

# Estudio retrospectivo de 65 prótesis de cadera cementadas en el perro

Se expone la evolución y complicaciones a corto y medio plazo de 65 prótesis de cadera modulares cementadas, aplicadas a 58 perros (7 bilaterales).

**Palabras clave:** cadera, prótesis, perro.

*Clin. Vet. Peq. Anim.*, 26 (3): 257-267, 2006

J. Font <sup>1</sup>, J. M<sup>a</sup> Closa <sup>2</sup>

1 Canis Hospital Veterinari  
Av. Lluís Pericot, 17  
17003 Girona

2 Hospital Ars Veterinaria  
Cardedeu, 3  
08023 Barcelona

## Introducción

A principios de los años sesenta, Charnley sentó las bases de la prótesis de cadera moderna en medicina humana, la cual constaba de un componente acetabular, o cótilo de polietileno de alta densidad, y un componente femoral fijo de metal (vástago y cabeza de una sola pieza). Los dos elementos se fijaban en sus respectivas localizaciones anatómicas mediante un cemento de metilmetacrilato<sup>1,2</sup>. Posteriormente, se desarrolló en USA la prótesis de Richards Canine II para su utilización en Veterinaria y, a mediados de los años setenta, se publicaron los primeros casos clínicos de prótesis cementadas en perros. Mientras, en Francia, Perot utilizaba las prótesis cementadas retentivas<sup>3</sup> (Perot<sup>®(a)</sup>). (Fig. 1a, Fig. 1b). A partir de los años ochenta se publicaron los primeros estudios retrospectivos en poblaciones caninas, con un éxito que oscilaba entre el 85 y el 95%, validando definitivamente la prótesis total de cadera cementada como tratamiento de las artropatías de cadera en el perro<sup>4,5</sup>. En 1990, Biomedtrix<sup>®(b)</sup> en USA desarrolla la prótesis modular cementada actual, que aporta claras ventajas sobre el modelo anterior de cabeza fija, permitiendo una mejor adaptación a cada caso en particular, al poder disponer de varios tamaños y varias longitudes de cuello intraoperatoriamente<sup>6</sup>. Simultáneamente en Europa, Biomecanique<sup>®(c)</sup> desarrolla un modelo parecido. (Fig. 2. y Fig.3.)

Las complicaciones más frecuentes son la inestabilidad de los implantes o pérdida aséptica, también llamada "enfermedad del cemento"<sup>7-12</sup>, las luxaciones<sup>13-15</sup>, las fracturas<sup>14-16</sup> y las infecciones<sup>9,17,18</sup>.

Otras complicaciones menos frecuentes son los tromboembolismos<sup>9,11</sup>, neuropraxia<sup>15</sup>, infartos medulares<sup>19</sup>, granulomas del cemento<sup>20</sup> y tumores asociados al implante<sup>21,22</sup>.

Aunque paralelamente, en los años ochenta, se desarrolló en veterinaria un modelo de prótesis no cementada, basada en la biointegración del hueso dentro del implante, la prótesis de cadera modular cementada sigue siendo la técnica de reposición más utilizada en el tratamiento de la OA de la articulación coxofemoral en el perro<sup>23,24</sup>.

El objetivo de este trabajo es exponer la evolución y complicaciones, a corto y medio plazo, de 65 prótesis de cadera modular cementadas aplicadas a 58 perros (7 bilaterales).

## Material y métodos

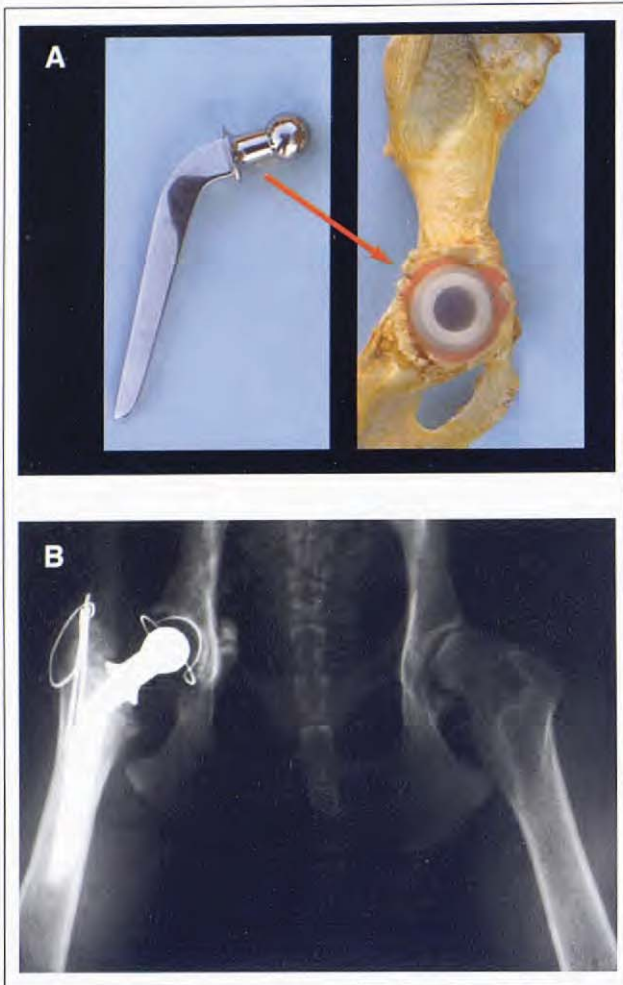
Se colocaron 65 prótesis de cadera modulares cementadas a 58 perros (7 bilaterales), realizadas por los autores indistintamente en el Hospital Ars Veterinaria de Barcelona y en el Hospital Veterinari Canis de Girona, en el periodo comprendido entre Enero de 1996 y Abril de 2004. En 7 de los perros la prótesis fue bilateral, pero realizadas en tiempos diferentes, como mínimo con un intervalo de 2 meses entre ambas cirugías.

(a) Perot<sup>®</sup> Median. Chateron le Pont. France

(b) Biomedtrix<sup>®</sup>. Canine modular hip system, Boonton, New-Jersey, USA.

(c) Biomecanique<sup>®</sup>. La biomécanique intégrée. Bretigny-sur-Orge. France





**Figura 1.** A. Prótesis retentiva de Perot, no modular. Consta de dos elementos: cabeza fija al vástago y cótilo. B. Para su colocación se procedió a la osteotomía del trocánter.

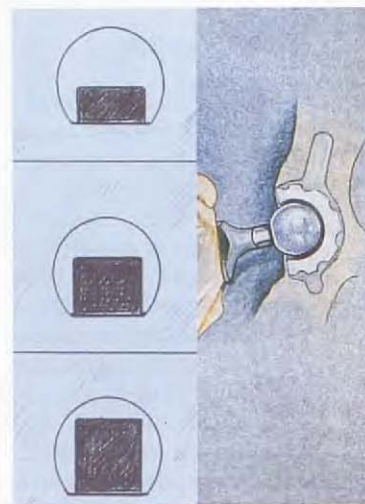
Las prótesis se realizaron en perros afectados de OA coxofemoral dolorosa y limitante, en los que ya se habían realizado tratamientos conservadores con AINES, control de peso y condroprotectores, sin resultado satisfactorio. En todos los casos la OA se debía a displasia de cadera severa, excepto en dos casos en los que era debida a luxación crónica de cadera. Todos los pacientes fueron valorados clínica y neurológicamente. Se realizó una analítica previa incluyendo pruebas serológicas de *Leishmaniosis* y *Erlichiosis*, citología de médula ósea, proteinograma y pruebas de coagulación. Se descartaron los pacientes con riesgo de infección.

La raza más representada fue el Pastor Alemán (35), seguida del Rottweiler (9), Labrador (4), Golden, Terranova y Pastor de Brie (con 3 casos cada uno) y 8 razas diferentes más. La edad varió de 1 a 11 años, con un promedio de 6.6 años (37 machos y 21 hembras). La extremidad derecha fue intervenida en 36 casos y la izquierda en 29. El peso varió de 24 a 62 kgs. con una media de 37.6 Kgs. El seguimiento post-operatorio fue de 6 semanas a 8 años.

