

Riassorbimento osseo da sospetta protezione da stimolo meccanico dopo applicazione di un impianto a stabilità angolare

RIASSUNTO

Viene descritto il trattamento di una pseudoartrosi atrofica in un cane con impianto a stabilità angolare Fixin e trapianto osseo. Il controllo radiografico a 2 mesi evidenziava la guarigione della pseudoartrosi e i segni radiografici di riassorbimento osseo secondari a sospetta protezione da carico. L'impianto veniva rimosso. Dopo 6 giorni dalla rimozione si verificava una rifrattura. Il paziente veniva trattato utilizzando una placca Fixin con modulo di resistenza a flessione (W_f) inferiore. Controlli clinici e radiografici evidenziavano la guarigione della frattura a 3 mesi e i successivi controlli seriali fino a 28 mesi dalla revisione evidenziavano assenza di riassorbimento osseo. Le caratteristiche dell'impianto hanno giocato un ruolo fondamentale nella guarigione della lesione.

Massimo Petazzoni

Medico Veterinario, Libero Professionista,
Clinica Veterinaria Milano Sud, Peschiera Borromeo (Mi)

Tommaso Nicetto

Medico Veterinario, Libero Professionista,
Clinica Veterinaria Milano Sud, Peschiera Borromeo (Mi)

Andrea Urizzi

Medico Veterinario, Libero Professionista,
Clinica Veterinaria dr. Andrea Urizzi,
San Michele Al Tagliamento (Ve)

INTRODUZIONE

Il termine pseudoartrosi descrive una situazione clinica associata a frattura o ad osteotomia in cui il processo di guarigione dell'osso si è arrestato, può essere presente movimento relativo tra i monconi ossei e la guarigione non è più possibile se non dopo un intervento chirurgico¹⁻⁴. Tra le cause sistemiche di pseudoartrosi ricordiamo: stati patologici acuti o cronici, endocrinopatie, terapie immunosoppressive, malnutrizione⁴, età avanzata, disturbi metabolici, radioterapia, terapie anticoagulanti⁵. Cause non sistemiche sono: l'inadeguata osteosintesi con instabilità tra i monconi di frattura, l'alto grado di comminuzione, lo scarso apporto ematico, i danni ai tessuti molli circostanti, l'interposizione di tessuti molli tra i monconi, la presenza di fratture esposte o infette, l'eccessivo spazio tra i monconi e le osteomieli⁵⁻⁸. Nell'80% dei casi la causa principale di una pseudoartrosi è l'errata scelta della tecnica chirurgica o la sua non corretta esecuzione^{4,9}. Il trattamento di una pseudoartrosi atrofica prevede la stabilizzazione previa rivitalizzazione degli apici dei monconi ossei e l'applicazione di un trapianto d'osso spongioso autologo¹⁻⁴.

Secondo la legge di Wolff ogni stimolo funzionale porta a una modificazione dell'osso¹⁰. Secondo Roux ogni aumento di forza pressoria costituisce una stimolazione per la formazione di nuovo tessuto osseo, mentre la diminuzione della forza applicata ne causa un esaurimento della produzione¹⁰. Lo stimolo meccanico è il maggiore responsabile del mantenimento del normale equilibrio fra i processi di riassorbimento e deposizione di tessuto osseo¹¹. Qualora lo stimolo dovesse diminuire l'osteopenia da disuso è la naturale e successiva conseguenza¹¹⁻¹³.

La protezione da stimolo meccanico avviene quando due componenti con differente modulo di elasticità (segmento osseo e placca) costituiscono un sistema meccanico¹¹. L'osteosintesi con placca può esitare in osteoporosi radiografica e istologica¹¹. Le rifratture da osteopenia dopo la rimozione dell'impianto sono state ampiamente documentate^{12,14}. Gli impianti a stabilità angolare, considerato il vincolo meccanico tra vite e placca, prevedono una stabilità più duratura pertanto una potenziale protezione da stimolo meccanico più prolungata dopo la guarigione della frattura¹⁵⁻¹⁸.

Viene descritto il trattamento di una pseudoartrosi atrofica trattata utilizzando un impianto a stabilità angolare e la complicazione da rifrattura, dopo rimozione dell'impianto, secondaria a sospetta osteopenia da sottrazione dello stimolo meccanico.

