

January 2008

Prótesis coxofemoral en caninos: reacción tisular y métodos de evaluación radiográfica

Sergio Andrés Arias Serrato

Universidad de La Salle, sergioariasserrato@yahoo.com

Cleuza María de Faria Rezende

Universidad Federal de Minas Gerais, cleuzaufmg@gmail.com

Giovana de Lima Toccafondo Vieira

Universidad Federal de Minas Gerais, gitoccafondo@hotmail.com

Leonel Alexander Cardona

Universidad de La Salle, lcardona@lasalle.edu.co

Follow this and additional works at: <https://ciencia.lasalle.edu.co/mv>

Citación recomendada

Arias Serrato SA, de Faria Rezende CM, Toccafondo Vieira G y Cardona LA. Prótesis coxofemoral en caninos: reacción tisular y métodos de evaluación radiográfica. *Rev Med Vet.* 2008;(15): 9-19.

This Artículo de Investigación is brought to you for free and open access by the Revistas científicas at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in Revista de Medicina Veterinaria by an authorized editor of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

Prótesis coxofemoral en caninos: reacción tisular y métodos de evaluación radiográfica

Sergio Andrés Arias Serrato* / Cleuza María de Faria Rezende**
Giovana de Lima Toccafondo Vieira*** / Leonel Alexander Cardona****

RESUMEN

El uso de prótesis coxofemorales en el canino viene constituyendo una de las técnicas más utilizadas y eficientes en el tratamiento de pacientes con displasia coxofemoral. Las complicaciones consecuentes de su uso son generalmente diagnosticadas mediante la ayuda de la radiología y radican en los materiales utilizados y la reacción de los tejidos hacia el implante. La remodelación ósea, osteoporosis, las fracturas y el desprendimiento aséptico son las reacciones tisulares más comúnmente encontradas en los pacientes sometidos a la técnica quirúrgica. En este trabajo son revisadas las diferentes manifestaciones radiológicas de caninos hacia los implantes coxofemorales y el método de evaluación radiográfico en el postoperatorio de pacientes implantados con la prótesis coxofemoral.

Palabras clave: prótesis coxofemoral, canino, reacción tisular, evaluación radiográfica.

COXAL-FEMORAL PROSTHESIS IN DOGS: TISSUE REACTION AND X-RAY EVALUATION METHODS

ABSTRACT

The use of coxofemoral prostheses in dogs has been one of the most preferred and efficient methods to treat coxofemoral dysplasia. Complications are frequently diagnosed by radiology and they are due to either material fabrication or host tissue reaction. Bone remodeling, osteoporosis, fractures and aseptic loosening are the common tissue reactions found in patients that have undergone implantation. This study reviews the different radiographic manifestations against coxofemoral implants and the X-Ray evaluation method in the post operative period of coxofemoral implanted canine patients.

Key words: Coxofemoral prostheses, canine, tissue reaction, X-Ray evaluation.

* Médico Veterinario de la Universidad de La Salle. Internado en Cirugía de Pequeños Animales de la Universidad de Buenos Aires U.B.A. MSc. en Medicina y Cirugía Veterinaria de la Universidad Federal de Minas Gerais UFMG (Brasil). PhD. en Ciencia Animal de la UFMG. Profesor Asistente del Departamento de Medicina y Cirugía de Pequeños Animales de la Universidad de La Salle. Correo electrónico: sergioariasserrato@yahoo.com

** Médico Veterinario de la Universidad Federal de Minas Gerais. MSc. en Medicina y Cirugía Veterinaria de la Universidad Federal de Minas Gerais UFMG (Brasil). PhD. en Cirugía Veterinaria de la Universidad de Hannover (Alemania). Profesor adjunto del Departamento de Clínica y Cirugía Veterinarias de la UFMG. Correo electrónico: cleuzaufmg@gmail.com

*** Médico Veterinario de la Universidad Federal de Minas Gerais. Especialista en Comportamiento Animal de la FEAD Belo Horizonte (Brasil). MSc. en Medicina y Cirugía Veterinaria de la Universidad Federal de Minas Gerais UFMG (Brasil). Correo electrónico: gitoccafondo@hotmail.com

**** Médico Veterinario de la Universidad de La Salle. MSc. en Medicina y Cirugía Veterinaria de la Universidad Austral de Chile. Profesor Asistente del Departamento de Medicina y Cirugía de Pequeños Animales de la Universidad de La Salle. Correo electrónico: lcardona@lasalle.edu.co

Fecha de recepción: 7 de febrero de 2008.

Fecha de aprobación: 3 de marzo de 2008.

