto tornillo (4).

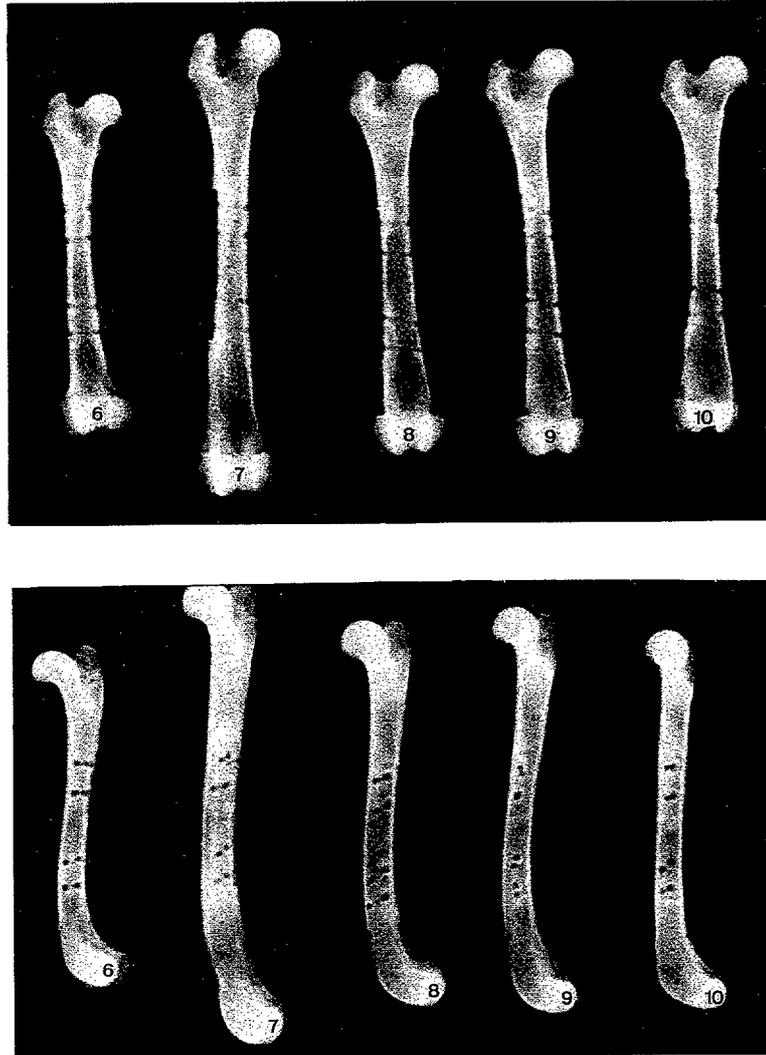


Figura 10.- Grupo II (placa DCP), radiografías ventro-dorsal y latero-medial una vez extraída la masa muscular.

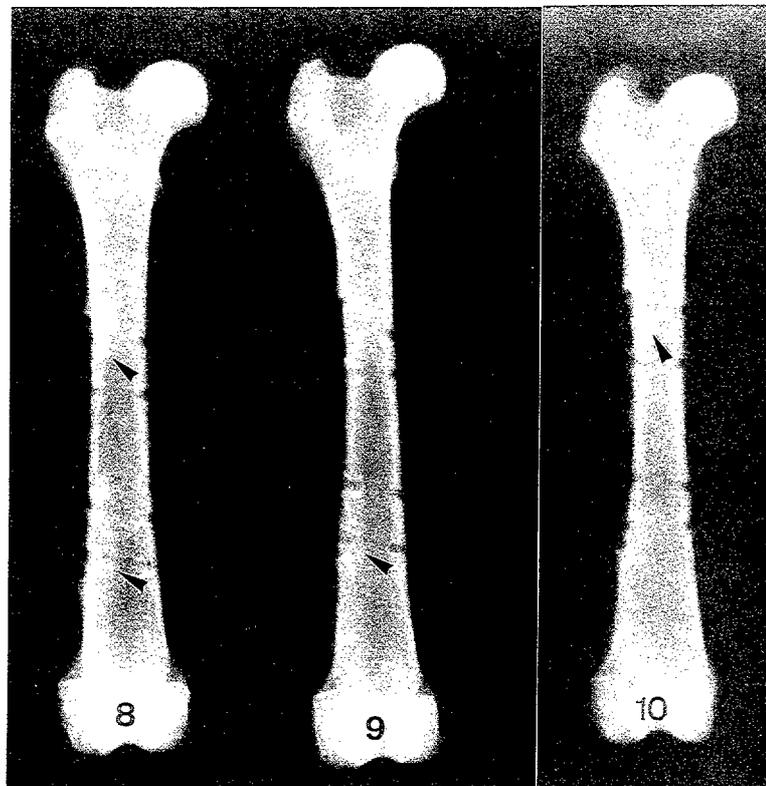


Figura 11.- Obsérvese la formación de nuevo hueso en la cavidad medular a diferentes niveles. Casos 8, 9 y 10 (grupo II).

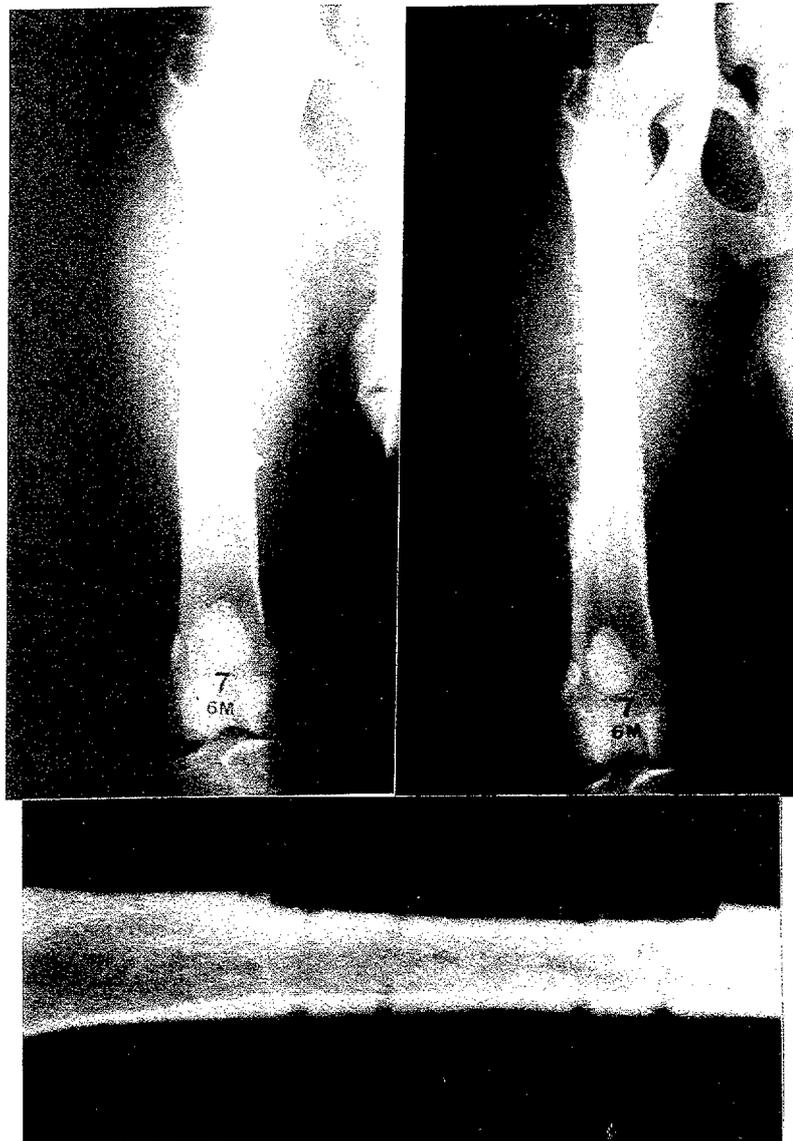


Figura 12.- Radiografías (caso 7) con placa y una vez extraída a los seis meses. Detalle de la cortical donde se asentaba la placa.



Figura 13.- Estudio macroscópico del caso 1 (clavo cerrojado).

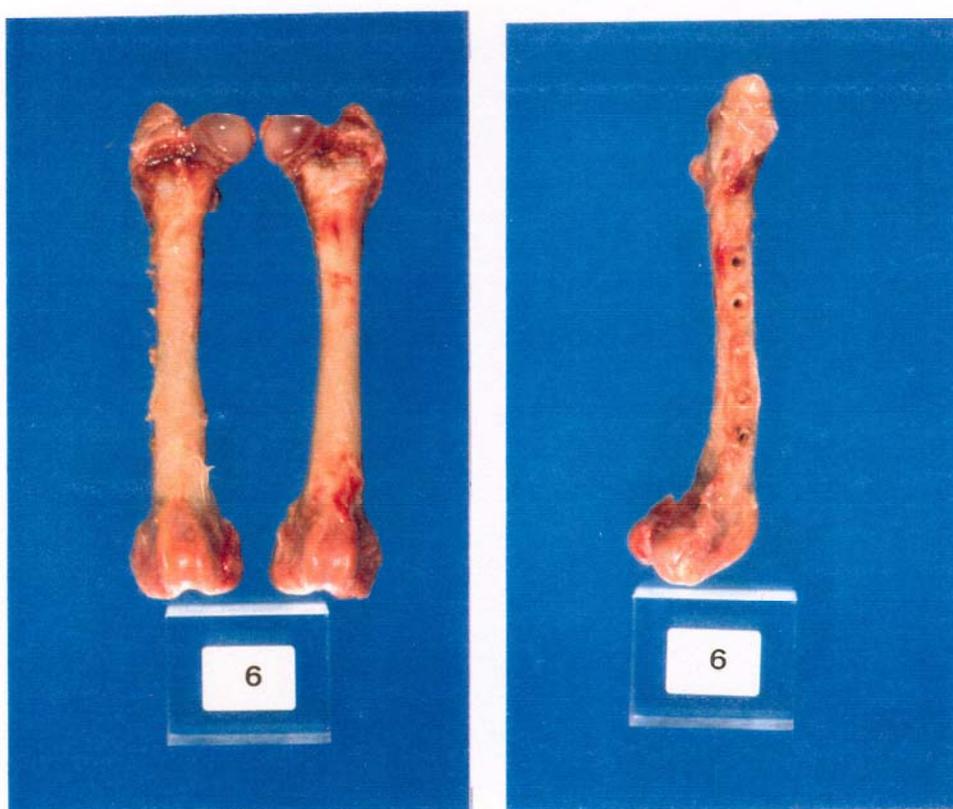


Figura 14.- Estudio macroscópico del caso 6 (placa DCP).



Figura 15.- Estudio macroscópico del caso 9 (placa DCP).

RESULTADOS

4.4.- RESULTADOS DE LA DENSITOMETRÍA ÓSEA

Tabla 3.- Valores de la densidad mineral ósea (gr/cm²) del grupo I. Extremidad derecha intervenida con el clavo cerrojado y extremidad izquierda (control). Casos 1, 2, 3, 4 y 5.

Caso 1					Caso 2				
	Extremidad derecha		Extremidad izquierda			Extremidad derecha		Extremidad izquierda	
	0 meses	6 meses	0 meses	6 meses		0 meses	6 meses	0 meses	6 meses
R1	0.768	0.750	0.763	0.777	R1	0.720	0.670	0.690	0.698
R2	0.728	0.721	0.689	0.739	R2	0.669	0.622	0.673	0.672
R3	0.697	0.720	0.661	0.737	R3	0.692	0.622	0.663	0.670
R4	0.703	0.677	0.655	0.714	R4	0.661	0.581	0.647	0.655
R5	0.731	0.740	0.723	0.760	R5	0.667	0.657	0.694	0.675
Caso 3					Caso 4				
	Extremidad derecha		Extremidad izquierda			Extremidad derecha		Extremidad izquierda	
	0 meses	6 meses	0 meses	6 meses		0 meses	6 meses	0 meses	6 meses
R1	0.770	0.725	0.775	0.782	R1	0.809	0.710	0.751	0.830
R2	0.724	0.696	0.712	0.774	R2	0.773	0.685	0.694	0.736
R3	0.712	0.673	0.667	0.640	R3	0.827	0.680	0.714	0.720
R4	0.696	0.668	0.681	0.709	R4	0.739	0.651	0.672	0.696
R5	0.736	0.710	0.743	0.757	R5	0.798	0.701	0.715	0.766
Caso 5									
	Extremidad derecha		Extremidad izquierda						
	0 meses	6 meses	0 meses	6 meses					
R1	0.773	0.649	0.775	0.741					
R2	0.702	0.685	0.715	0.701					
R3	0.713	0.619	0.699	0.693					
R4	0.692	0.704	0.705	0.668					
R5	0.698	0.653	0.713	0.731					

RESULTADOS

Tabla 4.- Valores de la densidad mineral ósea (gr/cm^2) del grupo II. Extremidad derecha intervenida con la placa DCP y extremidad izquierda (control). Casos 6, 7, 8, 9 y 10.

Caso 6					Caso 7				
	Extremidad derecha		Extremidad izquierda			Extremidad derecha		Extremidad izquierda	
	0 meses	6 meses	0 meses	6 meses		0 meses	6 meses	0 meses	6 meses
R1	0.768	0.750	0.763	0.777	R1	0.768	0.750	0.763	0.777
R2	0.728	0.721	0.689	0.739	R2	0.728	0.721	0.689	0.739
R3	0.697	0.720	0.661	0.737	R3	0.697	0.720	0.661	0.737
R4	0.703	0.677	0.655	0.714	R4	0.703	0.677	0.655	0.714
R5	0.731	0.740	0.723	0.760	R5	0.731	0.740	0.723	0.760

Caso 8					Caso 9				
	Extremidad derecha		Extremidad izquierda			Extremidad derecha		Extremidad izquierda	
	0 meses	6 meses	0 meses	6 meses		0 meses	6 meses	0 meses	6 meses
R1	0.768	0.750	0.763	0.777	R1	0.768	0.750	0.763	0.777
R2	0.728	0.721	0.689	0.739	R2	0.728	0.721	0.689	0.739
R3	0.697	0.720	0.661	0.737	R3	0.697	0.720	0.661	0.737
R4	0.703	0.677	0.655	0.714	R4	0.703	0.677	0.655	0.714
R5	0.731	0.740	0.723	0.760	R5	0.731	0.740	0.723	0.760

Caso 10				
	Extremidad derecha		Extremidad izquierda	
	0 meses	6 meses	0 meses	6 meses
R1	0.773	0.649	0.775	0.741
R2	0.702	0.685	0.715	0.701
R3	0.713	0.619	0.699	0.693
R4	0.692	0.704	0.705	0.668
R5	0.698	0.653	0.713	0.731

RESULTADOS

Tabla 5.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm^3) en la extremidad derecha según las regiones para $n=10$.

Regiones	Valores Medios	Oscilación
R1	0.760 ± 0.05	0.615-0.816
R2	0.718 ± 0.07	0.543-0.773
R3	0.709 ± 0.07	0.542-0.827
R4	0.699 ± 0.06	0.535-0.786
R5	0.717 ± 0.07	0.539-0.798

Tabla 6.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm^3) en la extremidad izquierda según las regiones para $n=10$.

Regiones	Valores Medios	Oscilación
R1	0.771 ± 0.05	0.635-0.833
R2	0.702 ± 0.06	0.554-0.771
R3	0.677 ± 0.06	0.528-0.748
R4	0.679 ± 0.06	0.531-0.751
R5	0.718 ± 0.05	0.575-0.802

No hay diferencias significativas para la masa ósea entre la extremidad derecha y la extremidad izquierda antes de operarse.

Tabla 7.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm²) en la extremidad izquierda (control) del grupo I.

R	Media	± desviación	estándar	S.E.
	Control 0 meses	Control 6 meses	% d	
R1	0.764±0.03	0.765±0.05	0.1%	N.S.
R2	0.697±0.02	0.724±0.04	3%	N.S.
R3	0.681±0.02	0.692±0.04	2%	N.S.
R4	0.672±0.02	0.688±0.03	3%	N.S.
R5	0.717±0.02	0.757±0.06	5%	N.S.

Abreviaturas: R: Regiones; S.E.: Significación Estadística % d: Porcentaje de diferencia= [clavo I-control/control] x 100.

Gráfico 1.- Representación gráfica de la tabla 7.



RESULTADOS

Tabla 8.-Valores medios de la densidad ósea (gr/cm²) en la extremidad derecha (intervenida con clavo cerrojado) del grupo I.