“Articolo ricevuto dal Comitato di Redazione il 27/07/2011 ed accettato per la pubblicazione dopo revisione il 12/03/2012”.

CASO CLINICO

Un cane di razza Cavalier King Charles Spaniel, maschio di 15 mesi d'età e 6 kg di peso veniva sottoposto a visita clinica. L'anamnesi remota riportava un evento traumatico esitato in frattura del terzo medio della diafisi femorale destra. Il paziente era già stato trattato chirurgicamente una prima volta utilizzando un chiodo centro-midollare e una seconda volta mediante fissazione esterna tipo tie-in con esito infausto. Al momento della visita i mezzi di sintesi erano stati rimossi. Il paziente presentava una zoppia di IV grado con mancato appoggio dell'arto in stazione e marcata ipomotrofia della coscia e della gamba. L'iter diagnostico proseguiva, previa sedazione del soggetto, con lo studio radiografico (proiezione medio-laterale e cranio-caudale) del femore destro, che evidenziava una pseudoartrosi atrofica a carico del terzo medio-distale della diafisi e l'assenza della testa e del collo femorale (Fig. 1a, b). L'esame emocromocitometrico, la formula leucocitaria, il profilo biochimico completo e i parametri della coagulazione erano nella norma. La settimana successiva si eseguiva la revisione chirurgica. Previa tricotomia dell'arto posteriore destro e dell'arto anteriore ipsilaterale, necessaria per il prelievo del trapianto d'osso spongioso, il paziente veniva posizionato in decubito laterale sinistro. Si procedeva, quindi, con la preparazione chirurgica dei due campi operatori. Si eseguiva l'accesso chirurgico laterale alla diafisi femorale¹⁹. Si eseguiva un tampone che veniva inviato al laboratorio per coltura batterica (Gram+, Gram- e anaerobi) ed eventuale antibiogramma. Si procedeva successivamente con il *cuirettage* chirurgico dei monconi ossei, la riapertura del canale midollare, utilizzando una punta elicoidale del diametro di 1,5

mm, e l'osteostissi allo scopo di ripristinare e stimolare la vascolarizzazione midollare. Veniva applicato un impianto a stabilità angolare Fixin V2201, serie mini, di 71 mm di lunghezza e 1,5 mm di spessore con 6 viti bicorticali da 2,5 mm di diametro (Fig. 1c, d). Tra i monconi ossei veniva innestato un trapianto d'osso spongioso autologo prelevato dall'omero prossimale ipsilaterale. Si procedeva infine con la sutura dei piani tissutali scongiurati con materiale monofilamento assorbibile e della cute con punti di sutura metallici. Nel periodo postoperatorio, per la profilassi antibatterica, il paziente veniva trattato con cefadrossil monoidrato per 10 giorni (Cefa-cure Tabs®, Intervet Italia srl - 20 mg/kg/die). Il cane veniva inoltre trattato con terapia antinfiammatoria (Firocoxib - Previcox®, Merial Italia spa) a 5 mg/kg per 3 settimane. L'esame batteriologico, eseguito durante l'intervento chirurgico, risultava negativo. A quindici giorni dall'intervento venivano effettuati il primo controllo clinico e la rimozione della sutura cutanea. A trenta giorni dall'intervento chirurgico l'esame radiografico evidenziava continuità tra i monconi ossei (Fig. 2a). A sessanta giorni si riscontravano, a livello della diafisi, segni radiografici compatibili con riassorbimento osseo (rarefazione e diminuzione del diametro dell'osso) da sospetta protezione da stimolo meccanico^{11,12} (Fig. 2b). A settanta giorni veniva rimosso l'impianto (Fig. 3a, b). A 6 giorni dalla rimozione dell'impianto il soggetto veniva riportato a visita clinica durante la quale si riscontrava la rifrattura (frattura trasversa del terzo medio della diafisi femorale) (Fig. 4a). Si decideva quindi di applicare una placca Fixin V2101, serie mini, da 39 mm di lunghezza e 1,2 mm di spessore con 4 viti bicorticali da 1,9 mm di diametro senza innesto di trapianto osseo (Fig. 4b, c). Si eseguiva un tampone

