



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Facoltà di Medicina Veterinaria

Dipartimento di Scienze Cliniche Veterinarie

Clinica Veterinaria Privata San Michele al Tagliamento

Tesi di Laurea

**NUOVE PROSPETTIVE NELLA SINTESI DELLE
FRATTURE: SISTEMA FIXIN™**

Relatore: prof. Maurizio Isola

Correlatore: dott. Andrea Urizzi

Laureando: Tommaso Nicetto

Matricola: 504097/MV

ANNO ACCADEMICO 2009-2010

ABSTRACT

TOMMASO NICETTO, “Nuove prospettive nella sintesi delle fratture: sistema FIXIN™”, “New perspectives in fractures repair: FIXIN™ system”.

La conoscenza della classificazione delle fratture, l’analisi delle forze coinvolte nella loro genesi e la consapevolezza dei processi che portano alla guarigione un segmento osseo interessato da frattura, permettono un approccio più attento alla chirurgia ortopedica e traumatologica.

La letteratura offre l’opportunità di analizzare il progressivo sviluppo che ha interessato i dispositivi di osteosintesi negli ultimi decenni, valutando così le modifiche e le migliorie apportate di volta in volta nel corso di questa evoluzione.

Negli ultimi anni, l’interesse del mondo scientifico e dei professionisti impegnati nel settore della chirurgia ortopedica e traumatologica si è focalizzato sul concetto di “biological internal fixation” e di conseguenza sui sistemi di osteosintesi interna a stabilità angolare.

Il sistema *fixin*™ rappresenta l’ultima innovazione tra i dispositivi a stabilità angolare in medicina veterinaria.

Questo lavoro vuole offrire un dettagliata descrizione del sistema *fixin*™ e dello strumentario necessario al suo utilizzo, soffermandosi sugli aspetti biomeccanici e tecnico-applicativi del dispositivo stesso.

L’apporto casistico permette inoltre di esaminare l’impiego del sistema *fixin*™ nelle diverse situazioni cliniche e la sua capacità di sapersi adattare alle differenti sedi scheletriche ed ai molteplici pattern di frattura.

Infine, le potenzialità del sistema *fixin*™, vengono avvalorate da un interessante studio retrospettivo su un campione di 154 casi trattati con questo innovativo sistema di osteosintesi.

Sulla base dell’attenta analisi delle sue caratteristiche e dei risultati finora ottenuti su un gran numero di pazienti, il sistema *fixin*™ si è dimostrato essere un eccellente sistema di osteosintesi.

INDICE:

INTRODUZIONE.....	1
1 . FRATTURE: BIOMECCANICA E CLASSIFICAZIONE.....	3
1.1 Biomeccanica delle fratture.....	3
1.1.1 Forze coinvolte nella genesi delle fratture.....	5
1.2 Classificazione delle fratture.....	7
2. GUARIGIONE DEL TESSUTO OSSEO.....	14
2.1 Guarigione diretta.....	14
2.2 Guarigione indiretta.....	16
3. EVOLUZIONE DELLA TECNICA DI FISSAZIONE INTERNA DELLE FRATTURE....	19
3.1 Storia dei dispositivi di sintesi ossea.....	19
3.2 Tecnica DCP e sua evoluzione.....	22
4. FIXIN™: NUOVI CONCETTI DI FISSAZIONE INTERNA.....	27
4.1 Elementi costitutivi e particolarità del sistema fixin™.....	28
4.2 Accoppiamento conico.....	31
4.3 Impianti a stabilità angolare.....	35
4.3.1 Analisi delle forze.....	35
4.3.2 Linee guida per l'applicazione di un impianto a stabilità angolare.....	38
4.3.3 Punti di forza degli impianti a stabilità angolare.....	41
4.4 Impianti e strumentario fixin™.....	43
4.5 Tecnica applicativa degli impianti fixin™.....	46
4.6 Errori nell'applicazione di un dispositivo fixin™.....	50
4.7 MIPO: minimally invasive plate osteosynthesis.....	56
4.7.1 Tecnica chirurgica.....	56
4.7.2 Caso clinico MIPO.....	59

4.8 Casi clinici	62
4.8.1 Caso clinico 1.....	62
4.8.2 Caso clinico 2.....	65
4.8.3 Caso clinico 3.....	67
4.8.4 Caso clinico 4.....	70
4.8.5 Caso clinico 5.....	72
4.9 Studio retrospettivo	74
4.9.1 Studio retrospettivo: ortopedia.....	74
4.9.2 Studio retrospettivo: traumatologia.....	76
4.10 Discussione e conclusioni	81
APPENDICE A	84
BIBLIOGRAFIA	85
RINGRAZIAMENTI	92

INTRODUZIONE

L'ortopedia e la traumatologia veterinaria occupano oggi un ruolo di rilievo nel settore della chirurgia dei piccoli animali.

Nel corso degli anni, la ricerca si è rivolta verso lo studio e la valutazione clinico-applicativa di sistemi di sintesi, in grado di migliorare il processo di guarigione delle lesioni ossee, garantendo: riduzione stabile della frattura, diminuzione dei tempi di intervento, rispetto dei tessuti molli circostanti al sito di frattura, buona accettazione del dispositivo di sintesi da parte del paziente e quindi il raggiungimento della guarigione attraverso un ripristino precoce ed indolore della funzionalità del settore anatomico interessato.

L'evoluzione dei sistemi di osteosintesi in medicina veterinaria è andata di pari passo con quelli progettati per la medicina umana; infatti spesso sono stati modificati o adattati dispositivi creati per l'uomo, in modo da renderli adeguati alle strutture scheletriche dei piccoli animali.

