

PROTESI TOTALE D'ANCA NON CEMENTATA NEL CANE: APPLICAZIONE CLINICA DEL "MODELLO ZURIGO" IN 140 CASI

ALDO VEZZONI *Med. Vet., SpCPA, Dipl. ECVS¹*

STEFANIA OROPALLO *Med. Vet.²*

LUCA VEZZONI *Med. Vet.¹*

FILIPPO MARIA MARTINI *Med. Vet.³*

BRUNO PEIRONE *Med. Vet., Prof. Ass.²*

¹*Clinica Veterinaria, Cremona*

²*Dip Patologia Animale, Università degli Studi di Torino*

³*Dip Salute Animale, Università degli Studi di Parma*

Riassunto

Lo scopo di questo studio clinico è stato quello di testare l'efficacia, la tollerabilità, la riproducibilità e l'incidenza di complicazioni nell'applicazione nel cane di una particolare protesi d'anca, il modello Zurigo, dalle caratteristiche innovative. Questa protesi non cementata si basa su un principio originale di fissazione immediata dello stelo femorale con viti bloccate e della coppa acetabolare per press-fit, seguita poi da una fissazione permanente per osteointegrazione degli impianti. Sono stati inseriti nello studio solo i casi effettuati da gennaio 2002, dopo l'introduzione sul mercato del modello definitivo di questa protesi. Nel periodo compreso tra gennaio 2002 e dicembre 2004 sono state applicate 140 protesi su 110 cani affetti da grave instabilità articolare o da coxartrosi invalidante, dovute nel 97% dei casi a displasia dell'anca grave, seguiti con controlli effettuati a distanza di almeno un anno. Sono state riscontrate 15 complicazioni post-operatorie (10,7%), di cui 14 (93,3%) sono state risolte positivamente e solo una (6,6% delle complicazioni e 0,7% del totale dei casi) ha richiesto invece la rimozione degli impianti. I risultati ottenuti hanno permesso di considerare questa protesi come affidabile, con una elevata percentuale di successo, sia in soggetti giovani, ancora in accrescimento, che in soggetti adulti ed anziani, permettendo un ripristino completo della funzionalità articolare e un notevole miglioramento della qualità di vita.

Summary

The purpose of this clinical study was to evaluate the efficacy, tolerability, reproducibility and the incidence of complications of a new and innovative total hip prosthesis in the dog, called "Zurich Cementless". This hip prosthesis is based on an immediate fixation of the implants achieved for the stem by locking screws and for the cup by press-fit, followed by a secondary, permanent osteointegration. Only cases performed after January 2002 were evaluated, when the definitive model of the Zurich prosthesis became available. In the period from January 2002 to December 2004, 140 prosthesis were implanted in 110 dogs affected by severe hip instability or by disabling coxarthrosis, which in 97% of the cases were due to severe hip dysplasia. Follow-ups were performed at a minimum of one year post-operatively. Fifteen post-operative complications (10.7%) were seen, of which 14 (93.3%) have been resolved positively and only one (6.6% of the complications, 0.7% of the total number) required the explantation of the implants. The observed results led us to consider the "Zurich Cementless" a reliable hip prosthesis with a high percentage of success, both in young growing dogs and in adult and aged dogs, with a full restoration of the joint function and a remarkable improvement of the quality of life.

INTRODUZIONE

La protesi totale d'anca è il trattamento d'elezione per il cane adulto affetto da coxartrosi grave, secondaria a displasia dell'anca e ad altre condizioni patologiche (lussazioni croniche, fratture intra-articolari, artrite settica, artro-

te immunomediata). Rispetto all'altra tecnica chirurgica utilizzata comunemente per queste patologie, l'ostectomia della testa e del collo del femore, presenta il vantaggio di ripristinare la normale funzionalità dell'arto permettendo una completa ampiezza dei movimenti articolari oltre ad eliminare completamente il dolore. La protesi totale d'anca è un intervento chirurgico specialistico che richiede un adeguato addestramento, un ambiente chirurgico adatto per il rispetto assoluto dei principi della chirurgia ortopedica e dell'asepsi, oltre che il rispetto rigoroso della tecni-

¹ "Articolo ricevuto dal Comitato di Redazione il 8/2/2006 ed accettato per pubblicazione dopo revisione il 15/3/2006".

ca d'impianto. Con il diffondersi anche in Europa delle strutture specialistiche, sulla scorta dell'esperienza statunitense, quest'intervento viene sempre più proposto anche nel vecchio continente e trova un favorevole accoglimento nei proprietari di cani, già a conoscenza dei benefici apportati da questa tecnica in campo umano, e più disponibili ad affrontarne l'onere economico.

In medicina veterinaria esistono diversi modelli di protesi totale d'anca, riassumibili in due tipologie: *protesi cementate*, ispirate al modello Richard^{1,2,3,4,5,6,7,8}, e *protesi non cementate* basate sul sistema d'applicazione a pressione "press fit" ispirate al modello di De Young.^{1,9,10,11,12,13}

Sono diverse e frequenti le complicanze riferite in bibliografia in seguito all'applicazione di protesi cementate o non cementate con sistema d'applicazione press-fit. I problemi più frequenti derivanti dall'applicazione di uno stelo cementato sono la mobilitazione asettica dell'impianto, le infezioni e la difficoltà degli interventi di revisione; in caso di revisione, infatti, la completa rimozione dello stelo e della sostanza cementante richiede interventi particolarmente invasivi e complessi che generalmente precludono il reimpianto di una nuova protesi.^{2,5,14,15,16,17,18,19,20} Nell'applicazione di uno stelo non cementato press-fit non sono rare le fissurazioni femorali e l'infossamento o la torsione dello stelo; ulteriori problemi legati a questo tipo d'impianto sono l'elevato numero di misure necessarie per un preciso accoppiamento tra stelo e canale femorale, considerando la variabilità delle forme e delle dimensioni del femore nelle varie razze canine.^{9,10,11,18,21,22} Per quanto riguarda la componente acetabolare il problema principale è unico per i sistemi cementati e non: la mancata corrispondenza con l'elasticità dell'osso spongioso che ne può impedire un'integrazione completa e permanente, rendendo pertanto possibile una lenta, ma progressiva mobilitazione.^{18,23}

Negli anni novanta, presso l'Università di Zurigo, Tepic e Montavon hanno sviluppato un nuovo tipo di protesi denominata "Modello Zurigo", di tipo non cementato, ma

con caratteristiche biomeccaniche e di fissazione diverse da quelle press-fit. Questa protesi totale d'anca non cementata presenta diverse caratteristiche innovative che riguardano sia l'applicazione e la fissazione dello stelo femorale che le caratteristiche biomeccaniche della coppa acetabolare e mirano a superare i problemi riscontrati con le protesi press-fit, oltre che con le protesi cementate in genere. La componente acetabolare è caratterizzata da una buona adattabilità all'elasticità ossea e da un ancoraggio a livello acetabolare solido, immediato e duraturo. Lo stelo femorale garantisce il rispetto della biomeccanica dell'articolazione coxo-femorale ed offre una fissazione rigida e permanente. Il rispetto della biomeccanica coxo-femorale deriva dal riconoscimento della distribuzione delle forze e delle sollecitazioni meccaniche che si esplicano sulla metafisi prossimale del femore. Considerando che le linee di forza di carico e di sollevamento nella metafisi prossimale del femore hanno direzioni opposte (le forze di carico si trasmettono dalla testa e dal collo femorale sul piccolo trocantere e sulla corticale mediale prossimale del femore, mentre quelle di sollevamento si trasmettono, con la trazione dei muscoli glutei, sul grande trocantere e sulla corticale laterale prossimale del femore), questo comporta, tra la corticale mediale e quella laterale della metafisi femorale, la formazione di micromovimenti che possono essere responsabili della mancata osteointegrazione e mobilitazione delle protesi tradizionali, cementate e non cementate, che basano la loro fissazione su entrambe le pareti ossee. Questo problema biomeccanico è stato superato dalla protesi "Modello Zurigo" che si ancora principalmente sulla corticale mediale prossimale del femore per le forze di carico, restando vincolata a quella laterale solo per le forze di torsione e di inclinazione. La fissazione rigida dello stelo alla parete mediale del femore è conferita dalle viti autobloccanti nello stelo stesso e conferisce una stabilità immediata dell'impianto; tale stabilità consente un carico precoce e favorisce la successiva osteointegrazione ossea per apposizione sulla superficie porosa dello stelo.

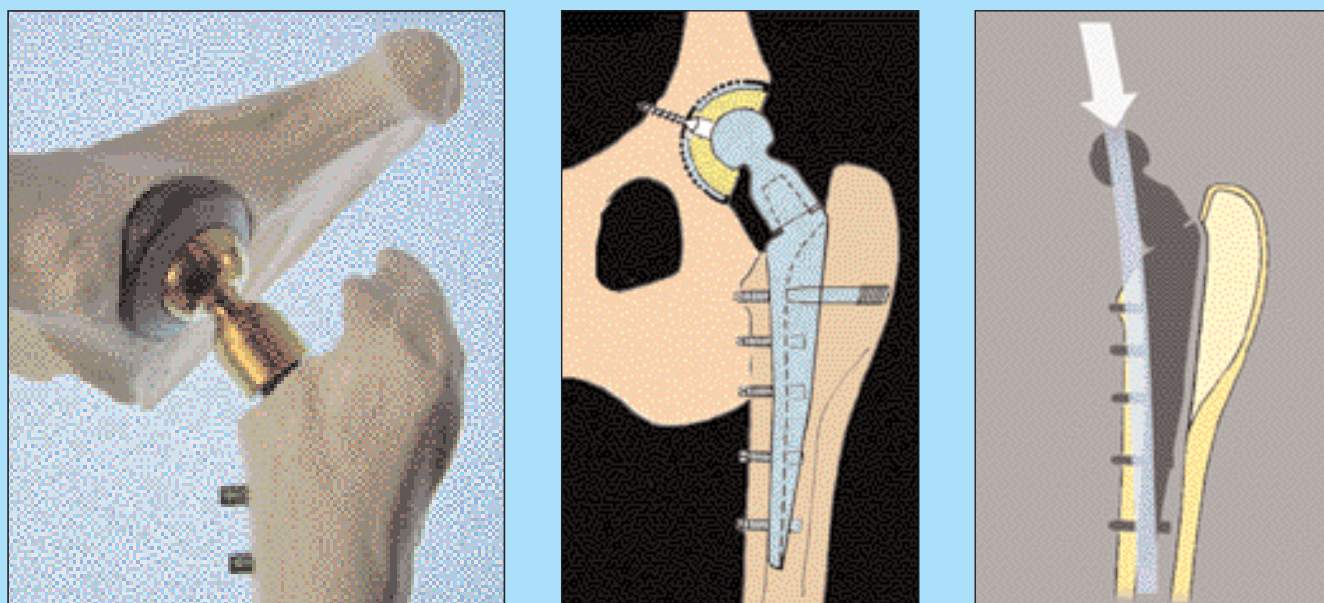


FIGURA 1 - A sinistra, protesi totale d'anca non cementata "Modello Zurigo"; in centro, rappresentazione schematica della fissazione degli impianti protesici; a destra, illustrazione delle linee di carico ponderale trasmesse alla corticale mediale del femore.²⁴