INTRODUCCIÓN

Las afecciones que comprometen la articulación coxofemoral canina son frecuentes, llevando a una articulación no funcional irreparable (Massat, 1995). En la práctica ortopédica veterinaria, la displasia coxofemoral ha sido la alteración más común en diversas razas, llegando a ser aproximadamente hasta el 25% de los casos presentados en la clínica ortopédica (Richardson, 1992). La displasia coxofemoral es caracterizada por la inestabilidad de la articulación en animales inmaduros, que posteriormente resulta en mala articulación y, consecuentemente, en el desenvolvimiento de la enfermedad articular degenerativa (Manley, 1993). Los tratamientos sugeridos para la displasia coxofemoral varían de acuerdo a la edad del paciente, la condición patológica de la articulación, el grado de función deseada del paciente y la capacidad financiera del propietario (Manley, 1993). Los principales procedimientos quirúrgicos utilizados para el control de la enfermedad son osteotomía triple pélvica, osteotomía intertrocantérica, excisión artroplástica de la cabeza y cuello femorales y la prótesis total de la articulación (Fossum *et al.*, 1997). Estos procedimientos son caracterizados como preventivos (osteotomía intertrocantérica y osteotomía triple pélvica) y de salvación (excisión artroplástica y prótesis coxofemoral total) (Manley, 1993). En aproximadamente 82% de los pacientes que son sometidos al reemplazo total de la articulación mediante prótesis total coxofemoral la causa es debida a la displasia coxofemoral (Montgomery *et al.*, 1992).

El reemplazo total de cadera es una de las técnicas más efectivas en el tratamiento de alteraciones de la articulación coxofemoral canina y principalmente en la displasia coxofemoral canina. Sin embargo, aun con las ventajas relatadas del tratamiento con prótesis, existen complicaciones inherentes al uso de esta técnica quirúrgica. Consecuente al desarrollo de industrias latinoamericanas de biomateriales, la

disponibilidad y uso de implantes coxofemorales se ha incrementado, existiendo la necesidad de actualización en esta área y conocimiento de las posibles manifestaciones radiográficas y reacciones tisulares a este implante.

El objetivo de esta revisión es describir las reacciones tisulares a los implantes coxofemorales y revisar los métodos de evaluación radiográfica postoperatoria, así como las posibles manifestaciones radiográficas de la técnica quirúrgica de prótesis coxofemoral en caninos.

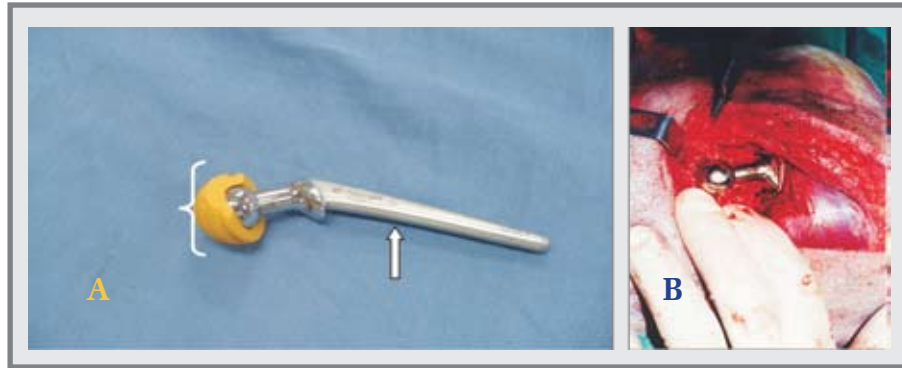
HISTÓRICO DE PRÓTESIS COXOFEMORALES

Se cree que el primer reemplazo coxofemoral fue realizado por Gluck en 1890, consistiendo en una prótesis con cabeza y cavidad de marfil y cuyo material empleado como cemento permanece desconocido (Shands, 1975). Por su parte, Delbet en 1919 empleó una prótesis de caucho con la finalidad de cubrir la articulación coxofemoral. Posteriormente, Grooves en Inglaterra, sustituyó la cabeza femoral utilizando nuevamente marfil (Shands, 1975). En 1930, Venable y Struck, demostraron las propiedades no reactivas del vitalium (Shands, 1975). En 1938 Wiles en Londres, implantó prótesis de acero inoxidable en pacientes afectados por la enfermedad de Still, describiendo por primera vez la técnica de implantación de prótesis coxofemoral en el humano (Amstutz, 1975; Shands, 1975). Los reportes de Wiles en 1950 no eran satisfactorios debido al aflojamiento en la interface implante-hueso en el período de postoperatorio tardío (Amstutz, 1975). En caninos, Hoefle (1974) fue uno de los primeros a relatar la ejecución de la prótesis total coxofemoral (PTC), utilizando el modelo de Richards -Toronzo. Este tipo de prótesis utilizaba cemento óseo de polimetilmetacrilato (PMMA) para la fijación del componente acetabular y femoral. La prótesis fue confeccionada en acero inoxidable y la cabeza protética era fija y compuesta de polietileno de alta densidad (Hoefle, 1974). Los

componentes esenciales de una prótesis coxofemoral modular incluyen el vástago femoral, el componente

acetabular (acetábulo protésico), la cabeza protética y el cemento ortopédico (Arias, 2006) (Figura 1).