È opportuno considerare che il paziente veterinario presenta grandi differenze rispetto a quello umano, in particolare per quanto riguarda il periodo postoperatorio. Il paziente umano, avendo cognizione di ciò che gli aspetta durante e dopo l'intervento chirurgico a cui si sottopone, trascorre la convalescenza seguendo le indicazioni fornitegli dal medico, riprendendo la mobilità progressivamente, spesso con l'aiuto di tutori esterni che gli permettono di deambulare senza sovraccaricare l'arto operato. Il paziente veterinario, non ha la capacità di comprendere le motivazioni per cui viene sottoposto al trattamento chirurgico e spesso il proprietario, per varie ragioni, non è in grado di far rispettare al proprio animale un periodo postoperatorio adeguato, permettendo quindi un precoce utilizzo dell'arto che invece necessiterebbe di ulteriore riposo. Per fronteggiare questo problema, il chirurgo veterinario deve avvalersi di sistemi di osteosintesi in grado di contrastare le sollecitazioni che, troppo precocemente, avvengono a livello del sito di frattura, fino alla completa guarigione del segmento osseo.

Nell'ultimo decennio sicuramente abbiamo assistito a notevoli miglioramenti dei sistemi di sintesi e della loro versatilità di applicazione; questo ha permesso di gestire con successo patologie di difficile trattamento nel settore veterinario. Tra i diversi sistemi ad oggi in uso per la sintesi delle fratture, una particolare attenzione va rivolta all'introduzione delle placche a stabilità angolare che, grazie a precise caratteristiche biomeccaniche, forniscono un ottimo "device" nel trattamento delle fratture o negli interventi ortopedici nel settore veterinario.

L'argomento principale di questa tesi è la valutazione del sistema *fixin*TM. Quest'ultimo rappresenta la più recente innovazione tra i sistemi di sintesi ossea interna a stabilità angolare, il cui sviluppo è avvenuto parallelamente in campo umano e veterinario.

Essendo un sistema di ultimissima generazione (in commercio dalla fine del 2008), in letteratura, sia in campo umano che veterinario, non è presente materiale bibliografico adeguato.

Per questo motivo, la stesura di questo testo è stata possibile grazie alla documentazione ed alle delucidazioni gentilmente offerte dal dott. Andrea Urizzi, libero professionista che, in collaborazione col collega, dott. Massimo Petazzoni, ha seguito sia dal punto di vista biomeccanico che pratico-applicativo lo sviluppo della linea di dispositivi *fixin*TM per la chirurgia veterinaria.

Partendo pertanto da considerazioni biomeccaniche sullo studio della distribuzione delle forze che intervengono sul sito di frattura e sul sistema di sintesi, verranno considerate tutte le caratteristiche del sistema stesso, la tecnica applicativa e l'apporto casistico nelle diverse situazioni di applicazione.

La tecnica chirurgica sarà trattata nel dettaglio, valutando i possibili errori e tutti gli accorgimenti utili per evitare di commetterli.

Molti dei concetti teorici trattati in questo lavoro, sono stati ripresi in ambito pratico, attraverso la presentazione di alcuni casi clinici, valutando i pregi ed i difetti del sistema *fixin*TM nel singolo intervento. I casi clinici hanno inoltre permesso di esaminare possibili variazioni della tecnica applicativa dell'impianto, adattandola alla particolare situazione clinica del soggetto, alla singola sede scheletrica o allo specifico pattern di frattura.

Viene inoltre riportato uno studio retrospettivo con lo scopo di valutare gli effettivi risultati ottenuti utilizzando il sistema *fixin*TM in un campione di 154 pazienti (cani e gatti) sottoposti ad interventi di ortopedia e di traumatologia presso la "Clinica Veterinaria" privata sita in San Michele al Tagliamento, Venezia (Dir. San. Dott. Andrea Urizzi).

1. FRATTURE: BIOMECCANICA E CLASSIFICAZIONE

L'attenta valutazione della frattura associata ad una valutazione biomeccanica delle forze normalmente sopportate dal singolo segmento osseo e la conoscenza della guarigione del tessuto osseo, forniscono gli elementi di scelta per il trattamento d'elezione per ogni singolo caso clinico.

1.1 BIOMECCANICA DELLE FRATTURE

All'osso, come ad un qualsiasi altro materiale, si possono applicare le leggi della meccanica (in questo caso "biomeccanica"). Più in particolare, secondo la legge di Hooke, quando si applica una forza, in una direzione conosciuta, ad un oggetto, l'oggetto stesso si deforma rispetto al suo stato originale. La risposta meccanica dell'oggetto a questa forza può essere valutata quantitativamente ottenendo una curva Forza/Deformazione (Fig. 1.1).

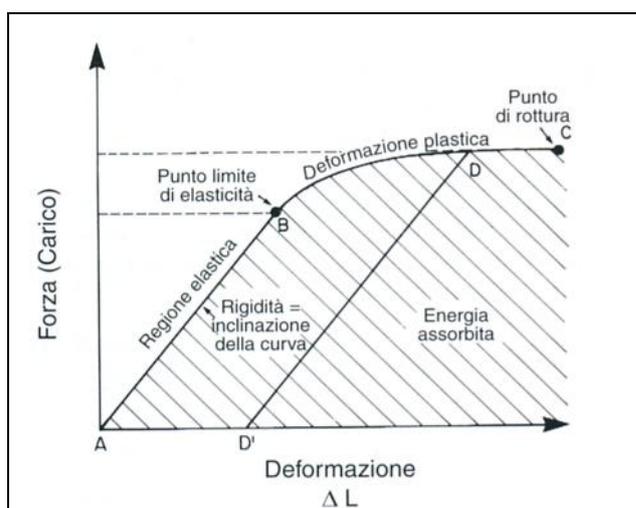


Fig. 1.1 - Curva teorica sollecitazione/deformazione, indicante le caratteristiche meccaniche di una struttura. Il punto limite di elasticità indica la transizione fra il comportamento elastico e quello plastico. Se si applica una sollecitazione ad un oggetto nella regione elastica (da **A** a **B**) e poi si rimuove, non residua nessuna deformazione permanente. La sollecitazione oltre il punto limite di elasticità, nella regione plastica (da **B** a **C**), determinerà la deformazione permanente. La deformazione permanente che si realizza se la struttura è sollecitata fino al punto **D**, e poi sottratta al carico, è rappresentata dalla distanza fra **A** e **D**. L'area sottesa alla curva indica la quantità di energia assorbita dalla struttura prima di cedere. La rigidità della struttura è determinata dalla pendenza della porzione lineare della regione elastica (Bojrab, M. J., 2001).