Utilizamos cótilo grande de 19x28.5 mm. en el 84% de los casos, de 16x25.4 mm. en el 12% y en el 4% utilizamos



**Figura 2.** Prótesis modular Biomecanique®. Consta de 3 elementos: Vástago, cabeza y cótilo.



**Figura 3.** Las diferentes longitudes de cuello se consiguen en función de la profundidad de la cabeza femoral.

un cótilo displásico de 19x28.5 mm. que se aconseja en casos de acetábulos excesivamente planos.

Los vástagos utilizados fueron: de 7.5 mm. (61%), 6 mm. (21%), 9 mm. (15%) y 5 mm.(3%).

La longitud de los cuellos femorales fueron: neutro (51%), largo ( 44%), corto ( 3%) y extralargo (2%).

Se practicó un abordaje craneo-lateral de la articulación coxo-femoral, con tenotomía parcial del músculo glúteo profundo, para permitir una buena exposición de la cápsula articular. La rotación externa en 90° de la extremidad permite la luxación de la articulación.

A continuación se realizó una osteotomía de la cabeza femoral dejando el máximo cuello posible. La línea de osteotomía vendrá dada por el vástago de prueba. La preparación de la cavidad medular femoral consiste en la perforación de la misma con una broca de 3.5 - 4.5 mm., que se ensancha con el paso de raspas de diferente diámetro. La perforación debe seguir el eje longitudinal del fémur. La última raspa es del mismo tamaño que la prótesis a colocar, con el fin de que la ce-

ja del vástago se asiente sobre la cortical del cuello femoral. El acetábulo se prepara con una fresa adecuada al tamaño del cótilo que vamos a colocar. Fresamos el cartílago articular y el hueso subcondral con el fin de que el cemento adhiriera firmemente el cótilo al acetábulo. Para que el cemento se ancle mejor se practican 4-5 orificios en el acetábulo, con una broca de 3.5 mm. La cúpula acetabular se coloca mediante un posicionador en base a unas referencias anatómicas

Para estabilizar ambos implantes utilizamos cemento óseo de poli-metil-meta-acrilato (PMMA), CMW 3® (d) con Gentamicina. La mezcla debe ser completa, lenta y durar como mínimo 60 segundos. A nivel acetabular, se coloca digitalmente en fase pastosa (cuando no se adhiere al guante). La presurización del mismo permite la introducción en los orificios de anclaje. Utilizamos una pistola de cemento para inyectar y presurizar el cemento dentro de la cavidad femoral. Primero cementamos el cótilo y después el vástago femoral. Mientras el cemento polimeriza hacemos un lavado continuo con suero frío fisiológico para reducir la temperatura.

La cabeza femoral elegida se impacta en el cuello femoral y se reduce dentro del cótilo. Antes de cerrar la cápsula articular se evalúa la estabilidad. En caso de luxación se coloca una cabeza femoral que proporcione un cuello más largo para producir más tensión y evitar la luxación. Se suturó la cápsula cuando fue posible y la porción de glúteo profundo. Todos los animales fueron hospitalizados 2-3 días y enviados a casa con tratamiento de antibioterapia y antiinflamatorios durante 7 días y se les recomendó reposo durante 4 semanas. Se realizó control clínico y radiológico al mes, a los 3 meses y anualmente. ( Fig. 4a, Fig. 4b )

## Resultados

Se valoró la evolución de las 65 prótesis mediante revisión de las fichas clínicas y consulta telefónica con los veterinarios que refirieron el caso y con los propietarios [para valorar su opinión sobre el resultado de la intervención (¿el perro hacía vida normal? ¿alguna molestia en la extremidad operada?), así como su grado de satisfacción].

De los 65 casos, 58 tuvieron una evolución satisfactoria (89%). Los casos en los que no se pudo colocar el implante, se tuvo que retirar o presentaron un resultado clínico anómalo fueron considerados como no satisfactorios. Tres casos clasificados como satisfactorios necesitaron una segunda intervención.

Se detectaron 10 complicaciones:

Cuatro fueron **complicaciones intra operatorias**: una fractura de fémur iatrogénica durante la fase de raspado, en otro caso no se pudo cementar el vástago debido a que el cemento fraguó antes de lo previsto y en otros dos casos, correspondientes a luxaciones crónicas de fémur, se luxaba la prótesis durante la manipulación intra operatoria, ya que no existía la tensión suficiente entre el cótilo y la cabeza femoral y el fabricante no disponía de cuellos "extralargos". En los cuatro casos se optó por retirar el implante y practicar una artroplastia de escisión.

Cuatro complicaciones ocurrieron **antes de un mes de la cirugía**: 2 luxaciones de fémur que se solucionaron colocando un cuello más largo (aunque un animal presentó un

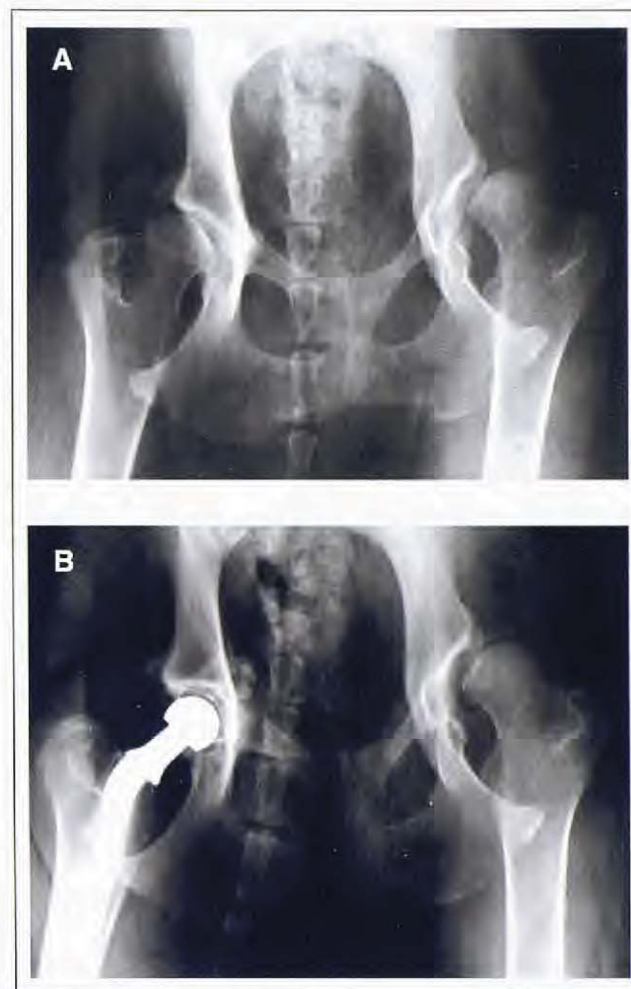


Figura 4. A. Pastor alemán con O.A. B. Prótesis modular Biomecanique®.



Figura 5. Prótesis modular bilateral. Se pueden observar diferentes ángulos de ventroversión acetabular. El resultado clínico fue satisfactorio en ambas extremidades.

paso anómalo), una fractura de fémur distal al vástago tratada con éxito mediante una placa de osteosíntesis y un caso de movimiento precoz del cótilo, que fue sustituido por otro con resultado satisfactorio.

Dos complicaciones se dieron **después de un mes de la cirugía**: una infección por *Pseudomonas* y una fractura de fémur distal al vástago. En los 2 casos se tuvo que retirar el implante.

La mayor parte de las complicaciones ocurrieron en los primeros casos intervenidos. Durante el periodo 1996 – 1999 tuvimos 5 complicaciones en 12 prótesis, en tanto que en el periodo 2000- 2004 sólo tuvimos 5 complicaciones en 43 prótesis, de las cuales tres se solucionaron en una segunda intervención. Tabla 1.

## Discusión

La utilización de la prótesis cementada es un procedimiento ampliamente aceptado para el tratamiento de la OA de cadera en el perro. La prótesis utilizada en nuestro estudio es cementada, modular, y los pasos quirúrgicos seguidos para su implantación son los descritos en la literatura con ligeras modificaciones<sup>25,26</sup>.