R	Media		± desviación estándar	
	clavo cerrojado	control	% d	S.E.
R1	0.704±0.04	0.771±0.03	-9%	p<0.05
R2	0.674±0.02	0.724±0.04	-7%	p<0.05
R3	0.672±0.03	0.733±0.05	-8%	p<0.1
R4	0.664±0.05	0.698±0.02	-4%	N.S.
R5	0.685±0.04	0.726±0.05	-6%	N.S.

Abreviaturas: R: Regiones; S.E.: Significación Estadística % d: Porcentaje de diferencia= [clavo I-control/control] x 100.

Gráfico 2.- Representación gráfica de la tabla 8.

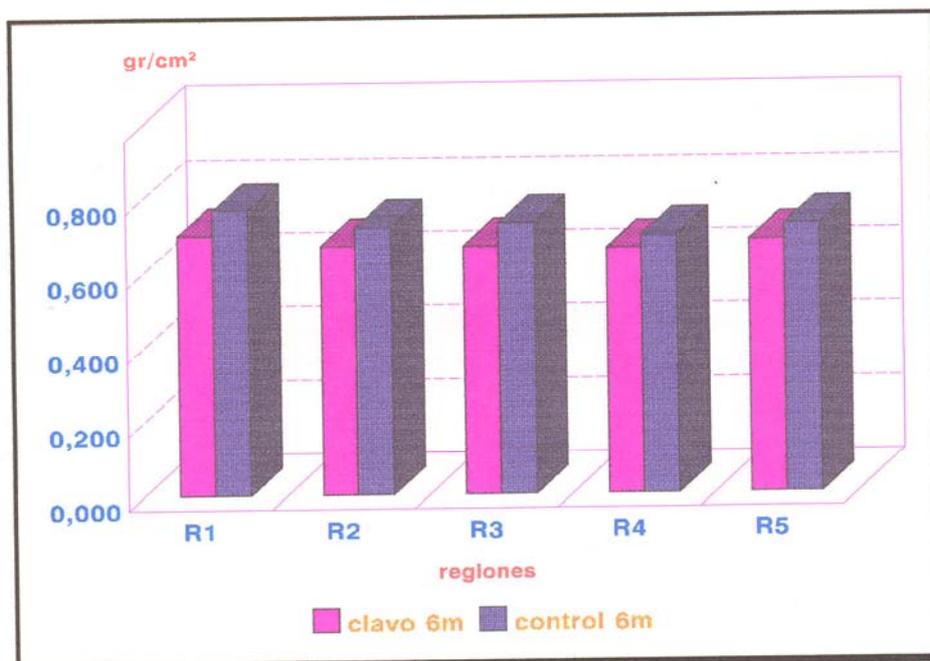
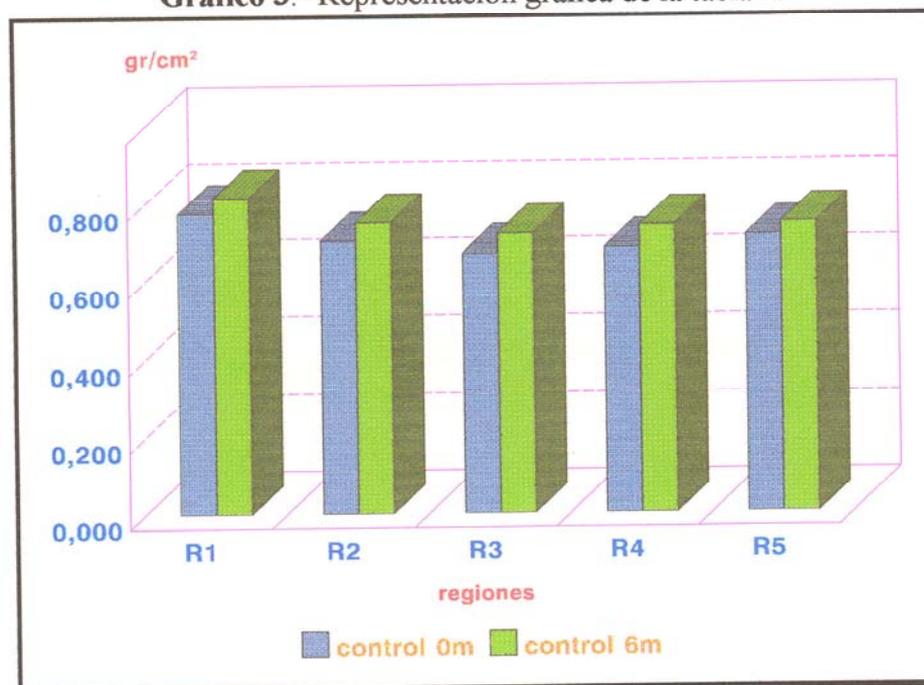


Tabla 9.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm²) en la extremidad izquierda (control) del **grupo II**.

R	Media		± desviación estándar	
	Control 0 meses	Control 6 meses	% d	S.E.
R1	0.780±0.08	0.820±0.03	5%	N.S.
R2	0.708±0.09	0.755±0.04	6%	N.S.
R3	0.674±0.09	0.725±0.03	7%	N.S.
R4	0.687±0.09	0.745±0.04	8%	N.S.
R5	0.718±0.09	0.750±0.04	4%	N.S.

Abreviaturas: R: Regiones; S.E.: Significación Estadística; % d: Porcentaje de diferencia= [placa DCP-control/control] x 100.

Gráfico 3.- Representación gráfica de la tabla 9.



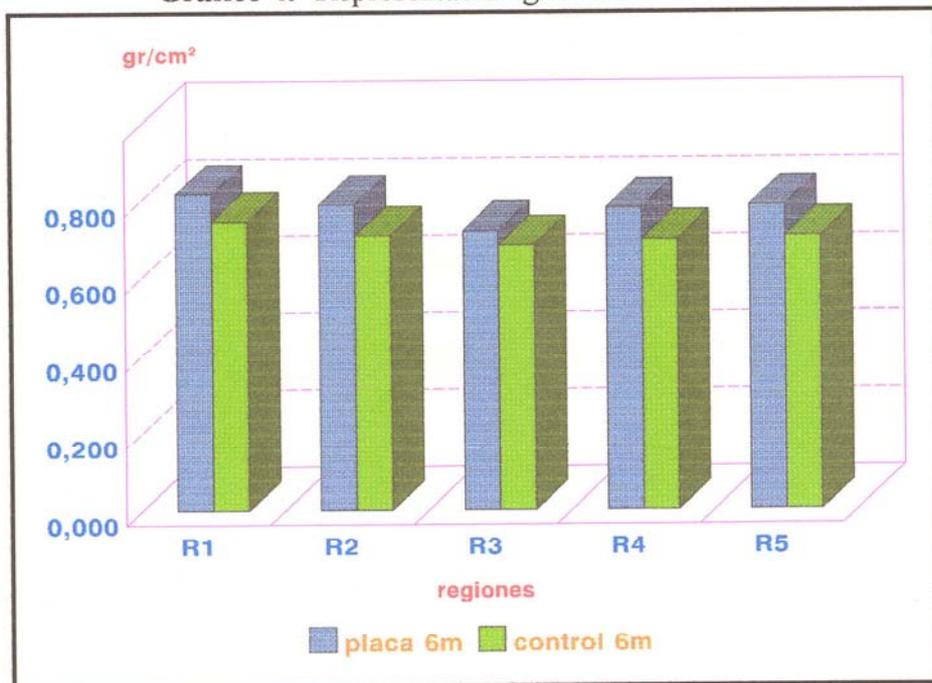
RESULTADOS

Tabla 10.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm^2) en la extremidad derecha intervenida con placa de osteosíntesis del **grupo II**.

R	Media	\pm desviación	estándar	S.E.
	placa DCP	control	% d	
R1	0.820 \pm 0.02	0.749 \pm 0.08	+9%	N.S.
R2	0.791 \pm 0.03	0.712 \pm 0.10	+11%	N.S.
R3	0.724 \pm 0.05	0.687 \pm 0.05	+5%	N.S.
R4	0.782 \pm 0.05	0.701 \pm 0.02	+10%	N.S.
R5	0.788 \pm 0.04	0.709 \pm 0.09	+11%	N.S.

Abreviaturas: R: Regiones; S.E.: Significación Estadística; % d: Porcentaje de diferencia= [clavo I-control/control] x 100.

Gráfico 4.- Representación gráfica de la tabla 10.



RESULTADOS

Tabla 11.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm^2) en la extremidad derecha intervenida con placa a los seis meses con y sin masa muscular del grupo II.

	Media	\pm desviación	estándar	
R	Control sin masa	Control con masa	% d	S.E.
R1	0.820 \pm 0.02	0.820 \pm 0.03	0%	N.S.
R2	0.791 \pm 0.03	0.786 \pm 0.04	0.6%	N.S.
R3	0.724 \pm 0.05	0.725 \pm 0.03	-0.1%	N.S.
R4	0.782 \pm 0.05	0.785 \pm 0.04	-0.3%	N.S.
R5	0.788 \pm 0.04	0.786 \pm 0.04	0.2%	N.S.

Abreviaturas: **R:** Regiones; **S.E.:** Significación Estadística; **% d:** Porcentaje de diferencia = [control sin masa-control con masa/control con masa] x 100.

Tabla 12.- Valores medios de la densidad ósea (gr/cm^2) en la extremidad izquierda (control) a los seis meses con y sin masa muscular del grupo II.

	Media	\pm desviación	estándar	
R	Control sin masa	Control con masa	% d	S.E.
R1	0.820 \pm 0.03	0.818 \pm 0.04	0.2%	N.S.
R2	0.755 \pm 0.04	0.757 \pm 0.03	-0.3%	N.S.
R3	0.724 \pm 0.03	0.725 \pm 0.05	0.1%	N.S.
R4	0.745 \pm 0.04	0.747 \pm 0.04	-0.2%	N.S.
R5	0.750 \pm 0.04	0.752 \pm 0.03	-0.2%	N.S.

Abreviaturas: **R:** Regiones; **S.E.:** Significación Estadística; **% d:** Porcentaje de diferencia = [control sin masa-control con masa/control con masa] x 100.

RESULTADOS

La presencia del clavo cerrojado en los fémures derechos del grupo I disminuyó la medida de la densidad de la masa ósea en todas las regiones calculadas. En la medida realizada en la totalidad del fémur (R1) el porcentaje de la diferencia fue de -9%, con una significación estadística para $p < 0.05$. En el subsector óseo R2 (diáfisis femoral) la comparación entre el fémur con clavo y el fémur control también tuvo una significación estadística para $p < 0.05$, con una diferencia de -7%. El campo de exploración R3 (zona central de la diáfisis) también presentó un porcentaje de diferencia de -8% y fue significativo para $p < 0.1\%$. Las regiones R4 (cortical craneal hasta la mitad de la diáfisis) y R5 (mitad de la diáfisis hasta la cortical caudal) también mostraron una disminución de la masa ósea de -4% y de -6%, pero no hubo diferencias significativas. (Tabla 8 y gráfico 2).

El estudio de los fémures controles del grupo I demostró que, en todas las regiones óseas, la densidad aumentó un porcentaje que osciló entre un +0.1% en la R1 y un +5% en el subsector R5; no encontramos, no obstante, diferencias significativas en ninguna de las zonas estudiadas. (Tabla 7 y gráfico 1).

La presencia de una placa en la cortical lateral de los fémures derechos del grupo II aumentó la medida de la densidad ósea en todas las regiones, pero en ningún caso la diferencia fue significativa, como podemos apreciar en la tabla 10 y en el gráfico 4.

En el grupo control la masa ósea también aumentó en todos los subsectores óseos calculados. El porcentaje de la diferencia entre el hueso control a las 0 semanas y a las 24 semanas no fue, en ninguna zona, superior a +8%. Las diferencias no fueron significativas. (Tabla 9 y gráfico 3).

4.5.- RESULTADOS DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO

Los resultados obtenidos se muestran en las tablas 13 y 14.

Tabla 13.- Resultado del estudio biomecánico (Momento máximo de flexión)

Grupo I	Fémur Derecho	Fémur Izquierdo	% d
1	665,0 kp/cm ²	755,0 kp/cm ²	12%
2	482,8 kp/cm ²	856,1 kp/cm ²	43%
3	566,2 kp/cm ²	1.330,5 kp/cm ²	57%
4	1.302 kp/cm ²	1.980,5 kp/cm ²	34%
5	1.009 kp/cm ²	1.655,1 kp/cm ²	39%

Abreviaturas: % d: Porcentaje de diferencia entre el momento máximo de flexión entre ambos fémures = $[\text{clavo I-control/control}] \times 100$.

Tabla 14.- Resultado del estudio biomecánico (Momento máximo de flexión).

Grupo II	Fémur Derecho	Fémur Izquierdo	% d
6	922,6 kp/cm ²	1.019 kp/cm ²	9,5%
7	579,4 kp/cm ²	559,1 kp/cm ²	-4%
8	370,5 kp/cm ²	362,0 kp/cm ²	-2,3%
9	298,5 kp/cm ²	326,4 kp/cm ²	8%
10	464,6 kp/cm ²	499,0 kp/cm ²	7%

Abreviaturas: % d: Porcentaje de diferencia entre el momento máximo de flexión = $[\text{placa DCP-control/control}] \times 100$.

RESULTADOS

La tabla 13 nos muestra la fuerza máxima de flexión que tuvimos que aplicar al grupo I (clavo cerrojado) en el fémur derecho e izquierdo hasta producir su fractura. En este grupo observamos que el hueso control (fémur izquierdo) necesitó mayor cantidad de fuerza que los fémures a los que le habíamos aplicado el clavo cerrojado. Las diferencias de fuerza oscilaron entre 90 kp/cm² (12%) en el caso 1 y 764,3 kp/cm² (57%) en el caso 3.

En el grupo II (placas DCP) los resultados obtenidos no fueron tan homogéneos, como muestra la tabla 14: algunos huesos operados necesitaron una fuerza mayor para romperse (casos 7 y 8) que sus correspondientes controles; en los casos 5, 9 y 10 el momento máximo de flexión fue mayor en los huesos controles que en los huesos en los que se implantó la placa, aunque, las diferencias entre las fuerzas aplicadas son más pequeñas que las existentes en el grupo I, pues oscilaron entre 27,91 kp/cm² (8%) en el caso 9 y 96,9 kp/cm² (9%) en el perro 6.

El tipo y la localización de la fractura después del estudio biomecánico de los huesos están expuestos en las tablas 15 y 16.

En el grupo I todas las fracturas se localizaron en la diáfisis de tipo oblicua excepto en los fémures controles 1 y 2, que fueron transversas. En los casos 1 y 4 la fractura se produjo siguiendo el orificio creado por el segundo tornillo y en el caso 2 por el tercer tornillo (Figura 16).

RESULTADOS

Tabla 15.- Tipo de fractura producida durante el estudio biomecánico en el grupo I.

Grupo I	Fémur Derecho	Fémur Izquierdo
	Tipo de fractura	Tipo de fractura
1	Oblicua 2º tornillo	transversa
2	Oblicua 3º tornillo	transversa
3	Oblicua	oblicua
4	Oblicua 2º tornillo	oblicua
5	Oblicua con fisura	oblicua

Tabla 16.- Tipo de fractura producida durante el estudio biomecánico en el grupo II.

Grupo II	Fémur Derecho	Fémur Izquierdo
	Tipo de fractura	Tipo de fractura
6	Oblicua 2º tornillo	Transversa dentada
7	Oblicua	Oblicua fisura cortical cr.
8	Oblicua 2º tornillo	Oblicua fisura, conminuta
9	Oblicua 2º tornillo	Oblicua fisura cortical cc.
10	Oblicua 2º tornillo	Oblicua

Abreviaturas: cr: craneal; cc: caudal.

En todos los casos del grupo II la localización de la fractura fue en la diáfisis y de tipo oblicua, menos en el hueso control del caso 6, cuya

RESULTADOS

fractura fue de tipo transversa dentada (Figura 16). Todas las fracturas de los fémures con implante siguieron los espacios dejados por el segundo o tercer tornillo, como se ha descrito en la tabla 16, menos en el caso 7 (Figuras 18 y 20) y sólo el caso 6 presentó un fragmento en la cortical medial (Figura 16). Alguno de los fémures controles presentaron fisuras en la cortical craneal o en la caudal, así como un fragmento grande en el caso 8, como podemos ver en la figura 17. Una vez producida la fractura, comprobamos el crecimiento de nuevo tejido que ya describimos en el apartado correspondientes a los resultados radiológicos (Figuras 19 y 20).