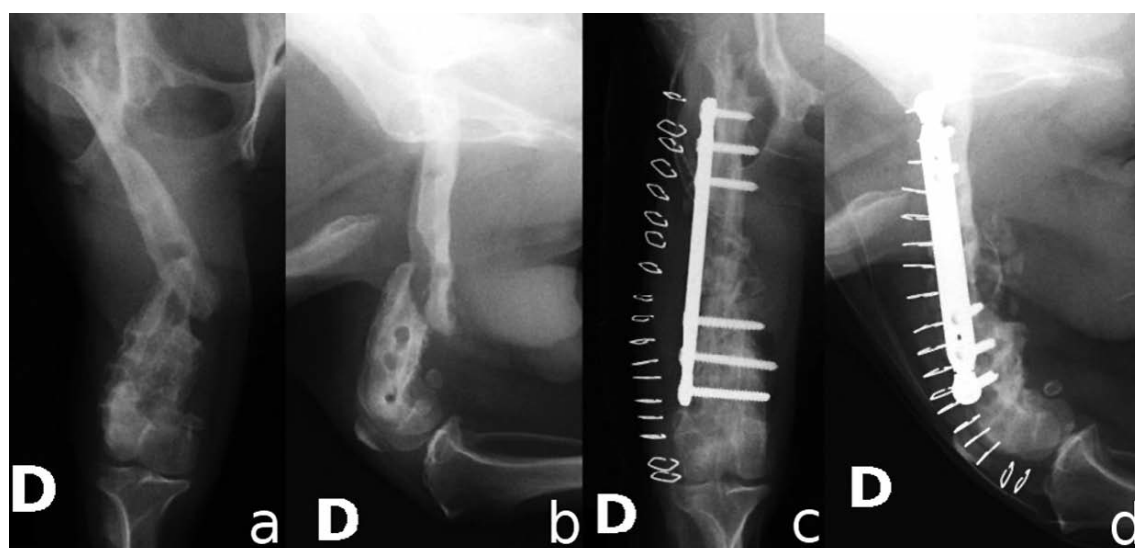


FIGURA 1 - Femore destro. Proiezioni preoperatorie cranio-caudale (a) e medio-laterale (b). Proiezioni postoperatorie cranio-caudale (c) e medio-laterale (d).

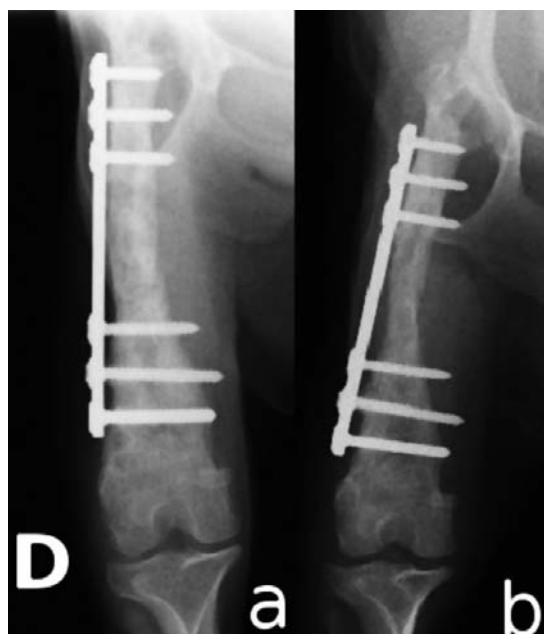


FIGURA 2 - Femore destro, proiezione cranio-caudale a 30 (a) e 60 (b) giorni dall'intervento chirurgico.