La prótesis de cadera está indicada en la OA como consecuencia de displasia de cadera, luxaciones de cadera crónicas o traumáticas, fracturas conminutas de la cabeza femoral, mala-uniión, no-uniión del fémur proximal o acetábulo, fallos en la artroplastia de escisión y necrosis avascular de la cabeza del fémur<sup>1,9,27-29</sup>. En nuestro estudio sesenta y tres casos presentaban OA de cadera debido a displasia de cadera y dos presentaban luxación crónica de fémur recidivantes.

Esta técnica requiere una selección rigurosa del paciente, incluyendo una edad mínima de 10 meses y descartar animales con dificultades añadidas que puedan suponer un riesgo para el implante como focos infecciosos, poco hueso acetabular,

canal femoral demasiado pequeño, patología en otras articulaciones del mismo miembro, enfermedades neurológicas, neoplasias, dueño poco cooperador y perro agresivo o difícil de controlar<sup>1,21,30</sup>.

Así mismo requiere una técnica rigurosamente estéril así como el cumplimiento de unos pasos quirúrgicos precisos, especialmente en la fase de cementación y en la angulación de los implantes<sup>8</sup>.

En todos los casos descritos utilizamos la prótesis modular cementada comercializada por Biomecanique<sup>®</sup>, que es una modificación de la utilizada por Olmstead en 1995<sup>6</sup>. Generalmente la prótesis de cadera se utiliza en animales de razas grandes, aunque un estudio retrospectivo de 17 casos de prótesis en animales de 12 a 25 kg reporta resultados satisfactorios en el 83% de los casos<sup>31</sup>. En nuestra serie, el animal más joven tenía un año de edad y el más viejo 11 y todos los animales correspondían a razas grandes o gigantes con un peso que oscilaba de 24 a 62 kg.

Antiguamente se utilizaba la prótesis cementada Richards Canine II no modular<sup>4,32</sup>. A partir de los años 90 se utilizan las prótesis modulares cementadas ya que están consideradas técnicamente superiores<sup>33,34</sup>.

En esta cirugía es importante la curva de aprendizaje. Diversos autores coinciden en una tasa alta de complicaciones durante la fase de aprendizaje y hacen una división entre el primer periodo, que corresponde al de familiarización con la técnica, y un segundo periodo cuando el cirujano tiene experiencia. Así Bardet menciona un 33% de complicaciones en los primeros años, para disminuir a un 11 % cuando el cirujano tiene más experiencia<sup>35</sup>. Olmstead considera que las compli-

Año	Nº de prótesis	Nº de complicaciones	Complicaciones
1996	4	2	Fractura iatrogénica de fémur durante la fase de raspado femoral Luxación de fémur intraoperatoria debido a cuello protésico corto
1997	3	1	El cemento fraguó antes de poder introducir el vástago
1998	1	-	-
1999	4	2	Luxación de fémur intraoperatoria debido a cuello protésico corto Infección por <i>Pseudomonas</i>
2000	8	-	-
2001	10	2	Luxación de fémur, resuelta colocando un cuello mas largo* Fractura de fémur, resuelta mediante placa osteosíntesis*
2002	16	2	Fractura de fémur que desestabilizó al vástago Desprendimiento de cótilo, resuelta colocando otro cótilo*
2003	10	1	Luxación de fémur, resuelta colocando un cuello mas largo. Paso anómalo **
2004	9	-	-
<b>Total</b>	<b>65</b>	<b>10</b>	

\* Estas 3 prótesis presentaron una evolución satisfactoria después de una segunda cirugía.

\*\* La luxación se resolvió con una segunda cirugía, pero el animal presentó un paso anómalo.

El resto de las complicaciones tuvieron una evolución no satisfactoria: No se pudo colocar el implante o bien, se tuvo que retirar posteriormente.

Tabla 1. Prótesis por años y complicaciones.

(d) CMW 3 Gentamicin<sup>®</sup>, DePuy, Lancashire, England

caciones decrecen del 20% al 6% en función de la curva de aprendizaje del cirujano<sup>9</sup>. Salmon constata una tasa de complicaciones del 20% y lo atribuye a la fase del desarrollo del material protésico y a la curva de aprendizaje del cirujano<sup>9</sup>.

En nuestro estudio de 1996-2004, si hacemos una subdivisión en 2 periodos, vemos que en los 4 primeros años (1996-1999) tuvimos 5 complicaciones en 12 prótesis (41%), 4 de ellas intraoperatorias, en tanto que en el segundo periodo (2000-2004) tuvimos 5 complicaciones en 53 prótesis (9%), de las cuales tres se solucionaron mediante una segunda cirugía. Esto implica un 96% de resultados satisfactorios a corto y medio plazo en el segundo periodo. Estas tres complicaciones fueron: movimiento precoz de cótilo que fue sustituido por otro del mismo tamaño, fractura de fémur distal al vástago tratada mediante una placa de osteosíntesis y luxación de prótesis que se solucionó colocando un cuello más largo. Los tres casos han tenido una evolución satisfactoria. Los 2 casos restantes han tenido una evolución no satisfactoria: el primero consistió en una fractura de fémur distal al vástago que desestabilizó el mismo y se tuvo que retirar el implante, y el segundo correspondía a un Rottweiler en el que se luxó la prótesis y se sustituyó el cuello femoral por otro más largo, pero el animal presentó cojera ocasional.

Estos resultados son comparables a los publicados en la bibliografía por diversos autores utilizando diferentes modelos protésicos modulares cementados. (Tabla 2).

Aunque la mayoría de los animales del estudio presentaban OA en ambas caderas, la prótesis fue colocada de forma bilateral sólo en 7 animales (89% de los casos unilaterales). Olmstead cita en un estudio retrospectivo que la prótesis se colocó unilateralmente en el 80% de los animales, a pesar de presentar OA bilateral, y lo explica por un mayor apoyo en el lado operado lo que, clínicamente, no justificaba una segunda intervención<sup>25</sup>.

En nuestro estudio las complicaciones que hemos tenido son: luxaciones (4), fracturas de fémur (3), inestabilidad del implante (1), problemas de cementado (1) e infecciones (1).

**La luxación de la prótesis** era la complicación más frecuente tanto en medicina humana como en veterinaria hasta la utilización de las prótesis modulares. Trabajos publicados usando prótesis cementada Richards II citan unos porcentajes de luxaciones del 8% al 18%, en cambio con las prótesis modulares actuales la incidencia es del 1% al 7% y suelen ocurrir en las primeras 6 semanas después de la cirugía<sup>9,13-15</sup>.

La luxación está condicionada por varios factores y se considera determinante la posición del cótilo, aunque la correcta angulación de los implantes es un factor difícil de controlar<sup>10</sup>.

La posición del cótilo viene dada por la orientación del posicionador que se coloca en base a unas referencias anatómicas determinadas. En el momento de la colocación del cótilo en el lecho acetabular ocupado por cemento, se pierden, en parte, las referencias anatómicas del acetábulo. Otra dificultad es que, a veces, el cótilo queda encajado en la cavidad acetabular y no obedece la orientación del posicionador; como consecuencia de ello hay cirujanos que

AUTOR (año)	TIPO DE PRÓTESIS	Nº DE CASOS	TIEMPO DE SEGUIMIENTO	% RESULTADOS SATISFACTORIOS
BARDET <sup>9</sup> (1990)	Biomecanique <sup>9</sup>	125	100 casos: 8 semanas - 6 años	91%
MASSAT <sup>13</sup> (1994)	Biomedtrix <sup>9</sup>	96	8 meses - 3.6 años	96%
SALMON <sup>9</sup> (1999)	Biomecanique <sup>9</sup>	27	6 meses	92.6%
MATIS <sup>14</sup> (2003)	Biomecanique <sup>9</sup>	479	6 semanas - 10 años	97%
LISKA <sup>21</sup> (2004)	Biomedtrix <sup>9</sup>	730	201 casos: 3.9 años	96.5%
BARDET <sup>23</sup> (2004)	Biomecanique <sup>9</sup> (277) Porte <sup>9</sup> (102)	379	3.7 años	94%
MATIS <sup>18</sup> (2004)	Biomecanique <sup>9</sup>	686	3.7 años	97.4%

Tabla 2. Estudios retrospectivos de prótesis cementadas modulares en el perro. Porte<sup>9</sup>: Alcyon, France

prescinden del posicionador y prefieren visualizar el cótilo y el acetábulo<sup>36</sup>.