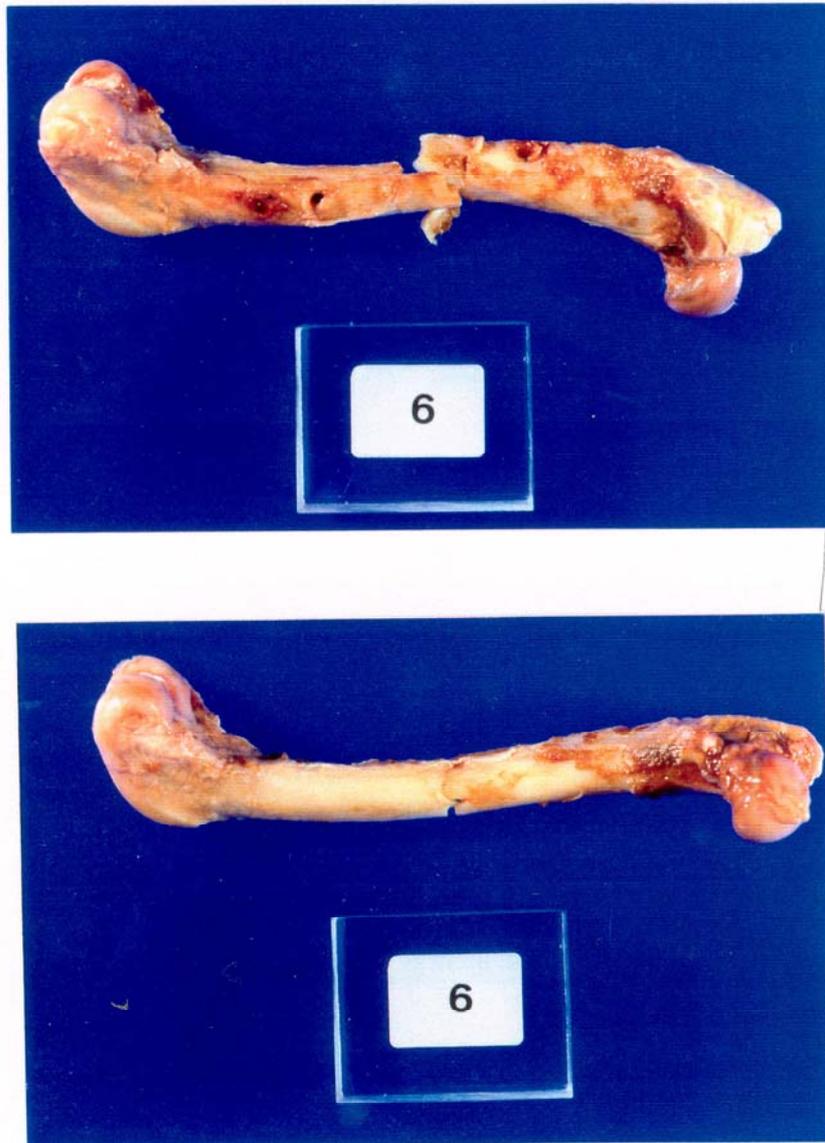


Figura 16.- Caso 6. Detalle del tipo de fractura producida por el estudio biomecánico.

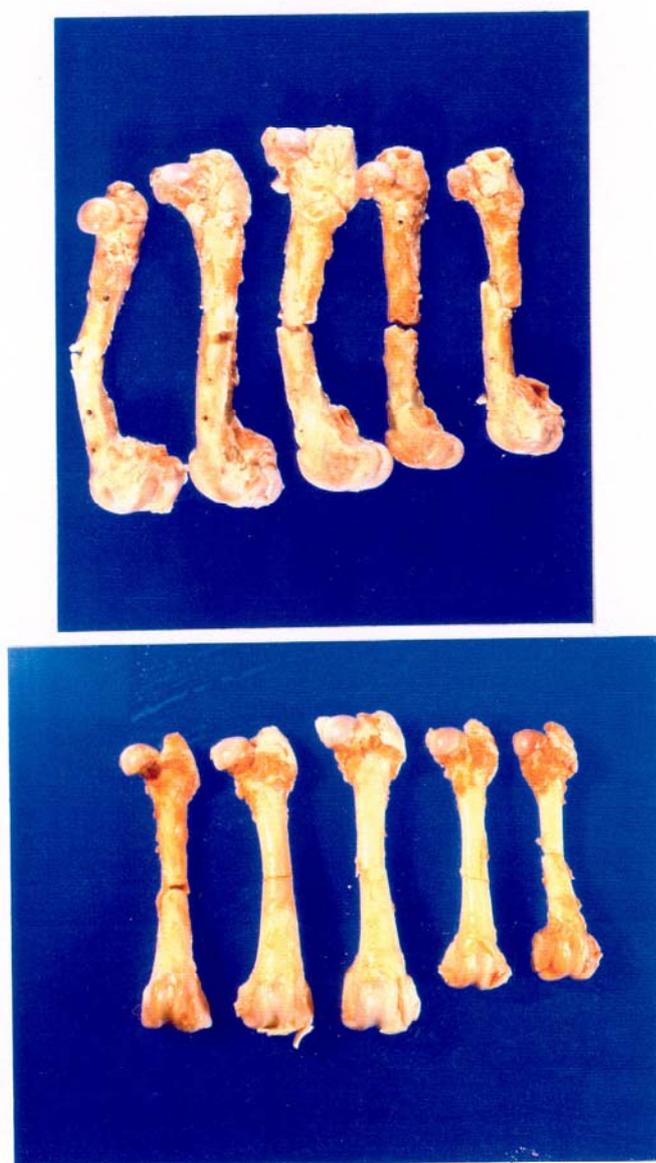


Figura 17.- Tipo de fractura producida por el estudio biomecánico (momento máximo de flexión). Grupo I y su control.



Figura 18.- Tipo de fractura producida por el estudio biomecánico (momento máximo de flexión). Grupo II y su control.



Figura 19.- Detalle de la formación de nuevo tejido en la cavidad medular.

4.6.- RESULTADO DEL ESTUDIO ULTRAESTRUCTURAL

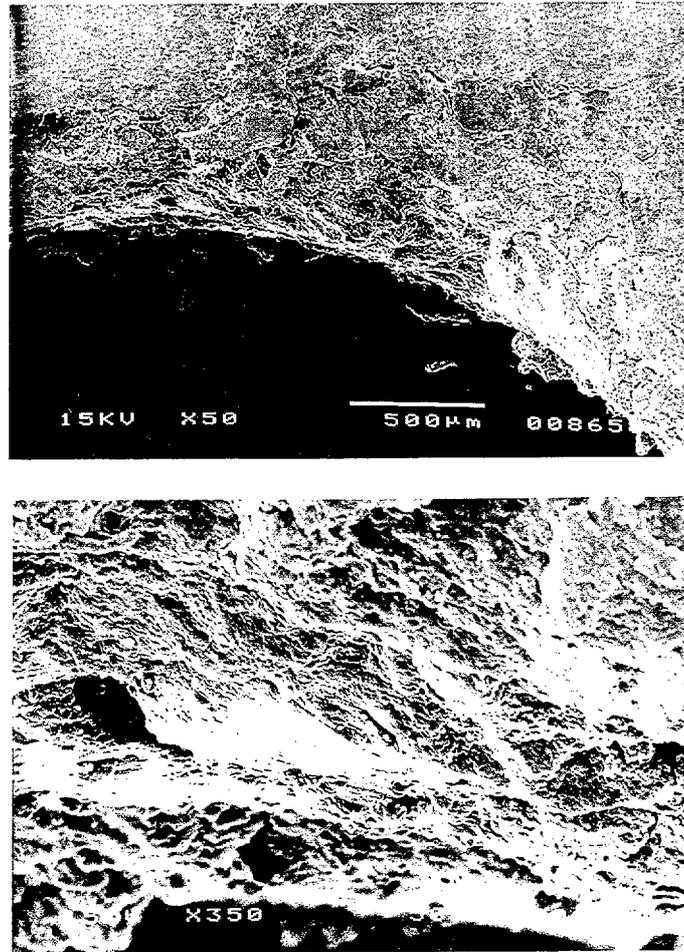


Figura 20.- Imágenes de la Microscopía Electrónica de Barrido en el caso 3 fijado con el clavo cerrojado (grupo I).



Figura 21.- Microscopía Electrónica de Barrido en el caso 7 fijado con placa DCP (grupo II).

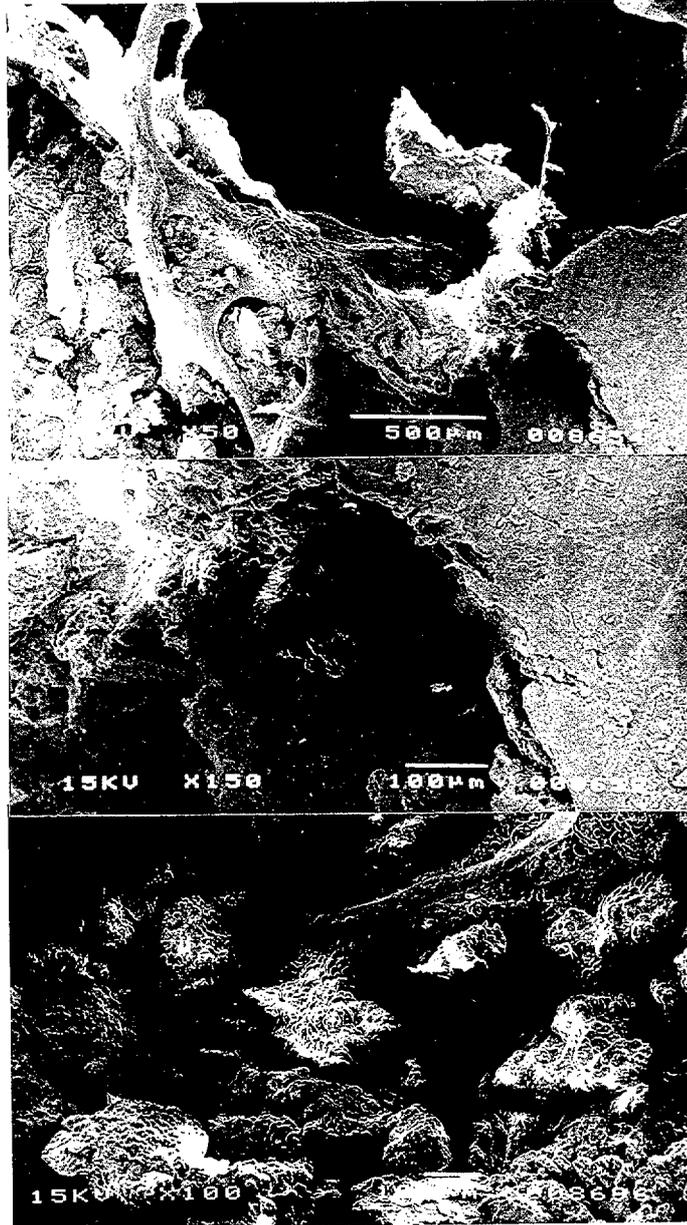


Figura 22.- Microscopía Electrónica de Barrido en el caso 9 fijado con placa DCP (grupo II).

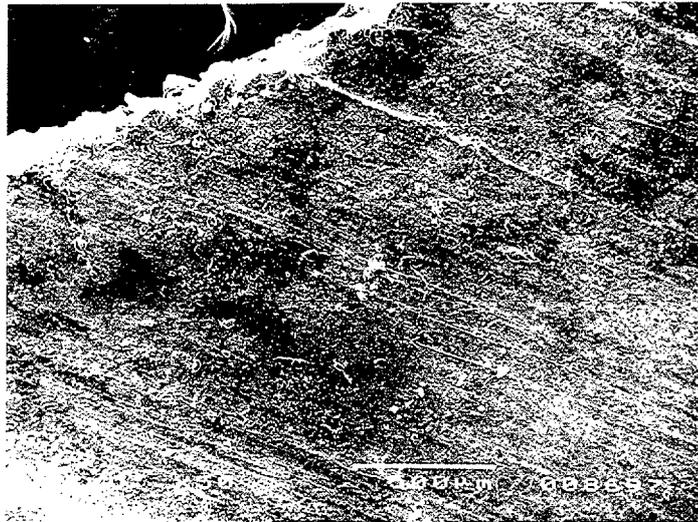


Figura 23.- Imágenes de la Microscopía Electrónica de Barrido en el fémur control del caso 3 (grupo I).

DISCUSIÓN

5.- DISCUSIÓN

5.1.- ESTUDIO RADIOLÓGICO Y MACROSCÓPICO POSTMORTEM

Varios autores han observado la formación de nuevo hueso alrededor de los extremos de las placas y de los tornillos, así como la disminución del grosor de la cortical en contacto con la placa (Uthoff y Dubuc, 1971; Woo L-Y, 1976; Slätis *et al.*, 1978; Szivek *et al.*, 1981; Carter *et al.*, 1984; Finsen *et al.*, 1988).

Los tornillos colocados en los extremos de las placas constituyen el mayor instrumento de transmisión de la carga desde la placa al hueso (Muir. *et al.*, 1995), lo cual explica que, en el desarrollo de la radiolucidez, se afecte principalmente al tornillo proximal. En nuestro estudio no se detectó, radiológicamente, variación significativa de la radiolucidez alrededor de los tornillos en ninguno de los grupos; sólo en el caso 2 percibimos una ligera radiolucidez en la base del hueso donde se asentó la cabeza del primer y tercer tornillo, así como una pequeña zona de osteolisis alrededor de la cabeza del primer tornillo. Sin embargo, sí se apreció un aumento de la radiopacidad y depósito de nuevo hueso alrededor de la cabeza del primer, segundo y tercer tornillo (casos 5, 6 y 3 y 4, respectivamente) y en el extremo final del primer tornillo (casos 3 y 5), segundo tornillo (casos 1 y 3), tercer tornillo (casos 3, 4 y 5) y cuarto tornillo (casos 2, 4 y 5) (Figuras 7, 8 y 9). En todos los tornillos del grupo II encontramos un aumento de radiopacidad por depósito de nuevo hueso alrededor de la cabeza y de la parte final del tornillo (Figuras 10, 11 y 12), siendo el primer tornillo el más afectado por esta radiopacidad. No coincidimos con Slätis *et al.* (1978), quienes utilizando conejos para estudiar los cambios en la forma y en la estructura de la tibia sometida a fijación con placas de compresión dinámica observaron, sólo durante los tres primeros meses, que se producía un depósito de nuevo hueso alrededor de los tornillos, que desapareció al cabo de seis meses. Nosotros, sin embargo, empezamos a percibir radiológicamente este depósito a partir de los cuatro meses en los huesos sometidos a la fijación con placas.

En todos los casos del grupo II (Figuras 10, 11 y 12), hubo un adelgazamiento constante del grosor de la cortical situada debajo de la placa, así como un ligero depósito de hueso en los extremos de la placa, hecho que también fue descrito por **Slätis et al. (1978)** en sus trabajos con conejos. De la misma manera, **Szivek et al. (1981)** describieron la formación, en los extremos de las placas rígidas, de una gran cantidad de nuevo hueso o depósito de tejido fibroso que produjo un aumento del espesor de la cortical al final de las placas, hecho que atribuyeron a la concentración de fuerzas en dichas regiones. De esta forma, el crecimiento de hueso en estas zonas es una respuesta al aumento de estrés en el área. Cuando una placa se fija a la superficie lateral del fémur, el complejo placa-hueso es considerado como una columna excéntrica de carga (**Carter et al., 1984; Muir et al., 1995**). La redistribución del estrés entre la placa y el hueso dependerá de la rigidez de la placa, su posición sobre la superficie del hueso y la unión entre el implante y el hueso (**Carter et al. 1984; Muir et al. 1995**); por lo tanto, una placa rígida unida fuertemente a la superficie lateral del fémur originará una disminución de los componentes normales de las fuerzas debida a una flexión-torsión suplente en la cortical, justo debajo de la placa, y a una reducción en la fuerza componente compresiva axial, transversa y de torsión, que se reparte bajo la placa. El resultado de esta alteración es un cambio de la región de bajo estrés en una dirección lateral. El efecto de tal estado en esta región es la observación de la resorción (osteoporosis) en la superficie lateral del periostio y de la cortical situada bajo la placa. En las placas unidas a la zona medial del fémur, el mismo razonamiento indica un cambio en la región de menor estrés. En este caso, el eje neutral cambia en dirección medial. En el caso de las placas situadas medialmente, la remodelación tiene lugar cerca de la cortical medial del hueso. Al cabo de seis meses la osteoporosis se presentó sólo en algunas partes de la cortical.