La curva riportata in Fig. 1.1 mostra alcuni parametri relativi alla resistenza ed alle caratteristiche strutturali di un materiale. Dall'osservazione del grafico si possono individuare due tipi di deformazione:

-*Deformazione elastica*: deformazione tale che, alla rimozione del carico, l'oggetto riassume la sua posizione e la sua conformazione originale.

-*Deformazione plastica*: deformazione tale che, superando il punto limite di elasticità ed aumentando la forza applicata all'oggetto, questo subisce una deformazione plastica (permanente).

Se la sollecitazione insiste nella regione plastica del grafico, si raggiungerà il *punto di rottura* dell'oggetto e, nel caso dell'osso, la frattura (Bojrab, M. J., 2001).

1.1.1 FORZE COINVOLTE NELLA GENESI DELLE FRATTURE

Una frattura è una soluzione di continuo, completa o incompleta, di un tessuto duro (ossa, cartilagini, denti, corno-unghia, unghioni, unghielli, zoccolo, corna), che si realizza quando le sollecitazioni applicate superano la resistenza finale del tessuto stesso compromettendone la rigidità.

Lo scheletro è sottoposto costantemente a due tipi di forze, *intrinseche* ed *estrinseche*.

Le forze *intrinseche* si trasmettono all'osso per la sua contiguità con le strutture articolari, con i legamenti che circondano le articolazioni e con le inserzioni tendinee provenienti dai muscoli. Tali sollecitazioni sono del tutto fisiologiche e, in un osso sano, non dovrebbero portare a frattura. Sono sempre presenti durante la deambulazione e l'attività fisica del soggetto, ma anche in assenza di movimento (forza di sostegno, funzione antigravitazionale della muscolatura).

Le forze *estrinseche* invece originano dall'ambiente e, diversamente dalle forze intrinseche, non presentano alcuna limitazione di intensità o di direzione quando sono applicate al segmento osseo; per questo motivo possono superare la resistenza finale dell'osso, che non è altro che la sua capacità di assorbire energia, ed esitare quindi in una frattura.

Le sollecitazioni estrinseche portano ad una deformazione micro/macroscopica dell'osso il cui grado è correlabile a:

- tipo ed intensità della forza applicata,
- geometria strutturale del segmento osseo,
- geometria della sezione trasversale locale,
- proprietà materiali dell'osso (*Bojrab, M. J., 2001*).

Sono generalmente riconosciuti cinque tipi di forze coinvolte nella genesi di una frattura:

- a. *Compressione*: si propaga lungo l'asse longitudinale dell'osso. Lo stress generato dalle forze è rappresentato da due vettori con uguale direzione ma verso opposto, che si avvicinano l'uno verso l'altro rimanendo sullo stesso piano (Fig. 1.2A).
- b. *Tensione o trazione*: come la precedente si propaga lungo l'asse longitudinale dell'osso, i vettori "forza" presentano ancora uguale direzione e verso opposto, ma in questo caso si allontanano l'uno dall'altro rimanendo sullo stesso piano (Fig. 1.2B).
- c. *Taglio*: le sollecitazioni di taglio agiscono perpendicolarmente all'asse longitudinale del segmento osseo e conducono a deformazioni angolari della

struttura. Tali forze sono rappresentabili da due vettori con stessa direzione e verso opposto che tendono avvicinarsi tra loro, posti su due piani paralleli tra loro e perpendicolari al piano passante per l'asse longitudinale dell'osso (Fig. 1.2C).

d. *Flessione*: questo stress è giustificato dal fatto che le ossa non possono essere paragonate a strutture geometriche perfette; esse infatti presentano delle curvature e questo implica che, generalmente, i carichi agiscono sull'osso in modo eccentrico e non lungo il suo asse longitudinale. La flessione è la dimostrazione di quanto detto. Osservando infatti l'immagine in Fig. 1.2 si può capire come le forze di flessione sottopongano l'osso a sollecitazioni compressive abnormi, sul lato concavo, ed a sollecitazioni tensili elevate, sulla superficie opposta o convessa (Fig. 1.2D).

e. *Torsione*: una sollecitazione torsionale può essere considerata come la risultante dell'azione combinata di uno stress di taglio ed uno stress tensile. Lo stress di taglio sarà distribuito attorno all'asse neutro lungo la sezione trasversale dell'osso, mentre le forze di tensione si propagano diagonalmente rispetto all'asse neutro (Fig. 1.2E).