Existe controversia sobre la posición ideal del cótilo y se aconseja un ángulo de ventroversión de 35° a 45° y un ángulo de retroversión de 20°-25°<sup>4,13,27</sup>. Otros autores recomiendan colocar el cótilo con un ángulo de 10°-20° de retroversión<sup>36,37</sup>. Un ángulo demasiado cerrado producirá una restricción de movimientos y permitirá el contacto del cuello protésico con el cótilo y como consecuencia se producirán vitas residuales<sup>37</sup>.

Bardet considera que el factor estadísticamente más significativo que influye en la luxación es el ángulo de ventroversión<sup>27</sup>. Ángulos de más de 60° conllevan una probabilidad de luxación 8 veces mayor<sup>10</sup>.

La relación que obtenemos entre las mediciones radiológicas de la posición del cótilo y la posición real del mismo es difícil de determinar. El centrado del haz de rayos durante el control radiológico influye en la lectura de la posición final del cótilo. La relación entre la posición del cótilo y la incidencia de complicaciones a nivel acetabular se desconoce<sup>13</sup>. Hay una gran tolerancia clínica a un mal posicionamiento del cótilo<sup>10</sup> (Fig. 5). En un estudio de 96 prótesis sólo 1 caso de 45 cótilos mal posicionados se luxó<sup>15</sup>. En otro estudio de 86 prótesis se luxó 1 a pesar de que en 12 casos la posición del cótilo no era la correcta<sup>36</sup>.

Otro factor predisponente a la luxación es la falta de tensión entre el acetábulo y la cabeza femoral, lo que se puede contrarrestar utilizando los cuellos largos que ofrece el sistema modular. Un cuello largo que produzca tensión en los tejidos puede compensar un cótilo en relativa mala posición<sup>36</sup>. La atrofia muscular previa a la cirugía, así como la falta de control del paciente, puede aumentar la incidencia de luxaciones<sup>9</sup>.

Una cápsula articular muy engrosada ventralmente puede favorecer la luxación de la prótesis, ya que la adducción de la extremidad produce un efecto palanca sobre el cuello protésico. En estos casos optamos por una exéresis de la porción ventral de la cápsula.



Figura 6. Vástago mal centrado, en posición "varus".

La posición ideal del vástago debe ser en normoversión o ligera anteversión<sup>4, 36</sup>. La posición final del vástago vendrá condicionada por la preparación previa del canal femoral, la dirección de la osteotomía del cuello femoral, el tamaño de implante elegido y la posición manual que determinemos<sup>36</sup>.

Un error frecuente es colocar el vástago en posición de "varus", con la punta del mismo contactando con la cortical lateral, debido a una osteotomía demasiado alta o a un fresado femoral inadecuado (Fig. 6). El contacto del vástago distal con el endostio puede iniciar una pérdida de anclaje<sup>9</sup>. La capa de cemento alrededor del implante debe ser uniforme y de, al menos, 2 mm, y se aconseja el uso de vástagos con centralizador para mantener el vástago en una posición neutra<sup>36</sup>.

La información obtenida por radiografías clínicas y los métodos de análisis cuantitativos no son apropiados para interpretar con exactitud la posición del vástago dentro del canal femoral<sup>39</sup>. Por el contrario otros autores consideran la radiografía como un método útil para identificar problemas potenciales<sup>4</sup>.

En nuestro estudio tuvimos cuatro casos de luxación femoral. Dos ocurrieron intraoperatoriamente y se retiró la prótesis; los dos correspondían al periodo inicial de utilización de ésta técnica, y el fabricante carecía de cuellos "extralargos" para los casos en que se evidencia falta de tensión entre el cótilo y la cabeza femoral. Otros dos ocurrieron en el postoperatorio inmediato y se resolvieron colocando un cuello más largo en una segunda intervención (Fig. 7); un caso evolucionó de forma satisfactoria y otro presentó un caminar anómalo.

También hemos detectado en el postoperatorio inmediato algunos animales que presentan cierto grado de anteversión de la extremidad que corrigen a los pocos días y no supone ningún problema funcional.

**Las fracturas de fémur** constituyen una complicación relativamente frecuente y la incidencia varía de 0.8 % al 3%<sup>11,14-16</sup>.

Un factor determinante son las fisuras creadas durante el fresado del hueso y la mala alineación del vástago, que contacta distalmente con el endostio y produce un estrés al hueso, aparte de que no permite la ubicación correcta de cemento en esta área<sup>37</sup>.

En una revisión de 24 fracturas de fémur posteriores a la colocación de prótesis, 17 eran de origen traumático, 5 por fisuras iatrogénicas, provocadas durante el legrado femoral, y 2 por lesión de la cortical debido al movimiento del implante<sup>16</sup>. El sitio de presentación de la fractura fue siempre distal al vástago y fueron tratadas mediante placas y tornillos osificando correctamente<sup>16</sup>.

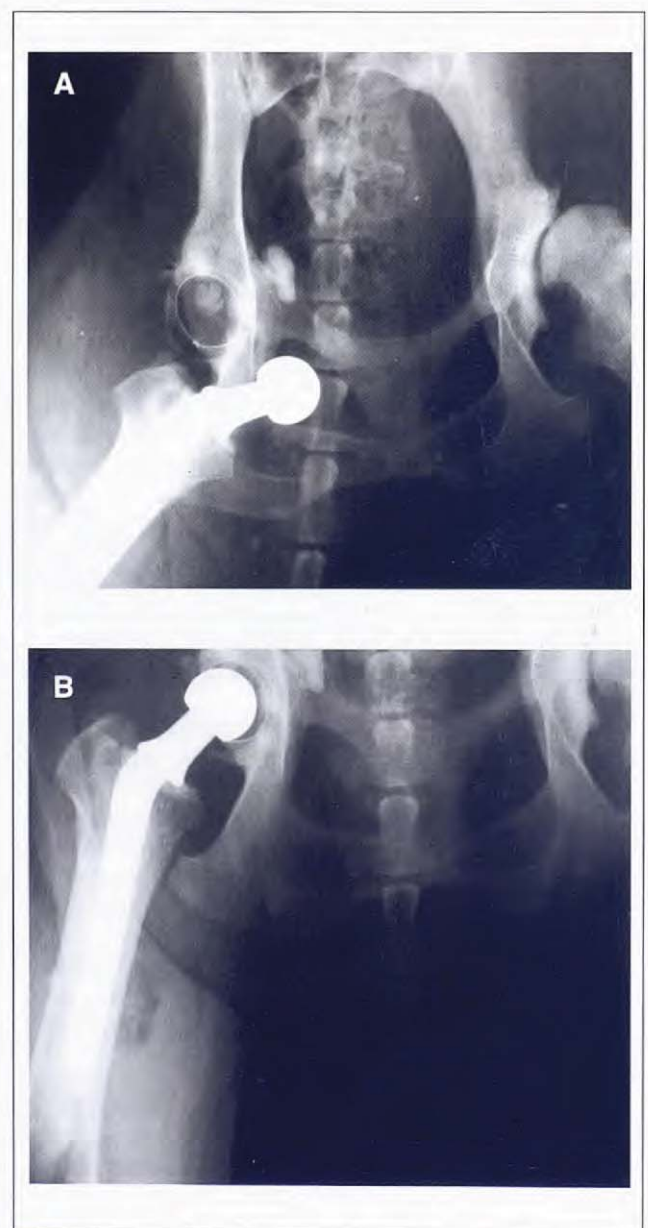


Figura 7. Luxación de prótesis resuelta colocando un cuello más largo.