La presión del tensado de los tornillos puede causar diferencias en la distribución característica de la deformación del hueso y en el depósito de nuevo hueso (**Szivek et al., 1981; Rosson et al., 1991; Muir et al., 1995**). Tanto es así, que la pérdida de sólo media vuelta de los tornillos puede eliminar el efecto de las placas metálicas sobre el hueso (**Tonino et**

al., 1976). Al no disponer nuestro equipo de un destornillador dinamométrico no se pudo calcular la fuerza con la que se apretaron los tornillos ni conocer el grado de influencia que ejercía el tensado de los tornillos sobre el depósito de nuevo hueso. El apretado que realizamos fue igual al que ejercemos en nuestra práctica clínica para la resolución de las fracturas.

Szivek et al. (1981), en sus trabajos en conejos, detectaron la formación de hueso en el periostio diametralmente opuesto (con respecto a la posición de la placa), que relacionaron con un aumento en los niveles de estrés. El cambio de la superficie neutral debido a la placa podría también aumentar el estrés en la cortical opuesta. En nuestro estudio encontramos un aumento de la cortical medial, opuesta al lugar donde estaba colocada la placa, sólo en el caso 10 del grupo II.

Otro cambio radiológico descrito por **Uthoff y Dubuc (1971)** fue una reducción del calibre de la diáfisis. Dicha disminución del espacio medular obedecería a la formación de nuevo hueso endostal (**Slätis et al., 1978**). En nuestro estudio todos los casos del grupo II, después de 24 semanas con la placa DCP, presentaron un aumento de radiopacidad por depósito de nuevo hueso en la cortical situada bajo la placa y, por lo tanto, una reducción en el calibre de la diáfisis, confirmado también en el estudio con microscopía electrónica de barrido (Figuras 10, 11, 20 y 21). Por el contrario, esto no se hizo evidente en ningún caso del grupo I, en las que sólo observamos una ligera reacción en el endostio debida al clavo cerrojado (Figura 22). El motivo por el cual pensamos que no puede formarse nuevo hueso en el espacio medular es el impedimento físico de encontrarse el clavo ocupando la cavidad medular lo cual imposibilita el crecimiento óseo.

Rand et al. (1981) demuestran, por medio de microradiografías de secciones de tibia con osteotomías, que, a los noventa días, hay un prominente callo endostal en los huesos con placa. Mientras que, en las tibias fijadas con clavos intramedulares sólo observaron un disperso y pequeño callo endostal. En nuestro caso, aunque no realizamos osteotomías, observamos la misma proliferación de hueso con los diferentes implantes;

por lo tanto, estamos de acuerdo con la afirmación de **Moyen et al. (1978)**, **Slätis et al. (1978)** y **Roush (1990)** en el sentido de que los cambios estructurales que se manifiestan en la curación primaria del hueso están inducidos por la unión de la placa rígida al hueso o por la presencia del clavo intramedular y no por el proceso de reparación de la fractura por sí mismo, y, de igual modo, que la remodelación del hueso tiende a contrarrestar las influencias adversas de la placa.

Moyen et al. (1978) estudiaron la relación de los cambios en la formación ósea en fémures intactos con placas, marcados con tetraciclina. Durante el primer mes después de la aplicación de las placas no se produjo ninguna estimulación en la osteogénesis. Posteriormente hubo una rápida elevación y, durante el segundo mes, el grado de formación de hueso intracortical alcanzó diez veces el nivel del control. Esta formación descendió luego gradualmente hasta aproximarse al nivel del control en seis meses. Similar respuesta caracterizó a la osteogénesis del endostio y periostio, pero a niveles más bajos. Este aumento de formación ósea pudo ocurrir después de una resorción importante. La resorción y formación ósea disminuyen gradualmente y, a partir de los seis meses, se manifiestan muy débilmente. Esto es similar a las observaciones encontradas por **Coutts et al. (1976)**, quienes confirmaron que existía una masiva estimulación de formación ósea intracortical bajo una placa de osteosíntesis sin haber un gran cambio de porosidad intracortical.

En nuestro estudio con microscopía electrónica de barrido hemos observado una masiva formación ósea que afecta a la cavidad medular (Figuras 20 y 21). Este fenómeno también ha sido observado por otros autores (**Coutts et al., 1976** y **Moyen et al., 1978**). Sin embargo, otros autores han descrito una gran porosidad intracortical en sus muestras (**Uthoff y Dubuc, 1971**; **Woo et al., 1976**) lo que puede ser atribuido, en parte, a la presencia de fracturas en sus experiencias. Los diferentes huesos examinados, la variación del tiempo de duración de los estudios y la diferente posición de las placas también pueden influir en los distintos resultados (**Moyen et al., 1978**; **Rand et al., 1981**). Por este motivo pensamos que al realizar nuestro estudio en huesos intactos, eliminamos la

variable que supone la formación de nuevo hueso debida a la variación en la estabilidad de la fractura, de forma que la porosidad es sólo atribuible al efecto de los implantes.

En un estudio experimental sobre fracturas de fémur resueltas con clavos cerrojados, se describe la formación de nuevo hueso, osteolisis en la cortical craneal en un caso, desarrollo de pequeños callos en la línea de fractura y esclerosis en el extremo distal del clavo (Díaz, 1992). El aumento de radiolucidez alrededor del extremo proximal del clavo que describimos en todos los casos del grupo I (Figura 8) se debe, probablemente, a una pequeña fricción entre clavo y hueso, ya que, de acuerdo con otros autores, la fricción produce osteolisis en las zonas situadas alrededor del clavo (Ducheyne *et al.*, 1977). En nuestro estudio no encontramos osteolisis en la cortical craneal en ningún caso.

Aumento de la porosidad intracortical.

Algunos autores describen un aumento de la porosidad intracortical como un efecto del implante sobre el hueso (Uthoff y Dubuc, 1971, Carter *et al.*, 1984). Para estos autores, cualquier placa aumenta la porosidad intracortical y causa también el depósito de nuevo hueso periosteal. En lo que respecta a la formación de nuevo hueso, nuestra experiencia coincide, en buena medida, con dichos autores ya que en todos los casos del grupo II observamos nuevo hueso periosteal especialmente alrededor de los tornillos y al final de la placa (Figuras 10 y 11). En cambio, el aumento de porosidad intracortical sólo lo hemos podido demostrar en los huesos del grupo I mediante la microscopía electrónica de barrido y por los datos obtenidos con la densitometría, según la cual en todos los huesos de este grupo disminuyeron los valores de la masa ósea con respecto a su control (Tabla 8). En el grupo II (placa DCP) no encontramos disminución de la masa en ningún caso (Tabla 10) y la porosidad intracortical fue mínima, si bien no descartamos que en los primeros momentos posteriores a la colocación de la placa, este aumento hubiera sido más importante como destacan Rosson *et al.* (1991), sobre todo si hubiéramos utilizado una placa

de mayor grosor (Olmstead, 1991). Para Rand *et al.* (1981) este aumento de la porosidad del hueso es un fenómeno natural en la curación de las fracturas aunque en ocasiones puede reflejar estrés de protección en el hueso por un implante rígido, debido a que durante un corto periodo los efectos de remodelación del hueso son dominados por la influencia del trauma quirúrgico y la circulación sanguínea alterada (Carter *et al.*, 1984). Coincidimos con Coutts *et al.* (1976), quienes confirmaron que existía una masiva estimulación de formación ósea intracortical bajo una placa de osteosíntesis sin existir, por ello un gran cambio de porosidad intracortical. Esta atrofia no contribuye a una refracturación del hueso aunque la placa sea extraída prematuramente (Rosson *et al.*, 1991).

5.2.- TÉCNICAS PARA MEDIR LA MASA ÓSEA

La incorporación de las técnicas de densitometría ha hecho que se produzca un gran avance en la evaluación de la masa ósea. Por esto nos ha parecido interesante discutir la utilidad clínica de la densitometría ósea radiológica dual, que es la técnica más utilizada y cuyo desarrollo y perfeccionamiento ha tenido mayor auge en los últimos años, a través de la revisión de las características que, como toda técnica, debe reunir: la seguridad para el paciente y el entorno, la precisión y exactitud de la medición, la sensibilidad y especificidad respecto a la patología que se ha de diagnosticar y, por último, la economía, tanto de tiempo de exploración como de recursos a emplear (Gómez Alonso *et al.*, 1992; Markel y Chao, 1993; Svalastoga *et al.*, 1994).

De los parámetros mencionados, la precisión y la exactitud son los más importantes para determinar si la diferencia de la densidad mineral ósea de un individuo es real (Overton y Wheeler 1992). Less y Stevenson (1992) calcularon durante 14 semanas la masa ósea en 23 voluntarios mediante el uso de la densitometría radiológica dual (DEXA) y con la tomografía computarizada (TC). La precisión *in vitro* en ambos sistemas fue excelente, con un coeficiente de variación $CV < 0,5\%$. La precisión *in vivo* para DEXA de la densidad se situó entre 0,6% y 1,1%, mientras que para

la tomografía computarizada, el coeficiente de variación osciló entre 1,1% y 2,2%. **Sievänen et al. (1992)** obtuvieron errores de precisión bajos en las siguientes regiones de interés; 1.7% en la columna lumbar, 1.3% en el cuello femoral, 1.2% en el fémur distal, 1% en la rótula, 1.3% en el calcáneo y 1.9% en el radio distal. También **Hernández (1993)** establece, en sus estudios en medicina humana, que la densitometría DEXA tiene una precisión y exactitud excelentes, lo que la hace adecuada como técnica de valoración de la masa ósea. **Gómez (1992)** está de acuerdo con el autor anterior, pero destaca que debe seguirse un procedimiento operativo estricto para garantizar los resultados.

Con respecto a los trabajos realizados sobre animales, **Díez Pérez et al. (1990)** manifiestan que la precisión y exactitud de la densitometría adaptada a huesos de pequeños de animales permite su utilización en estudios de experimentación animal tanto *in vitro* como *in vivo*. En huesos aislados de ratas, el coeficiente de variación se situó, para la columna, en 1.36%, para la tibia, en 1.12%, y para las vértebras coxígeas, en 0.66%. La precisión alcanzada con DEXA es superior a la de otras técnicas, como radiogrametría, densitometría fotónica simple, y similar a las referidas en otros estudios realizados (**Geusens et al., 1990; Brailon et al., 1991**).

La seguridad de la densitometría radiológica dual, desde el punto de vista de protección radiológica, es óptima ya que la dosis recibida es inferior a la de otras técnicas densitométricas (SPA, DPA, TC), incluso a la de exploraciones radiológicas simples, y, al utilizar haces colimados, la radiación de dispersión es mínima (**Lang et al., 1991; Weryha et al., 1991; Weinstein et al., 1991; Less y Stevenson, 1992; Mazzes, 1992**). Por otra parte, el tiempo de exploración también es menor que el de las otras técnicas mencionadas anteriormente (**Rico et al., 1991**). Según nuestra experiencia, el tiempo de exploración es un parámetro que varía según la zona que se explore (fémur, cadera, columna lumbar) y el tamaño del animal. Nuestro tiempo de exploración del fémur osciló entre tres y cinco minutos, excluyendo el tiempo de preparación del paciente.

La variación de los tejidos blandos puede compensarse al utilizar huesos desprovistos de su musculatura sumergiéndolos en agua contenida en una caja de metacrilato (Lang *et al.*, 1991; Neer, 1991; Rosson *et al.*, 1991; Hübsch *et al.*, 1992; Less y Stevenson, 1992; Johnson, 1992; Markel, Bodgdanske, 1994). En nuestro estudio sólo calculamos la masa ósea *in vitro* e *in vivo* en el grupo II y no encontramos diferencias significativas entre ambas medidas (Tablas 11 y 12), lo cual confirma que la metodología empleada es perfectamente válida para ser utilizada en el laboratorio. De igual modo utilizamos la extremidad contralateral como control porque estudios anteriores así lo defienden, al no encontrar variaciones significativas entre ambas extremidades (Rosson *et al.*, 1991; Markel *et al.*, 1994; Svalastoga y Petersen 1994). Hecho que también corroboramos en nuestro estudio al no haber encontrado diferencias de contenido mineral óseo entre la extremidad derecha y la izquierda al inicio del experimento (Tablas 5 y 6).

Para conseguir una buena posición de los fémures dentro de la caja de metacrilato, los sujetamos con unas abrazaderas en posición lateral, siguiendo las instrucciones descritas por varios autores (Figura 5) (Slosman *et al.*, 1990; Weryha *et al.*, 1991). Lang *et al.* (1991) y Markel *et al.* (1994) señalan que las medidas laterales mejoran la sensibilidad diagnóstica y disminuyen el error por la posición.

Con respecto a los sistemas de programación, existen en el mercado unos que, basados en la atenuación de los rayos-X con el metal, pueden determinar la densidad ósea con implantes metálicos (Markel y Bogdanske 1994). En el momento de iniciar este estudio experimental no teníamos acceso a este tipo de programa; por ello, fue necesario eliminar las placas y el clavo cerrojado de los fémures antes de la segunda exploración densitométrica. No obstante, pensamos que esta circunstancia nos permitiría obtener resultados más fiables, dado que estos programas limitan su uso a zonas amplias y están sujetos a un margen de error alto por el efecto del volumen de un objeto altamente atenuante junto a un objeto de menor atenuación como es el hueso (Sievänen *et al.*, 1992; Glennon *et al.*, 1994).

Por todo ello, y aunque no hemos efectuado estudios comparativos con otras técnicas de medida de la masa ósea, pensamos que DEXA es el método más apropiado para la evaluación de la masa ósea por su exactitud, precisión, estabilidad de la fuente, dosis de radiación, libertad para seleccionar un lugar del esqueleto, velocidad y facilidad del escanning y por su alta resolución de imagen (Hassager y Christiansen, 1991; Pocock, 1992; Sievänen *et al.*, 1992).

5.3.- RESULTADOS DE LA DENSITOMETRÍA

El estrés de protección que producen las placas metálicas después de su aplicación en huesos intactos y osteotomizados ha sido evaluado por varios autores con resultados no siempre coincidentes (Rand *et al.*, 1981; Szivek *et al.*, 1981; Carter *et al.*, 1984; Lesser, 1986; Glennon *et al.*, 1994; Muir *et al.*, 1995)), pero son escasos los trabajos que se refieren a la masa ósea medida con densitometría. Nosotros pensamos, al igual que Moyen *et al.* (1978), que es preferible realizar el estudio del estrés de protección de un implante sobre el hueso con huesos intactos, ya que el tamaño del callo que se desarrolla es variable y puede influir en los resultados.

Por otro lado es interesante la gran pérdida de masa ósea, que llega a ser del 50% en el radio y de 25% en el húmero, descrita por Uthoff *et al.* (1985), Zernicke *et al.* (1990) y Anderson (1991) en beagles al inmovilizar la extremidad anterior durante 60 semanas con un vendaje de Spica. Hernández *et al.* (1993) observaron que el continuo esfuerzo mecánico que ocasiona el peso sobre el esqueleto es el principal condicionante del estímulo para el desarrollo de la masa ósea. Existe la hipótesis de que un mínimo estrés es necesario para prevenir una gran resorción ósea (Zernicke *et al.*, 1990).

Huesos control

Pocos son los trabajos encontrados en nuestra revisión bibliográfica con relación a los valores normales de la densidad ósea calculados con el método DEXA. **Quarles (1992)**, quien valoró la densidad del fémur en perros sanos con éste método, demarcó lateralmente, el área estudiada por la rodilla y por la parte superior con una línea que se extendía perpendicularmente desde la parte anterior de la cresta íliaca y obtuvo unos valores medios de la densidad ósea de 0.640 gr/cm^2 ($0.531-0.834$). El subsector R1 calculado en nuestro trabajo (Figura 4) coincide con el del autor citado y la media de los valores calculados de la densidad ósea en los dos grupos fue, para la extremidad derecha, de 0.760 gr/cm^2 ($0.615-0.816$) y, para la extremidad izquierda de 0.771 gr/cm^2 ($0.635-0.833$).

Para **Muir et al. (1995)** la media calculada en la diáfisis de cinco fémures fue de $0.858 \pm 0.070 \text{ gr/cm}^2$; en nuestro trabajo, la diáfisis se corresponde con el subsector R2 y nuestra media, para una muestra de 10 perros, fue de 0.718 gr/cm^2 ($0.543-0.773$) para la extremidad derecha y de 0.702 gr/cm^2 ($0.554-0.771$) para la extremidad izquierda (Tablas 5 y 6).