Per le sue caratteristiche innovative, la protesi non cementata "Modello Zurigo", nel panorama delle protesi utilizzate nel cane, si propone innanzitutto come protesi non cementata, per eliminare l'impiego del cemento ed i possibili problemi connessi: mobilizzazione, infezione, difficoltà di rimozione, danni neurologici e necrosi ossea da ipertermia nella fase di polimerizzazione. Come protesi non cementata, poi, si propone di evitare il rischio di mobilizzazione precoce dello stelo per affossamento o per torsione, di diminuire l'incidenza delle infezioni con l'impiego di un materiale altamente biocompatibile come il titanio, di diminuire l'incidenza delle lussazioni della protesi mediante una geometria delle componenti protesiche che permetta la massima ampiezza dei movimenti articolari, di consentire la possibilità di apportare eventuali correzioni intra-operatorie del posizionamento delle componenti protesiche in funzione dei test eseguiti in sede operatoria per valutarne la correlazione ottimale e la resistenza alla lussazione. Si propone infine di permettere un intervento chirurgico di revisione, se reso necessario in caso di complicazioni, che consenta la sostituzione delle componenti protesiche.^{12,13,24,25}

Scopo del presente lavoro, che deriva dalle tesi di laurea di due degli Autori^{26,27}, è stato quello di applicare questo tipo di protesi in un numero adeguato di casi clinici per valutarne l'efficacia, la tollerabilità e l'incidenza di complicazioni, seguendo i casi trattati per almeno un anno. Sono stati inseriti nello studio solo gli interventi effettuati dopo l'introduzione del modello definitivo di protesi; prima del modello definitivo erano stati infatti utilizzati diversi prototipi che avevano consentito il perfezionamento del modello definitivo.

MATERIALI E METODI

Impianti

La protesi "Modello Zurigo" è costituita da tre componenti: lo stelo femorale, l'unità testa-collo e la coppa acetabolare. L'unità testa-collo e lo stelo femorale sono in TiAl6V4 (lega di titanio, alluminio e vanadio), mentre la coppa è in titanio puro che permette di ottenere la massima tollerabilità biologica unitamente ad un'ottima resistenza meccanica. La componente femorale comprende stelo, viti monocorticali e bicorticali e unità testa-collo. Lo stelo, disponibile in quattro dimensioni (*extra-small*, *small*, *medium*, *large*), ha una superficie, a contatto con la cavità

midollare, resa finemente porosa mediante una procedura standard di rivestimento con uno spray al plasma per facilitare, in concomitanza con la fissazione primaria delle viti, anche l'osteointegrazione secondaria.

Le viti bloccate monocorticali PC-fix (Point Contact fixation) hanno un diametro di 4 mm e una lunghezza di 13,5 mm per lo stelo *extra-small* e di 15 mm per gli altri steli. Le viti bicorticali PC-fix di 4 mm di diametro e di lunghezza da 25 a 40 mm con incrementi di 5 mm, vengono inserite nel primo e talvolta anche nel secondo foro prossimale. L'unità testa-collo è presente in cinque misure (*Extra-Short*, *Short*, *Medium*, *Long*, *Extra-long*) che presentano tra loro 3 mm di incremento in lunghezza; tutte le misure sono disponibili con diametro della testa sia di 16 mm che di 19 mm, eccetto per la misura *Extra-Short* disponibile solo con testa da 16 mm di diametro. La testa della protesi è levigata, trattata con un rivestimento al TiN e poi nuovamente levigata, al fine di fornire alla parte che si articola con la coppa una superficie molto dura e liscia che riduca al minimo l'abrasione del polietilene. L'angolo d'inclinazione del collo femorale è quello fisiologico di 145°.^{12,13,24}

La componente acetabolare è costituita da due unità preassemblate, costituite da una coppa esterna in titanio e un inserto di UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene - polietilene a peso molecolare ultraelevato). Tra le due componenti, unite ad incastro, è presente uno spazio di 1 mm che si riduce quando agisce una forza di carico. La coppa di rivestimento in titanio, con al suo interno la componente in polietilene, si presenta finemente traforata a tutto spessore. I numerosi fori, effettuati con il laser per evitare un indebolimento della struttura, hanno lo scopo di permettere l'osteointegrazione ossea e di aumentare l'elasticità dell'impianto. L'applicazione delle forze di carico comporta il restringimento dell'intercapedine tra il rivestimento traforato e l'inserto in polietilene, determinando un "effetto pompa" sui vasi capillari circostanti attirati verso i fori che favorisce l'osteointegrazione. L'equatore della coppa è provvisto di tre serie di rilievi che aumentano l'attrito e la presa nell'osso. Esistono cinque misure di coppa acetabolare in funzione del diametro esterno: 21, 23, 26, 29, 32 mm. Al centro della coppa è ricavato un foro per alloggiare una vite in titanio da spongiosa di 4 mm di diametro, per un eventuale ancoraggio ausiliario della coppa quando la tenuta a pressione della stessa non fosse adeguata; la lunghezza delle viti disponibili varia da 12 a 22 mm, con incrementi di 2 mm.

La superficie articolare dell'innesto in polietilene ha una forma emisferica ed è di misura adatta ad accoppiarsi alla

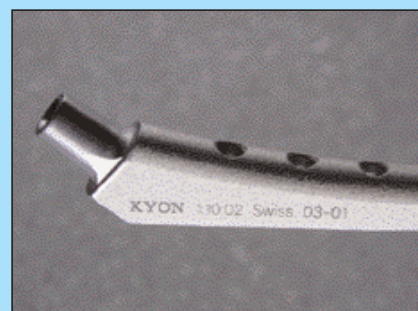


FIGURA 2 - A sinistra, unità testa-collo con testa di 19 mm di diametro e con testa di 16 mm di diametro; in centro, stelo femorale, parte laterale, con i fori conici di alloggiamento delle viti PC-fix; a destra, stelo femorale, parte mediale, con la superficie resa rugosa per favorire l'osteointegrazione secondaria.²⁴



testa femorale del diametro di 16 mm, ed a quella di 19 mm per le coppe da 29 e 32 mm. La superficie del polietilene sopravanza l'equatore della coppa per accogliere maggiormente la testa protesica e conferire una maggior resistenza alla lussazione. Sono disponibili poi dei tappi in polietilene da inserire nel foro della coppa, una volta inserita, per separare l'eventuale vite di fissazione ausiliaria.^{12,13,24}

Selezione del paziente

I cani selezionati per l'intervento di protesi d'anca in questo studio erano soggetti di taglia media, grande o gigante, affetti da displasia dell'anca con instabilità articolare grave e deformazione dei capi articolari nei cani in accrescimento e da coxartrosi grave ed invalidante nei soggetti adulti, nei quali il trattamento conservativo non era più in grado di permettere una funzionalità ed una qualità della vita soddisfacenti. La coxartrosi poteva essere correlata alla displasia dell'anca, ma poteva anche essere la conseguenza di altre patologie (fratture articolari, pseudoartrosi, lussazioni croniche). L'età dei pazienti variava dal cane in accrescimento, dal 5° mese di vita in poi, al cane adulto ed al cane anziano.

Nella selezione del paziente venivano esclusi quei soggetti che non avrebbero tratto giovamento da questo intervento. È stato effettuato un esame neurologico per escludere segni riconducibili a patologia del sistema nervoso quali mielopatia progressiva, discopatia, compressione della cauda equina e neuropatia metabolica. In caso di dubbio venivano condotti accertamenti diagnostici specifici (elettromiografia, mielografia, TAC o RM), effettuati di

routine nei cani di età superiore a cinque anni. Non sono stati sottoposti ad intervento di protesi totale d'anca i pazienti affetti da forme neoplastiche, presentanti infezioni localizzate o generalizzate, affetti da grave osteoporosi da disuso, con corticali ossee eccessivamente sottili (inferiori ad 1,5 mm), ed eccessiva lussazione dorsale del femore in caso di fratture/lussazioni croniche o di pregresse osteotomie della testa del femore. La visita ortopedica doveva indicare nella coxartrosi la ragione dei deficit funzionali mostrati dal cane e la sede del risentimento algico, escludendo altre patologie ortopediche a carico dell'arto interessato. Trattamenti di tipo conservativo, già effettuati senza risultati accettabili per le aspettative funzionali e la qualità della vita del cane, dovevano indicare la coxartrosi come invalidante per il cane.

Lo studio radiografico comprendeva tre proiezioni: una proiezione ventro-dorsale ad arti estesi al fine di valutare il grado di sublussazione, le degenerazioni artrosiche, la morfologia, i rapporti e le dimensioni delle componenti articolari; una proiezione radiografica latero-laterale del bacino con l'arto interessato a contatto del tavolo al fine di valutare il grado di sublussazione dorsale, la forma dell'ileo e l'articolazione sacro-iliaca; una proiezione antero-posteriore speciale del femore prossimale al fine di valutare il diametro del canale midollare e lo spessore della corticale.