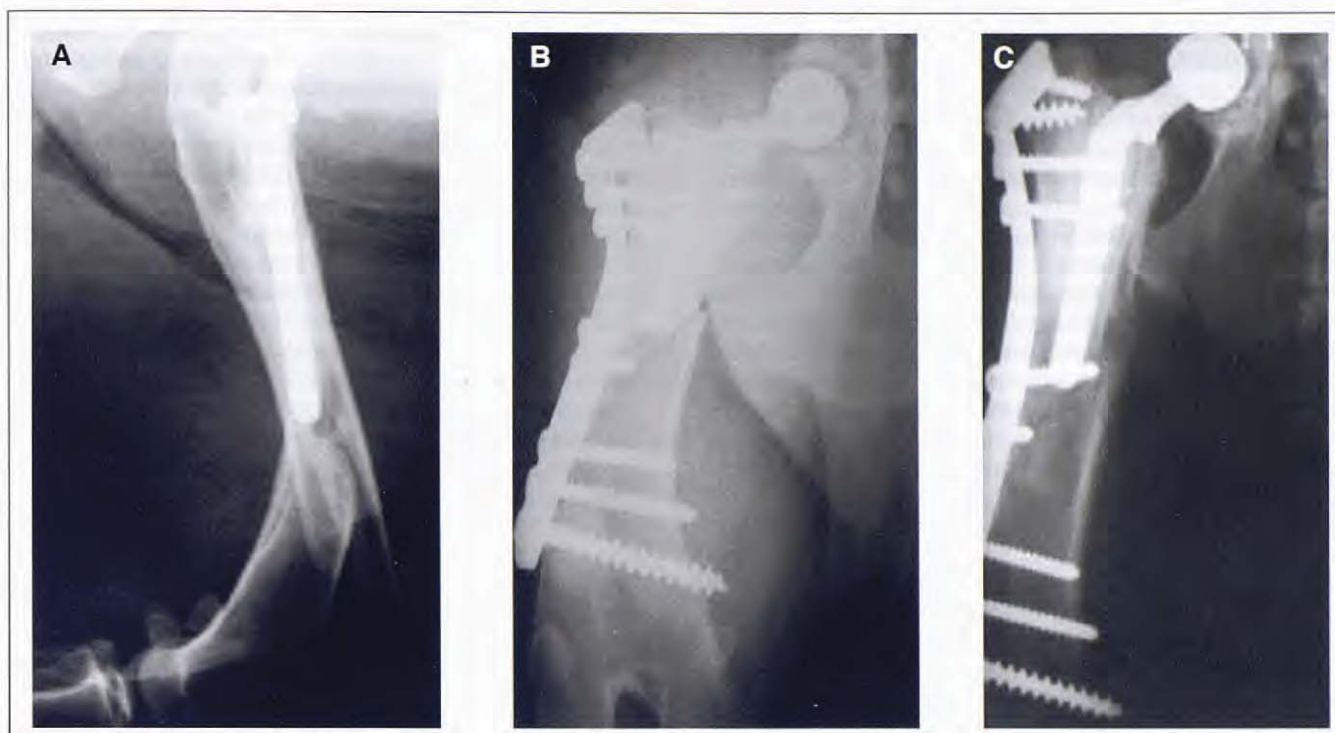


Figura 8. Fractura de fémur distal a la prótesis resuelta mediante placa de osteosíntesis.

En nuestro estudio tuvimos una fractura de fémur iatrogénica, durante la fase de raspado femoral, que impidió la colocación de la prótesis y dos fracturas de fémur distales al vástago por causas traumáticas. En un caso lo solucionamos con una placa de 4.5 y tornillos distales de 6.5 y en el otro caso optamos por retirar el implante ya que se desestabilizó el vástago. (Fig. 8).

**La inestabilidad de los implantes** o movimiento de los mismos, sin evidencia de infección, es la complicación más frecuente en las prótesis de cadera tanto cementadas como no cementadas<sup>6</sup>. Esta complicación se puede dar tanto de forma precoz, generalmente durante el primer mes después de la cirugía, como a largo plazo. Hunter, en una revisión de 551 casos, describe un 7% de pérdida aséptica precoz de implante afectando tanto al componente acetabular como al femoral<sup>7</sup>.

**La pérdida aséptica precoz** o aflojamiento del cótilo se debe a una mala implantación del mismo por diferentes causas: poca cobertura acetabular, mala cementación, orificios de anclaje en el acetábulo insuficientes o demasiado pequeños, o bien un acetábulo oval que no admite cemento en la parte profunda<sup>9,38</sup>.

Tuvimos un caso de movimiento precoz de cótilo antes del mes de la cirugía debido a poca cementación, que se resolvió sustituyéndolo por otro.

La incidencia del aflojamiento precoz del vástago es de 0-7%. Se considera un problema multifactorial en el que interviene la posición y el tipo de implante, la presencia de sangre en el canal medular que se interfiere entre el implante y el hueso, la técnica de cementación y la experiencia del cirujano<sup>9,33</sup>.

El cemento de PMMA está sujeto a fuertes presiones que pueden conducir a la fragmentación del mismo. La primera generación de cementado, aplicando el cemento manualmente, producía una gran porosidad del mismo. La segunda generación de cementado incorporó, para rellenar la diáfisis femoral, pistolas de cementación, disminuyendo la porosidad del 29% al 1.7%. La tercera generación de cementado utiliza la centrifugación y el vacío durante la fase de la mezcla, con lo que se mejoran las propiedades biomecánicas del cemento y se consigue menos porosidad<sup>1,33</sup>.

Para disminuir la necrosis térmica del hueso que se produce al fraguar el cemento, debemos evitar un grosor excesivo del manto de cemento e irrigar con suero fisiológico frío durante la fase de polimerización del mismo. La irrigación disminuye la temperatura un promedio de 9° C<sup>1</sup>.

Una buena técnica de cementación que consiga una presurización e interdigitación del cemento, una distribución homogénea del mismo y evite la presencia de sangre entre el implante y el hueso disminuirá la incidencia de pérdida aséptica<sup>17,36</sup>.

En nuestra serie el cementado del cótilo fue mediante presurización manual y el cementado del vástago mediante pistola de cemento. La cementación requiere de una técnica muy precisa, controlando los tiempos de fraguado del cemento que varía en función de la viscosidad del mismo y de la temperatura ambiental. En un caso no pudimos colocar el vástago ya que el cemento fraguó antes de lo previsto en la cavidad medular femoral.

**La pérdida aséptica del implante a largo plazo**, también llamada "enfermedad del cemento", se puede definir como el fallo biomecánico irreversible en una o más de las

interfases hueso-cemento-implante (cótulo o vástago ) en ausencia de infección bacteriana<sup>40</sup>.

La incidencia de esta complicación es de 1.5% a 4%, a nivel acetabular, y menos del 1% a nivel del vástago<sup>14,18,32,40</sup>. En cambio otros trabajos mencionan una alta incidencia de hasta 75% a nivel del vástago. Estas diferencias se deben a variaciones estadísticas, diferentes técnicas quirúrgicas, tiempos de seguimiento y tipo de prótesis utilizada<sup>15</sup>. Influyen factores biomecánicos como el diseño de la prótesis, composición de la misma y técnica de aplicación, disminuyendo la incidencia en función de la experiencia del cirujano<sup>7,8</sup>. Un estudio señala una incidencia más alta cuando el vástago es de titanio en comparación al de cromo-cobalto<sup>15</sup>. Una posición incorrecta del cótulo produce fragmentos de polietileno, provenientes de la rozadura del mismo con el cuello femoral, provocando una respuesta biológica celular e inmunológica que conlleva a osteólisis de la interfase hueso-implante. La misma respuesta ocurre con fragmentos de cemento libres o virutas de metal resultantes del roce de la cabeza femoral con el cótulo<sup>40</sup>. La formación de una pseudo-membrana de tipo sinovial que contiene macrófagos, mediadores de la inflamación (prostaglandina E2 , interleukina-1) y enzimas (colagenasa y gelatinasa) contribuye a la reabsorción ósea<sup>8,9</sup> ( Fig. 9).

Otro factor a tener en cuenta es la duración del cemento. A partir de los 10 años de implantación la incidencia de inestabilidad aumenta drásticamente<sup>15</sup>.