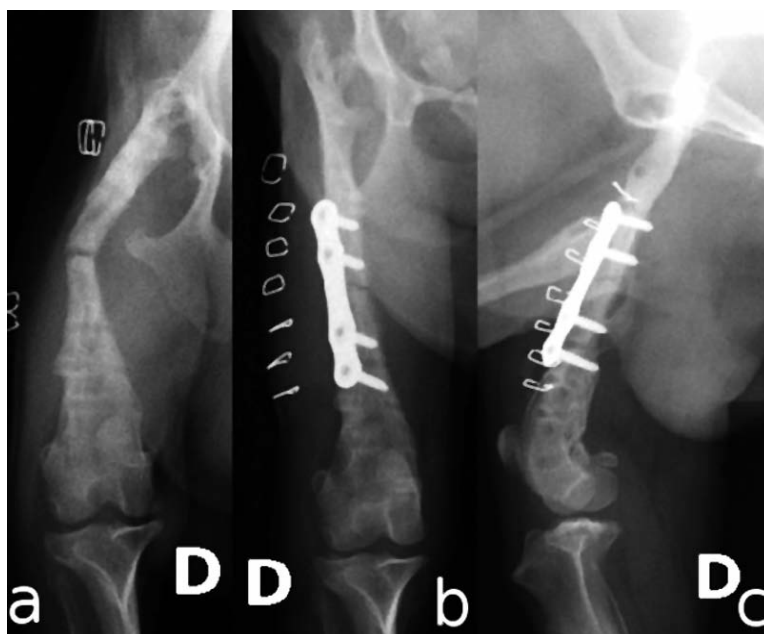


FIGURA 4 - Femore destro. Proiezione cranio-caudale dopo frattura (a). Proiezioni postoperatorie cranio-caudale (b) e medio-laterale (c), dopo revisione.



FIGURA 3 - Femore destro. Proiezione cranio-caudale (a) e medio-laterale (b) dopo la rimozione dell'impianto.

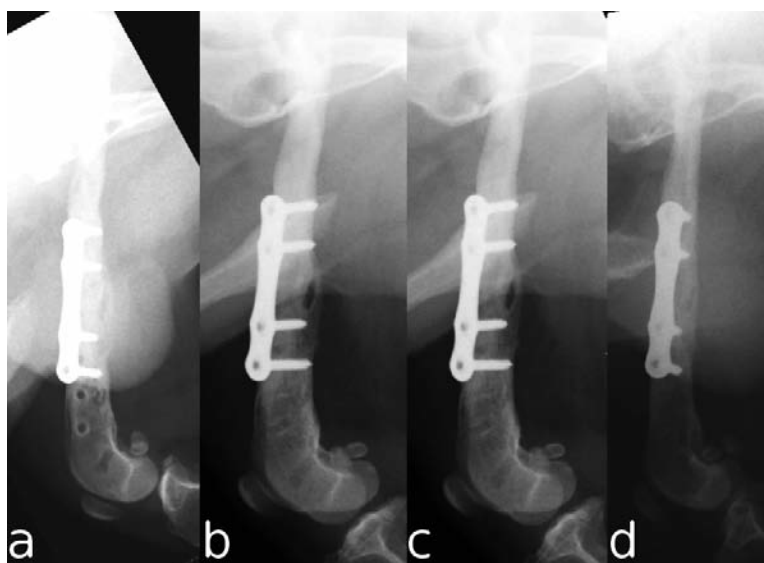


FIGURA 5 - Femore destro. Proiezione medio-laterale a 1 (a), 3 (b), 11 (c) e 28 mesi (d) dalla revisione chirurgica.

che veniva inviato al laboratorio per coltura batterica (Gram+, Gram- e anaerobi) ed eventuale antibiogramma. L'esame batteriologico eseguito durante l'intervento chirurgico dava esito negativo. Si eseguivano controlli clinici e radiografici a 1, (Fig. 5a), 3 (Fig. 5b), 11 (Fig. 5c) e 28 mesi (Fig. 5d). A tre mesi la frattura risultava consolidata, mentre ai controlli successivi non erano presenti segni radiografici compatibili con riassorbimento

osseo e la diafisi femorale presentava una radiopacità omogenea in tutta la sua lunghezza (Fig 5a, b, c, d). Il mezzo di sintesi non veniva rimosso.