Scelta delle componenti protesiche

La scelta delle componenti protesiche si è basata sullo studio radiografico preoperatorio. Si sovrapponeva alla pellicola radiografica della proiezione ventro-dorsale un apposito lucido, nel quale erano tracciate le varie dimensioni delle componenti protesiche del "Modello Zurigo", ingrandite del 12% per compensare l'effetto ingrandimento della proiezione radiografica eseguita attraverso griglia e potter. Il raffronto tra le dimensioni anatomiche dell'anca e le dimensioni delle componenti permetteva di effettuare una prima scelta che, comunque, doveva essere verificata in sede operatoria.

Tecnica chirurgica

STRUMENTARIO

Oltre allo strumentario specifico per l'applicazione di questo modello di protesi, è stato utilizzato un set chirurgico per ortopedia, con scollaperiostio, ossivora, sega oscillante, trapano, divaricatori manuali ed autostatici.

PREPARAZIONE DEL PAZIENTE

Previa somministrazione di antibiotici (cefazolina 20 mg/kg IV, ripetuta dopo 90'), il paziente veniva posto in anestesia generale, sottoposto ad ampia tricotomia, a sutura a borsa di tabacco dell'ano e preparato asetticamente per la chirurgia. Il soggetto veniva posizionato e fissato al tavolo operatorio in decubito laterale in modo tale che la retta passante tra le due tuberosità ischiatiche fosse perpendicolare al piano del tavolo: questo posizionamento era di fondamentale importanza per l'orientamento intraoperatorio della coppa e pertanto veniva valutato con intensificatore di brillantezza.

ACCESSO CHIRURGICO

È stato eseguito l'accesso cranio-laterale all'anca, effettuando un'incisione cutanea che si estendeva dal punto medio tra la colonna vertebrale ed il grande trocantere fino a metà della diafisi femorale¹⁵. All'incisione della *fascia lata* seguiva lo scollamento e la retrazione dei muscoli tensore della fascia lata e bicipite femorale, una tenotomia ad "L" del tendine del muscolo gluteo profondo e la capsulotomia a "T". La recisione del legamento rotondo permetteva, infine, la lussazione dell'anca.

PREPARAZIONE DEL CANALE FEMORALE

Effettuata l'ostectomia della testa femorale utilizzando la sega oscillante, si procedeva all'alesatura del canale femorale utilizzando le apposite raspe di calibro diverso a seconda dell'ampiezza del canale e della dimensione della protesi da inserire. La preparazione del canale terminava con un abbondante lavaggio con soluzione fisiologica e aspirazione.

PREPARAZIONE DELL'ACETABOLO

Identificata la fossa acetabolare, si eseguiva una fresatura progressiva dell'acetabolo, fino ad ottenere uno spessore di 2-4 mm della parete acetabolare ventrale; tale valutazione veniva effettuata mediante un foro di sondaggio ed un misuratore di profondità. La fresatura finale veniva eseguita con la fresa del diametro adatto alla coppa da inserire.

INSERIMENTO DELLA COPPA ACETABOLARE

La coppa acetabolare veniva inserita mediante l'apposito posizionatore provvisto di barre di orientamento al fine di posizionarla correttamente; sulla barra si applicavano dei colpi di martello per forzare a pressione la coppa all'interno dell'acetabolo fresato. Il corretto posizionamento della coppa veniva controllato verificando la relazione delle barre di orientamento con i punti di repere anatomici.

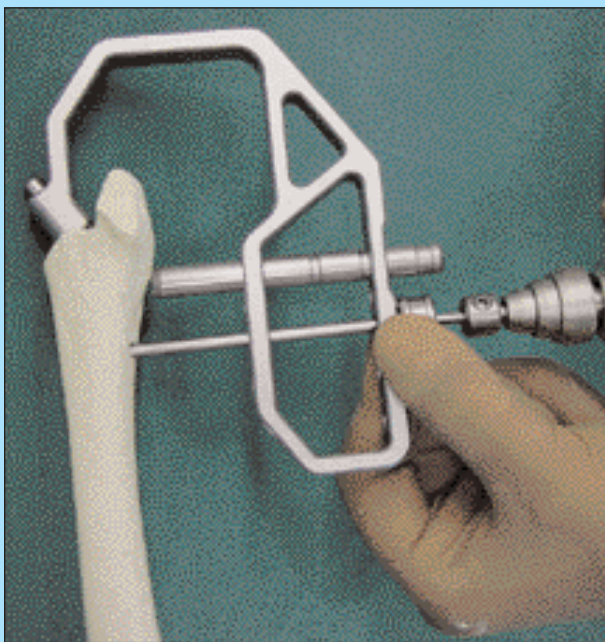


FIGURA 4 - Esecuzione dei fori, attraverso la maschera guida, per la fissazione dello stelo alla corticale femorale mediale: un foro di passaggio da 4,5 mm nella corticale laterale ed un foro da 3 mm per l'ancoraggio della vite nella corticale mediale, attraverso lo stelo.²⁴

ci, costituiti dalla tuberosità ischiatica e dall'ala dell'ileo per la sua retroversione e con il piano orizzontale per la sua apertura; in ogni caso si eseguiva un controllo con intensificatore di brillanza. La coppa poteva essere ulteriormente stabilizzata mediante l'inserimento di una vite da spongiosa attraverso l'apposito foro situato nel centro della coppa stessa qualora il press-fit non offrisse sufficienti garanzie di stabilità.

FISSAZIONE DELLA COMPONENTE FEMORALE

Lo stelo protesico, connesso alla maschera guida, veniva inserito all'interno del canale femorale e successivamente fissato alla corticale mediale del femore mediante l'inserimento delle sue viti, utilizzando l'apposita guida fissata sul perno prossimale dello stelo. Conclusa la fissazione dello stelo, si valutava la distanza tra la componente femorale e quella acetabolare al fine di scegliere l'unità testa-collo più idonea ad ottenere una riduzione stabile.

INSERIMENTO DELL'UNITÀ TESTA-COLLO

L'unità testa-collo prescelta veniva inserita sul perno conico dello stelo femorale e fissata con delicati colpi di martello attraverso un impattatore di teflon.

RIDUZIONE DELLA PROTESI

Utilizzando l'apposito uncino di riposizionamento che si aggancia sul collo protesico si eseguiva una trazione latero-distale fino a portare la testa protesica oltre il bordo dorsale della coppa protesica e quindi con una pressione mediale si riduceva la testa protesica nella coppa acetabolare.

TEST DI VALUTAZIONE INTRAOPERATORIA

Il corretto orientamento delle componenti protesiche veniva valutato in sede intraoperatoria mediante l'esecuzione di alcune manovre volte a verificare la resistenza alla lussazione.

Se si verificava la lussazione od anche solo la sublussazione, la protesi doveva essere ritestata dopo aver sostituito il collo con un altro di dimensione maggiore o riposizionando in modo più adeguato la coppa acetabolare fino a che l'articolazione non fosse giudicata stabile.

CHIUSURA DELLA FERITA CHIRURGICA

L'intervento si concludeva con la sutura anatomica dei diversi piani tissutali scontinuat. Sulla ferita veniva applicato un cerotto di protezione, da rimuovere dopo una settimana.

Controllo radiografico post-operatorio

Venivano eseguite tre proiezioni radiografiche, una ventro-dorsale a rana con bacino simmetrico, una latero-laterale con il lato operato a contatto del tavolo ed il femore perpendicolare alla colonna con ginocchio e garetto a 90° e sovrapposizione dei corpi dell'ileo ed una antero-posteriore del femore prossimale con pelvi inclinata e femore parallelo al tavolo ed extraruotato in modo che la proiezione fosse perpendicolare allo stelo protesico. Queste proiezioni erano finalizzate a verificare la posizione della coppa protesica in rapporto al bacino e la posizione dello stelo protesico in rapporto al femore, oltre che a verificare l'interfaccia tra gli elementi protesici e la struttura ossea.

Nella proiezione latero-laterale veniva valutato l'angolo di retroversione rispetto all'asse longitudinale della pelvi, con un valore di riferimento ottimale di circa 15°, e l'angolo di apertura dorsale misurando il rapporto tra i diametri della coppa, con un valore di riferimento ottimale di circa 0,7 corrispondente a circa 45° di inclinazione dorsale. Tracciando una linea che congiungeva il centro dell'ala dell'ileo al centro della tuberosità ischiatica si delineava l'asse della pelvi e tracciando un'altra linea lungo l'asse

maggiore dell'ovale della proiezione della coppa se ne delineava il suo orientamento in retroversione che veniva misurato calcolando l'angolo tra le due linee. L'inclinazione della coppa in gradi, ed in particolare il suo grado d'apertura, quindi l'angolo che essa formava rispetto all'asse trasversale od orizzontale del cane, veniva calcolato trovando il seno alla -1 del rapporto tra l'asse minore e l'asse maggiore della proiezione radiografica della coppa. Il corretto posizionamento della coppa acetabolare veniva anche verificato visivamente osservando la forma che assumeva il bordo della coppa stessa: sia nella proiezione laterale che in quella ventro-dorsale la forma indicante un corretto posizionamento doveva essere un ovale di valore intermedio tra una retta ed un cerchio.

Qualora nella proiezione ventro-dorsale l'ovale fosse apparso più stretto e nella proiezione laterale più largo, sarebbe stato indicativo di una eccessiva apertura della coppa con maggior rischio di lussazione dorsale della testa protesica in seguito all'adduzione e/o alla rotazione esterna dell'arto. In condizioni opposte sarebbe stata invece favorita una lussazione ventrale in seguito all'abduzione dell'arto. L'orientamento in anteversione del collo protesico veniva misurato calcolando l'angolo formato dal collo protesico con lo stelo nella proiezione latero-laterale. L'angolo che ne risultava era solo orientativo del grado di anteversione, in quanto non teneva conto del grado di inclinazione del collo femorale che ne alterava la proiezione in anteversione. Per ottenere il grado reale di anteversione, visto che l'angolo d'inclinazione era costantemente di 145°, si calcolava una correzione utilizzando la seguente formula: $\text{angolo di reale anteversione} = \sin^{-1}[(\tan 55^\circ) \times (\tan \text{angolo misurato sulla proiezione})]$. La tangente dell'angolo di 55° è una costante, in quanto deriva dall'angolo costante del collo femorale protesico ($145^\circ - 90^\circ = 55^\circ$).