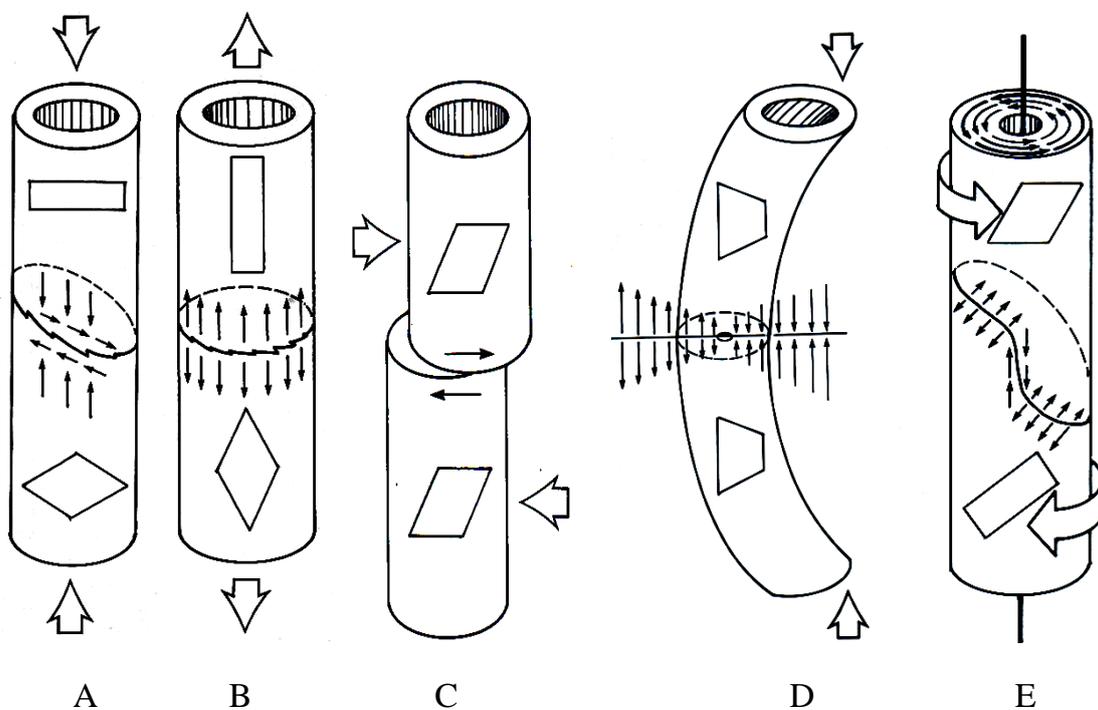


Fig. 1.2 - Rappresentazione schematica di come le forze di compressione (A), tensione o trazione (B), taglio (C), flessione (D), torsione (E) agiscono su un segmento osseo (rappresentato in questo schema da un cilindro), (Bojrab, M. J., 2001).

1.2 CLASSIFICAZIONE DELLE FRATTURE

Per quanto concerne la classificazione delle fratture, questa può essere elaborata basandosi su molteplici fattori. Di seguito verranno descritte le classificazioni ad oggi più utilizzate.

Classificazione in base a:

1. Meccanismo eziopatogenetico
2. Causa
3. Presenza di una ferita comunicante con l'esterno
4. Estensione del danno
5. Direzione del piano di frattura
6. Sede scheletrica
7. Dislocazione dei monconi
8. Salter-Harris

1. **Meccanismo eziopatogenetico:** come già accennato al paragrafo 1.1.1, l'osso è sottoposto a due tipi di forze, quelle *intrinseche* e quelle *estrinseche*. Le prime sono forze statiche o dinamiche imposte alle ossa dal contatto diretto con le superfici articolari, con i legamenti che circondano le articolazioni ed infine con i capi tendinei provenienti dalla muscolatura. Diversamente, le forze estrinseche derivano dall'ambiente esterno e non hanno limitazioni d'intensità o direzione; tra queste si annovera la forza di *compressione, tensione o trazione, taglio, flessione e torsione* (vedi paragrafo 1.1.1).
2. **Causa:** in base alla causa le fratture possono essere suddivise in quattro categorie.

A- *Frattura accidentale:* evento traumatico contusivo di origine accidentale che si verifica per effetto di un trauma occasionale. Questo tipo di lesione può essere ulteriormente suddivisa in due sottocategorie:

a1: *Frattura accidentale diretta:* l'azione traumatica agisce direttamente sull'osso. Secondo le statistiche almeno il 75-80% delle fratture è provocato da incidenti automobilistici (*Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999*).

a2: *Frattura accidentale indiretta:* l'azione meccanica è trasmessa alla componente ossea interessata da frattura per mezzo di altre strutture ossee o muscolari. E' la cosiddetta "frattura da contraccolpo" (es.

frattura della scapola causata da una caduta sui carpi, avulsione del tubercolo tibiale), (Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999).

- B- *Frattura funzionale*: azione traumatica ipertensiva per un eccesso di trazione o torsione sull'asse longitudinale dell'osso legata a contrazione muscolare (es. fratture da avulsione).
- C- *Fratture da stress o da fatica*: secondarie a microtraumi ripetuti che portano col tempo ad un'alterazione della struttura dell'osso ed a una diminuzione della sua resistenza. Questo tipo di frattura si osserva con maggior frequenza a carico delle ossa del carpo e del tarso e presenta una più alta incidenza nei soggetti impiegati in attività sportiva come cani e cavalli da corsa (es. frattura dei sesamoidi), (Mortellaro, C. M. et al., 2008).
- D- *Fratture patologiche*: fratture a carico di tessuto osseo già interessato da un processo patologico in atto o pregresso o in preda a processi distrofici sistemici. Possono quindi interessare un singolo segmento osseo o, in caso di patologia sistemiche, colpire l'intero scheletro. Inoltre non è necessario un evento traumatico particolarmente violento; sovente la lesione ossea è causata da una sollecitazione banale o dal solo peso corporeo. Le malattie sistemiche riconosciute come possibile causa di frattura patologica sono principalmente patologie metaboliche carenziali come l'iperparatiroidismo, l'osteoporosi, il rachitismo (Mortellaro, C. M. et al., 2008), l'osteomalacia. Per quanto concerne invece le patologie localizzate si annoverano le cisti ossee, l'osteochondrosi e l'osteochondrite dissecante (Bennett, D. L. et al., 1981), metastasi ossee, osteomielite cronica, carie.

3. Presenza di una ferita comunicante con l'esterno: secondo questo parametro di classificazione le fratture si distinguono in *fratture chiuse* e *fratture esposte*.