FIGURA 1. PRÓTESIS MODULAR CANINA MODELO ARGENTINO. A) VÁSTAGO FEMORAL (FLECHA), COMPONENTE ACETABULAR (CORCHETE), B) VISIÓN INTRAOPERATORIA DE LA PRÓTESIS IMPLANTADA.



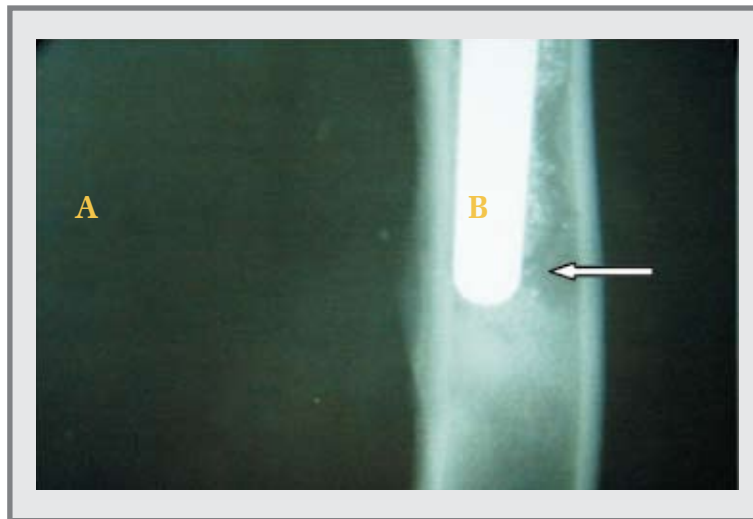
REACCIÓN TISULAR A IMPLANTES COXOFEMORALES

Los biomateriales más frecuentemente utilizados en la fabricación de prótesis coxofemorales en humanos y caninos incluyen polímeros (polietileno de ultra alta densidad, polimetilmetacrilato), cerámicas (hidroxiapatita, alumina, zirconia) y metales (acero inoxidable, titanio y cobalto cromo). Las complicaciones consecuentes de su empleo son fundamentalmente la adaptación del tejido receptor a la disparidad de las fuerzas biomecánicas provenientes del implante y la reacción del mismo a los biomateriales utilizados (Katti, 2004; Sargeant & Goswami, 2006). Como parte de las complicaciones observadas como respuesta a la implantación se han observado osteoporosis, remodelación ósea y el desprendimiento del implante sin evidencia de infección (desprendimiento aséptico) como las más importantes causas de falla en la colocación de prótesis coxofemorales caninas (Edwards *et al.*, 1997; VanEnkevort, 1999; El-Warrak *et al.*, 2004).

La osteoporosis y remodelación ósea tienen estrecha relación con los materiales metálicos utilizados para producir las prótesis, los cuales presentan propiedades biomecánicas y estructurales diferentes a las normales

del hueso (Sumner *et al.*, 1998; Katti, 2004), llevando a la remodelación ósea cuando estos mismos son implantados (DeYoung & Schiller, 1992; Bergh *et al.*, 2004, Bergh *et al.*, 2004a). El proceso conocido como “stress shielding” o estrés de protección puede ayudar a entender estas alteraciones observadas. El estrés de protección se entiende como aquel que ocurre sobre el hueso adyacente a los implantes ortopédicos y en el cual existe reducción de las fuerzas mecánicas transferidas al hueso, lo que lleva a la reabsorción ósea y osteoporosis (Sumner *et al.*, 1998). En el caso de prótesis coxofemorales, existe alteración en la distribución de las fuerzas a las cuales el fémur está usualmente adaptado, resultando en transferencia de las fuerzas hacia el implante y principalmente hacia el extremo distal del vástago femoral. De esta forma, el proceso de estrés de protección ocurre en la región proximal del fémur, ocasionando osteoporosis en esta región, a su vez las fuerzas de tensión aumentan en la punta del vástago femoral transfiriéndose la mayoría de la fuerza en este punto (Figura 2), lo cual se manifiesta como la reacción de pedestal en la cortical aledaña al extremo distal del vástago (Arias, 2006). La implantación del vástago en esta región lleva a la consecuente remodelación ósea y fisuras en el hueso cortical distal que se encuentra alrededor del extremo distal del vástago (Pernell *et al.*, 1994; Sumner *et al.*, 1998; Liska, 2004).