Cure post-operatorie

I proprietari venivano accuratamente istruiti sulla gestione del cane nel periodo post-operatorio, raccomandando di tenere il cane in casa o in un recinto, per circa un mese, evitando giochi con altri cani e accompagnandolo all'esterno per brevi passeggiate, tenendolo sempre al guinzaglio.

Controlli a distanza

I controlli previsti erano tre, il primo a 40-60 giorni, il secondo a 4-6 mesi ed il terzo a 12 mesi dall'intervento. La visita di controllo consisteva in una visita ortopedica ed un esame radiografico. La visita ortopedica permetteva di valutare la funzionalità dell'arto operato (zoppia, carico del peso, deambulazione, capacità di effettuare particolari movimenti quali saltare o salire le scale), dolorabilità provocate da manualità (movimenti di flessione, estensione, abduzione, adduzione, extrarotazione, intrarotazione) e recupero della tonicità muscolare. Veniva inoltre effettuata una ripresa video per confrontare il movimento ed il carico del peso nei vari controlli pre e post-operatori. Il controllo radiografico prevedeva una proiezione standard ad arti estesi e la proiezione antero posteriore speciale del femore

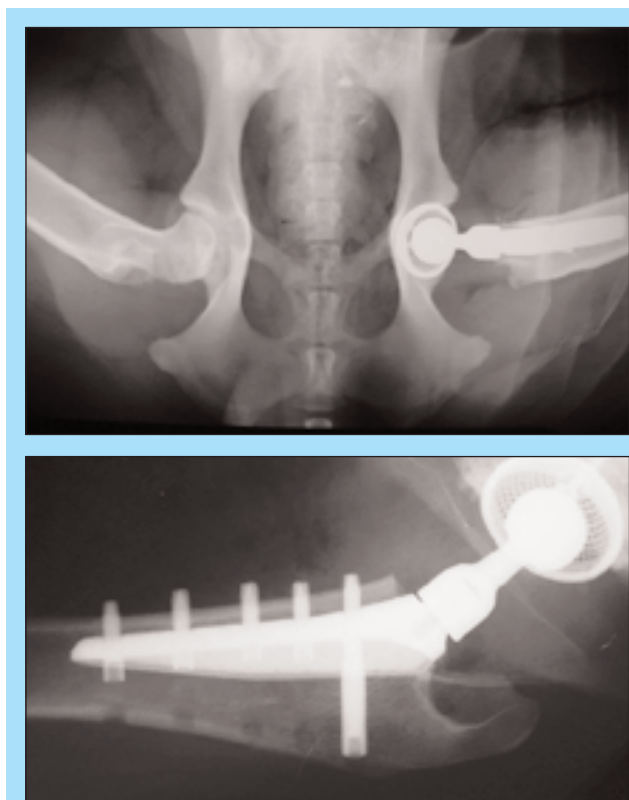


FIGURA 5 - Controllo radiografico post-operatorio. In alto la proiezione ventro-dorsale, in basso la proiezione speciale perpendicolare allo stelo ed alle viti.



FIGURA 6 - Controllo radiografico post-operatorio per la valutazione del corretto posizionamento delle componenti della protesi attraverso le misurazioni effettuate su un radiogramma in proiezione latero-laterale.

prossimale. I controlli radiografici avevano lo scopo di valutare l'integrazione della protesi constatando l'assenza di linee o zone radiotrasparenti intorno alla coppa acetabolare, alle viti femorali ed allo stelo, reazioni di adattamento della corticale femorale al carico trasmesso dallo stelo ed eventuali fissurazioni corticali.

RISULTATI

Cani operati

Nel periodo compreso tra gennaio 2002 e dicembre 2004 sono state applicate 140 protesi totali d'anca in 110 cani, in 30 dei quali l'intervento è stato eseguito su entrambe le anche in tempi diversi. Nessun paziente presentava patologie d'origine neurologica e tutti i soggetti presentavano una zoppia di secondo o terzo grado, scaricavano il peso sull'arto controlaterale o sugli arti anteriori nei casi di coxartrosi bilaterale ed era inoltre evidente ipotrofia muscolare a carico dei muscoli della coscia. Le manualità a carico dell'articolazione coxo-femorale provocavano notevole dolorabilità evidenziata da sottrazione dell'arto e segni di sconforto. I cani in accrescimento affetti da displasia dell'anca presentavano una condizione di degenerazione articolare tale da renderli fuori indicazione per interventi correttivi, come la triplice osteotomia pelvica o l'acetabuloplastica.

Il motivo dell'intervento è risultato essere in 107 cani (97,3%) su 110 la displasia dell'anca, mentre in 2 casi (1,8%) la protesi si è resa necessaria in seguito ad una lussazione traumatica ed in 1 caso (0,9%) in seguito alla frattura della testa del femore. Tutti i soggetti affetti da displasia d'anca presentavano coxartrosi grave con modificazione morfologica della testa del femore (erosione e caput medusae), appiattimento della cavità acetabolare e diversi gradi di sublussazione della testa femorale fino a lussazione displasica completa. Nella nostra casistica le razze più frequentemente rappresentate erano: Pastore tedesco (28,6%), Labrador retriever (20,7%), Terranova (7,9%), Golden retriever (7,1%), meticci (5,7%), Rottweiler (5%), Boxer (4,3%), Border Collie (4,3%). Altre razze canine erano rappresentate in percentuale minore (11,4%): Bovaro del bernese, Dogue de Bordeaux, Alano, Breton, Dalmata, Maremmano,

Mastino dei Pirenei, Pastore del Caucaso, Leonberger, Pastore scozzese, Samoiedo, Schnauzer, Setter inglese.

L'età dei soggetti al momento dell'intervento variava da 4 mesi e 3 settimane a 10 anni.

Per quanto tutti i cani operati appartenessero a razze medio-grandi, con questa tecnica chirurgica è stato possibile intervenire su soggetti di peso molto variabile, da 17 a 60 kg (media 33,7 kg; mediana 33 kg). La percentuale dei soggetti di sesso maschile (61,4%) è risultata essere superiore rispetto a quella dei soggetti di sesso femminile (38,6%).

Impianti protesici utilizzati

La coppa acetabolare dal diametro di 21 mm è stata applicata nel 4,3% (6/140) dei casi, la coppa di diametro 23 nel 37,1% (52/140), la coppa di diametro 26 nel 45,7% (64/140), la coppa di diametro 29 nel 11,5% (16/140), la coppa di diametro 32 nel 1,4% (2/140). La vite di ancoraggio supplementare della coppa è stata inserita nel 10,7% dei casi (15/140) ed aveva dimensioni di 12 mm in un caso, di 14 mm in un altro caso, di 16 mm in 9 casi e di 18 mm in 4 casi. Lo stelo *X-Small* è stato utilizzato nel 4,3% dei casi (6/140), lo stelo *Small* nel 32,1% dei casi (45/140), lo stelo *Medium* nel 37,2% (52/140), lo stelo *Large* nel 26,4% (37/140). Nel 58,6% dei soggetti (82/140) sono state inserite unità testa-collo di tipo *Short*, nel 35,7% (50/140) di tipo *Medium*, nel 5% (7/140) di tipo *Long*, nello 0,7% (1/140) di tipo *Extra-Long*.

Le unità testa-collo con diametro della testa di 19 mm non sono mai state utilizzate in questo studio, perché rese disponibili solo al suo termine.

Difficoltà e complicanze intraoperatorie

Nella tabella 1 sono elencate le difficoltà e le complicazioni intraoperatorie riscontrate, evidenziando il problema insorto e la sua soluzione.

Tutti questi casi non hanno poi presentato complicazioni post-operatorie e le fissurazioni ossee, ai controlli radiografici successivi, sono risultate guarite.

Tabella 1

Difficoltà e complicanze intraoperatorie		Risoluzione	
Causa	n	Tipo di procedura	n
Degenerazione articolare con un marcato appiattimento dell'acetabolo, per grave perdita del bordo acetabolare dorsale	13	Trapianto osseo (testa femorale) fissato con due viti a compressione da 2,7 mm	1
		1 vite da spongiosa in titanio da 4 mm nel bordo osseo dorsale + trapianto di spongiosa	9
		2 viti da 2,7 mm cranialmente e caudalmente alla coppa, immediatamente al di sotto del suo equatore	3
Rottura della vite acetabolare	1	Inserimento di un'altra vite con direzione diversa	1
Incompleta introduzione della coppa nella sede acetabolare	1	Revisione immediata con riposizionamento corretto della coppa	1
Fissurazione ossea della parte prossimale del femore durante le manovre di preparazione del canale o durante l'introduzione dello stelo protesico	3	Fissazione immediata con un cerchiaggio in filo d'acciaio di dimensioni adeguate alla taglia del cane (da 0,8 mm a 1,25 mm)	3
Frattura del trocantere durante le manovre di riduzione	1	Cerchiaggio di tensione in filo d'acciaio da 1,0 mm	1

Controlli post-operatori

Nei controlli immediatamente post-operatori la misurazione del posizionamento degli impianti ha dato i valori indicati nelle Tabelle 2, 3 e 4.