Cuando el implante se desestabiliza el animal presenta cojera intermitente y dolor a la manipulación<sup>37,41</sup>.

Radiológicamente se observa la presencia de líneas difusas, radiolúcidas y la presencia de cambios a nivel óseo que se intensifican lentamente con el paso del tiempo. Los cambios a nivel cortical evidencian una reacción perióstica asimétrica a lo largo de la diáfisis femoral, así como osteopenia y osteólisis con movimiento del implante que pueden conducir a fracturas<sup>40,41</sup>.

Frankel evalúa la estabilidad mecánica del implante femoral bajo criterios radiológicos y estudios mecánicos post-mortem y establece que la evaluación radiológica no es efectiva para determinar la estabilidad del vástago de forma objetiva, aunque la retroversión del implante, fisuras del cemento, y radiolucidez en la interfase hueso-implante, suelen ser indicativos de pérdida aséptica. Dicho autor establece una relación directa entre la homogeneidad del manto de cemento y la estabilidad, aconsejando usar técnicas modernas de cementación para conseguir un reparto correcto del cemento alrededor del implante de manera que éste quede uniformemente rodeado de cemento<sup>42</sup>.

Existe controversia sobre la interpretación radiológica de las líneas radio lúcidas en las diferentes interfaces (hueso-cemento-implante) y su correlación con la estabilidad biomecánica real del implante. El diagnóstico definitivo es mediante gammagrafía ósea<sup>41</sup>.

Massat, evidencia radio lucidez alrededor del componente acetabular en el 89% de los casos y en el femoral en el 26%, no obstante la pérdida aséptica sólo ocurrió en un 3% del componente acetabular y en ningún vástago<sup>15</sup>.

Matis reporta 65 prótesis, seguidas durante un periodo de 5 a 10 años, en las que detecta interfases radiolúcidas en un 77% y sólo un 4% de estas causaron problemas relacionados con el movimiento del implante<sup>14</sup>. La misma autora en una comunicación posterior, reporta el seguimiento de 81 prótesis entre 5 y 13 años. La presencia radiológica de una interfase radiolúcida se observó en el 27% de estos casos, pero solo el 3% manifestaba síntomas clínicos con implantes inestables<sup>18</sup>.

Skurla realiza la necropsia de 38 implantes femorales que habían sido colocados ente 0.67 y 11.6 años antes y la incidencia de pérdida aséptica fue de 63.2%, porcentaje mucho más alto que el obtenido en estudios similares en medicina humana (6%). De estos 38, sólo 4 tenían el componente acetabular y el vástago firmemente implantados y 14 caderas tenían ambos elementos inestables<sup>43</sup>. Se desconoce hasta que punto la inestabilidad de un componente puede afectar al otro<sup>43</sup>.

Es posible que una ligera inestabilidad del implante no sea detectada por el propietario ya que el animal no presenta sintomatología<sup>33</sup>. Radiografías seriadas pondrían en evidencia inestabilidades precoces del implante y se podría relacionar con el manto de cemento y la técnica de cementación<sup>33</sup>.

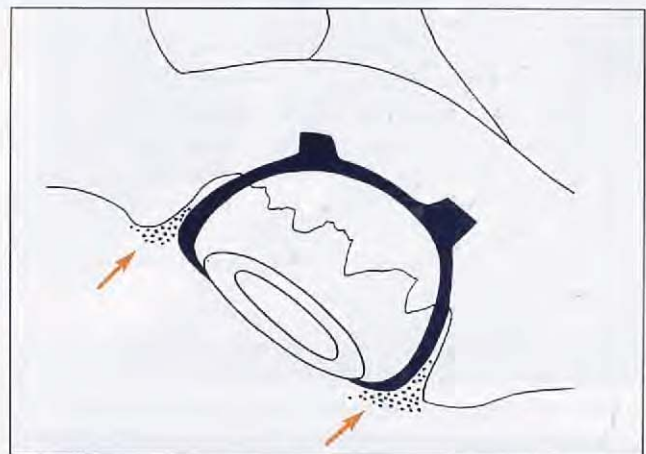


Figura 9. "Enfermedad del cemento".Formación de una pseudo-membrana en la interfase hueso-cemento con reabsorción ósea centrípeta ,(flechas).

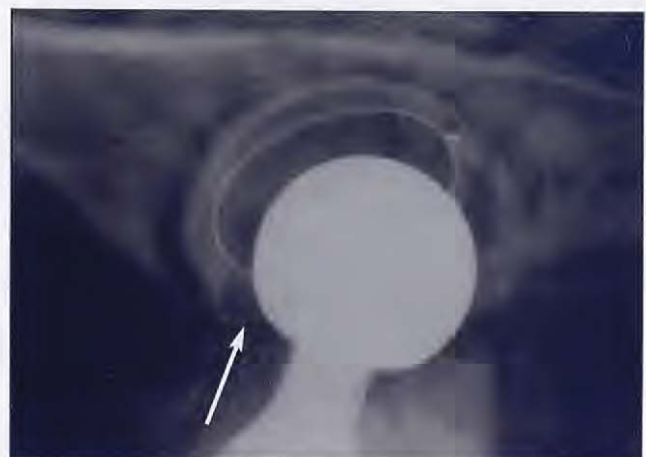


Figura 10. Línea radiolúcida en la interfase hueso-cemento (flecha), sin manifestación clínica.



En nuestra serie hemos detectado algún caso de radiolucidez en la interfase del cemento, pero sin significado clínico. Este hecho se podría explicar porque el seguimiento post operatorio en nuestra serie fue a corto y medio plazo, de 6 semanas a 8 años, y 45 prótesis llevaban como máximo 4 años implantadas. (Fig. 10).

La pérdida aséptica es el punto más controvertido de las prótesis cementadas y se le supone responsable de complicaciones a largo plazo. Estudios retrospectivos, sin seguimientos a largo plazo, pueden infravalorar la incidencia de ésta complicación.

El tratamiento consiste en cementar de nuevo el implante o colocar una prótesis no cementada y en última instancia retirar el implante<sup>40</sup>.

**La infección** es la complicación más grave en las prótesis cementadas y los *Estafilococos* son los organismos más comúnmente aislados<sup>17,18,37</sup>.

Diversos estudios mencionan una tasa de infección del 1-2%, porcentaje que aumenta si el tiempo de cirugía es excesivo, si la manipulación de los tejidos blandos no es correcta o si la cadera ha soportado una intervención anterior<sup>9,14</sup>. En este caso el riesgo se multiplica por 5<sup>17</sup>.

Una cuidadosa elección del paciente es fundamental para evitar la osteomielitis, descartando los animales que presenten focos potenciales de infección como piodermas, gingivitis, cistitis recurrentes, etc... El seguimiento de técnicas totalmente asépticas y el empleo de cemento adicionado con antibiótico (gentamicina), así como la aplicación de antibiótico perioperatorio (cefalexina) han demostrado que reducen la incidencia de infecciones<sup>9,15</sup>.

Existe controversia sobre la validez de los cultivos intraoperatorios. En un estudio de 27 casos de prótesis de cadera en perros, a los que se realizaron cultivos al final de la intervención, 11 resultaron positivos, sin embargo ningún animal presentó síntomas clínicos de infección<sup>44</sup>.

Cuando existe infección, el tratamiento consiste en retirar el implante y el cemento<sup>37</sup>.

En un caso tuvimos una infección por *Pseudomonas* y tuvimos que retirar el implante.

Otras complicaciones menos frecuentes son el embolismo pulmonar<sup>9,11</sup>, la neuropraxia del ciático<sup>15</sup>, granulomas del cemento<sup>20</sup> y tumores asociados al implante<sup>21</sup>.

**El embolismo** tanto de grasa como de partículas de cemento y aire ocurren en la mayoría de los pacientes y es debido a un aumento de la presión intramedular al introducir el cemento en la diáfisis femoral<sup>9,45</sup>. Aunque los animales se recuperan espontáneamente supone un riesgo vital importante. Se desconoce la "ratio" de morbilidad y mortalidad debido a esta causa<sup>11</sup>.