DISCUSSIONE

Il trattamento delle pseudoartrosi atrofiche prevede la compressione dei monconi ossei avvalendosi della fissazione interna (placche DCP, Dynamic Compression Plate) o esterna^{3,4,20}. Per ottenere la compressione è necessario rendere le superfici dei monconi piane e in grado di giustapporsi, eseguendo un'osteotomia "en bloc"²¹. Il tes-

suto osseo rimosso non dovrebbe superare il 20% della lunghezza totale dell'osso²¹. Nel nostro caso la vecchia frattura, esitata poi in pseudoartrosi, era obliqua con perdita di sostanza della diafisi femorale. L'ostectomia *en bloc* avrebbe pertanto causato un accorciamento eccessivo del femore (26 mm su un totale di 104 mm di lunghezza ossia circa il 25%). Per questo motivo si decideva per il solo *curttaggio* dei monconi ossei, per il trapianto di osso spongioso autologo e per l'utilizzo di un mezzo di fissazione con funzione di sostegno. La scelta di utilizzare placche a stabilità angolare era giustificata dal fatto che questi impianti garantiscono una maggiore e più duratura stabilità rispetto agli impianti convenzionali^{15-18,22}.

La rifrattura, per le sue caratteristiche (frattura diafisaria, trasversa, non scomposta), avrebbe potuto essere trattata con successo anche mediante l'impiego di un impianto convenzionale DCP²³. La scelta dell'impiego di un sistema a stabilità angolare era supportata dal fatto che questa categoria d'impianti è indicata per le osteosintesi di ossa osteoporotiche²⁴.

Dal punto di vista radiografico si possono notare evidenti differenze tra i risultati ottenuti con i due impianti. Alla rimozione della prima placca (70 giorni dopo la chirurgia, Fig 3a, 3b) si nota una diminuzione della radiopacità dell'intera diafisi femorale, indice di rarefazione del tessuto osseo, e una diminuzione del diametro femorale, giustificabili con la probabile eccessiva protezione da stimolo meccanico offerta dalla placca all'osso^{11,12}. Al controllo radiografico a trenta giorni dalla prima chirurgia non era presente alcuna rarefazione (Fig. 2a).

La riduzione dell'interasse tra le viti prossimali e distali alla frattura, utilizzando placche a stabilità angolare, diminuisce l'elasticità dell'impianto²⁴. Nel nostro caso, quindi, ci si dovrebbe aspettare una rarefazione ossea maggiore con il secondo impianto impiegato (più corto quindi meno elastico). Il secondo impianto, pur essendo più corto e con un interasse ridotto tra le viti centrali rispetto al precedente, presentava comunque un grado di elasticità maggiore. Questo è spiegabile calcolando il modulo di resistenza a flessione W_f (la capacità di resistere alla flessione di qualsiasi materiale di una determinata forma) delle due placche utilizzando la formula riportata in figura 6 dalla quale si evince che il W_f di una placca a sezione rettangolare è correlato in modo esponenziale (al quadrato) allo spessore della placca²⁵. Piccole variazioni (decimi di millimetro) di spessore determinano importanti variazioni del W_f . Nel nostro caso il W_f della prima placca è di 2,42 mm³ ($W_f = [6,45 \times 1,5^2] / 6$) mentre il W_f della seconda placca è di 1,07 mm³ ($W_f = [4,45 \times 1,2^2] / 6$). Il secondo impianto, avendo un'elasticità più che doppia rispetto al primo, potrebbe aver trasmesso

so all'osso un carico adeguato perché questo non andasse incontro a riassorbimento anche dopo guarigione.

I due impianti differivano non solo per spessore bensì anche per larghezza. Il primo impianto presentava una larghezza di 6,45 mm mentre il secondo di 4,45 mm. Sebbene in misura inferiore, anche la larghezza della placca ha contribuito alla diminuzione del W_f fra il primo ed il secondo impianto (Fig. 6, 7).

Dal punto di vista meccanico gli impianti a stabilità angolare Fixin possono essere comparati ai fissatori esterni¹⁶. Con l'aumentare del numero delle viti e con l'incremento del loro diametro aumenta la rigidità dell'impianto²⁶⁻²⁸. Il secondo impianto ospitava un numero inferiore di viti aventi anche diametro minore. Anche per questa ragione il secondo impianto risultava più elastico del primo.

In generale, maggiore è il braccio di leva della placca, maggiore dovrà essere il numero di cicli prima di arrivare al cedimento dell'impianto, a parità di deformazione^{29,30}. Pertanto la placca impiegata per il trattamento della rifrattura avrebbe dovuto essere idealmente più elastica ma ugualmente estesa rispetto alla placca utilizzata per il trattamento della pseudoartrosi. Gli autori hanno preferito una

$$W_f = \frac{b \cdot h^2}{6}$$

FIGURA 6 - Formula del modulo di resistenza a flessione W_f . W_f è il risultato del rapporto fra la larghezza della placca (b) e il suo spessore (h) elevato al quadrato diviso 6.