Tabella 2

Angolo di apertura coppa	30°-40°	41°-50°	51-60°	Valore medio
n. impianti	34	97	9	44,5°
% impianti	24,3	69,3	6,4	

Tabella 3

Angolo di retroversione coppa	0°-10°	11°-20°	21-30°	31-40°	Valore medio
n. impianti	53	68	17	2	13,8°
% impianti	37,9	48,6	12,1	1,4	

Tabella 4

Angolo di anteversione collo	0°-20°	21°-30°	31°-40°	41-50°	Valore medio
n. impianti	18	57	58	7	28,7°
% impianti	12,9	40,7	41,4	5	

Controlli a distanza

L'83,6% (117/140) dei soggetti operati ha effettuato il primo controllo a 40-90 giorni, il 61,4% (86/140) si è presentato al controllo a 4-8 mesi dall'intervento, il

45,7% (64/140) a quello di 12 mesi ed il 17,1% (24/140) ha effettuato ulteriori controlli in tempi successivi. Dei 23 casi che non si sono presentati al primo controllo 16 hanno effettuato dei controlli successivi, mentre 7 non sono mai stati controllati direttamente, ma solo sentiti telefonicamente. Dei casi non presentatisi ai controlli è stata effettuata un'intervista telefonica nei tempi previsti per i vari controlli per raccogliere le impressioni dei proprietari sulla presenza o assenza di zoppia e di eventuali altri problemi riscontrati. Tutti i soggetti (89,3% degli interventi) nei quali non si sono verificate complicazioni hanno avuto una completa ripresa funzionale, con aumento imponente della massa muscolare e dello spessore della corticale ossea femorale all'esame radiografico, ed un livello di attività fisica senza restrizioni. Alla visita clinica questi soggetti non presentavano segni di zoppia né di dolore o fastidio ai movimenti passivi della zampa operata. Nei casi operati ad un solo lato si riscontrava, nel cane in stazione, un atteggiamento con piede portato leggermente di lato, dovuto ad una lieve maggior lunghezza della zampa operata. Nella conversazione con i proprietari dei cani operati era costante il riscontro soddisfatto di un maggior vigore e vitalità manifestate dai cani dopo l'intervento rispetto alle condizioni pre-operatorie. Gli esami radiografici hanno mostrato una completa integrazione degli impianti protesici, senza zone di radiotrasparenza; in particolare la trabecolatura ossea attorno alla coppa appariva direttamente a contatto della coppa stessa, mentre la corticale mediale del femore appariva a stretto contatto con le viti e con lo stelo protesico. La corticale mediale prossimale del femore, dove erano inserite le viti, appariva ispessita, soprattutto nei cani ancora in accrescimento, con un successivo rimodellamento verso una corticale più omogenea nei controlli a maggior distanza di tempo. In questi ultimi si poteva anche apprezzare un addensamento endostale mediale alla base dello stelo, definito come "piede", indicativo della riposta ossea al carico ponderale trasmesso sulla corticale mediale del femore. In molti soggetti era visibile una sottile linea di radiotrasparenza caudalmente allo stelo protesico, tra lo stelo e la parete laterale del femore, indicativa dei micromovimenti fisiologici

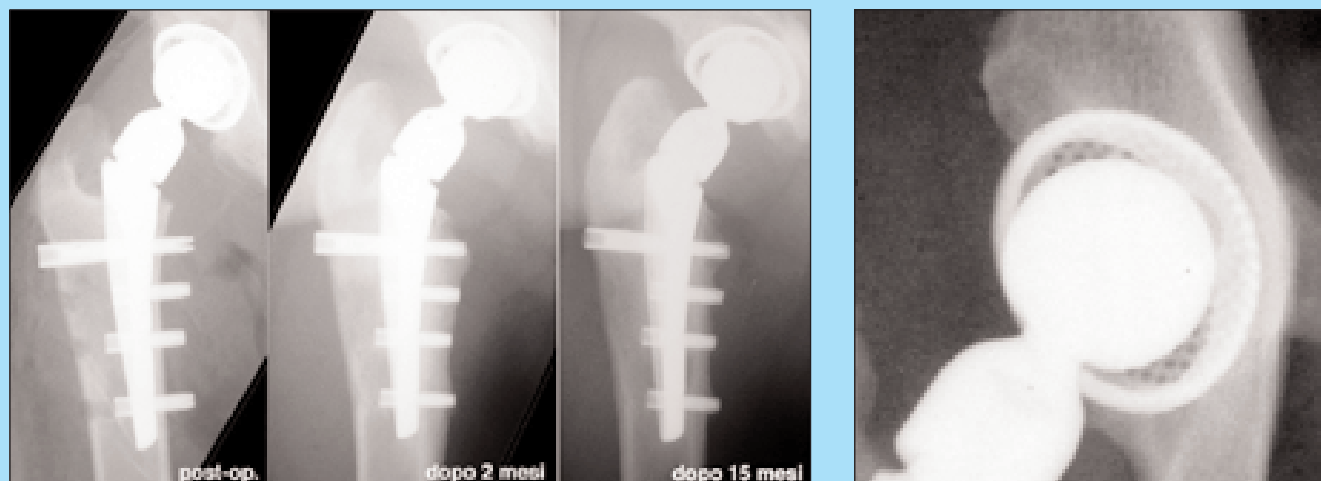


FIGURA 7 - A sinistra, cicatrizzazione ossea dei fori della corticale laterale ed ispessimento della corticale mediale del femore due mesi dopo l'intervento, per il maggior carico ponderale trasmesso dallo stelo; rimodellamento al controllo dopo 15 mesi; a destra, trabecolatura ossea ben visibile sui margini della coppa protesica ad un controllo a distanza di 6 mesi, indicativa di una completa integrazione dell'impianto.



FIGURA 8 - In alto, condizione preoperatoria di un Labrador maschio di 7 mesi con grave sublussazione displasica delle anche; in basso, il controllo radiografico dopo 3 anni dall'intervento bilaterale eseguito in due tempi a distanza di un mese.

tra la componente mediale e quella laterale del femore prossimale. I soggetti che hanno presentato complicazioni (10,7% degli interventi) sono stati controllati e trattati con le cure del caso, come descritto nella sezione sulle complicazioni post-operatorie.

Complicazioni post-operatorie

Le complicazioni post-operatorie riscontrate sono state in totale 15 (10,7%), di cui 14 (93,3%) si sono risolte positivamente ed 1 (6,6% delle complicazioni e 0,7% del totale dei casi) ha richiesto invece la rimozione degli impianti. In 8 casi (53,3% delle complicazioni, 5,7% del totale dei casi) si è verificata la lussazione della protesi; di queste 7 (87,5%) si erano verificate tra la prima e l'ottava settimana, mentre 1 (12,5%) si era verificata 3 mesi e mezzo dopo l'intervento. Si sono poi verificati 3 casi (20% delle complicazioni, 2,1% del totale dei casi) di frattura del femore avvenute entro due settimane dall'intervento, 2 casi

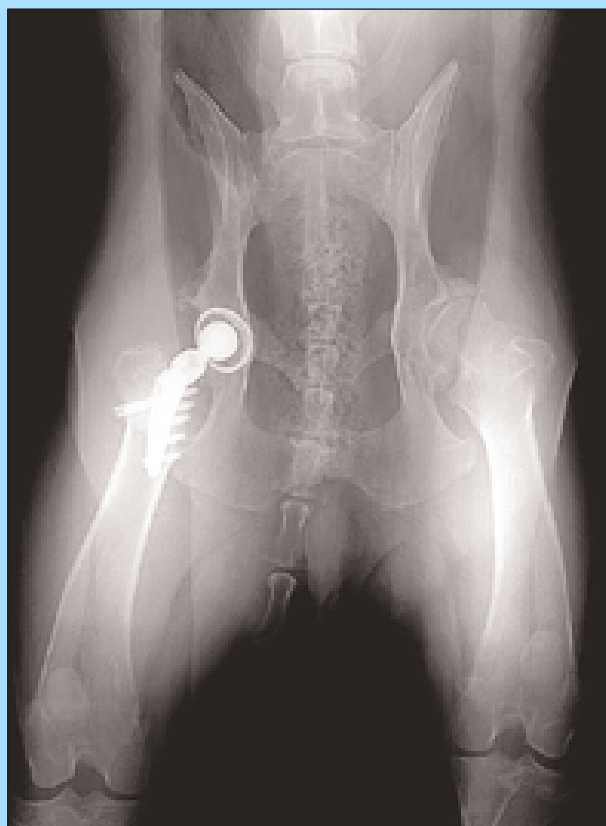


FIGURA 9 - In alto, condizione preoperatoria di un Pastore tedesco, maschio di 6 anni, con grave coxartrosi da displasia bilaterale delle anche; in basso, il controllo radiografico, eseguito dopo 8 mesi dall'intervento sull'anca destra, mostra il notevole recupero muscolare.

(13,3% delle complicazioni, 1,4% del totale dei casi) di mobilizzazione della coppa acetabolare e 2 casi (13,3% delle complicazioni, 1,4% del totale dei casi) di limitata radiotrasparenza della zona circostante la componente acetabolare, senza alcun riscontro clinico.

Le 8 lussazioni si sono verificate tutte in cani di taglia grande e gigante (4 Terranova, 1 Alano, 2 Bernesi ed 1 Pastore tedesco). Di queste, 3 sono state ridotte a cielo chiuso e stabilizzate per due settimane con un bendaggio di Ehmer, mentre le altre 5 hanno richiesto una revisione chirurgica: 2 casi di lussazione sono stati trattati con riduzione a cielo aperto e fissazione con una sutura ad 8 in nylon da 100 libbre secondo la tecnica extracapsulare di Slocum, 1 caso è stato revisionato sostituendo anche il collo femorale con una misura più lunga oltre ad effettuare la fissazione extracapsulare di Slocum, 1 caso, inizialmente ridotto a cielo chiuso, è stato poi revisionato per recidiva sostituendo il collo femorale con una misura maggiore oltre ad effettuare la stabilizzazione extracapsulare di Slocum, ed 1 caso di lussazione, infine, è stato trattato con sostituzione del collo femorale con uno più lungo e con riposizionamento della coppa acetabolare.

Dei 3 casi di fratture femorali, 1 caso, avvenuto pochi giorni dopo l'intervento e non immediatamente diagnosticato in un cane Pastore tedesco di 8 mesi d'età, ha avuto una guarigione spontanea riscontrata al controllo dopo due mesi; gli altri 2 casi riguardavano fratture femorali a spirale in partenza dall'ultimo foro della vite, avvenute 7 e 12 giorni dopo l'intervento, rispettivamente in un cane Golden retriever di 7 mesi di età ed in un cane Maremma di 6 anni, che erano state poi trattate mediante riduzione con cerchiaggi da 1,25 mm e fissazione con placca di neutralizzazione (in un caso una placca 3,5 da 12 fori e nell'altro una placca 4,5 da 10 fori) e guarite ai controlli successivi (la placca da 3,5 è stata poi rimossa un anno dopo l'intervento).