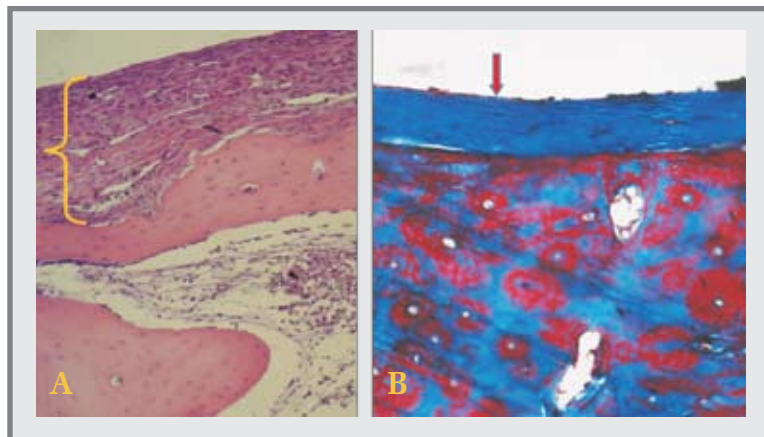
FIGURA 2. RADIOGRAFÍA DE CANINO IMPLANTADO CON PRÓTESIS COXOFEMORAL. A) INCIDENCIA MEDIO-LATERAL OBLICUA DE LA PELVIS MOSTRANDO EL VÁSTAGO FEMORAL IMPLANTADO EN POSICIÓN CAUDAL, B) ACERCAMIENTO DEL EXTREMO DISTAL DEL VÁSTAGO, SE OBSERVA REACCIÓN PERIOSTEAL LAMELAR (REACCIÓN DE PEDESTAL) EN EL HUESO ADYACENTE Y LÍNEA DE RADIOLUCENCIA EN LA PORCIÓN CRANEAL DEL VÁSTAGO (FLECHA).



Cuando son utilizadas prótesis cimentadas, el desprendimiento aséptico es una de las complicaciones a largo plazo y motivo de preocupación del ortopedista, ya que este tipo de prótesis es más relacionada con el desprendimiento aséptico, en el cual se cree que la reacción al cemento es un importante factor

causador (Montgomery *et al.*, 1992). La formación de interface fibrosa entre el cemento y el hueso es la característica histológica de las prótesis que utilizan cemento óseo como material de adhesión y cohesión con el hueso receptor (Figura 3) (Hardy *et al.*, 1999; Sargeant & Goswami, 2006).

FIGURA 3. VISIÓN MICROSCÓPICA DEL TEJIDO DE INTERFACE TOMADO DEL FÉMUR DE ANIMALES IMPLANTADOS CON PRÓTESIS TOTAL COXOFEMORAL CIMENTADA. A) SE OBSERVA TEJIDO CONJUNTIVO CON PRESENCIA DE FIBROBLASTOS Y FIBROCITOS (CORCHETE). EN LA PARTE INFERIOR DE LA LÁMINA SE OBSERVA TEJIDO ÓSEO. H&E, 10X, B) SE OBSERVA TEJIDO FIBROSO CON PREDOMINANCIA DE FIBROCITOS EN LA PARTE SUPERIOR (FLECHA ROJA) Y EN LA INFERIOR TEJIDO ÓSEO, TRICRÓMICO DE MASSON, 10X.



Se cree que las partículas de polietileno generadas por el roce constante de la cabeza protética de metal contra el componente acetabular pueden alojarse en esta interface, provocando reacción inflamatoria, llevando a la reabsorción ósea y formación de tejido similar al de la membrana sinovial (Sargeant & Goswami, 2006). Las partículas de polietileno en la interface promueven la activación de macrófagos que por su vez estimulan a los linfocitos T desencadenando una reacción de hipersensibilidad tipo IV (Sargeant & Goswami, 2006a; Anderson *et al.*, 2001). Así mismo, los mediadores de la inflamación llevan al proceso de apoptosis, necrosis y finalmente reabsorción ósea (Sargeant & Goswami, 2006a).

Muestras histológicas retiradas de la interface de pacientes humanos que sufrieron desprendimiento aséptico revelaron la formación de tejido compuesto por gran cantidad de células gigantes y macrófagos en un estroma de tejido conjuntivo con áreas de reabsorción ósea activa (Jasty *et al.*, 1992; Huo *et al.*, 1992). En el desprendimiento aséptico, el hueso que se encuentra en contacto con el cemento sufre erosión y degradación enzimática, consecuente tanto de la producción de sustancias originadas por la membrana sinovial de la articulación coxofemoral como lo son la prostaglandina E2, las colagenasas y el factor de necrosis tumoral, así como por las partículas de polietileno encontradas en la interface hueso-componente femoral y causadas por el desgaste del componente acetabular ya citado.

Se relatan las partículas de polietileno como las principales promotoras y causadoras de la reacción granulomatosa, la producción de enzimas y consecuentemente del desprendimiento aséptico del implante. Edwards *et al.* (1997) describieron el desprendimiento aséptico en 11 de 152 prótesis cementadas implantadas en caninos. El desprendimiento aséptico se manifiesta clínicamente con claudicación moderada y radiológicamente con reacción periosteal asimétrica a lo largo de la diáfisis femoral (Figura 4) y aumento del área de radiolúcida próxima al implante (Edwards *et al.*, 1997).