Markel et al. (1994) obtienen unos valores medios para la diáfisis en posición latero-medial en 10 perros de $0.737 \pm 0.014 \text{ gr/cm}^2$. La región que incluye la cortical lateral en posición latero-medial que coincide con la R4 definida en nuestro trabajo, obtuvo una media de $0.814 \pm 0.023 \text{ gr/cm}^2$, mientras que la nuestra es de 0.699 ± 0.068 para la extremidad derecha. Los valores para R5 (cortical caudal hasta la mitad de la diáfisis) fueron de $0.751 \pm 0.014 \text{ gr/cm}^2$ y la media calculada en nuestro trabajo fue de 0.717 ± 0.07 también para la extremidad derecha (Tablas 5 y 6). Estos autores también calcularon la densidad en fémures en posición craneocaudal y observaron que el porcentaje de la diferencia, ya sea por la posición del hueso o por diferencias intrínsecas, fue mayor en esta posición que en la latero-medial, por lo que resaltan que es importante prevenir el error por la posición.

No disponemos de trabajos con valores que nos sirvan de referencia

para el subsector R3 (parte central de la diáfisis) que diseñamos en nuestro trabajo (Figura 4).

Huesos con placa

Muir et al. (1995) no encontraron una disminución significativa de la masa ósea después de la colocación de una placa en fémures caninos durante un periodo de tiempo que osciló entre 6 y 85 meses y obtuvieron un aumento del 3-4,5% en todas las regiones medidas. Nuestros resultados coinciden con sus valoraciones, si bien reflejan una media de un 9% de aumento en los cinco subsectores calculados (Tabla 10). Igualmente, para **Muir et al. (1995)** la atrofia cortical posterior a la fijación de la placa es un efecto que se debe a la alteración del suministro sanguíneo producida por la placa, que dura poco tiempo por las influencias osteoinductivas que tienen lugar durante el proceso de curación de las fracturas y por la variación de la magnitud de la fuerza aplicada durante la colocación de los tornillos.

Asimismo, **Markel y Bogdanske (1994)** observaron que las placas no causan variaciones de la densidad ósea medida con DEXA en la región completa del hueso (+2%); sólo advirtieron, en la cortical lateral, debajo de la placa, un aumento del 13% en relación con la misma región de los fémures controles. El error de precisión encontrado en los trabajos de **Markel y Bogdanske (1994)** en amplias regiones del fémur canino después de la fijación con placas fue de 0,5%, error que aumentó hasta un 2% en las medidas de áreas pequeñas. **Moyen et al. (1978)** no encontraron, mediante absorciometría fotónica simple, diferencias estadísticamente significativas en fémures intactos con placas y sin ellas.

Estudios en tibias humanas no han podido demostrar, después de la extracción de placas de osteosíntesis, una disminución de la densidad ósea (**Cordey, 1985**). Con el empleo de absorciometría fotónica simple, tampoco encontraron disminución de la masa ósea en la cortical después de extraer las placas colocadas en el radio durante un periodo de 18 meses (**Rosson et al., 1991**).

Strömberg (1975) midió, con el método de espectrofotometría de rayos X, la masa ósea del fémur después de aplicar una placa rígida durante siete meses. Una de las zonas medidas fue la de 10 mm proximal al lugar donde se encontraba la placa y observó un incremento significativo (29%). En cambio, las medidas obtenidas en la diáfisis distal al lugar de la placa disminuyeron una media de un 11%, pero, al no señalar la densidad de todo el fémur, no hemos podido compararlas con las nuestras.

Nuestros resultados, que se alejan de los obtenidos por Tonino *et al.* (1976) y Glennon *et al.* (1994), indican un aumento de la masa ósea en todas las zonas estudiadas, como exponemos en la tabla 10 y en el gráfico 4. Este incremento se debe, principalmente, como confirmamos con el estudio estructural, a un depósito de nuevo tejido en la cortical situada bajo la placa.

Clavo Cerrojado

El único trabajo encontrado en nuestra revisión bibliográfica sobre el estudio de las densidades óseas con diferentes implantes (Markel y Bogdanske, 1994) demuestra, en estudios *in vitro* con fémures caninos a los que les aplicaron distintos sistemas de fijación (placas DCP, clavos intramedulares y clavos cerrojados) que la disminución de la densidad de la masa ósea es mayor con los clavos cerrojados que con los clavos de Steinmann especialmente en la cortical lateral (-23.3%). Estos autores atribuyen esta diferencia a los distintos diámetros utilizados: 6,5 mm. para los clavos de Steinmann y 8 mm. para los clavos cerrojados, lo que produce un mayor daño en el aporte sanguíneo del hueso endostal y también a la geometría de los fémures caninos, que causa la desviación del clavo a la superficie del endostio de la cortical lateral. Para estos autores la diferencia con el hueso control en la diáfisis con clavos cerrojados fue de -2.8%. Los valores obtenidos por nosotros concuerdan con los de los autores anteriores ya que también los clavos cerrojados disminuyeron la densidad en la medida total de la diáfisis un -9% (Tabla 8), aunque no podemos contrastar las diferencias en la cortical lateral ya que, en nuestro estudio, calculamos la densidad en la cortical craneal y caudal y no tenemos

referencias de otros autores para estas medidas.

En cuanto a la vascularización, hemos de reconocer, por todo lo expuesto, que el clavo cerrojado, al igual que cualquier otro implante intramedular, produce mayor lesión en la vascularización del hueso que la producida por las placas de osteosíntesis.

Rhineland (1985) observó que la respuesta vascular ante las fracturas depende del implante utilizado y del tipo de consolidación. El callo externo se vasculariza inicialmente por la circulación extraósea que viene de los tejidos blandos (**Wray, 1963**); a continuación las arteriolas centro-medulares lo invaden y la irrigación extraósea se reduce, finalmente el callo medular sólo recibe vascularización medular pero se anastomosa con la extraósea.

En estudios experimentales en conejos y perros **Rhineland (1968, 1974, 1985)** observó cambios vasculares en el hueso tras la fijación con placas de compresión y comprobó que, a las dos semanas, las arterias medulares atravesaban la línea de fractura y aparecía un callo medular sin componente cartilaginoso. También advirtió que se producía una alteración en el riego, debida a la placa, a través de toda la cortical por el bloqueo venoso, pero esta situación es temporal, ya que es capaz de revascularizarse en varias semanas.

En cambio, este mismo autor observó que, con clavos la regeneración de la arteria medular se produce si existe espacio suficiente. En las áreas donde el clavo permanece en contacto directo con el endostio, la cortical externa adyacente al área de contacto está desvascularizada ya que el suministro de sangre desde la circulación medular está bloqueado. La regeneración de las arteriolas longitudinales a través de la cortical y el crecimiento de nuevas arteriolas derivadas de los tejidos blandos requiere muchas semanas. De esta forma, el suministro se invierte cuando el riego desde la médula es inhibido de forma crónica.

Desde el punto de vista de la vascularización, los implantes intramedulares lesionan en mayor medida el hueso. Los clavos huecos, como el de Küntscher, permiten que los vasos llenen el interior hueco del clavo. Por su parte, el fresado intramedular hace que la irrigación se produzca desde las arterias metafisarias, que por lo general permanecen intactas (Rhineland, 1985). La posibilidad de utilizar clavos de menor diámetro permitiría dejar un mayor espacio entre el clavo y la cortical interna, lo que favorecería la proliferación de vasos y la menor atrofia ósea.

En definitiva, podemos concluir que las placas respetan, en mayor medida que los implantes intramedulares, la irrigación del hueso y pensamos que este podría ser un motivo para influir en la ausencia de pérdida de masa ósea tal y como hemos constatado en nuestro estudio. Sin embargo, creemos que la lesión vascular ejercida por nuestro clavo cerrojado es perfectamente tolerada y compartimos con Woodard y Riser (1991) la afirmación de que los clavos intramedulares provocan una alteración vascular de la médula, que es sorprendentemente, tolerada por el hueso.

5.4.- ESTUDIO BIOMECÁNICO

Los estudios biomecánicos de huesos pueden realizarse en muestras que han sido congeladas y descongeladas, ya que diversos autores observaron que estos procesos no repercuten sobre las propiedades mecánicas del hueso (Engelbrecht, 1970; Burstein *et al.*, 1972; Braden *et al.*, 1973). Por el contrario, Strömberg (1975) describió en sus trabajos que los huesos que se congelaron y descongelaron sufrieron una disminución del -4.6% para la máxima capacidad de flexión y del -6.7% para el máximo ángulo de torsión, en relación con los huesos controles frescos. En nuestro estudio las muestras fueron congeladas durante un mes y los valores que obtuvimos para el momento máximo de flexión en los huesos controles (Tablas 13 y 14) coinciden con los publicados por otros autores (Currey, 1969; Yamada, 1970; Tonino *et al.*, 1976).

Dentro de los estudios biomecánicos para huesos el modelo compuesto de flexión y torsión es el que con mayor precisión se acerca a las fuerzas reales que soporta el fémur (Korvick *et al.*, 1988). En nuestro estudio utilizamos un modelo de flexión máxima como fuerza de carga uniaxial compresiva, porque no disponíamos de la infraestructura adecuada para realizar un modelo compuesto.

En las tablas 15 y 16 podemos observar cómo todas las fracturas producidas en los huesos controles fueron de tipo transversa y oblicua corta, porque el mecanismo que provoca el fallo en la flexión es la grieta inicial producida en el punto de máxima tensión de las fuerzas sobre la superficie de tensión del hueso (la convexa), grieta que se propaga a lo largo de una línea y que tiene como resultado una fractura transversa u oblicua corta. Debido a que el hueso sano maduro es más fuerte en compresión que en tensión, la fractura se produce normalmente sobre la superficie de tensión (Uthoft y Dubue, 1971; Burstein, *et al.*, 1972, Martin, 1991).

El tipo de fractura que obtuvimos en los fémures después de retirar los implantes fue también oblicua en ambos dos grupos, y en todos los casos excepto en el caso 3 y 7, (Tablas 15 y 16) la fractura se produjo siguiendo el orificio creado por el segundo o tercer tornillo. Esto se explica porque la resistencia del hueso después de quitar la placa no está relacionada exclusivamente con la estructura del hueso sino también con los agujeros residuales del tornillo (Hidaka y Gustilo 1984; Rosson 1991) y con el tamaño y geometría del hueso (Rand *et al.*, 1981). Según Carter *et al.* (1992) los agujeros que produce el tornillo en el hueso concentran el estrés y hacen el hueso más débil ante fuerzas de torsión y de flexión (Burstein *et al.*, 1972). El número y la localización de los tornillos también puede variar las propiedades mecánicas del hueso (Korvick *et al.*, 1988). En estudios *in vitro*, Korvick *et al.* (1988) demostraron que el retirar gradualmente los tornillos de la placa permite una recarga progresiva del hueso y previene los problemas del estrés de protección asociados a los huesos con placas. Las posibles desventajas de este sistema en estudios *in vivo* serían los costes quirúrgicos adicionales y el aumento de riesgo de infección para el paciente.

En el grupo I, el momento máximo de flexión que calculamos para los fémures con clavos cerrojados fue siempre menor que el obtenido para el fémur control, con diferencias que oscilaron entre un 12% y un 57% (Tabla 13). Coincidimos con las opiniones de **Currey (1969)** y **Martin (1991)** quienes afirman que existe una relación lineal entre el momento de flexión, por un lado, y el contenido mineral del hueso, por otro, ya que, nuestros resultados reflejan que existe una clara correlación entre la variación de la masa ósea y el momento máximo de flexión. No fueron tan homogéneos, sin embargo, los resultados obtenidos en el grupo II, puesto que algunos de los fémures operados (casos 7 y 8) necesitaron una fuerza mayor que sus controles para romperse (Tabla 14), fémures que disponían de un aumento de la masa ósea estadísticamente no significativo. En este sentido, coincidimos con **Martin (1991)** quien señala que dos regiones que dispongan de igual masa ósea pueden manifestar pequeñas diferencias en las propiedades mecánicas debido a la organización de la matriz y a su arquitectura trabecular. **Woo et al. (1976)**, en estudios biomecánicos de flexión máxima con placas metálicas y de metilmetacrilato, concluyeron que las propiedades de los huesos con placa son iguales a las de los huesos controles. Sin embargo, los fémures fijados con placas de menor rigidez fueron estructuralmente más resistentes que aquellos que se fijaron con placas más rígidas. Según **Braden (1973)**, en alguna fase durante el proceso de curación el hueso tratado con placa es biomecánicamente más fuerte y más rígido que el hueso normal.

Según **Strömbreg (1975)**, los fémures fijados con placas rígidas durante 7 meses tuvieron una significativa reducción de la máxima capacidad de rotación (-18%) y, también, del ángulo máximo de torsión (-22%), a una velocidad de 6 mm. por segundo. **Tonino et al. (1976)** y **Louis et al. (1995)** observaron también una disminución de las propiedades mecánicas de los fémures fijados con placas de osteosíntesis durante 17 semanas, en consonancia con la disminución de la masa ósea obtenida; no obstante, encontraron también, mediante microradiografías, una formación de nuevo hueso bajo las placas, que según postulan, puede deberse al tiempo necesario para que este nuevo hueso llegue a equilibrar la masa ósea, pues, en opinión de estos autores, la relación de la masa ósea con el tiempo

requiere más investigaciones.

Mediante el estudio radiográfico (Figuras 10 y 11) y la microscopía electrónica de barrido (Figuras 20, 21 y 22), nosotros constatamos, después de la extracción de la placa, en todos los casos del grupo II, la formación de nuevo hueso, que ocupó parte de la cavidad medular, así como un aumento estadísticamente no significativo, de la masa ósea en todas las regiones medidas (Tabla 7); y en el grupo I, después de quitar el clavo cerrojado una disminución significativa de la masa ósea en las regiones 1 y 2 ($p < 0.05$) y la región 3 ($p < 0.1$) (Tabla 5), así como un descenso de sus propiedades mecánicas (Tabla 11). Por todo ello, afirmamos que existe una correlación entre la masa ósea del hueso y sus propiedades biomecánicas.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

1.- Los valores normales de referencia de la masa ósea de los fémures de nuestro estudio oscilan entre una media de 0.760 ± 0.05 gr/cm² para el fémur derecho y 0.759 ± 0.04 gr/cm² para el izquierdo. No encontramos diferencias significativas entre ambos fémures por lo que se puede usar indistintamente una u otra extremidad como control.

2.- La masa ósea del fémur sometido a fijación con placa aumentó en todas las regiones estudiadas pero en ningún caso la diferencia fue estadísticamente significativa con respecto al grupo control; por el contrario, la masa ósea del fémur tratado con el clavo cerrojado sí disminuyó en todas las regiones estudiadas, y fue significativa en las regiones 1, 2 y 3.

3.- El estudio ultraestructural de los huesos con placa nos ha permitido localizar un crecimiento de nuevo hueso en el endostio, mientras que en los huesos con los clavos cerrojados sólo apreciamos una ligera irritación en la misma zona.

4.- Los resultados del estudio biomecánico de los fémures tratados con placa no variaron con respecto al grupo control, aunque algunos huesos necesitaron más cantidad de fuerza hasta lograr la fractura que la aplicada a sus correspondientes controles. Sin embargo, en todos los fémures sometidos al clavo cerrojado obtuvimos un descenso de sus propiedades biomecánicas.

5.- Finalmente, a la vista de los resultados obtenidos en este estudio, constatamos que existe una correlación entre los resultados de la densitometría, del estudio biomecánico y del estudio ultraestructural, en el sentido de que todos ellos coinciden en indicar que los clavos cerrojados disminuyen la masa ósea mientras que las placas no producen, en este sentido, ninguna variación significativa.

RESUMEN

En este trabajo de investigación nos planteamos estudiar la evolución de la masa ósea en fémures de perros después de la aplicación de dos sistemas diferentes de osteosíntesis: placas de compresión dinámica y clavos cerrojados.

Iniciamos el estudio determinando la masa ósea de ámbos fémures en dos grupos de perros mediante el densitómetro Hologic QDR-1000. En el grupo I insertamos un clavo cerrojado y en el grupo II una placa de compresión dinámica colocada en neutralización. Ambos tipos de implante se colocaron en el fémur intacto y fueron extraídos a las 24 semanas, tras controlar su evolución mediante radiografías. Posteriormente, los huesos objeto de este estudio fueron sometidos a una nueva determinación de la masa ósea, una evaluación radiológica, un estudio macroscópico, un estudio biomecánico, calculando el momento máximo de la flexión, y un estudio ultraestructural mediante la microscopía electrónica de barrido. Los resultados obtenidos demuestran que en las regiones 1, 2 y 3, delimitadas para este estudio, correspondientes a todos los fémures del grupo I (clavo cerrojado) hubo una reducción, estadísticamente significativa, de la masa ósea, reducción que también se dio en los subsectores 4 y 5, aunque no de forma significativa. Asimismo, mediante el estudio biomecánico, se observó que las propiedades biomecánicas de este grupo de huesos también disminuyeron con respecto a sus controles, y mediante el estudio ultraestructural, se detectó una pequeña irritación en el endostio del hueso y un aumento de la porosidad intracortical. En el grupo II, la masa ósea, después de la extracción de la placa, aumentó en todos los fémures y, mediante el estudio radiológico y la microscopía electrónica de barrido, constatamos la formación de nuevo hueso, que ocupó parte de la cavidad medular. Las propiedades mecánicas de este grupo no disminuyeron pues, muy al contrario algunos fémures de este grupo necesitaron una fuerza mayor que sus controles para fracturarse.