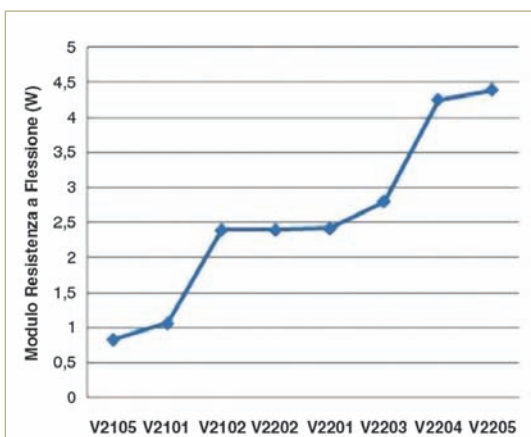


FIGURA 7 - Grafico che mette in relazione il modulo di resistenza a flessione W_f (in ordinata) con i diversi impianti Fixin della serie mini indicati con il loro codice identificativo (in ascissa).

placca a stabilità angolare per cani di piccola taglia (Fixin serie mini) per le caratteristiche favorevoli degli impianti a stabilità angolare per le osteosintesi su ossa osteoporotiche³¹. Per trattare la rifrattura, è stato scelto l'impianto che più si avvicinava alle caratteristiche di elasticità richieste fra quelli disponibili a catalogo.

I pazienti di piccola taglia sono più predisposti a sviluppare pseudoartrosi, riassorbimento osseo o ritardo di guarigione a causa di impianti sovradimensionati rispetto al segmento osseo trattato^{5,32,33}. Gli impianti Fixin suggeriti per i pazienti di peso inferiore ai 10 kg sono quelli della serie mini¹⁶ il cui W_f varia notevolmente (da 0,84 mm³ a 4,4 mm³) (Fig. 7). Pertanto il W_f risulta essere un parametro fondamentale durante la pianificazione dell'intervento chirurgico.

Nei pazienti trattati con impianto a stabilità angolare è suggeribile verificare radiograficamente la presenza di alisteresi, riassorbimento e/o diminuzioni del diametro osseo, pianificando controlli seriali ed eventualmente la rimozione dell'impianto. La rimozione sequenziale di una o più viti per segmento di frattura (destabilizzazione) è stata suggerita per consentire all'osso un carico progressivo e diminuire il rischio di osteopenia da disuso nel tempo³⁴. Utilizzando un sistema di sintesi a stabilità angolare è possibile rimuovere una o più viti (con impianti con almeno tre viti per moncone), partendo da quelle più prossime al sito di frattura, in modo da aumentare l'elasticità dell'impianto e favorire progressivamente il carico trasmesso all'osso^{24,33} (Fig. 8). È possibile ipotizzare che il riassorbimento da protezione da stimolo meccanico possa essere stato causato da un'eccessiva rigidità dell'impianto impiegato per il trattamento della pseudoartrosi. Probabilmente il riassorbimento osseo non si sarebbe verificato se l'impianto fosse stato rimosso a guarigione avvenuta, ossia prima dell'inizio del riassorbimento stesso, oppure se l'impianto fosse stato destabilizzato progressivamente nel modo e nei tempi corretti.

Gli impianti a stabilità angolare Fixin hanno consentito la guarigione dell'osso sia nel trattamento della pseudoartrosi sia della frattura su osso osteoporotico, tuttavia la scelta di un impianto più esteso per il trattamento della frattura sarebbe stata più adeguata.

RINGRAZIAMENTI

Gli autori ringraziano il dott Ross Palmer, l'ing. Piero Costa e l'ing. Alessandro Zerbetto per il loro contributo.