FIGURA 4. A) INCIDENCIA RADIOGRÁFICA MEDIO LATERAL DE CANINO IMPLANTADO CON PRÓTESIS COXOFEMORAL CIMENTADA, SE OBSERVA REACCIÓN PERIOSTEAL EN LA CORTICAL CAUDAL DEL FÉMUR, B) INCIDENCIA RADIOGRÁFICA MEDIO CRÁNEO-CAUDAL DE CANINO IMPLANTADO CON PRÓTESIS COXOFEMORAL CIMENTADA, SE OBSERVA REACCIÓN PERIOSTEAL BILATERAL LAMELAR Y REMODELACIÓN ÓSEA COMO CONSECUENCIA DE DESPRENDIMIENTO ASÉPTICO



EVALUACIÓN RADIOGRÁFICA DE PRÓTESIS COXOFEMORALES

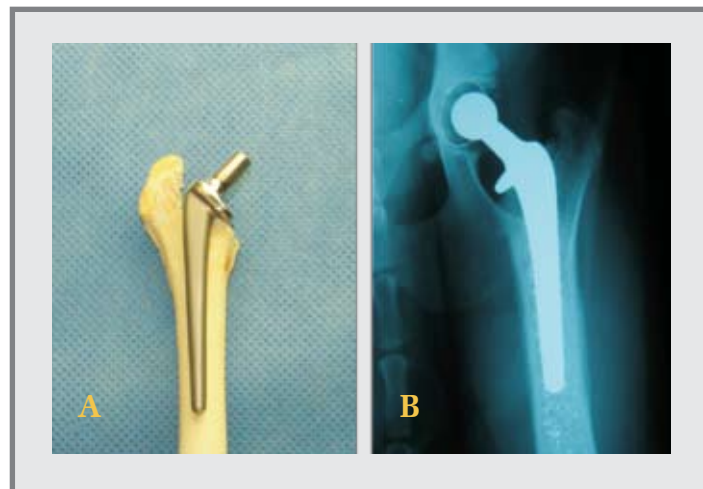
La evaluación radiográfica de prótesis coxofemorales en los caninos empieza una vez el implante es colocado. Tópicos como la posición del vástago femoral y componente acetabular, grosor de la capa de cemento son usualmente evaluados. Cuando son utilizadas prótesis cementadas, la presencia de una línea radiolúcida alrededor del vástago femoral es usualmente evidente y constituye un hallazgo normal. Esta característica es más evidenciada en prótesis que utilizan cemento como forma de fijación, sin embargo, también ha sido descrita en prótesis no cementadas (DeYoung & Schiller, 1992). En el caso de prótesis cementadas y cuando se está analizando la radiografía postquirúrgica, es necesario tener en cuenta que la capa de cemento debe tener un mínimo de 2 mm de espesura (Wylie *et al.*, 1997). La línea de radiolucencia no debe aumentar con el paso del tiempo, debiendo mantenerse en la misma grosura a través

del tiempo. Si aumenta y se asocia con claudicación del paciente puede sospecharse el desarrollo del desprendimiento aséptico de la prótesis (Arias, 2006).

Bajo circunstancias ideales, las prótesis coxofemorales deben reproducir los movimientos de la articulación coxofemoral (Harkess, 1996). Esta condición es determinada por la posición del vástago femoral en el fémur y por las características de la prótesis como lo son la altura vertical, la excentricidad entre

la parte medial de la cabeza protésica y el vástago, y la anteversión del cuello femoral (Harkess, 1996). La posición del vástago femoral puede entonces ser determinada radiográficamente en las incidencias ventro-dorsal y medio-lateral. En ambas incidencias es trazada una línea paralela al eje diafisario del fémur y otra línea paralela al eje del vástago. La posición del vástago es neutra cuando estas dos líneas son congruentes, obviamente sin la formación de ángulo entre ellas (Figura 5).

FIGURA 5. POSICIONAMIENTO NEUTRAL DEL VÁSTAGO FEMORAL EN EL FÉMUR. A) FÉMUR DISECADO Y SUPERPOSICIÓN DE VÁSTAGO FEMORAL EN POSICIÓN CORRECTA DE INSERCIÓN, B) INCIDENCIA VENTRO DORSAL DE PELVIS MOSTRANDO POSICIÓN NEUTRAL DEL VÁSTAGO FEMORAL DE PRÓTESIS COXOFEMORAL.



En la incidencia medio-lateral el vástago puede presentarse en una posición caudal, si la región proximal del vástago se encuentra inclinada cranealmente y la extremidad distal de la misma en dirección caudal (Figura 2A). La posición es craneal si el vástago en la región proximal está dirigido para caudal con su extremidad distal en dirección craneal. En la incidencia ventro-dorsal de la pelvis, la prótesis puede situarse en posición neutra, en varus o en valgus. La posición de “varus” se observa cuando la región proximal del vástago se encuentra dirigida medialmente en relación a la pelvis y la extremidad distal, lateralmente (Figura 4B); la posición de “valgus” cuando la región proximal se encuentra dirigida hacia lateral y la extre-

midad distal en dirección medial (Wylie *et al.*, 1997; Schulz *et al.*, 1998; Jehn *et al.*, 2003).