- A- *Frattura chiusa*: il focolaio di frattura non comunica con l'ambiente esterno.
- B- *Frattura esposta*: la lacerazione dei tessuti molli permette il contatto tra l'ambiente esterno ed il focolaio di frattura. Questo tipo di lesione è da considerarsi ferita infetta e come tale deve essere trattata. Le fratture esposte vengono a loro volta classificate in base alla gravità del danno dei tessuti molli circostanti, al grado di contaminazione della ferita, al grado di

compromissione della vascolarizzazione locale ed infine all'instabilità dei monconi di frattura. Esistono quindi tre gradi di frattura esposta:

- Grado 1: la ferita è di dimensioni minori al centimetro, senza o con modesto coinvolgimento dei tessuti circostanti, i frammenti di frattura non sono contaminati, la vascolarizzazione è rimasta intatta e la frattura è stabile.
- Grado 2: ferita cutanea provocata dal trauma esterno con un deficit tissutale di diverso grado, modesta contusione dei tessuti molli circostanti, assenza di contaminazione della ferita.
- Grado 3: estesi danni cutanei (>5cm) dei tessuti e dei muscoli circostanti la lesione, contaminazione della ferita, danneggiamento della vascolarizzazione (Slatter, D., 2005).

4. Estensione del danno: in relazione all'estensione del danno si distinguono *fratture incomplete* e *fratture complete*.

A- *Fratture incomplete*: il segmento osseo non è lesa a tutto spessore o uno dei due versanti è integro, si ha quindi un mantenimento parziale della continuità ossea. A questo gruppo appartengono:

- *Fessura*: soluzione di continuo lineare di limitata estensione, generalmente interessa solamente la porzione corticale dell'osso. Potenzialmente può evolvere in frattura completa.
- *Frattura a legno verde*: tipica dei soggetti giovani. Si verifica in seguito all'applicazione di una forza flettente capace di determinare l'incurvamento di una diafisi. Le ossa dei soggetti giovani, essendo molto elastiche, possono, in taluni casi, non fratturarsi in due monconi netti ma subire uno sfibramento.
- *Frattura sottoperiostale*: anche questo tipo di frattura è tipica degli animali giovani. Caratterizzata dal fatto che la lamina periostale mantiene la sua integrità impedendo la dislocazione dei monconi di frattura.
- *Depressione*: lesione a carico delle ossa piatte, nelle quali avviene un affondamento di un'area, la cui continuità non è totale, in cavità sottostanti (es. ossa della faccia o del cranio).

B- *Frattura completa*: soluzione completa della continuità tissutale che interessa quindi l'intera circonferenza del segmento osseo; frequentemente accompagnata da una marcata dislocazione dei monconi (Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999).

Le fratture complete possono presentarsi come:

- *Uniche*: caratterizzate dalla presenza di due soli monconi ossei.
- *Segmentali*: presenza di tre o più segmenti.
- *Scheggiose*: segmenti ossei voluminosi, più o meno numerosi, connessi (tramite il periostio) o meno (liberi) ai monconi principali. Spesso, a seguito di riduzione, è possibile ripristinare un certo contatto fra i frammenti principali (Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999).
- *Comminute*: segmenti ossei di piccole dimensioni e numerosi. Non è possibile una riduzione anatomica dei frammenti (Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999).
- *Parcellari*: formazione di piccoli frammenti ossei in stretto rapporto con tendini e legamenti.
- *Tuberositarie*: segmento osseo, sede di inserzione di un muscolo, tendine o legamento, si stacca in seguito ad una violenta trazione.

5. Direzione del piano di frattura: la direzione del piano di frattura è dipendente dal tipo di forza che, agendo sull'osso, ne determina la perdita di continuità. Si avranno pertanto fratture:

- *Trasversali*: il piano di frattura è disposto perpendicolarmente rispetto all'asse longitudinali dell'osso. Sono associate a forze di tensione o trazione (Fig. 1.3 A).
- *Oblique*: il piano di frattura forma un angolo minore a 90° rispetto all'asse longitudinale dell'osso. Sono associate a forze di compressione (Fig. 1.3 B).
- *Spiroidi*: la linea di frattura compie un decorso a spirale lungo il segmento osseo con un piano fortemente inclinato. Sono associate a forze di torsione (Fig. 1.3 C).
- *A farfalla (o frattura scheggiata con scheggia ricomponibile)*: piano di frattura trasversale per parte del suo decorso che poi si divide in due piani obliqui (tra i quali è compresa la scheggia). Sono associate a forze di flessione (Fig. 1.3 D).

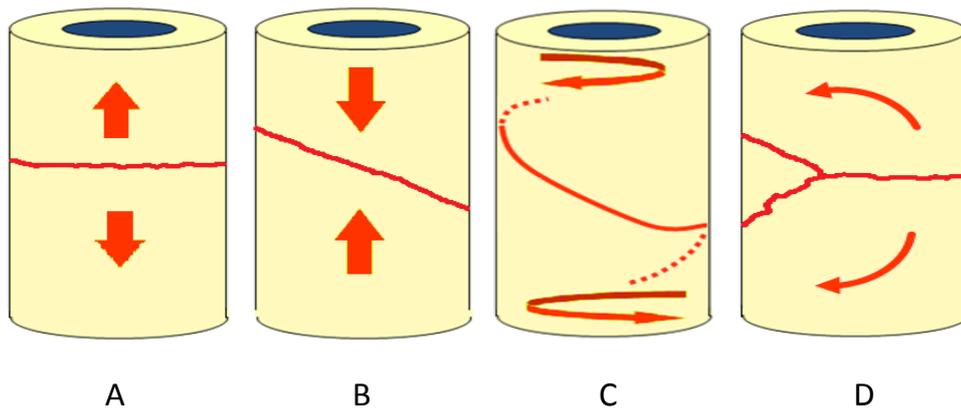


Fig. 1.3 - Rappresentazione grafica delle possibili direzioni del piano di frattura. **A**, trasversale; **B**, obliqua; **C**, Spiroide; **D**, a farfalla.