A la vista de los resultados obtenidos, afirmamos que existe una correlación entre la masa ósea del hueso y sus propiedades biomecánicas, de tal modo que, como constatamos en el grupo I, a menor masa ósea corresponden menores propiedades biomecánicas y, como observamos en el grupo II, a mayor masa ósea corresponden mayores propiedades biomecánicas y, en consecuencia, mayor resistencia a la fractura.

SUMMARY

SUMMARY

In this investigation our intention is to study the evolution of the bone mineral density of the femora of dogs after the fixation of two different devices of osteosynthesis: dynamic compression plates and interlocking nails.

We begin our study determining the bone mineral density of both femora of two groups of dogs by means of a Hologic QDR-1000 densitometry. In group I we insert an interlocking nail and in group II a dynamic compression plate placed in neutralization. Both devices were placed in the intact femora and were removed 24 weeks later, after controlling its evolution with X-rays. We submitted the bones, object of our study, to a new calculation of the mineral bone density, a radiographic evaluation, a macroscopic study, a biomechanical study (assessing the maximum torsional testing) and a ultrastructural study by means of scanning electron microscopy.

The results obtained prove that in all the femora of group I there was a statistically significant decrease in regions 1, 2 and 3 (measured for the purpose of our study) compared with the contralateral femora. The subsectors 4 and 5 also decreased, although not significantly. The results of the biomechanical study in this group also presented a reduction with regard to the controls, in the same way we detected a small irritation in the bone endosteal and an increase of the intracortical porosity by means of the ultrastructural study. In group II, the bone mass increased in all the femora after removing the plate, and, through the radiographic evaluation and the scanning electron microscopy, we verified new bone formation which occupied a part of the medullary space. The mechanical properties of this group did not decrease, on the contrary, some femora of this group needed more strength to fracture than their controls.

In the light of the results obtained we can state that there exists a correlation between bone mineral density and its biomechanical properties.

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS

No quiero finalizar este trabajo sin expresar mi gratitud a todas aquellas personas que de un modo u otro lo han hecho posible.

Mi gratitud más sincera al Dr. D. Ignacio Durall Rivas, a quien debo mi formación en el terreno de la Traumatología y quien me dió la oportunidad de incorporarme a su grupo de investigación. Al Dr. D. Diego Hernández, por sus certeras orientaciones y, sobre todo, por su constante aliento y su amistad sincera.

A D. José Sarmiento, por su inestimable ayuda durante el desarrollo de la fase experimental, y a la Unidad Metabólica Ósea del Centro de Ciencias Médicas y de la Salud.

A la Dra. Julia Pérez, por su experiencia en el estudio ultraestructural y a D. Pedro Saavedra por sus consejos en el tratamiento estadístico.

A D. Eduardo Arujo, técnico del Hospital de la Facultad de Veterinaria, quien con su desinteresada colaboración e inestimable ayuda nos alivió considerablemente el trabajo realizado en la fase experimental.

A todos mis compañeros de la Unidad Médico Quirúrgica de la Facultad de Veterinaria por su disposición y ayuda en todo momento.

A la Dirección General de Universidades e Investigación de la Consejería de Educación, Cultura y Deportes de la Comunidad Autónoma de Canarias, por la concesión del proyecto de Investigación denominado "Estudio de la densidad ósea en pequeños animales", cuya financiación ha ayudado en gran medida a la realización de este trabajo.

A todos aquellos que han contribuido con su ayuda, estímulo y consejos a la realización de este trabajo (M^a Carmen, Bado, Alonso, Ana, Polo, Adrián...), mi agradecimiento.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

- AMMANN, P.; RIZZOLI, R.; SLOSMAN, D.; BONJOUR, J.P. (1992) Sequential and precise in vivo measurement of bone mineral density in rats using dual-energy X-Ray absorptiometry. *Journal of Bone and Mineral Research* 7: 311-316.
- ANDERSON, G.I. (1991) Fracture disease and related contractures. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 21: 845-856.
- AITKEN, J.M.; ARMSTRONG, E.; ANDERSON, J.B. (1972) Osteoporosis after oophorectomy in the mature female rat. *Journal Endocrinology* 55: 79-87.
- ARON, D.N.; FOUTZ, T.L.; KELLER, W.G. (1991) Experimental and clinical experience with an IM pin external skeletal fixator tie-in configuration. *Journal Comparative Orthopedic Traumatologic* 4: 86-94.
- ARNOCZKY, S.P.; BLASS, C.E.; McCOY, L. (1989) Coaptación externa y vendaje. En SLATTER, D.H.: *Texto de Cirugía de Pequeños Animales* Ed. Salvat. Barcelona: 2072-2087.
- ARNOCZKY, S.P.; WILSON, J.W.; SCHWARZ, P. (1989) Fracturas y biología de las fracturas. En SLATTER, D.H.: *Texto de Cirugía de Pequeños Animales* Ed. Salvat. Barcelona Cap. 51.
- AXELSON, P.; RÄIHA, J; MERO, M.; VALNIONPÄ, S.; TÖRMÄLÄ, P.; ROKKANEN, P. (1987) The use of a biodegradable implant in fracture fixation: a review of the literature and a report of two clinical cases. *Journal Small Animal Practice* 4: 249-255.
- BADOUX, D.M. (1982) Bioestática y Biomecánica. En: SISSON, S.; GROSSMAN, J.D.: *Anatomía de los Animales Domésticos* Ed. Salvat. Barcelona. Cap. 5.
- BARON, R.; ZAIDI, M. (1995) Bone cell biology osteoclast. *Bone* 17: 55-57.
- BINNINGTON, A.G. (1990) Bone remodeling and transplantation. En WHITTICK, W.G. *Canine Orthopedics* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia. Cap. 8.
-

BIBLIOGRAFÍA

BOXMA, H.; PAHLPLATZ, P.V.; BROEKHUIZEN, A.H. (1990) The Brooker-Wills interlocking nail in the treatment of femoral fractures. *Netherlands Journal of Surgery* 42: 78-82.

BRADEN, T.D.; BRINKER, W.O.; LITTLE, R.W.; JENKIS, R.B.; BUTLER, R. (1973) Comparative biomechanical evaluation of bone healing in the dog. *Journal American Veterinary Medical Association* 1: 65-69.

BRADEN, T.D.; BRINKER, W.O. (1976) Radiologic and gross anatomic evaluation of bone healing in the dog. *Journal American Veterinary Medical Association* 8: 642-646.

BRAILLON, P.; TSOUDEROS, Y.; DELOFFRE, P; BONNET, J.; MEUNIER, P.J. (1990) Measurements of rat femur bone mineral content. A new tool for experimental studies. *Calcification Tissue International* 48: 75.

BRINKER, W.O.; FLO, G.L.; LAMMERDING, J.J.; BLOOMBERG, M.S. (1977) Guidelines for selecting proper implant size for treatment of fractures in the dog and cat. *Journal American Animal Hospital Association* 13: 476-477.

BRINKER, W.O.; PIERMATTEI, D.L.; FLO, G.L. (1983) *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Treatment* Ed. W.B. Saunders. Philadelphia. Cap. 6.

BRINKER, W.O.; PIERMATTEI, D.L.; FLO, G.L. (1990) *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Treatment* Ed. W.B. Saunders. Philadelphia. Cap. 6.

BUCKKINGHAM, S.H.; JEFFCOTT, L.B. (1991) Osteopenic effects of forelimb immobilization in horses. *Veterinary Record* 128: 370-373.

BURSTEIN, A.H.; CURREY, J.; FRANKEL, V.H.; HEIPLE, K.G.; LUNSETH, M.D.; VESSELY, J.C. (1972) Bone strength. *Journal of Bone and Joint Surgery* 54-A: 1143-1156.

CARTER, D.R.; SHIMAOKA, E.E.; HARRIS, W.H.; GATES, E.I.; CALER, W.E.; McCARTHY, J.C. (1984) Changes in long-bones structural properties during the first 8 weeks of plate implantation. *Journal of Orthopaedics Research* 2: 80-89.

BIBLIOGRAFÍA

CARTER, D.R.; BOUXSEIN, M.L.; MARCUS, R. (1992) New approaches for interpreting projected bone densitometry data. *Journal of Bone and Mineral Research* 7: 137-145.

CATTANEO, G.; RINALDI, G.; RUBINACCI, A. (1992) The accuracy and reproducibility of the measurement of bone mineral content by single-photon absorptiometry. The effect of source strength. *Radiología Médica* 83: 54-58.

CHAFFEE, W.V. (1983) Miscellaneous techniques. En **BOJRAB, M.J.:** *Current Techniques in Small Animal Surgery* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia. Cap. 48.

CHURCH, E.M.; SCHARDER, S.C. (1990) Use of flexible intramedullary rods for fixation of femoral fractures in eight dogs. *Journal American Veterinary Medical Association* 1: 71-76.

CLARK, S.A.; BOASS, A.; TOVERUD, S.U. (1987) Effects of high dietary contents of calcium and phosphorus on mineral metabolism and growth of vitamin D deficient suckling and weaned rats. *Bone Mineral* 2: 257-270.

CORDEY, J.; SCHWYZER, H.K.; BRUN, S.; MATTER, P.; PERREN, S.M. (1985) Bone loss following plate fixation of fractures?. Quantitative determination in human tibiae using computed tomography. *Helvética Chirurgica Acta* 52: 181-184.

COSMAN, F.; HERRINGTON, B.; HIMMELSTEIN, S.; LINDSAY, R. (1991) Radiographic absorptiometry: A simple method for determination of bone mass. *Osteoporosis International* 2: 34-38.

CROUCHER, P.I.; GARRAHAN, N.J.; MELLISH, R.W.; COMPSTON, J.E. (1991) Age related changes in resorption cavity characteristics in human trabecular bone. *Osteoporosis* 1: 257-261.

DARRYL QUARLES, L.; LYLES K.W. (1992) Spinal and femoral bone density in the beagle: use of dual energy X-ray absorptiometry to assess experimental osseous disorders. Hologic, Inc.

DeANGELIS, M.P. (1975) Fracturas de fémur. En **BOJRAB, M.J.:** *Medicina y cirugía en especies pequeñas*. Ed. CECSA. México.

BIBLIOGRAFÍA

DeLAQUERRIERE-RICHARDSON, L.; ANDERSON, C. (1982) Radiographic morphometry and radiographic photodensitometry of the femur in the Beagle at 13 and 21 months. *American Journal Veterinary Research* 43: 2255-2258.

DEAN, P.W. (1990) Miscellaneous Techniques. En **BOJRAB, M.J.:** *Current Techniques in Small Animal Surgery* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia Cap. 48.

DeYOUNG, D.J.; PROBST, C.W. (1989) Métodos de fijación en las fracturas. En **SLATTER, D.H.** *Texto de Cirugía de los Pequeños Animales* Ed. Salvat Barcelona Cap. 153.

DÍAZ CURIEL, M. (1990) Cuantificación de la masa ósea. *Anales Medicina Interna* 2: 443-445.

DÍAZ, M.C.; DURALL, I. (1994) Introducción a la Traumatología y Ortopedia. Parte I: Consolidación de las fracturas y semiología radiológica. *Clínica Veterinaria de Pequeños Animales* 2: 80-90.

DINGWALL, S.J. (1974) Fractures. General Principles. En **ARCHIBALD** *Canine Surgery*. Ed. American Veterinary Publications. Sta. Bárbara. California Cap. 4.

DICKELE, G.; DEJEAN, A. (1977) Les enclouages fasciculés. *L'Animal de Compagnie* 6: 583-590.

DÍEZ PEREZ, A.; PUIG MANRESA, J.; MARTÍNEZ IZQUIERDO, M.T. (1987) Métodos no invasivos de determinación de la masa ósea. En **SERRANO, S.; AUBÍA, J.; MARÍÑOSO, ML.** *Patología Ósea Metabólica* Ed. Doyma S.A. 5: 71-79. Barcelona.

DOTY, S.B. (1981) Morphological evidence of gap junctions between bone cells. *Calcification Tissue International* 33: 509-512.

DUCHEYNE, P.; DE MEESTER, P.; AERNOUDT, E. (1977) Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants. *Journal Biomedicine Material Research* 11: 811-838.

BIBLIOGRAFÍA

DUHAUTOIS, B. (1993) L'enclouage verrouillé en chirurgie vétérinaire: de la conception aux premiers cas cliniques. *Prat. Médecine Chir. Anim. Comp*, **28**: 667-683.

DURALL, I.; DÍAZ, M.C.; MORALES, I. (1993) An experimental study of compression of femoral by an interlocking intramedullary pin. *Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology* **6**: 93-99.

DURALL, I.; DÍAZ, M.C.; MORALES, I. (1994) Interlocking nail stabilisation of humeral fractures. Initial experience in seven clinical cases. *Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology* **7**: 3-8.

EATON-WELLS, R.D.; MATIS, U.; ROBINS, G.M.; WHITTICK, W.G. (1990) The pelvis and the pelvic limb. En **WHITTICK, W. G.** *Canine Orthopedics* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia. Cap. 16.

EGGER, E.L.; GREENWOOD, K.M. (1989) Fijación esquelética externa. En **SLATTER, D.H.:** *Texto de Cirugía de Pequeños Animales* Ed. Salvat. Barcelona. Cap. 153.

EGGER, E.L.; WHITTICK, W.G. (1990) Principles of fracture management. En **WHITTICK, W.G.:** *Canine Orthopedics* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia. Cap. 12.

ENGH, C.A.; McGOVERN, T.F.; BOBIYN, J.D.; HARRIS, W.H. (1992) A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery* **74-A**: 1009-1020.

FAULKNER, K.G.; GLÜER, C.C.; MAJUMDAR, S.; LANG, P.; ENGELKE, K.; GENANT, H.K. (1991) Non invasive measurements of bone mass, structure, and strength: Current methods and experimental techniques. *American Journal Radiology* **157**: 1229-1237.

FAWCETT, D.W. (1989) Hueso. En *Tratado de Histología* Ed. Interamericana-Mc Graw-Hill. Cap. 8.

FEHILY, A.M.; COLES, R.J.; EVANS, W.D.; ELWOOD, P.C. (1992) Factor affecting bone density in young adults. *American Journal Clinical Nutricional* **56**: 579-586.

BIBLIOGRAFÍA

FEENEY, D.A.; HARDY, R.M. (1992) La Tomografía Computadorizada en Veterinaria. En *Current Veterinary Therapy XI* Ed. Interamericana Mc Graw-Hill 10-19.

FERRETY, J.L.; GAFFURI, O.; CAPOZZA, R.; COINTRY, G.; BOZZINI, C.; OLIVERA, M.; ZANCHETTA, J.R.; BOZZINI, C.E. (1995) Dexametasona effect on mechanical, geometric and densitometric properties of rat femur diaphyses as described by peripheral quantitative computerized tomography and bending test. *Bone* 16: 119-124.

FINSEN, V.; SVENNINGSEN, S.; HARNES, O. B.; NESSE, O.; BENUM, P. (1988) Osteopenia after plated and nailed femoral shaft fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma* 2: 13-17.

FOX, S.M. (1988) External coaptation bandages: how and when to use them. *Veterinary Medicine* 2: 153-164.

FREY, A.J.; OLDS, R. (1981) A new technique for repair of comminuted diaphyseal fractures. *Veterinary Surgery* 10: 51-57.

FRIEDL, K.E.; DELUCA, J.P.; MARCHITELLI, L.J.; VOGEL, J.A. (1992) Reliability of body-fat estimations from a four-compartment model by using density, body water, and bone mineral measurements. *American Journal Clinical Nutrition* 55: 764-770.

GARCÍA TALAVERA J.R. (1991) Aplicación clínica de la densitometría ósea. *Anales Medicina Interna Supl.* 3: 15-27.

GENANT, H.K.; CANN, C.E.; ETTINGER, B.; GORDAN, G.S. (1982) Quantitative computed tomography of vertebral spongiosa: A sensitive method for detecting early bone loss after oophorectomy. *Annals of Internal Medicine* 97: 699-705.