La posición “varus” disminuye el espesor de la capa de cemento en la superficie endosteal lateral, llevando al aumento del estrés en la región, quiebra del cemento y aflojamiento posterior a la implantación. La migración distal del vástago dentro del canal femoral también puede ocurrir y es determinada comparando dos radiografías en la misma incidencia radiográfica. Es esperado que esta migración no ultrapase de 3 mm hacia el interior de la cavidad medular del fémur como resultado de la comparación (Schulz, 2000).

En el fémur normal las fuerzas de compresión en la superficie medial son mayores en las regiones proximal y distal del hueso y las fuerzas de tracción inciden principalmente en la superficie lateral del tercio medio del fémur. La implantación de prótesis en posición neutra altera la distribución de las fuerzas, tendiendo a ser mayores las fuerzas de tracción que las compresivas en la superficie medial del tercio proximal del fémur. Aun así, el posicionamiento neutral con un cubrimiento adecuado del canal medular es el más compatible con las fuerzas de distribución normal. Generalmente, el hueso remodela bajo el excesivo aumento de las fuerzas de tracción resultando en reabsorción ósea, osteolisis e hipertrofia cortical. Las fuerzas de compresión favorecen la osteogénesis periosteal y endosteal llevando a la producción de hueso (Dogan *et al.*, 1991; DeYoung & Schiller, 1992; Pernell *et al.*, 1994). Los posicionamientos del vástago femoral en posición de varus o valgus alteran la biomecánica normal del hueso llevando a la remodelación ósea observada después de colocado el implante (Arias, 2006).

La posición del componente acetabular canino también puede ser determinado en las radiografías postoperatorias, teniendo como referencia el aro radiopaco del componente (Cross *et al.*, 2000). Para determinar la posición del componente acetabular son descritos tres planos radiográficos de orientación del mismo, correspondiendo a tres ángulos de posicionamiento: ángulo de abertura lateral, ángulo de inclinación y ángulo de retroversión (Cross *et al.*, 2000; Dyce *et al.*, 2001). El ángulo de abertura lateral es determinado en la incidencia ventro-dorsal, en esta se miden primero los diámetros mayor (a) y menor (b) del aro del componente acetabular (Figura 6), aplicando la fórmula $\theta = a/b \cos^{-1}$. Dyce *et al.* (2000) reportaron correlación estadística entre la incidencia de luxación de la prótesis y ángulos de abertura lateral del componente acetabular superiores a 60 grados, siendo que 45 grados es el grado de abertura lateral recomendado.

FIGURA 6. RADIOGRAFÍA Y REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE LA MEDICIÓN DEL ÁNGULO DE ABERTURA LATERAL EN LA INCIDENCIA RADIOGRÁFICA VENTRO-DORSAL DE CANINO CON PRÓTESIS COXOFEMORAL. A) INCIDENCIA RADIOGRÁFICA VENTRO-DORSAL DE CANINO CON PRÓTESIS COXOFEMORAL MOSTRANDO EL ARO PROTÉTICO Y VÁSTAGO FEMORAL, B) ILUSTRACIÓN DE LAS MEDIDAS PARA DETERMINACIÓN DEL ÁNGULO DE ABERTURA LATERAL DEL COMPONENTE ACETABULAR.



El ángulo de inclinación (Figura 7) es determinado en la radiografía medio-lateral entre una línea (eje) que une el ala del ílion y la tuberosidad isquiática (línea número 1, Figura 7A) y otra paralela al diámetro mayor del aro acetabular protético (línea número 2, Figura 7A). El ángulo de retroversión (Figura 8)

es determinado en la incidencia ventro-dorsal de la pelvis y es obtenido trazándose una línea que divide la pelvis en dos mitades (eje pelviano) y otra paralela al diámetro mayor del aro acetabular protético (De-Young & Schiller, 1992; Dyce *et al.*, 2001).

FIGURA 7. REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE LA MEDICIÓN DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN DEL COMPONENTE ACETABULAR DE PRÓTESIS COXOFEMORAL CANINA. A) ÁNGULO DE INCLINACIÓN FORMADO POR EL EJE COXAL-ISQUIÁTICO (NÚMERO 1) Y EJE DEL COMPONENTE ACETABULAR (NÚMERO 2), B) RADIOGRAFÍA EN INCIDENCIA MEDIO-LATERAL OBLICUA QUE MUESTRA EL ARO DEL COMPONENTE ACETABULAR.