6. Sede scheletrica: in base alla sede scheletrica in cui si localizza la lesione è possibile suddividere le fratture secondo la seguente classificazione:

- *Diafisarie*
- *Epifisarie*
- *Metafisarie*
- *Fisarie*
- *Apofisarie*
- *Tuberositarie*
- *Articolari*
- *Intra-articolari*

7. Dislocazione dei monconi: osservando la posizione dei monconi ossei è possibile distinguere *fratture composte* e *fratture scomposte*.

Nelle prime i capi ossei conservano la loro posizione anatomica fisiologica, mentre nelle seconde si assiste ad uno spostamento dei monconi, che può avvenire immediatamente, se conseguente al trauma che ha provocato la frattura, oppure secondariamente alla contrattura muscolare riflessa che consegue alla perdita di continuità del tessuto osseo. Le fratture scomposte possono essere ulteriormente classificate in base al rapporto che intercorre fra i frammenti ossei in:

- *Dislocatio ad longitudinem:* dislocazione dei monconi secondo la lunghezza dell'osso.
 - (i) *Cum contractionem:* avvicinamento dei monconi che scivolano l'uno sull'altro lungo l'asse maggiore dell'osso (Fig. 1.4 A).
 - (ii) *Cum distractionem:* allontanamento dei monconi l'uno dall'altro.

- *Dislocatio ad latus*: spostamento secondo la lateralità. Gli assi longitudinali dei due monconi si allontanano rimanendo paralleli tra loro (Fig. 1.4 B).
- *Dislocatio ad axim*: Spostamento angolare dei capi ossei. Alterazione dell'angolo formato dagli assi longitudinali dei due monconi (Fig. 1.4 C).
- *Dislocatio ad peripheriam*: rotazione di un moncone rispetto all'altro.



Fig. 1.4 – Immagini radiografiche: **A**, proiezione medio-laterale arto posteriore destro (cane), frattura trasversa diafisaria di femore con dislocatio ad longitudinem cum contractionem; **B**, proiezione dorso-palmare tibia (cane), frattura segmentale diafisaria di tibia con dislocatio ad latus; **C**, proiezione medio-laterale e dorso-palmare arto posteriore destro (gatto), frattura inveterata obliqua diafisaria di femore con dislocatio ad axim.

8. Salter-Harris: questa classificazione riguarda le fratture fisarie. Salter e Harris le hanno suddivise in tipi che vanno da I a VI, in base alle caratteristiche anatomiche. I molteplici tipi di lesione sono l'esito dei diversi tipi di forze applicate alle varie parti dell'arto, in vari stadi di maturità della cartilagine di accrescimento (*Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999; Piras, A., 2007; Stuart, C., 2008*).

- *S-H tipo I*: diastasi fisaria. Dislocazione dell'epifisi dalla metafisi in corrispondenza della placca di accrescimento (*Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999*). In questo tipo di insulto le cellule della porzione proliferativa della fisi rimangono adese all'epifisi. Una precoce riduzione anatomica della diastasi porta con buona probabilità ad una prognosi favorevole (Fig. 1.5 I), (*Newton, C. D. & Nunamaker, D. M., 1985*).
- *S-H tipo II*: frattura di un piccolo angolo della metafisi con dislocazione dell'epifisi dalla metafisi stessa in corrispondenza della placca di accrescimento (*Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999*). Il tipo II è la situazione più comunemente osservabile nei distacchi epifisari nei piccoli animali (Fig. 1.5 II), (*Newton, C. D. & Nunamaker, D. M., 1985*).
- *S-H tipo III*: è una frattura epifisaria intra-articolare che attraversa epifisi e fisi, mentre risparmia la metafisi (Fig. 1.5 III), (*Piermattei, D. L. & Flo, G. L., 1999*).
- *S-H tipo IV*: è una frattura intra-articolare che attraversa epifisi, fisi e metafisi; si possono osservare diverse linee di frattura (Fig. 1.5 IV).
- *S-H tipo V*: forze compressive applicate alla fisi che determinano uno schiacciamento dei condrociti e della sostanza intercellulare. In questo caso non si osserva instabilità dovuta alla presenza di due monconi di frattura, ma si instaura una fiosiodesi, la quale provocherà, con la crescita del segmento osseo interessato, una deviazione angolare dell'arto. Meno giovane è l'animale al momento del trauma, migliore sarà la prognosi (Fig. 1.5 V), (*Newton, C. D. & Nunamaker D. M., 1985*).
- *S-H tipo VI*: molto simile alla precedente. Raramente la fisi è lesionata alla periferia e, in questo caso, si può andare in contro a fenomeni proliferativi di guarigione con deposizione di materiale osseo lateralmente alla lesione; questo materiale creerà così un ponte tra epifisi e metafisi. Il risultato sarà una deformità angolare del segmento osseo in accrescimento (Fig. 1.5 VI), (*Newton, C. D. & Nunamaker, D. M., 1985*).

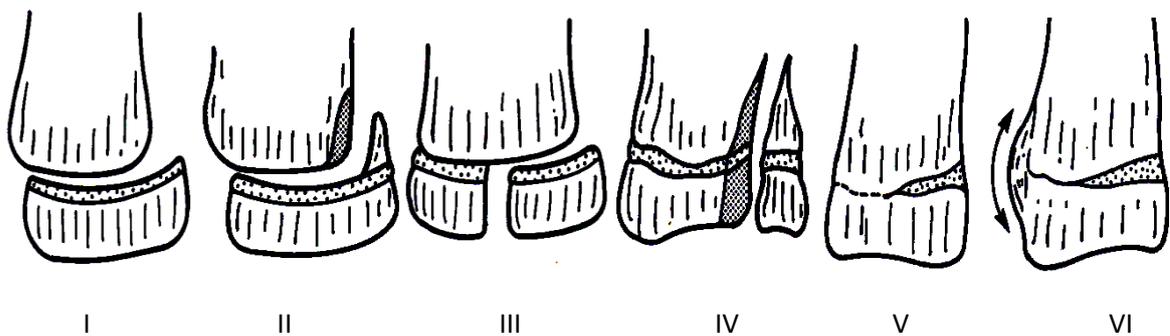


Fig. 1.5 - Rappresentazione della classificazione dei distacchi epifisari secondo Salter-Harris.