GENANT, H.K.; ETTINGER, B.; HARRIS, S.T.; JON, E.B.; STEIGER, P. (1989) Tomografía computerizada cuantitativa en la valoración de la osteoporosis. Tomografía computerizada para el análisis del mineral óseo. En *Osteoporosis: Etiología, Diagnóstico y Tratamiento* Ed. Raven Press Books Ltd. New York. 8: 242-243.

BIBLIOGRAFÍA

- GEROSA, R.M. (1981)** Clavo de Kuentscher vs Clavo de Steinman en pequeños animales. *Gaceta Veterinaria* 363: 644-651.
- GEUSENS, P.; DEQUEKER, J.; NIJS, J.; BRAMM, E. (1990)** Effect of ovariectomy and prednisolone on bone mineral content in rat: evaluation by single photon absorptiometry and radiogrammetry. *Calcification Tissue International* 47: 243-250.
- GEUSENS, P. (1992)** Limitaciones y perspectivas de la densitometría ósea. En *Actualizaciones en Metabolismo Óseo* Cannata JB Ed. Jarpyo S.A. 17-25, Madrid.
- GILMORE, U.R. (1990)** Internal fixation of femoral fractures. En **BOJRAB, M.J.** *Current Techniques in Small Animal Surgery* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia. 682-693.
- GLENNON, J.C.; FLANDERS, J.A.; BECK, K.A.; TROTTER, E.J.; HOLLIS, N.E. (1994)** The effect of long-term bone plate application for fixation of radial fractures in dogs. *Veterinary Surgery* 23: 40-47.
- GOODSHIP, A.E.; LANYON, L.E.; McFIE, H. (1979)** Functional adaptation of bone to increased stress. *Journal of Bone and Joint Surgery* 61: 539-546.
- GOLDBERG, J.A.; DRUMMOND, R.P.; BRUCE, W.J.; VIGLIONE W.; LENNON W.P. (1989)** Huckstep nail arthrodesis of the knee: a salvage for infected total knee replacement. *Australian Journal Surgery* 59: 147-150.
- GÓMEZ ALONSO, C.; VIRGÓS, M.J.; DÍAZ LOPEZ, J.B.; CANNATA, J.B. (1992)** Densitometría: errores, precisión y exactitud. En *Actualizaciones en Metabolismo Óseo* Cannata JB (Ed). Jarpyo S.A. 25-32 Madrid.
- GONZÁLEZ, M.D.; SOSA HENRÍQUEZ, M.; LIMÑANA J.M.; BETANCOR, P. (1990)** Efecto de la castración sobre el metabolismo mineral óseo de la rata. *Rev. Cli. Esp* 186: 436-439.
- GOWEN, M. (1989)** Relaciones entre el sistema inmune y la formación y destrucción de hueso. *Enfermedades Metabólicas Óseas* 1: 3-5.
- GREEN, J.F. (1950)** The indications and limitations of the medullary nail in small animals. *Cornell Veterinarian* 40: 331-335.
-

BIBLIOGRAFÍA

- GREEN, J.; KLEEMAN C.R. (1991)** Role of bone in regulation of systemic acid-base balance. *Kidney International* 39: 9-26.
- HAM, A.W.; CORMACK, D.H. (1985)** El hueso. En *Tratado de Histología* Ed. Interamericana cap.15.
- HARARI, J. (1992)** Complications of external skeletal fixation. *Veterinary Clinics North America Small Animal Practice* 22: 99-108.
- HASSAGER, C.; CHRISTIANSEN, C. (1991)** Current Techniques for bone mass measurement. *Clinical Obstetrics and Gynecology* 5: 807-815.
- HASSAGER, C.; JENSEN, S.B.; GOTFREDSEN, A; CHRISTIANSEN, C. (1991)** The impact of measurement errors on the diagnostic value of bone mass measurements: Theoretical considerations. *Osteoporosis* 1: 250-256.
- HAYAT, M.A. (1974)** Biological applications. En **HAYAT, M.A.:** *Principles and techniques of scanning electron microscopy.*: 304-318.
- HEDLUND, L.R.; GALLAGHER, J.C. (1989)** The effect of age and menopause on bone mineral density of proximal femur. *Journal Bone and Mineral Research* 4: 639-642.
- HEERSCHE, J.N.; MATSUMOTO, T. (1995)** Bone cell biology: Osteoblast. Overview. *Bone* 17: 69-71.
- HEFTI, E.; TRECHSEL, U.; BONJOUR, J.P.; FLEISH, H.; SCHENK, R. (1982)** Increase of whole-body calcium and skeletal mass in normal and osteoporotic adults rats treated with parathyroid hormone. *Clinical Science* 62: 389-396.
- HERRON, R.J. (1974)** Pin-wire fixation of femoral fractures. *Southwestern Veterinarian*: 160-164.
- HERRON, R.J. (1981)** Review of bone structure, function, metabolism and growth. En **BOJRAB, M.J.:** *Patophysiology in Small Animal Surgery*: 513-518.
-

BIBLIOGRAFÍA

HERNÁNDEZ, E.R.; REVILLA, M.; RICO, H. (1993) Contenido mineral óseo en mujeres premenopáusicas y su relación con variables antropométricas. *Anales Anatomía* **39**: 27-32.

HO, P.J.; FIG, L.M.; BARKAN, A.L.; SHAPIRO, B. (1992) Bone mineral density of the axial skeleton in acromegaly. *Journal of Nuclear Medicine* **33**: 1608-1612.

HODKINSON, A.; AARON, J.E.; HORSMAN, A.; McLCHLAN, M.S.; NORDIN, B.C. (1978) Effect of oophorectomy and calcium deprivation on bone mass in the rat. *Clinical Science Molecular Medicine* **54**: 439-446.

HOEFLE, D.W. (1981) Delayed union and nonunion of fractures. En **BOJRAB, M.J.:** *Pathophysiology in Small Animal Surgery* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia. 542-544.

HORNE, W.C. (1995) Toward a more complete molecular description of the osteoclast. *Bone* **17**: 107-109.

HULSE, D.; HYMAN, B. (1991) Biomechanics of fracture fixation failure. *Veterinary Clinics North America Small Animal Practice* **21**: 647-667.

HUGHES, A.N.; JORDAN, B.A. (1972) The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury* **4**: 25-28.

HÜBSCH, P.; KOCANDA, H.; YOUSEFZADEH, S.; SCHNEIDER, B.; KAINBERGER, F.; SEIDL, G. (1992) Comparison of dual energy X-ray absorptiometry of the proximal femur with morphologic data. *Acta Radiológica* **33**: 477-481.

HUCKSTEP, R.L. (1985) The Huckstep intramedullary compression nail. *Clinical Orthopaedics Related Research*: 48-61.

HUCKSTEP, R.L. (1987) Stabilization and prosthetic replacement in difficult fractures and bone tumors. *Clinical Orthopaedics Related Research*: 12-25.

HUCKSTEP, R.L. (1988) The Huckstep interlocking nail for difficult humeral, forearm, and tibial fractures and for arthrodesis. *Techniques Orthopedics* **3**: 77-87.

BIBLIOGRAFÍA

ISAIA, G.C.; SALAMANO, G.; MUSSETTA, M.; MOLINATTI, M. (1991) La densitometria fotonica nella diagnostica dell'osteoporosi. *Minerva Endocrinológica* 16: 93-99.

JEE, W.S.; KE, H.Z.; LI, X.J. (1991) Long-term anabolic effects of prostaglandin-E2 on tibial diaphyseal bone in male rats. *Bone Mineral* 15: 33-55.

JENNY, J. (1950) Küntscher's medullary nailing in femur fractures of the dog. *Journal American Veterinary Medical Association*: 381-387.

JOHNSON, R. (1992) Determination of bone mineral content in heel bone using a gamma camera. *Nuclear Medicine Communications* 13: 256-260.

JOHNSON, K.A.; HUCKSTEP, R.L. (1985) Bone remodeling in canine femora after internal fixation with the "Huckstep nail". Abstracts of the 1985 scientific meeting, radiology chapter, Australian college of Veterinary Scientist.

JOHNSON, K.A.; HUCKSTEP, R.L.; FRANCIS, D.J. (1988) Healing of comminuted femoral fractures stabilized with an interlocking intramedullary nail. 15th Annual Veterinary Orthopedic Society Meeting, Breckenridge.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. (1987) Tejido Óseo. En *Histología Básica* Ed. Salvat. Cap. 8

KALENDER, W.A. (1991) Effective dose values in BMD measurements by photon absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporosis Internacional*: 82-87.

KALU, D.; LIU, C.; HARDIN, R.; HOLLIS, B. (1989) The aged rat model of ovarian hormone deficiency bone loss. *Endocrinology* 124: 7-16.

KLAUSE, S.E.; SCHWARZ, P.D.; EGGER, E.L.; PIERMATTEI, D.L. (1990) A modification of the unilateral type I external skeletal fixator configuration for primary and secondary support of supracondylar humeral and femoral fractures. *Veterinary Comparative Orthopaedic Traumatology* 3: 130-134.

KLEIN, L.; LI, Q.X.; DONOVAN, C.A.; POWELL A.E. (1990) Variation of resorption in vivo of various bones in immature rats. *Bone Mineral* 8: 169-175.

BIBLIOGRAFÍA

- KLEMM, K.W. (1986)** Treatment of infected pseudarthrosis of femur and tibia with an interlocking nail. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 212: 174-181.
- KORVIC, D.L.; MONVILLE, J.D.; PIJANOWSKI, G.J.; PHILLIPS, J.W. (1988)** The effects of screw removal on bone strain in an idealized plated bone model. *Veterinary Surgery* 3: 111-116.
- KOLMAN, P.; BELBECK, L.W.; WEBBER, C.E. (1991)** Bone mineral measurement. *Calcification Tissue International* 48: 120-126.
- KRAMER, G.; WEBBER, C.E. (1991)** Evaluation of the Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL) Torso Phantom by Bone Densitometry and X-ray. *Journal Radiat. Appl. Instrum.* 43: 795-800.
- KRÖGER, H.; LAITINEN, K. (1992)** Bone mineral density measured by dual-energy X-ray absorptiometry in normal men. *European Journal of Clinical Investigation* 22: 454-460.
- KUO-AN LAI, (1991)** Treatment of femoral shortness due to nonunion or malunion by distraction device and Huckstep instrumentation. *Journal Formosan Medical Association* 90: 167-171.
- LANG, P.; STEIGER, P.; FAULKNER, K.; GLUERE, C.; GENNANT, H.K. (1991)** Current techniques and recent developments in quantitative bone densitometry. *Radiologic Clinics of North America* 1: 49-76.
- LENNART STROMBERG, N.E. (1975)** Diaphyseal bone in rigid internal plate fixation. *Acta Chirurgica Scandinavica Supplementum* 456: 1-34.
- LEONARD, E.P. (1972)** *Cirugía de pequeños animales*. Ed. Científica Médica. Barcelona. Cap.2.
- LESSER, A.S. (1986)** Cancellous bone grafting at rate removal to counter stress protection. *Journal American Veterinary Medicine Association* 6: 690-699.
- LESS, B.; STEVENSON, J.C. (1992)** An evaluation of dual-energy X-ray absorptiometry and comparison with dual-photon absorptiometry. *Osteoporosis Internacional* 2: 146-152.
-

BIBLIOGRAFÍA

LINDSEY, R.W.; TEAL, P.; PROBE, R.A.; RHOADS, D.; DAVENPORT, S.; SCHAUDER, K. (1991) Early experience with Gamma interlocking nail for peritrochanteric fractures of proximal femur. *Journal of Trauma* 12: 1649-1658.

LISTRAT, V.; ROUX, CH.; ROUDIER, R.; DOUGADOS, M.; AMOR, B. (1991) Evaluation of bone mass of live small laboratory animals with dual energy X-ray absorptiometry (Dexa) (Hologic-1000): precision and accuracy. *Calcification Tissue International* 48(suppl): 75.

LOUIS, O.; BOULPOEP, F.; WILLNECKER, J.; VAN der WINKEL; OSTEAX, M. (1995) Cortical mineral content of the radius assessed by peripheral QCT predicts compressive strenght on bone biomechanical testing. *Bone* 16: 375-380.

MARKEL, M.D.; MORIN, R.L.; WIKENHEISER, M.A.; ROBB, R.A.; CHAO, E.Y.S. (1991) Multiplanar quantitative computed tomography for bone mineral analysis in dogs. *American Journal Veterinary Research* 52: 1479-1485.

MARKEL, M.D.; CHAO, Y.S. (1993) Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 293: 37-45.

MARKEL, M.D.; BOGDANSKE, J.J. (1994) Dual-energy X-ray absorptiometry of canine femurs with and without fracture fixation devices. *American Journal Veterinary Research* 55: 862-866.

MARKEL, M.D.; SELMAN, E.; BODGANSKE, J. (1994) Densitometric properties of long bones in dogs, as determined by use of dual-energy x-ray absorptiometry. *American Journal Veterinary Research* 55: 1750-1756.

MARTIN, R.B. (1991) Determinants of the mechanical properties of bones. *Journal Biomechanics* 24: 79-88.

MAZESS, R.B. (1992) Métodos de densitometría ósea: aplicabilidad clínica. En *Actualizaciones en Metabolismo Óseo* Cannata JB Ed. Jarpyo S.A. Madrid 97-102.

McDUFFEE, L.A.; STOVER, S.M.; TAYLOR, T.K.; LES, C.L. (1994) An in vitro biomechanical investigation of an interlocking nail for fixation of diaphyseal tibial fractures in adult horses. *Veterinary Surgery* 23: 219-230.

BIBLIOGRAFÍA

MILLER, M.A.; OMURA, T.H.; MILLER, S.C. (1989) Increased cancellous bone remodeling during lactation in beagles. *Bone* 10: 279-285.

MITLAK, B.H.; RODDA, CH. P.; VON DECK, M.; DOBROLET, N.C.; NEER, R.M.; NUSSBAUM, S.R. (1991) Pamidronate reduces PTH-mediated bone loss in a gene transfer model of hyperparathyroidism in rats. *Journal of Bone and Mineral Research* 6: 1317-1321.

MITLAK, B.H.; SCHOENFELD, D.; NEER, R. M. (1994) Accuracy, precision and utility of spine and whole-skeleton mineral measurements by DXA in rats. *Journal of Bone and Mineral Research* 9: 119-126.

MORGAN, R.V. (1988) Diseases of bone. En *Handbook of Small Animal Practice* Ed. Churchill Livingstone. Cap. 78.

MOYEN, B.J.; LAYEY, P.J.; WEINBERG, E.H.; HARRIS, -W.H. (1978) Effects on intact femora of dogs of the application and removal of metal plates. *Journal of Bone Joint Surgery* 60: 940-947.

MUIR, P.; PARKER, R.B.; GOLDSMID, S.E.; JOHNSON, K.A. (1993) Interlocking intramedullary nail stabilisation of a diaphyseal tibial fracture. *Journal of Small Animal Practice* 34: 26-30.

MUIR, P.; MARKEL, M.D.; BOGDANSKE, J.J.; JOHNSON, K.A (1995) Dual-energy X-ray absorptiometry and force-plate analysis of gait in dogs with healed femora after leg-lengthening plate fixation. *Veterinary Surgery* 24: 15-24.

NEER, R.M. (1992) The utility of single-photon absorptiometry and dual-energy X-ray absorptiometry. *Journal of Nuclear Medicine* 33: 170-171.

NEWTON, C.D. (1985) Fracture of the femur. En NEWTON, C.D.; NUNAMAKER, D.M.: *Textbook of Small Animal Orthopaedics* Ed. Lippincott. Philadelphia. Cap. 29.

NUNAMAKER, D.V. (1985) Methods of internal fixation. En NEWTON, C.D.; NUNAMAKER, D.M.: *Textbook of Small Animal Orthopedics* Ed. Lippincott. Philadelphia. Cap. 16.