**La neuropraxia del ciático**, descrita por algunos autores como una complicación de las prótesis cementada, se debe a la reacción isotérmica del cemento PMMA que alcan-

za 95° C cuando polimeriza. La incidencia varía de 0 al 3%<sup>15</sup>. El riesgo es mayor cuando el cemento penetra la cortical interna del acetábulo. En general, la neuropraxia se resuelve espontáneamente en unas semanas<sup>9</sup>. Una técnica quirúrgica rigurosa sin manipular el ciático y un lavado constante con suero frío mientras polimeriza el cemento pueden evitar el problema<sup>9</sup>.

Existen casos descritos de **granulomas y tumores** relacionados con la colocación de la prótesis<sup>19,21</sup>. Boss describe 3 casos en medicina humana de granulomas necrotizantes, dos de los cuales correspondían a una pérdida aséptica de implante en prótesis de cadera cementadas y un caso a una prótesis de rodilla no cementada y lo atribuye a una reacción alérgica a iones metálicos liberados del implante<sup>46</sup>.

Freeman, describe la aparición de granulomas extraóseos en 6 casos, como manifestación a la pérdida aséptica del implante, y lo relaciona con virutas procedentes del implante<sup>47</sup>.

También está descrito un caso de un granuloma intrapélvico en el que la histopatología reveló material de PMMA en su interior<sup>20</sup>.

Otra patología que se relaciona con los implantes es el **infarto óseo**<sup>19</sup>. En un estudio de 110 prótesis se detectaron signos radiológicos de infarto femoral intramedular en 15, pero sin manifestar signos clínicos<sup>48</sup>. Se consideran factores predisponentes al infarto óseo, la edad (se da más en animales en que se ha colocado la prótesis antes de los 18 meses de edad) y la distancia entre el trocánter mayor y el foramen nutricional (cuanto más grande es la distancia, más posibilidades de infarto). Existe también la posibilidad de transformación del infarto óseo en tumor maligno<sup>48</sup>.

Marcellin-Little describe un caso de infarto de hueso medular a nivel de la metafisis femoral, después de colocar una prótesis, y el desarrollo posterior de un osteosarcoma, estableciendo que el infarto óseo es un factor predisponente al desarrollo del osteosarcoma<sup>19</sup>.

La asociación de osteosarcoma con prótesis implica que los implantes o sus bioproductos son carcinogénicos, pero dado el gran número de prótesis y la baja incidencia de osteosarcomas, ésta correlación puede ser solo coincidencia<sup>21</sup>.

En nuestra serie no hemos constatado ningún caso de embolia pulmonar, neuropraxia del ciático ni tumores relacionados con el implante.

Aunque la técnica quirúrgica, la cimentación y los materiales protésicos han mejorado mucho, algunos problemas relacionados con el cemento, como la pérdida aséptica del implante y la infección, persisten. A partir de 1970 aparecen las prótesis no cementadas, con el fin de evitar dichos problemas, y en Veterinaria los primeros estudios aparecen en 1980<sup>23</sup>.

En 100 casos de prótesis no cementada - Canine Porous Coated Anatomic, Howmedica, PCA<sup>®</sup> (46) diseñada en 1980- que basa la adherencia en el crecimiento óseo dentro del implante, menciona resultados satisfactorios en un 98%, pero el tiempo de seguimiento fue sólo de 3 meses. En una primera intervención hubo un 6% de complicaciones que, en una segunda revisión, se redujeron sólo a un 2%<sup>24</sup>. La mayo-

ria de las complicaciones se debían a fisuras y fracturas de la cortical femoral durante la implantación y desplazamientos del componente acetabular<sup>24, 49</sup>.

Otro estudio retrospectivo con el mismo modelo de prótesis no cementada en 50 casos, con un seguimiento de 6 años, fue satisfactorio en el 87% de los mismos<sup>23</sup>.

En el año 2003 se ha comercializado una prótesis no cementada derivada de la PCA<sup>(a)</sup>. Es la - BFX<sup>(b)</sup> - (Biological Fixation) o sistema de fijación biológica, cuyo vástago se compone de una aleación porosa de cobalto-cromo y el cótilo de titanio y polietileno. Constituye una indicación para la prótesis total de cadera y una alternativa en los casos de revisión de prótesis cementadas. Lógicamente, faltan estudios a medio y largo plazo<sup>22</sup>.

Otra prótesis no cementada es la desarrollada por la Universidad de Zurich a partir de 1993 - KYON / Zürich<sup>(c)</sup> - que sujeta el vástago mediante tornillos monocorticales y el

acetábulo mediante un sistema de presión. Un estudio multicéntrico de 655 prótesis durante el periodo 1999-2001 dio un 20% de complicaciones, siendo la más frecuente la luxación, seguida de fractura femoral, rotura del implante, movimiento del acetábulo e infecciones<sup>50</sup>.

Se procedió a crear una segunda generación de implantes y en un estudio de 650 prótesis colocadas en 2001 y 2002 las complicaciones fueron del 6.5% (luxación (3%), fractura femoral (1%), pérdida acetabular (1%), infección (1%), fractura acetabular (0.5%)), porcentaje de complicaciones comparable con las cementadas, pero se necesita procesar la información de un estudio multicéntrico más amplio que se está realizando<sup>50,51</sup>.

Un estudio doble-ciego en medicina humana de 250 casos, comparando prótesis cementadas y no cementadas, demuestra que no hay ninguna diferencia en cuanto a la incidencia de pérdida de implantes entre los dos tipos de prótesis, durante un seguimiento de 2 años<sup>8</sup>.

(a) PCA<sup>®</sup>. Canine Porous Coated Anatomic, Howmedica, New-Jersey, USA

(b) BFX<sup>®</sup>. Biomedtrix. Boonton, New-Jersey, USA

(c) KYON / Zürich<sup>®</sup>. Zurich, Suiza

## Title

### Total hip replacement with cemented prosthesis: A retrospective study of 65 cases

#### Summary

This study describes the evolution of 65 cemented hip prosthesis for total hip replacement (THR) performed in 58 dogs with severe and disabling coxofemoral osteoarthritis (OA) between January 1996 and April 2004. A bilateral total hip replacement was performed in 7 animals, although in different surgical procedures. Biomecanique<sup>®</sup> modular prosthesis was used in all cases. The follow-up period ranged from 6 weeks to 8 years. Clinical and radiological controls were performed one month, three months and annually postoperatively. Out of 65 THR, 10 were presented for complications, 3 of which resolved after a second surgical intervention yielding a total of 58 THR with satisfactory results (89%) out of 65. Complications consisted of: four luxations, three femoral fractures, one acetabular cup avulsion, one infection and one cementation problem. Most of these complications were correlated with the learning process.

**Keywords:** hip, prosthesis, dog.

#### Bibliografía

1. Conzemius MG., Vandervoort J. Total joint replacement in the dog. *Vet Clin North Amer. Small Anim* .2005;35: 1213-1231.
2. Hoefle WD. A surgical procedure for prosthetic total hip replacement in the dog. *J Am Anim Hosp Assoc* 1974;10: 269-276.
3. Perot F. ;Prothèse totale de la hanche à cupule rétentive chez le chien. *Prat Méd Chir Anim Cie*. 1985; 20 :123-128..
4. Parker R.B; Spencer C.P; Blomberg M.S.;Bietto W.;Rodkey W.G.: Canine total hip arthroplasty: a radiographic correlation of clinical results in 20 cases. *J Am Anim Hosp Assoc*.1984 ; 20: 105-112.
5. Paul H.A.;Bargar W.L. : A modified technique for canine total hip replacement. *J Am Anim Hosp Assoc* 1987; 2: 13-23
6. Olmstead ML : The canine Cemented Modular Total Hip Prótesis. *J Am Anim Hosp Assoc* 1995; 31: 109-124
7. Hunter, Dyce J.;Butkus L.; Olmstead M.L. Acetabular cup displacement after polyethylene-cement interface failure: a complication of total hip replacement in seven dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2003; 16: 99-104.
8. El-Warrak A.O.;Olmstead M.L.;Von Rechenberg B.;Auer J.A .A review of aseptic loosening in total hip arthroplasty. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2001; 14: 115-124
9. Salmon, S Barreau, P. Les complications des prothèses totales de la hanche : étude rétrospective sur 27 cas traités à l'aide d'une prothèse cimentée modulaire. *Prat Méd Chir Anim Cie*. 1999; 34: 234-246.
10. Cross AR, Newell S M, Chambers JN et al. : Acetabular component orientation as an indicator of implant luxation in Cemented Total Hip Arthroplasty. *Vet Surg* 2000; 29: 517-523.
11. Liska WD, Poteet BA : Pulmonary embolism associated with canine total hip replacement. *Vet Surg* 2003; 32: 178-186.