2. GUARIGIONE DEL TESSUTO OSSEO

Un segmento osseo, che subisce una perdita di continuità in seguito ad un evento traumatico, dispone di due possibili vie di guarigione: la *cicatizzazione per I intenzione* (guarigione diretta o osteogenesi angiogenica o ossificazione intramembranosa) e la *cicatizzazione per II intenzione* (guarigione indiretta o formazione del callo osseo o ossificazione endocostale).

Il percorso di guarigione è strettamente correlato a fattori biologici come, ad esempio, la localizzazione della frattura nell'osso corticale, metafisario o fisario, la circolazione sanguigna e la vascolarizzazione locale, concomitanti lesioni a carico dei tessuti molli circostanti, patologie sistemiche o localizzate già presenti nel soggetto. Di fondamentale importanza sono indubbiamente i fattori meccanici e, fra questi, ha un ruolo di rilievo il grado di stabilità dei segmenti ossei dopo l'applicazione di dispositivi di sintesi (Bojrab, M. J, 2001).

2.1 GUARIGIONE DIRETTA

La guarigione diretta dell'osso prevede il ripristino della stabilità e della capacità del segmento osseo di dare supporto allo scheletro, evitando la formazione del callo esterno (Bojrab, M. J, 2001; Bojrab, M. J. et al., 2001). Tale processo può realizzarsi solamente nel caso in cui siano garantite al focolaio di frattura determinate condizioni, quali una perfetta giustapposizione dei monconi, una compressione interframmentaria costante ed uniforme, un sufficiente sanguinamento a livello dei capi ossei e una situazione di massima asepsi.

Inizialmente il gap tra i due monconi, che deve essere al massimo di 150-300 µm, viene colmato da una trama di tessuto osseo fibroso meccanicamente molto poco resistente, la quale, nell'arco delle prime 7 o 8 settimane va in contro ad un processo di rimodellamento (Fig. 2.1 A), (Fossum, T. W. et al., 1998).

Durante la fase di rimodellamento, lo spazio interframmentario viene invaso da canali vascolo-connettivali (detti "ansate capillari" o "bottoni vasali") provenienti dal periostio, dai canali di Havers e dall'endostio. Queste strutture sono caratterizzate da un'attività osteoclastica apicale capace di creare cavità di riassorbimento che penetrano longitudinalmente attraverso le estremità dei frammenti. Lateralmente ai canali neoformati si assiste a processi di differenziamento cellulare con deposizione di osteoblasti, paralleli alla direzione dei capillari, il cui compito è quello di secernere matrice osteoide che andrà immediatamente in contro ad un processo di mineralizzazione per ottenere così tessuto osseo (osteoplasia laterale), (Fig. 2.1 B; Fig. 2.2), (Fossum, T. W. et al., 1998).

La guarigione diretta dell'osso esita nella formazione di osso lamellare, disposto lungo l'asse maggiore dell'osso stesso, che permette un'unione estremamente stabile dei monconi (Fig. 2.1 C).

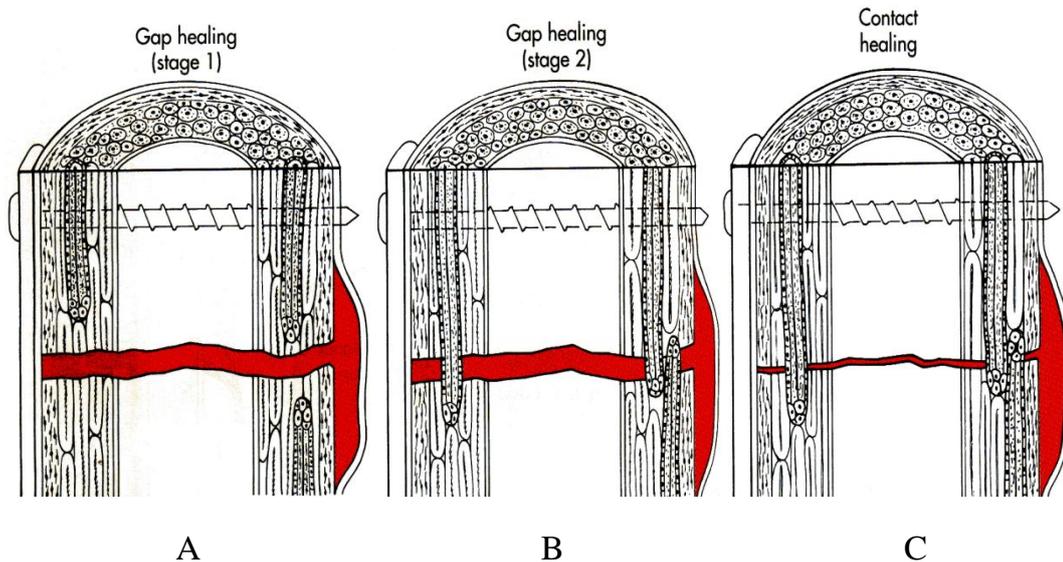


Fig. 2.1 - Stadi della guarigione diretta dell'osso. **A.** il gap viene colmato da tessuto osseo fibroso; **B.** ricostruzione longitudinale dell'osso ad opera del rimodellamento Haversiano: osteoclasia apicale, osteoplasia laterale; **C.** unione dei capi con tessuto osseo lamellare osteonico, (Fossum, T. W. et al., 1998).