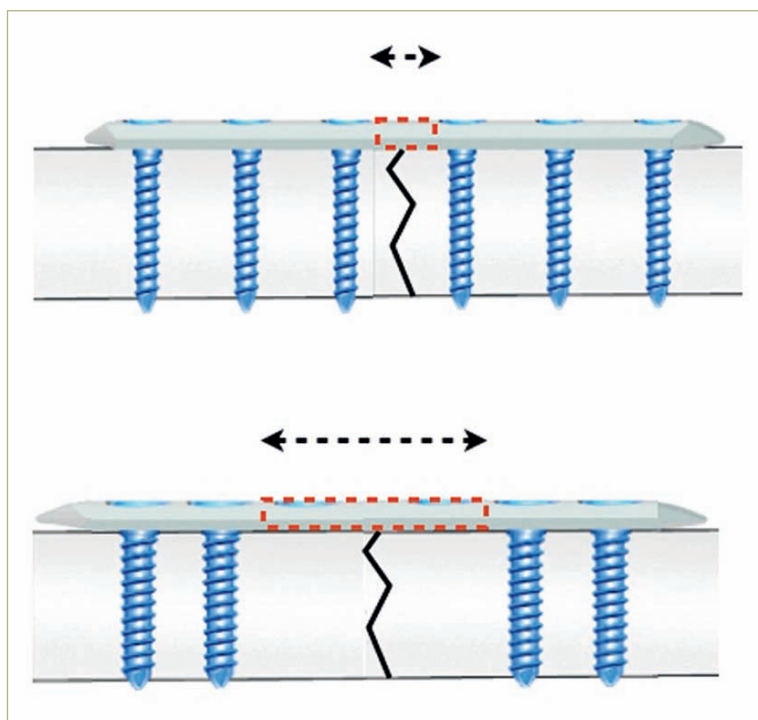


FIGURA 8 - Rappresentazione grafica di una frattura diafisaria ridotta con impianto a stabilità angolare Fixin. La rimozione delle viti prossime al sito di frattura permette un aumento dell'interasse e della superficie della placca libera da viti. In questo modo è possibile aumentare l'elasticità dell'impianto e ridurre la protezione da stimolo meccanico che la placca offre al segmento osseo durante la guarigione.

Parole chiave

Pseudoartrosi, Fixin, stabilità angolare, riassorbimento osseo, cane.

■ Bone resorption secondary to suspected stress protection using a locking plate

Summary

Surgical treatment of an atrophic nonunion in a dog performed using a Fixin plate and bone grafting is described. After 2 months from surgery bone healing and resorption secondary to stress protection was noted. Implant removal was performed. Re-fracture after plate removal was observed after 6 days. A Fixin plate with lower elastic section modulus was used. After 3 months clinical and radiographic check-up showed healing. Multiple radiographic check-ups up to 28 months demonstrated lack of stress protection and bone resorption. Implant selection played a fundamental role in the healing process.

Key words

Nonunion, Fixin, angular stability, bone resorption, dog.