12. Skurla CP;James SP: Postmortem retrieved canine THR: femoral and acetabular component interaction. *Biomed Sci Instrum.* 2004; 40:255-260.
13. Cross, A R,Newell S M, Definition and Determination of Acetabular component in Cemented Total Hip Arthroplasty. *Vet Surg* 2000; 29: 507-517
14. Matis U.,Holz I Clinical experience and long-term results of the cemented Biomécanique hip. *Abstracts ESVOT-VOS*, 2003,
15. Masat B.J. Vasseur P.B. Clinical and radiographic results of total hip arthroplasty in dogs: 96 cases . *J Am Vet Med Assoc* .1994; 205: 448-454.
16. Liska, W D. Femur Fractures Associated with Canine Total Hip Replacement. *Vet Surg* 2004; 33: 164-172.
17. Massat B.J.: Artroplastia cementada total de la cadera canina. *Waltham Focus*. 1995 ; 5 : 21-31
18. Matis U. Cemented total hip replacement: experience in Germany with the Biomechanic prosthesis. *Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004*,pg.16,Munich
19. Marcellin-Little D.J.;De young D.J. Thrall D.E.; Merril C.L. Osteosarcoma at the site of bone infartation associated with total hip arthroplasty. *Vet Surg* 1999; 28: 54-60.
20. Palmisano MP, Dyce J, Olmstead ML: Extaosseous cement granuloma associated with total hip replacement in 6 dogs. *Vet Surg* 2003; 32: 80-90.
21. Murphy S.T.; Parker R.B.; Woodward J.C.: Osteosarcoma following total hip arthroplasty in a dog. *J Small Anim Pract.* 1997; 38: 263-267.
22. Marcellin-Little D.J., Roe S., DeYoung D.J. Development and principles of application of the canine BFX Cementless hip system. *Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004*,26-27, Munich
23. Marcellin-Little D.J, De Young B.A, Doyens D.H, De young D.J: Canine uncemented porous-coated anatomic total hip arthroplasty: results of a long term prospective evaluation of 50 consecutive cases. *Vet Surg* 1999; 28: 10-20.
24. DeYoung DJ, DeYoung BA, Aberman HA, Kenna RV, Hungerford DS: Implantation of an uncemented total hip prosthesis, Technique and initial results of 100 arthroplasties. *Vet Surg* 1992; 21: 188-177.
25. Olmstead ML.; Canine cemented total hip replacements: State of the art. *J Small Anim Pract.* 1995;36: 395- 399.
26. Font J. Closa J M<sup>o</sup>. Estudio retrospectivo de 65 prótesis de cadera cementadas en el perro. *IV Jornadas Gevo. Cádiz*,2004.
27. Bardet,J.F., Letournel, E. Prothèse totale de la hanche chez le chien. *Prat Méd Chir Anim Cie.* 1995; 30:555-559.
28. Bergh MS, Muir P, Markel MD, Manley PA: Femoral bone adaptation to stable long-term cemented total hip arthroplasty in dogs: *Vet Surg* 2004; 33: 214-220.
29. Bergh MS, Muir P, Markel MD, Manley PA: Femoral bone adaptation to unstable long-term cemented total hip arthroplasty in dogs: *Vet Surg* 2004; 33: 238-245.
30. Pozi A.,Kowalesky M.P.; Dyce J.; Jonson K.A. Treatment of traumatic coxo-femoral luxation by cemented total hip arthroplasty. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2004;17: 198-203.
31. Warnock J.J.;Dyce J.; Pooya H.; Schulz K.S.:Retrospective analysis of canine miniature total hip prosthesis. *Vet Surg* 2003; 32: 285-291.
32. Montgomery RD .Total hip arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia. *Vet Clin North Amer. Small Anim.* 1992;22: 703-719.
33. Ota J. ; Cook J. Et al Short-Term aseptic loosening of the femoral component in canine total hip replacement: Effects of cementing technique on cement mantle grade. *Vet Surg* 2005; 34: 345-352.
34. Liska W.D. Cemented total hip replacement: experience in USA with the Biomedtrix prosthesis. *Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004* , pg.15.Munich
35. Bardet J.F.;Matis U. La prothese totale cimentée de la hanche chez le chien :suivi post-opératoire de 100 prothèses Richards. *Prat Méd Chir Anim Comp.*1990; 25 : 457-462.
36. Schulz, K S. Application of Arthroplasty Principles of Canine Cemented Total Hip Replacement. *Vet Surg*, 2000; 29: 578-593.
37. Martinez S.A.Management of orthopaedic complications: Cemented total Hip Replacement Arthroplasty. *IV Jornadas Gevo. Cádiz*, 2004.
38. Pooya H.A.; Shulz K.S.;Wisner E.R.; Montavon P,Jackson J. Short term evaluation of dorsal acetabular augmentation in 10 canine total hip replacements. *Vet Surg.* 2003;32:142-152.
39. Jehn CT, Manley PA. The effects of femur and implant position on radiographic assessment of total hip femoral implants in dogs. *Vet Surg* 2002; 31:125-127.
40. Marcellin-Little D.J. Aseptic loosening after canine total hip arthroplasty. *Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004* ,6-8 Munich.
41. Edwards M.R.; Egger E.L.; Schwarz P.D.; : Aseptic loosening of the femoral implant after cemented total hip arthroplasty in dogs : 11 cases in 10 dogs (1991-1995). *J Am Vet Med Assoc* 1997; 221: 580-589.
42. Frankel D.J.;Pluhar E.,Skurla C.P.;Egger E.L.;James S.P. Radiografic evaluation of mechanically tested cemented total hip arthroplasty femoral components retrieved post-mortem. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2004;17: 216-224.
43. Skurla CP, Pluhar GE, Frankel DJ, Egger EL, James SP. Assessing the dog as a model for human total hip replacement. Analysis of 38 canine cemented femoral components retrieved at post-mortem. *J Bone Joint Surg* .2005;1: 120-127.
44. Lee KC; Kapatkin AS: Positive intraoperative cultures and canine total hip replacement risk , periprosthetic infection, and surgical success. *J Am Anim Hosp Assoc.*2000; 38: 271-278.
45. Otto K.; Matis U. Changes in cardiopulmonary variables and platelet count during anesthesia for total hip replacement in dogs. *Vet Surg* 1994;23: 266-273.
46. Boss J.H.;Shajrawi I.;Luria M.;Mendes D.G.Necrotizing granulomas within the periprosthetic tissues of cemented and cementless total arthroplasties. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1995; 8: 107-113
47. Freeman CB, Adin CA, Lewis DD, Ginn PE. Intrapelvic granuloma six years after total hip arthroplasty in a dog. *J Am Vet Med Assoc.* 2003;223:1446-1449.
48. Sebestyen P; Marcelline-Little D.J.; De Young A.B. Femoral infartation secondary to canine total hip arthroplasty. *Vet Surg* 2000; 29: 227-236.
49. De Young DJ.; Schiller R.A.; Radiographic criteria for evaluation of uncemented total hip replacement in dogs. *Vet Surg* 1992; 21: 88-89.
50. Boudrieau RJ. Cementless Zürich total hip arthroplasty : Multicentric study. *Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004*.21-25. Munich
51. Montavon PM, Tepic S. Preention and revision of perioperative and postoperative complications with Zürich cementless canine hip prosthesis.*Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004*.29-30. Munich
52. Bardet, J.F. Cemented total hip replacement: Experience in France with the Porte prosthesis. *Proceedings of Total Hip Replacement Seminar. ESVOT 2004*. pg. 14.Munich