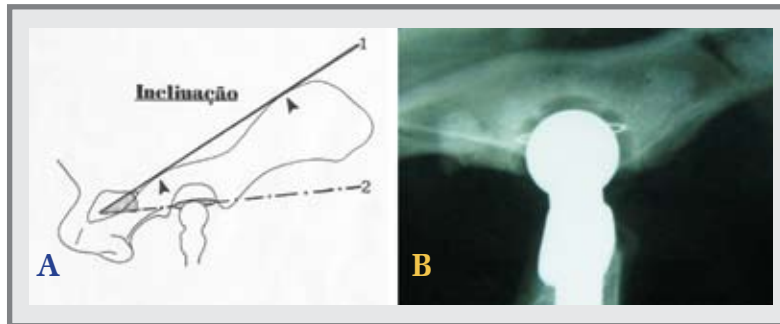


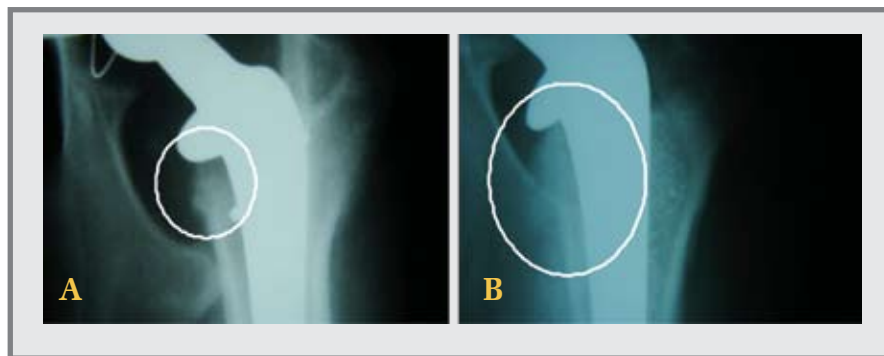
FIGURA 8. REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE LA MEDICIÓN DEL ÁNGULO DE RETROVERSIÓN DEL COMPONENTE ACETABULAR DE PRÓTESIS COXOFEMORAL CANINA. A) B) ÁNGULO DE RETROVERSIÓN FORMADO POR EL EJE SAGITAL DE LA PELVIS (NÚMERO 1) Y EL EJE DEL COMPONENTE ACETABULAR (NÚMERO 2) B) INCIDENCIA VENTRO DORSAL DE PELVIS ILUSTRANDO LA POSICIÓN DEL ARO ACETABULAR.



DeYoung&Schiller(1992)describieronelarredondamiento medial del fémur proximal (Figura 9), hipertrofia del hueso esponjoso, atrofia cortical, proliferación periosteal, hipertrofia cortical, formación endosteal, hipertrofia del

cuello medial y la formación heterotópica de hueso como criterios para la evaluación radiológica cualitativa de la remodelación ósea en el postoperatorio de caninos con prótesis coxofemoral no cementada.

FIGURA 9. ARREDONDAMIENTO DEL CUELLO MEDIAL OSTECTOMIZADO EN PACIENTE IMPLANTADO CON PRÓTESIS TOTAL COXOFEMORAL. A) INCIDENCIA VENTRO-DORSAL DE PELVIS INMEDIATAMENTE DESPUÉS DE LA CIRUGÍA, SE EVIDENCIA EL BORDE RECTO DEL CUELLO FEMORAL OSTECTOMIZADO (CÍRCULO), B) INCIDENCIA VENTRO-DORSAL DE PELVIS 120 DÍAS DESPUÉS DE LA CIRUGÍA, SE EVIDENCIA EL BORDE REMODELADO Y ARREDONDAMIENTO DEL CUELLO FEMORAL OSTECTOMIZADO (CÍRCULO).



El arredondamiento medial del cuello fue descrito como la disminución de la espesura de la cortical proximal medial y alteración de la forma aguda del área de osteotomía del cuello y la hipertrofia del hueso esponjoso como el aumento de la densidad del

hueso adyacente al implante (Figura 9b), la atrofia cortical como la disminución de la espesura y/o densidad del hueso cortical, la hipertrofia cortical como el aumento de la espesura y/o densidad del hueso cortical.

BIBLIOGRAFÍA

- Amstutz, H. "Sustitución total de la cadera". *Cirugía de Cadera*. Buenos Aires: Panamericana, 1975.
- Anderson, G.; Orlando, K. y Wadell, J. "Synovitis subsequent to total hip arthroplasty with and without hydroxyapatite coatings: A study in dogs". *Veterinary Surgery* 30. (2001): 311-318.
- Arias. S. "Avaliação de desempenho de prótese coxofemoral total de aço ASTM F-138 recoberta com fosfato de cálcio bifásico em cães". Tesis. Doctorado em ciência animal. Universidade federal de Minas Gerais, 2006.
- Bergh, M.; Muir, P.; Markel, M. *et al.* "Femoral bone adaptation to unstable long-term cemented total hip arthroplasty in dogs". *Veterinary Surgery* 33. (2004): 238 - 245.
- Bergh, M.S.; Muir, P.; Markel, M. *et al.* "Femoral bone adaptation to stable long-term cemented total hip arthroplasty in dogs". *Veterinary Surgery* 33. (2004 a): 214 - 220.
- Cross, A.R.; Newell, S.; Chambers, J.; Schultz, K. *et al.* "Acetabular component orientation as an indicator of implant luxation in cemented total hip arthroplasty". *Veterinary Surgery* 29. (2000): 517 - 523.
- DeYoung, D.; Schiller, R. "Radiographic criteria for evaluation of uncemented total hip replacement in dogs". *Veterinary Surgery* 21. 2. (1992): 88-98.
- Dogan, S.; Manley, R.; Vanderby, R. "Canine intersegmental hip joint forces and moments before