BIBLIOGRAFÍA

- NUNAMAKER, D.M.; RICHARDSON, D.W.; BUTTERWECK, D.M. (1991)** Mechanical and biological effects of plate luting. *Journal of Orthopaedic Trauma* 5: 138-145.
- OLMSTEAD, M.L. (1991)** Complications of fracture repaired with plates and screw. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 21: 669-686.
- OKUMURA, H.; YAMAMURO, T.; HIGUCHI, S.; HARADA, M.; TAKAMURA, T. (1990)** 26-27-Hexafluoruro-1-25-dihydroxyvitamin D3 prevents osteoporosis induced by immobilization combined with ovariectomy in the rat. *Bone Mineral* 9: 101-109.
- ORTOFT, G.; OXLUND, H. (1988)** Reduced strenght of rat cortical bone after glucocorticoid treatment. *Calcification Tissue International* 43: 376-382.
- OROZCO DELCLÓS, R. (1993)** Errores biológicos y biomecánicos. En *Errores en la Osteosíntesis* Ed. Masson 134-147.
- OVERTON, T.R.; WHEELER, G.D. (1992)** Bone mass measurements in the distal forearm using dual-energy X-ray absorptiometry and gamma-ray computed tomography: A longitudinal, in vivo comparative study. *Journal of Bone Mineral Research* 7: 375-381.
- PARK, J.B.; VON RECUM, A.F.; GRATZICK, G.E. (1979)** Pre-coated orthopedic implants with bone cement. *Biomat. Med. Dev. Art. Org.* 1: 41-53.
- PARFITT, A.M. (1988)** Bone remodeling: relationship to amount and structure of bone and the pathogenesis of fractures. En *Osteoporosis, Etiology, Diagnosis and Treatment*. Rigg, B.L., Melton, I.J. Eds. Raven Press, 2: 45-94.
- PAUL, H. (1982)** External fixation. 49th Scientific Proceeding *American Animal Hospital Asociation*: 375-377.
- PAUWELS, F. (1980)** *Biomechanics of the Locomotor Apparatus* Springer-Verlag, Berlin. Cap. 3.
- PERREN, S.M. (1979)** Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 138: 175-194.

BIBLIOGRAFÍA

PERREN, S.M.; HUGGLER, A.; RUSSENBERG, M.; ALLGÖWER, M.; MATHYS, R.; SCHENK, R.K.; WILLENEGGER, H.; MÜLLER, M.E. (1969) Reaction of cortical bone to compression. *Acta Orthopedic Scandinavica Supplement 125*: 19-28.

PERREN, S.M.; RUSSENBERG, M.; MÜLLER, M.E.; ALLGÖWER, M. (1969) A dynamic compression plate. *Acta Orthopedic Scandinavica Supplement 125*: 31-41.

PERREN, S.M. (1991) Basic aspects of internal fixation. En **MÜLLER, M.E.; ALLÖGER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H.:** *Manual of Internal Fixation* Ed. Springer-Verlag. Cap. 4.

PEZZOLI, G.; BOTTI, P.; BUE, M. (1986) Nuovo chiodo endomidollare in fibre di carbonio e kevlar. *Annali Fac Med Univer Parma 6*: 81-89.

PIERMATTEI, D.L.; GREELEY, R.G. (1979). *Atlas of Surgical Approaches to the Bones of the Dog and Cat* Ed. Saunders. Philadelphia.

POCOCK, N.A.; SAMBROOK, P.N.; NGUYEN, T.; KELLY, P.; FREUND, J.; EISMAN, J.A. (1992) Assessment of spinal and femoral bone density by dual X-Ray absorptiometry: Comparison of Lunar and Hologic instruments. *Journal of Bone and Mineral Research 7*: 1081-1085.

POHLMAN, R.L.; DARBY, L.A.; LECHNER, A.J. (1985) Morphometry and calcium contents in appendicular and axial bones of exercised ovariectomized rats. *American Journal Physiology 248*: 12-17.

PRESNELL, K.R. (1978) Pins versus plates: The orthopedic dilemma. *Veterinary Clinics of North America, Small Animal Practice 2*: 213-217.

PRICE, R.I.; STUCKEY, B.G.; GUTTERIDGE, D.H.; PRINCE, R.L. (1991) Clinical experience with dual X-ray absorptiometry (DXA) in Australia: A preferred approach for bone mineral assessment. Hologic pp.

PRIEUR, W.D. (1976) Tratamiento convencional y quirúrgico de fracturas en pequeños animales. *El Veterinario Práctico* separata 8 y 9.

BIBLIOGRAFÍA

PRIEUR, W.D. (1984) Implant and their use in rigid internal fixation. En **BRINKER, W.O.; HOHN, R.B.; PRIEUR, W.D.:** *Manuals of internal fixation in small animals* Ed. Springer-Verlag. Berlin. Cap. 5.

PRIEUR, W.D.; SUMMER-SMITH (1984) Fundamental principles of the AO/ASIF method. En **BRINKER, W.O.; HOHN, R.B.; PRIEUR, W.D.:** *Manual of internal fixation in small animals* Ed. Springer-Verlag. Berlín. Cap. 7.

PUCHAL AÑÉ, R. (1991) Bases físicas de la densitometría ósea. *Revista Especial Medicina Nuclear* 10 (supl.II): 3-6.

PUTNAN, R.W.; PENNOCK, P.W. (1969) Compression plating in veterinary orthopedics. *Veterinary Practice* 50: 28-33.

QUINTANA, C. (1989) Les nouveaux developpements de la microscopie electronique a balayage en biologie. *J. Microsc. Spectron. Electron* 14: 237-252.

RÄIHA, J.E.; PARCHMAN, M.; KROOK, L.; MERO, M.; ROKKANEN, P. (1990) Fixation of trochanteric osteotomies in laboratory beagles with absorbable screws of polylactic acid. *Veterinary Comparative Orthopedic Traumatology* 3: 123-129.

RAND, J.A.; KAI, NAN; CHAO, Y.S.; KELLY, J.K. (1981) A comparison of the effect of open intramedullary nailing and compression-plate fixation on fracture-site blood flow and fracture union. *Journal of Bone and Joint Surgery* 63: 427-441.

RENEGARD, W.R.; LEEDS, E.B.; OLDS, R.B. (1982) The use of the Kirschner-Ehmer splint in clinical orthopedics. Part I. Long bone and mandibular fractures. *Compendium Continuing Education Practice Veterinary* 4: 381-392.

REID, R.; EVANS, M.; AMES, R.; WATTIE, D. (1991) The influence of osteophytes and aortic calcification on spinal mineral density in postmenopausal women. *Journal Clinical Endocrinology and Metabolismo* 72: 1372-1374.

RICO LENZA, H. (1989) Medidas de masa ósea. *Medicina Clínica* 93: 292-294.

RICO LENZA, H. (1990) La valoración del contenido mineral óseo total. *Anales Medicina Interna* 7: 607-609.

BIBLIOGRAFÍA

RICO, H.; REVILLA, M.; HERNANDEZ, E.R.; VILLA, L.F.; ALVAREZ del BUERGO, M.; LOPEZ ALONSO, A. (1991) Age and weight related changes in total body bone mineral in men. *Mineral Electrolyte Metabolic* 17: 321-323.

RHINELANDER, F.W. (1962) Microangiography in bone healing. Undisplaced closed fractures. *Journal Bone and Joint Surgery* 44: 1273-1298.

RHINELANDER, F.W. (1968) The normal microcirculation of diaphyseal cortex and its response to fracture. *Journal Bone and Joint Surgery* 50: 784-796.

RHINELANDER, F.W. (1974) The normal circulation of bone and its response to surgical intervention. *Journal Biomedical Material Research* 8: 87-90.

RHINELANDER, F.W. (1985) Vascular responses to fracture or other injury. En **NEWTON, NUNAMAKER** : *Textbook of Small Animal Orthopedics*. Ed. J.B. Lippincott. Philadelphia. Cap. 3.

ROBBINS, S.L.; COTRAN, R.S.; KUMAR, V. (1986) Patología estructural y funcional Ed. Interamericana. Madrid. Cap. 28.

ROE, S.C.; JOHNSON, A.L., HARARI, J. (1985) Placement of multiple full pins for external fixation. Techniques and results in four dogs. *Veterinary Surgery* 14: 247-252.

ROIG ESCOFET, D.; NOLLA SOLÉ, J.M. (1992) Indicaciones de la densitometría ósea. *Medicina Clínica (Barcelona)*. 98: 456-457.

ROSSON, J.; MURPHY, W.; TONGE, C.; SHEARER, J. (1991) Healing of residual screw holes after plate removal. *Injury* 22: 383-384.

ROSSON, J.W.; PETLEY, G.W.; SHEARER, J.R. (1991) Bone structure after removal of internal fixation plates. *Journal of Bone and Joint Surgery* 73-B: 65-67.

ROSEN, H. (1975) Principles and application of bone plates. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 5: 229-240.

RUBINACCI, A.; MORO, G.L.; TESSARI, L. (1992) A method for the in vivo measurement of the mineral content in an experimental animal. *Radiología Médica* 83: 49-53.

BIBLIOGRAFÍA

RUDY, R.L. (1975) Principles of intramedullary pinning. *Veterinary Clinics North America Small Animal Practice* 2: 209-228.

SARTORIS, D.J.; RESNICK, D. (1990) Current and innovative methods for non invasive bone densitometry. *Radiologic Clinics of North America* 2: 257-278.

SAFADI, M.; SHAPIRO, D.; LEICHTER, I.; REZNICK, A.; SILBERMANN, M. (1988) Ability of different techniques of measuring bone mass to determine vertebral bone loss in aging female rats. *Calcification Tissue International* 42: 375-382.

SCHRADER, S.C. (1991) Complications associated with the use of Steinmann intramedullary pins and cerclage wires for fixation of long-bone fractures. *Veterinary Clinics North America Small Animal Practice* 21: 687-703.

SIEVÄNEN, H.; OJA, P.; VUORI, I. (1992) Precision of Dual-Energy X-Ray absorptiometry in determining bone mineral density and content of various skeletal sites. *Journal of Nuclear Medicine* 33: 1137-1142.

SLATER, D.H. (1989) Biología quirúrgica. En *Texto de Cirugía de los Pequeños Animales* Tomo I. Editorial Salvat Sección II.

SLATĪS, P.; KARAHARJU, E.; HOLMSTRÖM, T.; AHONEN, J.; PAAVOLAINEN, P. (1978) Structural changes in intact tubular bone after application of rigid plates with and without compression. *Journal of Bone and Joint Surgery* 60-A: 516-522.

SLOMAN, D.; CASEZ, J-P.; PICHARD, C.; ROCHAT, T.; FERY, F.; RIZZOLI, R.; BONJOUR, J-P.; MORABIA, A.; DONATH, A. (1992) Assessment of whole-body composition with Dual-energy X-ray absorptiometry. *Radiology* 185: 593-598.

SLOSMAN, D.O.; RIZZOLI, R.; DONATH, A.; BONJOUR, J. (1990) Vertebral bone mineral density measurement laterally by dual-energy x-ray absorptiometry. *Osteoporosis Internacional* 1: 23-29.

SMITH, G.K. (1985) Biomechanics pertinent to fracture etiology, reduction, and fixation. En: *Textbook of Small Animal Orthopaedics*. Ed. Lippincott. Cap. 12.

BIBLIOGRAFÍA

SOMOGYVÁRI, K.; BERENTÉY, G.; KÓKÉNY, G.; FECZKÓ, J; SÁRVÁRY, A. (1981) Interlocking medullary nailing, its effect on healing of the osteotomized bone. *Acta Veterinaria Academiae Scientiarum Hungaricae* 29: 233-247.

STOLIKER, H.E.; DUNLAP, H.L.; KRONFELD, D.S. (1976) Bone mineral measurement by photon densitometry in racing sled dogs, and its relationship to body weight, sex and bone fractures. *Veterinary Medicine/Small Animal Clinician*: 1545-1550.

STOLOFF, D. (1983) Fractures of the femur. En **BOJRAB, M.J.** *Current Techniques in Small Animal Surgery* Ed. Lea & Febiger. Philadelphia: 665-673.

STULBERG, B.N.; RICHMOND, B.J. (1992) A letter: Porosis around prostheses. *Journal Bone Joint Surgery* 74-B: 631.

SULLIVAN, J.; RYAN, M.; RUFF, S.J. (1983) Gunshot fracture of the femur with segmental bone loss. Management by fixation with a Huckstep nail. *Medical Journal of Australia* 29: 453-454.

SUMNER-SMITH, G.; WATERS, E.H. (1976) The adjunctive use of methyl-methacrylate bone cement in the stabilization of multiple fractures. *Journal American Animal Hospital Association* 12: 778-781.

SUMNER-SMITH, G.; PRIEU, D.; BRADEN, T. (1989) AO/ASIF. Techniques in small animal orthopaedic surgery. *Synthes*^R: 5-15.

SVALASTOGA, E.; PETERSEN, M.M.; WENCK, A.; STROM, H. (1994) Measurement of bone mineral content to facilitate an objective evaluation of limb function in the dog. *Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology* 7: 118-123.

SZIVEK, J.A.; WEATHERLY, G.C.; PILLIAR, R.M.; CAMERON, H.U. (1981) A study of bone remodeling using metal-polymer laminates. *Journal of Biomedical Materials Research* 15: 853-865.

TIGANI, D.; LAUS, M.; BETTELLI, G.; BORIANI, S.; GIUNTI, A. (1992) The Gamma Nail, sliding-compression plate. A comparison between the long-term results obtained in two similar series. *Chir. Organi Mov.* 151-158.

BIBLIOGRAFÍA

TOMLINSON, J. (1991) Delayed unions and no unions: Diagnosis, pathophysiology, and treatment. *Veterinary Clinics North America Small Animal Practice* 21: 735-744.

TONINO, A.J.; DAVIDSON, C.L.; KLOPPER, P.J.; LINCLAU, L.A. (1976) Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs. *Journal of Bone and Joint surgery* 58-B: 107-113.

TRUETA, J. (1963) The role of the vessels in osteogenesis. *Journal of Bone and Joint Surgery* 45-B: 402-418.

UHTHOFF, H.K.; DUBUC, F.L. (1971) Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation. *Clinics Orthopaedics* 81: 165-170.

UHTHOFF, H.K.; SÉKALY, G.; JAWORSKI, Z.F.G. (1985) Effect of long-term nontraumatic immobilization on metaphyseal spongiosa in young adult and old beagle dogs. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 5: 278-273.

VANNOZZI, I.; CARLUCCI, F.; NESTI, S. (1985) Il chiodo bloccato di Grosse-Kempf nelle fratture diafisarie di femore nei piccolo animali: prime esperienze cliniche. 53-60.

VERHAEGHE, J.; VAN HERCK, E.; VISSER, W.J.; SUIKER, A.M.; THOMASSET, M.; EINHORN, T.A.; FAIERMAN, E.; BOUILLON, R. (1990) Bone and mineral metabolism in rats with longterm diabetes. Decreased bone turnover and osteoporosis. *Diabetes* 39: 477-482.

WAHNER, H.W.; RIGGS, B.L. (1986) Methods and application of bone densitometry in clinical diagnosis. *Critical Reviews in Clinical Laboratory Sciences* 24: 217-233.

WATERS, D.J.; CAYWOOD, D.D.; TURNER, R.T. (1991) Effect of Tamoxifen Citrate on Canine Immobilization (Disuse) Osteoporosis. *Veterinary Surgery* 6: 392-396.

WERYHA, G.; LECLÈRE, J.; RÉGENT, D. (1991) La densitométrie osseuse: principes techniques et intérêt pratique. *Annales d'Endocrinologie* 52: 298-304.

BIBLIOGRAFÍA

WEINSTEIN, R.S.; NEW, K.D.; SAPPINGTON, L.J. (1991) Dual-Energy X-ray absorptiometry versus single photon Absorptiometry of the radius. *Calcified Tissue International* 49: 313-316.

WRAY, J.B. (1963) Vascular regeneration in the healing fracture. *Angiology* 14: 134-138.

WHITEHAIR, J.G.; VASSEUR, P.B. (1992) Fractures of the femur. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 22: 149-160.

WITHROW, S.J.; AMIS, T.C. (1977) Sciatic nerve injury associated with intramedullary fixation of femoral fractures. *Veterinary Surgery* 13: 562-568.

WOODARD, J.C.; RISER, W.H. (1991) Morphology of fracture nonunion and osteomyelitis. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 21: 813-845.

WOO, L-Y.; AKESON, W.H.; COUTTS, R.D.; RUTHERFORD, L.; DOTY, D.; JEMMOTT, G.F.; AMIEL, D. (1976) A comparison of cortical bone atrophy secondary to fixation with plates with large differences in bending stiffness. *Journal of Bone and Joint Surgery* 58-A: 190-199.

WOOLF, A.D.; DIXON, J. (1988) Métodos de evaluación y medición de la osteoporosis. En *Osteoporosis una guía clínica* Ed. Jarpyo Cap. 55.

ZERNICKE, R.F.; VAILAS, A.C.; GRINDENLAN, R.E.; KAPLANSKY, A.; SALEM, G.J.; MARTÍNEZ D.A. (1990) Space flight effects on biomechanical and biochemical properties of rats vertebrae. *American Journal Physiology* 258: 1327-1332.