Dei 2 casi di mobilizzazione della coppa, che presentavano entrambi zoppia di 3° grado ed una radiotrasparenza attorno alla coppa di 3-4 millimetri di spessore, uno, riguardante un cane Pastore tedesco di 13 mesi di età, è risultato asettico sulla base dell'esame colturale eseguito durante la revisione chirurgica effettuata due anni dopo l'intervento; la mobilizzazione in questo caso era stata imputata alla presenza di abbondanti detriti di titanio che infiltravano la zona articolare, prodottisi per il contatto della testa protesica con la testa della vite di fissazione ausiliaria della coppa, risultata svitata e sulla quale non era stato posto il tappo di polietilene perché non ancora disponibile all'epoca dell'intervento. I detriti di titanio potevano aver attivato il meccanismo di riassorbimento osseo attorno alla coppa per opera degli osteoclasti. Questo caso era stato trattato con la rimozione della coppa, curettage osseo e rimozione della capsula infiltrata di detriti di titanio, fresatura dell'acetabolo ed inserimento di una coppa di dimensioni maggiori; al controllo dopo 6 mesi la coppa appariva ben integrata. Il secondo caso di mobilizzazione della coppa, riguardante un cane Terranova di 9 mesi d'età, è risultato settico all'esame colturale eseguito durante la revisione (stafilococchi) effettuata 8 mesi dopo l'intervento ed era stata richiesta dal proprietario la rimozione degli impianti e la conversione in artroplastica escissionale della testa e del collo del femore; l'infezione poteva essere stata

causata da una diffusione ematogena di un focolaio settico verificatosi in seguito alla deiscenza della sutura cutanea di un intervento di ovarioisterectomia eseguito a breve distanza dall'intervento di protesi. I 2 casi di radiotrasparenza ossea limitata, dello spessore inferiore al millimetro, circostante alcune zone della coppa acetabolare, verificatesi in un cane Pastore tedesco di 10 mesi d'età e in un cane Labrador di 8 mesi d'età, che presentavano solo una zoppia di 1° grado, sono stati risolti con un trattamento antibiotico prolungato (amoxicillina 30 mg/kg al giorno per tre mesi) e non hanno richiesto una revisione a due anni di distanza dall'intervento in quanto si era notevolmente ridotta la radiotrasparenza attorno alla coppa e risultavano completamente asintomatici.

Nel complesso, pertanto, le complicazioni che hanno richiesto un intervento di revisione chirurgica sono state 9 (60% delle complicazioni, 6,4% del totale dei casi). Di queste complicazioni solo una (il caso di mobilizzazione settica della coppa acetabolare) ha richiesto la rimozione degli impianti (6,6% delle complicazioni, 0,7% del totale dei casi), tutte le altre complicazioni sono state efficacemente trattate ottenendo poi un recupero funzionale completo.

DISCUSSIONE

La protesi totale d'anca "Modello Zurigo" nella nostra casistica si è dimostrata adeguata ad un impiego clinico, rispondendo alle aspettative sia del chirurgo che dei proprietari. L'incidenza delle complicazioni si è rivelata bassa e nei limiti per questo tipo d'interventi; la possibilità di gestire positivamente la maggior parte delle complicazioni verificatesi ha permesso comunque di raggiungere il risultato voluto anche in questi casi, con un completo recupero funzionale. Il fallimento completo dell'intervento, identificato nella necessità di dover rimuovere definitivamente gli impianti e convertire l'intervento di protesi in un intervento di artroplastica escissionale della testa e del collo del femore, è avvenuto solo in 1 caso su 140, rappresentando lo 0,7%. Inoltre, anche nel caso in cui si era resa necessaria la rimozione degli impianti, l'artroplastica escissionale ha permesso comunque un certo recupero funzionale anche se non ottimale. Viceversa, in tutti i casi in cui non si sono verificate complicazioni ed in quelli in cui eventuali complicazioni erano state risolte, rappresentanti quindi la stragrande maggioranza dei casi, il recupero funzionale è stato completo, con una ripresa del carico ponderale molto precoce, il recupero di una completa attività motoria ed un miglioramento delle condizioni generali e della vitalità del cane per l'eliminazione del dolore cronico articolare, testimoniato sia dai proprietari che dall'osservazione del cane in libertà. Nei soggetti con coxartrosi bilaterale, anche l'intervento di protesizzazione di una sola anca ha permesso al cane un miglioramento funzionale significativo, testimoniato dal notevole incremento della massa muscolare dell'arto operato (Fig. 8).

L'affidabilità della protesi "Modello Zurigo" è apparsa dipendere da diversi fattori, il principale dei quali risiede nel rispetto della biomeccanica che questa protesi possiede, integrandosi efficacemente e permanentemente all'osso su cui s'inserisce^{12,13,24}; un altro fattore è rappre-

sentato dallo sviluppo tecnologico che ha raggiunto l'attuale versione del "Modello Zurigo", con accorgimenti che hanno permesso di superare inconvenienti e complicazioni osservate nelle versioni precedenti;^{25,28} un altro fattore ancora di affidabilità è stato dato dal riscontro ottenuto sull'impiego di questa protesi in diverse parti del mondo, per effetto dello studio multicentrico effettuato dal 1999 al 2003 su 1247 casi e di cui è in corso una pubblicazione. Era stato istituito, infatti, dal Gennaio 1999, uno studio multicentrico coordinato dalle Università di Pennsylvania e di Zurigo, con lo scopo di raccogliere indicazioni per il miglioramento sia delle caratteristiche tecniche dell'impianto, sia della tecnica chirurgica, basandosi sulle accurate descrizioni dei casi, dalla selezione del paziente alla gestione post-operatoria ed ai controlli nel tempo, effettuate dai chirurghi veterinari che, in tutto il mondo, applicavano questa tecnica.²⁸

Riguardo alle caratteristiche biomeccaniche della protesi "Modello Zurigo", una delle caratteristiche innovative è costituita dal tipo di fissazione dello stelo femorale: esso viene fissato alla corticale mediale prossimale del femore mediante particolari viti bloccate monocorticali (PC-fix) che, oltre ad ancorarsi saldamente nell'osso grazie al disegno fine del filetto, si ancorano anche allo stelo, poiché la forma della loro testa e del foro nello stelo stesso permettono un ampio accoppiamento conico fortemente stabile; ne deriva che lo stelo e le viti diventano un corpo unico, attaccato in blocco nella corticale mediale del femore attraverso le parti filettate delle viti. Questa compattezza tra stelo e viti garantisce un'assoluta stabilità tra impianto ed osso ed una distribuzione uniforme dei carichi, indispensabili per evitare il riassorbimento osseo attorno alle viti ed assicurare la tenuta nel tempo dell'impianto. La stabilità dell'impianto permette un rimodellamento dell'osso corticale in funzione delle forze di carico trasmesse ed anche un'integrazione endostale completa dello stelo appositamente reso poroso mediante il procedimento di plasma spray. L'integrazione ossea della superficie dello stelo richiede, infatti, un'assoluta stabilità dell'impianto in tutte le aree di contatto con l'osso. La vite bicorticale prossimale, posta nel primo e talvolta anche nel secondo foro, trasmette alla base del trocantere le forze di torsione e d'inclinazione impresse dal movimento, impedendo che esse possano provocare un'eccessiva sollecitazione cranio-caudale delle viti nei primi mesi dopo l'intervento, prima che si sia verificata l'integrazione completa dello stelo. Le forze di carico vengono assorbite dalle viti, tutte solidali tra loro per l'incastro nello stelo protesico, e trasmesse sulla corticale mediale che è apparsa sempre, in grado più o meno elevato, rimodellata ed aumentata di spessore.^{12,13,24}

Per quanto riguarda la coppa protesica, i numerosi fori, effettuati con il laser per evitare un indebolimento della struttura, hanno lo scopo di permettere l'integrazione ossea e di aumentare l'elasticità dell'impianto. Tra le due strutture è presente uno spazio di 1 mm; un'intercapedine che rende la struttura idraulicamente aperta e favorisce l'effetto "pompa" quando l'impianto è sottoposto a forze di carico, grazie alla deformabilità della coppa traforata di titanio. L'effetto "pompa" permette il passaggio dei fluidi e la formazione di canali vascolari e con essi la crescita di trabecole ossee e l'integrazione con la parete ossea acetabolare. La deformabilità della coppa acetabolare si adatta

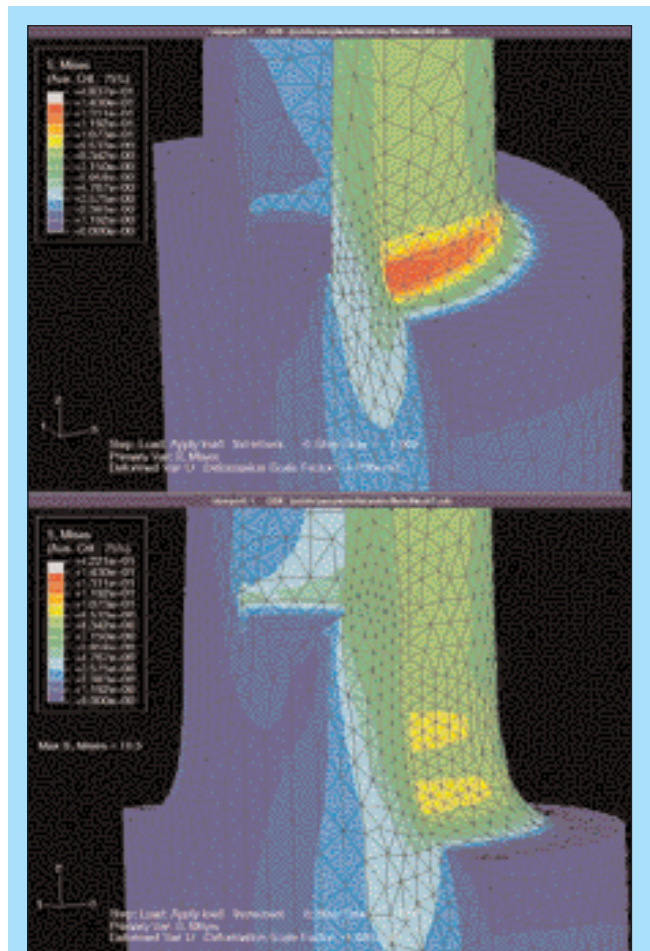


FIGURA 10 - Sopra, il passaggio netto tra perno e stelo crea un punto di debolezza per stress meccanico; sotto, la svasatura progressiva del perno conico all'attaccatura dello stelo riduce la concentrazione delle forze e lo rende più robusto.²⁴

inoltre all'elasticità dell'osso spongioso, assecondandone i micromovimenti durante i carichi ponderali e garantendone l'integrazione nel tempo. La coppa presenta una dimensione leggermente superiore (0,7 mm) a quella della corrispondente fresa per poter essere inserita a pressione ed ottenere così un adeguato incastro nell'osso. Nella coppa le prominenze della corona aumentano la forza dell'incastro nell'osso, tanto che nell'89% dei casi (125/140) non è stato necessario inserire la vite di ancoraggio nel centro della coppa.^{12,13,24}