BIBLIOGRAFIA

1. Piermattei DL, Flo GL, DeCamp C: Delayed Union and Nonunion. In: Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair; Fourth edition. Saint Luis, Missouri, Saunders Elsevier, 2006, pp 168-176.
2. Rovesti GL: Nonunions. In: AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat. New York, Thieme, 2005, pp 403-409.
3. Millis DL, Jackson AM: Delayed Unions, Nonunions, and Malunions. In: Textbook of Small Animal Surgery (3rd ed.). Philadelphia, Saunders, 2003, pp 1849-1861.
4. Peirone B, Capellari F, Panichi E, Piras LA: Le pseudoartrosi nel cane. Veterinaria 21 (6): 9-21, 2007.
5. Nolte DM, Fusco JV, Peterson ME: Incidence of and predisposing factors for nonunion of fractures involving the appendicular skeleton in cats: 18 cases (1998-2002). J Am Vet Med Assoc 226(1): 77-82, 2005.
6. Hunt JM, Aitken ML, Denny HR, Gibbs C: The complications of diaphyseal fractures in dogs: a review of 100 cases. J Small Anim Pract 21: 103-119, 1980.
7. Jackson LC, Pacchiana PD: Common Complications of Fracture Repair. Clin Tech Small Anim Pract 19:168-179, 2004.
8. McCartney WT, MacDonald BJ: Incidence of Non-Union in Long Bone Fractures in 233 Cats. Intern J Appl Res Vet Med 4(3): 209-212, 2006.
9. Blaeser LL, Gallagher JG, Boudrieau RJ: Treatment of Biologically Inactive Nonunions by a Limited En Bloc Osteotomy and Compression Plate Fixation: A Review of 17 Cases. Vet Surg 32: 91-100, 2003.
10. Lee TC, Taylor D: Bone Remodelling: Should We Cry Wolff? Ir J Med Sc 168 (2): 102-105, 1999.
11. Tonino AJ, Davidson CL, Klopper PJ, Linclau LA: Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs. J Bone Joint Surg Am 58-B (1): 107-113, 1976.
12. Cordeyl J, Perren SM, Steinemann SG: Stress protection due to plates: Myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory. Injury 31, S-C1-13, 2000.
13. Gautier E, Perren SM, Cordeyl J: Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. Injury 31: S-C14-20, 2000.
14. Richon A, Livio JJ, Saegesser F: Les refractures après ostéosynthèse par plaque à compression. Helv Chir Acta 34: 49-62, 1967.
15. Wagner M: General principles for the clinical use of the LCP. Injury 34: S-B31-S-B42, 2003.
16. Petazzoni M, Urizzi A, Verdonck B, Jaeger G: Fixin internal fixator: Concept and technique. Vet Comp Orthop Traumatol 23: 250-253, 2010.
17. Miller DL, Goswami T: A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. Clin Biomech 22: 1049-1062, 2007.
18. Perren SM: Backgrounds of the technology of internal fixators. Injury 34: S-B1-S-B3, 2003.
19. Piermattei DL, Johnson KA: Approach to the Shaft of the Femur. In: An Atlas of Surgical Approaches to Bones and Joints of the Dog and Cat, Fourth edition. Philadelphia, Pennsylvania, Saunders, 2004, pp 336-337.
20. Owen MA: Use of the Ilizarov method to manage a septic tibial fracture nonunion with a large cortical defect. J Small Anim Pract 41: 124-127, 2000.
21. Blaeser LL, Gallagher JG, Boudrieau RJ: Treatment of Biologically Inactive Nonunions by a Limited En Bloc Osteotomy and Compression Plate Fixation: A Review of 17 Cases. Vet Surg 32: 91-100, 2003.
22. Voss K, Kull MA, Haessing M, Montavon PM: Repair of long-bone fractures in cats and small dogs with the Unilock mandible locking plate system. Vet Comp Orthop Traumatol 22(5): 398-405, 2009.
23. Koch D: Screw and plate - Dynamic Compression Plate (DCP). In: AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat. Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R Eds. New York, Thieme, 2005, pp 27-51.
24. Tan SLE, Balogh ZJ: Indications and limitations of locked plating. Injury 40: 683-691, 2009.
25. Zamara V: Manuale di protesi combinata con applicazioni all'implantoprotesi. Milano, Elsevier Masson, 2007.
26. Briggs BT, Chao EYS: The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. J Bone Joint Surg Am 64: 566-573, 1982.
27. Brinker WO, Verstraete MC, Soutas-Little RW: Stiffness studies on various configurations and types of external fixators. J Am Anim Hosp Assoc 21: 801-808, 1985.
28. Palmer RH, Hulse DA, Hyman WA, et al: Principles of bone healing and biomechanics of external skeletal fixation. Vet Clin North Am Small Anim Pract 22: 45-67, 1992.
29. Gautier E, Sommer C: Guidelines for the clinical application of the LCP. Injury 34: S-B63-S-B76, 2003.
30. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, et al: Biomechanical testing of the LCP - how can stability in locked internal fixators be controlled? Injury 34: S-B11-S-B19, 2003.
31. Miranda MA: Locking plate technology and its role in osteoporotic fractures. Injury 38S3: S35-S39, 2007.
32. Pead MJ, Lanyon LE: The adaptation of bone architecture to mechanical function. In: Bone in clinical orthopedics. Ed. Summer-Smith G, Fackelman GE. Dèubendorf, AO Pub, 2002, p 249.
33. Haaland PJ, Sjöström L, Devor M, Haug A: Appendicular fracture repair in dogs using locking compression plate system: 47 cases. Vet Comp Orthop Traumatol 22(4): 309-315, 2009.
34. Palmer RH: Biological Osteosynthesis. Vet Clin North Am Small Anim Pract 29(5): 1171-1185, 1999.