- and after cemented total hip replacement". *Clinical Biomechanics* 24. 6. (1991): 397 - 407.
- Dyce, J.; Wisner, E.R.; Wang, Q. *et al.* "Evaluation of risk factors for luxation after total hip replacement in dogs". *Veterinary Surgery* 29. (2000): 524 - 532.
- Dyce, J.; Wisner, E.; Schrader, S. *et al.* "Radiographic evaluation of acetabular component position in dogs". *Veterinary Surgery* 30. (2001): 28 - 39.
- Edwards, M.; Egger, E.; Scharz, P. "Aseptic loosening of the femoral implant after cemented total hip arthroplasty in dogs: 11 cases in 10 dogs (1991-1995)". *Journal of the American Veterinary Medical Association* 211. (1997): 580 - 586.
- El-Warrak, A.; Olmstead, M.; Apelt, D. *et al.* "An animal model for interface tissue formation in cemented hip replacements". *Veterinary Surgery* 33. (2004): 495 - 504.
- Fossum, T.; Hedlund, C.; Hulse, D. *et al.* Hip dysplasia, *Small Animal Surgery*, Saint louis: Mosby, 1997.
- Hardy, D.; Frayssinet, P; Krallis, P. *et al.* "Histopathology of a well functioning hydroxyapatite-coated femoral prosthesis after 52 months". *Acta orthopedic Belgium* 1. 1999: 72 - 82.
- Harkess, J.W. "Artroplastia do quadril". *Cirurgia Ortopédica de Campbell*. (8 ed.). São Paulo: Manole, 1996.
- Hoefle, W. "A surgical procedure for prosthetic total hip replacement in the dog". *Journal of the American Animal Hospital Association* 10. (1974): 269 - 276.
- Huo, M.; Salvati, E.; Lieberman, J. *et al.* "Metallic debris in femoral endosteolysis in failed cemented total hip arthroplasties". *Clinical Orthopaedics and Related Research* 276. (1992): 157 - 159.
- Jasty, M.; Jiranek, W.; Harris, W. "Acrylic fragmentation in total hip replacements and its biological consequences". *Clinical Orthopaedics and Related Research* 285. (1992): 116 - 127.
- Jehn, C.; Bergh, M.; Manley, P. "Orthogonal View Analysis for evaluating the femoral component position of total hip implants in dogs using postoperative radiographs". *Veterinary Surgery* 32. (2003): 134 - 141.
- Katti, K. "Biomaterials in total joint replacement", *Colloids and Surfaces B* 39. (2004): 133 - 142.
- Liska, W. "Femur fractures associated with canine total hip replacement". *Veterinary Surgery* 33. (2004): 164 - 172.
- Manley, P. "The hip joint". *Textbook of Small Animal Surgery*. (2 ed.). Philadelphia: Saunders, 1993.
- Massat, B. "Artroplastía cementada total de la cadera canina". *Waltham Focus* 5. (1995): 21 - 31.
- Montgomery, R.; Milton, J.; Pernell, R. *et al.* "Total hip arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia". *Veterinary Clinics of North America* 22. (1992): 703-719.
- Pernell, R.; Gross, R.; Milton, J. *et al.* "Femoral strain distribution and subsidence after physiological loading of a cementless canine femoral prosthesis: the effects of implant orientation, canal fill, and implant fit". *Veterinary Surgery* 23. (1994): 503 - 518.
- Richardson, D. "The role of nutrition in canine hip dysplasia". *The Veterinary Clinics of North America* 22. (1992): 529 - 540.
- Sargeant, A.; Goswami, T. "Hip implants: paper VI. Ion concentrations". *Materials & Design*, (in press), 2006.
- Sargeant, A.; Goswami, T. "Hip implants: paper V. physiological effects". *Materials & Design* 27. (2006a): 287 - 307.
- Schulz, K. ; Vasseur, P. ; Stover, S. *et al.* "Transverse plane evaluation of the effects of surgical

- technique on stem positioning and geometry of reconstruction in canine total hip replacement". *American Journal of Veterinary Research* 59. (1998): 1071 - 1079.
- Schulz, K. "Application of arthroplasty principles to canine cemented total hip replacement". *Veterinary Surgery*, 29. (2000): 578-593.
- Shands, A. "Hitos históricos de la moderna cirugía de la articulación de la cadera". *Cirugía de Cadera*. Buenos Aires: Panamericana, 1975.
- Sumner, D.; Turner; T.; Igloria; R. *et al.* "Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness". *Journal of Biomechanics* 31. (1998): 909 - 917.
- Wylie, K.; DeYoung, D.; Drost, W. "The effect of surgical approach on femoral stem position in canine cemented total hip replacement". *Veterinary Surgery* 26. (1997): 62 - 66.
- VanEnkevort, B.; Markel, M.; Manley, P. "Alterations in bone remodeling in the femur after medullary reaming and cemented hip arthroplasty". *The American Journal of Veterinary Research* 60. (1999): 922 - 928.