L'intervento chirurgico richiede un rispetto totale della procedura prevista che è risultata ben codificata e ripetibile, anche se meticolosa e con scarsi margini di errore. Il posizionamento della coppa è risultato essere uno dei punti cruciali dell'intervento, in quanto poteva predisporre alla lussazione della protesi come si è potuto appurare in almeno un caso di quelli che hanno presentato questa complicazione. Il controllo intra-operatorio del posizionamento della pelvi e della coppa mediante intensificatore di brillantezza ha permesso una maggior sicurezza ed anche una maggior costanza nell'ottenere un orientamento corretto degli impianti protesici.

Tra le complicazioni riscontrate, la lussazione della protesi è stata quella più frequente e si è verificata generalmente entro le 8 settimane, quando la guarigione cicatriziale della capsula articolare non aveva ancora permesso

quella stabilizzazione che più tardi invece avrebbe potuto impedire il verificarsi di questa complicazione; essa si è verificata per un concorso di fattori dove giocavano un ruolo determinante, oltre all'orientamento non ottimale della coppa, anche il contatto del collo con osteofiti o protuberanze ossee sui margini acetabolari che fungevano da fulcro di leva, ma soprattutto la debolezza muscolare specialmente in cani giovani, con sublussazione marcata e con zampe lunghe, come nei cani di taglia gigante. In questi cani la lussazione era certamente favorita dalla maggior lunghezza delle leve, tanto che questa complicazione si è verificata esclusivamente in cani di taglia grande e gigante. Anche uno scarso controllo nella gestione post-operatoria del cane poteva giocare un ruolo nel favorire questa complicazione; è curioso riportare la condizione ambientale in cui è avvenuta la lussazione della protesi in due casi distinti, riguardanti due Terranova che avendo l'abitudine di strisciare sotto il letto si erano lussati durante la manovra per uscire da sotto il letto, con le zampe pertanto in massima estensione. In un altro caso, sempre un Terranova, la lussazione della protesi era stata provocata dal proprietario che per sollevare il cane per metterlo sull'auto, aveva passato il suo braccio all'interno della coscia del cane producendo quindi una forza di distrazione sull'anca.

Tra le altre complicazioni post-operatorie riscontrate, le fratture hanno rappresentato un problema serio in quanto hanno richiesto sempre un intervento di revisione con osteosintesi, eccetto il caso in cui non era stata effettuata la diagnosi e la guarigione era avvenuta poi spontaneamente trattandosi di un cane ancora in accrescimento. Poiché tutte le fratture post-operatorie sono avvenute entro le due settimane dall'intervento, il carico esercitato su un femore non ancora rimodellato per poterlo tollerare può essere stato il fattore determinante per questa complicazione, che risulta comunque descritta in tutti i tipi di protesi, cementate e non cementate. Dai colloqui con i proprietari era costante il riscontro che il cane, dopo una settimana dall'intervento, cessato il dolore post-chirurgico, presentava un carico dell'arto deciso. Carico che in condizioni particolari, come cadute, scivolate, salti, poteva esercitare delle forze eccessive a carico del femore non ancora rimodellato, appena distalmente allo stelo, tali da determinarne la frattura. Esemplificativo è stato il caso del Golden retriever di 7 mesi di età, sovrappeso e particolarmente vivace che correndo verso la porta d'ingresso dell'appartamento al suono del campanello era scivolato malamente sul pavimento incrinato e aveva battuto contro un mobile fatturandosi il femore; il cane soffriva di una grave lussazione displasica dell'anca con ipotrofia muscolare e ridotta densità ossea femorale, in cui il rimodellamento osseo con ipertrofia delle corticali, che normalmente si instaura per le sollecitazioni del carico, non era ancora avvenuto. Per quanto l'impianto della protesi permetta un carico ponderale immediato, è necessario il rispetto di una gradualità di carico per permettere all'osso il necessario adattamento, per cui la corretta gestione post-operatoria del paziente, attraverso una completa collaborazione del proprietario del cane tesa ad evitare condizioni di pericolo, specialmente nelle prime 2-3 settimane dopo l'intervento, risulta fondamentale per limitare il rischio di questa complicazione.

Tra le altre complicazioni, la mobilizzazione della coppa acetabolare è stata un'altra delle evenienze che ha richiesto

la revisione chirurgica. In un caso si era trattato di una mobilizzazione asettica causata dai detriti di titanio prodotti dalla frizione tra la testa protesica e la testa della vite di fissazione ausiliaria della coppa che svitandosi ne era venuta a contatto. L'attivazione dei macrofagi e degli osteoclasti aveva provocato un riassorbimento osseo attorno alla coppa che l'aveva poi mobilizzata. L'interposizione di un tappo di polietilene per coprire la testa della vite avrebbe evitato questo problema, ma all'epoca di quell'intervento non era ancora disponibile. La fissazione ausiliaria della coppa con una vite polare è diventata inoltre molto meno richiesta, vista la forte tenuta dell'impatto a pressione della coppa in una sede acetabolare adeguatamente fresata. Il caso di mobilizzazione settica della coppa, che aveva rappresentato l'unico caso di infezione accertata, con esame colturale positivo per stafilococchi, aveva richiesto la rimozione degli impianti per l'esteso riassorbimento osseo e per mancata disponibilità dei proprietari ad un intervento conservativo. La causa dell'infezione era stata attribuita ad una sepsi ematogena conseguente ad un intervento di ovarioisterectomia, effettuato un mese dopo la protesizzazione e che aveva poi comportato una deiscenza della sutura cutanea per infezione. Sulla base di quest'esperienza e di altre descritte in letteratura, per i primi 2-3 mesi dall'intervento è necessario evitare situazioni di sepsi, sia per infezioni cutanee o delle mucose, sia per interventi non eseguiti con le massime misure di asepsi e antisepsi. Nei primi mesi, infatti, l'intensa attività di osseointegrazione e di rimodellamento osseo attorno agli impianti, rende tali zone più attivamente vascolarizzate e più facilmente bersaglio di puossè batteriche in caso di sepsi.

Tra le complicazioni minori, che non avevano richiesto interventi chirurgici di revisione, rientrano quei casi di parziale radiotrasparenza attorno alla coppa protesica che aveva generato il sospetto di una infezione di basso grado tanto da consigliare una copertura antibiotica. In tutti i casi osservati, la radiotrasparenza riguardava alcuni settori della coppa e non la sua interezza e lo spessore risultava non superiore al millimetro. La mancanza di sintomatologia e la riduzione nel tempo di questa radiotrasparenza ha fatto pensare o ad una risoluzione dell'infezione o ad una osseointegrazione più lenta.

Non si sono invece riscontrate complicazioni a carico dello stelo femorale, né in termini di rottura delle viti, né di allentamento delle stesse, né di mobilizzazione, né di rottura del perno di ancoraggio dell'unità testa-collo. La rottura delle viti era stata riscontrata in studi precedenti, prima dell'introduzione della vite bicorticale, quando gli stress ciclici di oscillazione assiale potevano determinare il cedimento delle viti^{25,28}. Con l'introduzione della vite bicorticale queste forze sono state annullate evitando pertanto le oscillazioni dello stelo che si sarebbero scaricate sulle viti e favorendone anche la sua integrazione per la maggior stabilità conferita. L'allentamento delle viti non è mai stato riscontrato perché l'accoppiamento conico nella sede dello stelo è estremamente robusto e resistente. Il perno conico di ancoraggio dello stelo all'unità testa-collo, che nelle precedenti versioni della protesi "Modello Zurigo" aveva mostrato dei cedimenti con rottura nei cani particolarmente pesanti e attivi,^{25,28} è risultato molto solido e robusto nel modello attuale, rinforzato alla sua base grazie ad una svasatura progressiva che ha ridotto la con-



FIGURA 11 - Fotogrammi di un filmato che mostrano l'ampiezza completa dei movimenti articolari dell'anca in un cane Schnauzer di 4 anni, sei mesi dopo intervento di protesi.

centrazione delle forze (Fig. 10). In diversi casi è stata riscontrata una sottile radiotrasparenza a livello della corticale mediale, attorno al filetto della prima vite, attribuito ad uno scarico delle forze sulle viti seguenti e che nei controlli a distanza non ha presentato alcuna evoluzione. Alla base dello stelo protesico, nei controlli a maggior distanza di tempo, si è generalmente osservato un addensamento osseo endostale che viene chiamato "piede" e che rappresenta una reazione fisiologica dell'osso ai carichi trasmessi dallo stelo. Sul lato laterale dello stelo era talvolta visibile, nei controlli a distanza, una sottile linea radiotrasparente, non superiore al mezzo millimetro, indicativa di un fisiologico scorrimento della parete laterale sottoposta a micromovimenti in direzione opposta a quelli della parete mediale e quindi dello stelo ad essa ancorato. Per questi stessi micromovimenti si osservava, sempre nei controlli a distanza, una sottile radiotrasparenza prossimale e distale alla parte laterale della vite bicorticale.

In tutti i soggetti che non hanno presentato complicazioni il carico dell'arto operato è stato graduale e costante, fino ad equiparare quello sull'arto sano o a richiedere il trattamento dell'arto opposto quando ugualmente affetto da coxartrosi. Nei cani operati su una sola anca per problemi articolari monolaterali, specialmente in quelli di taglia media, risultava evidente all'esame radiografico una certa asimmetria in lunghezza delle zampe posteriori. L'arto protesizzato risultava più lungo del controlaterale di circa 1-2 cm e il cane evidenziava questa asimmetria tenendo l'arto operato leggermente in fuori durante la stazione ed il passo lento, mentre la dismetria non risultava più evidente alle andature più veloci. Da questa constatazione è emerso che il cane tollera senza evidenziarla un'eventuale asimmetria in lunghezza dell'arto quando è più corto, in quanto gli risulta più naturale aprire maggiormente gli angoli articolari dell'arto più corto; viceversa, per pareggiare una zampa più lunga, il cane dovrebbe aprire maggiormente gli angoli della zampa normale, con maggior dispendio di energia muscolare che non tenendo semplicemente un po' in fuori il piede della zampa più lunga senza modificare gli angoli di quella normale. Con l'aumento delle masse muscolari della zampa operata e con il trascorrere del tempo tale dismetria risultava comunque sempre meno evidente per un miglior equilibrio della distribuzione delle forze. Il livello di attività dei cani operati è risultato normale ed i proprietari hanno riferito, oltre ad assenza

di zoppia, una maggior vivacità e voglia di giocare nei loro cani dopo l'intervento; nonostante la ripresa funzionale fosse completa, si raccomandava comunque ai proprietari dei cani operati di protesi d'anca di non adibirli ad attività sportive od agonistiche in quanto il polietilene ad alta densità contenuto nelle coppe protesiche va soggetto ad un'usura che è proporzionale all'entità del movimento effettuato. Il consumo del polietilene nelle protesi umane garantisce circa 15 anni di durata, che per la maggior parte dei cani rappresenterebbero la loro massima aspettativa di vita, e pur non esistendo ancora dati precisi per conoscere la durata del polietilene nel cane, i lavori pubblicati in medicina veterinaria^{4,5,10,20} non riportano casi di durata ridotta della protesi rispetto alla vita del cane. Il carico della protesi nel cane, essendo un quadrupede, è certamente inferiore a quello esercitato da un bipede com'è l'uomo.

Questa protesi ha avuto una limitazione per quanto riguarda cani di taglia piccola e media, sotto i 17 kg di peso, non essendo ancora disponibili misure adeguate degli impianti. Anche per i cani di taglia gigante, oltre i 60 kg, sarebbero stati più indicati degli impianti di dimensioni maggiori. Dopo il termine di questo studio clinico è stata resa disponibile un'unità testa-collo maggiorata, di 19 mm di diametro, da accoppiare a coppe acetabolari di 29 e 32 mm di diametro, modificate adeguatamente nel loro inserto in polietilene; il maggior diametro della testa protesica offre una maggior resistenza alla lussazione nei cani di taglia gigante che per le loro leve più lunghe sono più predisposti a questa complicazione, come del resto è stato evidenziato in questo studio.

CONCLUSIONI

I risultati di questo studio hanno evidenziato il progresso ottenuto nello sviluppo di questa protesi, dal momento della sua introduzione sperimentale, alla fase clinica ed alla configurazione attuale. Questo progresso ha permesso di ridurre drasticamente l'incidenza di complicazioni sia intra-operatorie che post-operatorie. La tecnica chirurgica è ben codificata e trae vantaggio dall'esperienza accumulata da chirurghi che in tutto il mondo, attraverso lo studio multicentrico, hanno fornito utili suggerimenti per la sua ottimizzazione. Le complicazioni post-operatorie appaiono oggi limitate a casi di lussazioni, di fratture e di

infezioni, la cui evenienza, però, può essere resa sporadica da una sempre maggior conoscenza dei mezzi e dei modi per prevenirle acquisita con l'esperienza.²⁵ Nel complesso quindi questa protesi ha dimostrato di aver raggiunto un'affidabilità clinica tale da poter essere indicata come il trattamento ottimale per tutte le condizioni di coxartrosi del cane che per la loro gravità non possono essere trattate in modo più conservativo. La funzionalità che questa protesi conferisce è completa e l'eliminazione del dolore articolare permette un deciso miglioramento del benessere del cane.

RINGRAZIAMENTI

Si ringraziano per la collaborazione fornita nella raccolta dei dati, nella esecuzione degli interventi, nella gestione dei pazienti e nell'effettuazione dei controlli i Colleghi Massimo Arisi, Gildo Baroni, Attilio Bergmini, Claudio Bisio, Alejandra Boborquez-Vanelli, Enzo Cardamone, Alessandro Cirila, Andrea Corbari, Marco De Lorenzi, Marco Demaria, Giulia Dravelli, Cristina Guzzelloni, Gianluca Magni, Abramo Metta, Marco Morlotti, Massimo Olivieri, Roberto Pizzoli, Gino Pinotti, Guido Pisani, Patrizia Sassone e Massimo Sora.

Parole chiave

Cane, displasia dell'anca, protesi dell'anca, protesi articolari.

Key words

Dog, hip dysplasia, total hip prosthesis, joint replacement.

Bibliografia

1. Montgomery RD, Milton JL, Pernell R, Aberman HM: Total hip arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia. *Vet Clin N Am-Small*, 22 (3): 703-719, 1992.
2. Bardet JF: Cemented total hip replacement: experience in France with the Porte Prosthesis. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
3. Bardet JF, Letournel E: Prothèse totale de la hanche chez le chien. *Prat Méd Chir Anim Comp*, 30 (5): 555-569, 1995.
4. Liska WD: Cemented total hip replacement: experience in USA with the BioMedtrix Prosthesis. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
5. Olmstead ML, Hohn BR, Turner TM: A five-year study of 221 total hip replacement in the dog. *J Am Vet Med Assoc*, 183 (2): 191-194, 1983.
6. Olmstead ML: Total hip replacement in the dog. *Sem Vet Med Surg (Small Anim)*, 2:131-140, 1987.
7. Paul HA, Bargar WL: A modified technique for canine total hip replacement. *J Am Anim Hosp Assoc*, 23: 13-18, 1987.
8. Massat BJ, Vasseur PB: Clinical and radiographic results of total hip arthroplasty in dogs: 96 cases. *J Am Vet Med Assoc*, 205 (3): 448-454, 1994.
9. DeYoung DJ, De Young BA, Abermann HA, Kenna RV and Hungerford DS: Implantation of an Uncemented Total Hip Prosthesis, Technique and Initial Results of 100 Arthroplasties. *Vet Surg*, 21:168-177, 1992.
10. Marcellin-Little DJ, De Young BA, Doyens H, De Young DJ: Canine Uncemented Porous-Coated Anatomic Total Hip Arthroplasty: Results of a Long-Term Prospective Evaluation of 50 Consecutive Cases. *Vet Surg*, 28:10-20, 1999.
11. Marcellin-Little DJ, DeYoung DJ: Development and principles of the canine BFX® cementless hip system. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
12. Montavon PM, Tepic S: Zürich Cementless- A New Concept in Canine Total Hip Replacement; principles of anchorage, surgical technique and results after five years of clinical experience. *Document of School of Veterinary Medicine, University of Zürich*, 1998.
13. Montavon PM: Uncemented canine total hip prosthesis: development and clinical application. *Proceedings of the 4th European FECAVA-SCIVAC Congress Bologna* 1998.
14. Bergh MS, Gilley RS, Shofer FS, Kapatkin AS: Complication following cemented total hip replacement: a retrospective analysis of 98 dogs (1993-2003). *Proceedings of 32nd Annual Conference Veterinary Orthopaedic Society, Snowmass, Colorado* 2005.
15. DeYoung DJ: Total hip arthroplasty: modes of failure. *Proceedings of ECVS Annual Meeting* 1993.
16. Edwards MR, Egger EL, Schwarz PD: 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*, 211 (5): 580-586, 1997.
17. El-Warrak AO, Olmstead ML, Von Rechenberg B, Auer JA: A Review of Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 14: 115-124, 2001.
18. Marcellin-Little DJ: Aseptic loosening after total hip arthroplasty. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
19. Skurla CP, James SP: Postmortem retrieved canine THR: femoral and acetabular component interaction. *Biomed Sci Instrum*, 40: 255-260, 2004.
20. Skurla CP, Pluhar GE, Frankel DJ, James SP, Egeer EL: Analysis of 38 canine cemented femoral components retrieved at post-mortem. *J Bone Joint Surg*, 87-B: 120-127, 2005.
21. Engh CA, O'Connor D, Jasty M, et coll: Quantitation of implants micromotion, stress shielding and bone resorption with porous coated AML cementless femoral prosthesis retrieved at autopsy. *Proceedings of The Hip Society, Washington*, 1992, p 21-22.
22. Liska WD: Femur Fractures Associated with Canine Total Hip Replacement. *Vet Surg*, 33:164-172, 2004.
23. Tepic S: Bone remodelling in THR. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
24. Tepic S, Montavon PM: Concepts of cementless Zürich Prosthesis. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
25. Montavon PM, Tepic S: Prevention and revision of perioperative and postoperative complications with Zürich cementless canine hip prosthesis. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.
26. Vezzoni L: Un modello di protesi d'anca non cementata nel cane: presupposti teorici e studio clinico. *Tesi di Laurea, Università degli Studi di Parma, Facoltà di Medicina Veterinaria*. Anno accademico 2004-2005.
27. Oropallo S: Protesi totale d'anca non cementata nel cane secondo Montavon. *Tesi di Laurea, Università degli Studi di Torino, Facoltà di Medicina Veterinaria*. Anno accademico 1998-1999.
28. Boudrieau RJ: Cementless Zürich total hip arthroplasty: multicentric study. *Proceedings of ESVOT 2004 PRE-CONGRESS Total Hip Replacement SEMINAR*, Munich 2004.