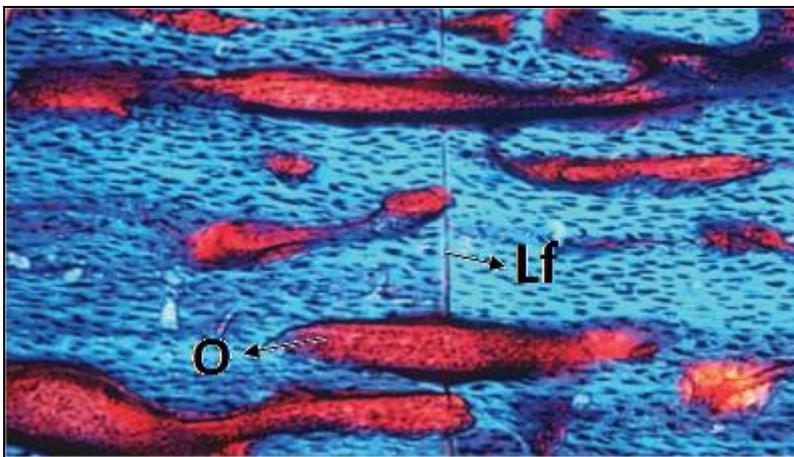


Fig. 2.2 – Immagine al microscopio ottico (ingrandimento 20X), colorazione PTHA. Guarigione diretta dell'osso. Osteotomia della tibia di una pecora ridotta creando compressione interframmentaria tra i monconi e assicurando la massima stabilità nel sito di frattura. Si vedono chiaramente gli osteoni (in figura indicati dalla lettera "O") che attraversano la linea di frattura (in figura indicata dalla sigla Lf) senza modificare la loro direzione (Perren, S., 2002).

2.2 GUARIGIONE INDIRECTA

Poiché non è sempre possibile garantire al focolaio di frattura una situazione ottimale per la guarigione di prima intenzione, frequentemente si assiste ad una cicatrizzazione per seconda intenzione.

Arbitrariamente, il processo di guarigione indiretta viene suddiviso in fasi, ciascuna delle quali continua in quella successiva (Bojrab, M. J. et al., 2001).

- *Fase infiammatoria:* questa fase inizia al momento dell'insorgenza della frattura ed interessa le lesioni a carico dell'osso e dei tessuti molli. Il trauma lede i vasi sanguigni, alterando i meccanismi fisiologici cellulari e provocando la morte di osso e tessuti molli, creando un'area di necrosi ischemica che si estende fino alle regioni ancora vascolarizzate. In questa fase si osservano vasodilatazione ed essudazione plasmatica che portano alla formazione di edema e migrazione di leucociti polimorfonucleati e macrofagi (Bojrab, M. J. et al., 2001). Durante la fase infiammatoria si viene a creare un ematoma (Fig. 2.2 A), delimitato dal periostio o dalle masse muscolari adiacenti la frattura (se il periostio è danneggiato), che in breve tempo sarà sostituito da tessuto di granulazione (Fig. 2.2 B), il quale è costituito da un'impalcatura di fibrina, cellule infiammatorie, fibroblasti, fibre collagene e capillari neoformati.

Il tessuto di granulazione può sopportare una tensione di $0,1 \text{ Nm/mm}^2$ e una deformazione del 100%; questi dati indicano la sua scarsa resistenza e la sua grande elasticità.

- *Fase riparativa:* clinicamente, questa fase, inizia da quando il dolore ed il gonfiore della frattura si riducono e termina con l'unione dei due monconi tramite tessuto fibrocartilagineo (Bojrab, M. J., 2001).

La formazione del callo richiede la presenza di cellule mesenchimali; tali cellule sono pluripotenti, possono cioè dare origine a collagene, cartilagine ed osso. Il microambiente, ed in particolare la tensione di ossigeno e le sollecitazioni meccaniche, sembrano giocare un ruolo fondamentale nel determinare il tipo di tessuto che si verrà a formare. Negli stadi iniziali della fase riparativa la tensione di ossigeno è molto bassa a causa di una vascolarizzazione insufficiente conseguente al trauma e alla formazione dell'ematoma; questo permetterà la deposizione di tessuto cartilagineo (Fig. 2.2 D) a discapito di quello osseo, con formazione del *callo molle* (2-3 settimane dalle fratture). Il callo molle permette un allungamento del 10-12%, è ancora quindi troppo elastico per avere funzione di sostegno.

Col tempo aumenta l'apporto ematico grazie all'ingrossamento del periostio che apporta vascolarizzazione extraossea al callo e grazie alla vascolarizzazione

ossea endostale. Tale fenomeno determina un aumento della tensione di ossigeno a livello del focolaio che stimola la differenziazione delle cellule mesenchimali pluripotenti in cellule progenitrici del tessuto osseo, si avrà così il riassorbimento della cartilagine del callo mediante un processo simile all'ossificazione endocrale e la mineralizzazione della matrice osteoide prodotta dagli osteoblasti (Fig. 2.2 E).

Il *callo duro* (chiamato anche "callo unitivo") formatosi determina la guarigione funzionale della frattura. E' in grado di sopportare una tensione di circa 130 Nm/mm² e permette un allungamento solo del 2%, può quindi conferire stabilità ai due monconi garantendone la capacità di sostenere il carico corporeo. Questa situazione si ha dopo circa 30-40 giorni dalla stabilizzazione della frattura.

- *Fase di rimodellamento*: quest'ultima fase del processo riparativo si basa sulla legge di Wolff "...ogni stimolo funzionale porta ad una modificazione dell'osso..." e sulla legge di Roux "...ogni aumento di forza pressoria costituisce una stimolazione per la formazione di nuovo tessuto osseo, mentre la diminuzione delle forze applicate causa un esaurimento della produzione di tessuto osseo..." (Lee, T. C. & Taylor, D., 1999). Il rimodellamento, che può durare anni, prevede un riassorbimento osteoclastico dell'osso meccanicamente non utile, mentre altro tessuto osseo viene depositato seguendo le linee di tensione delle forze (statiche o dinamiche) che si applicano quotidianamente sull'osso (Fig. 2.2 F). Il meccanismo di controllo sembra essere di tipo elettrico: l'elettronegatività stimolerebbe l'attività osteoblastica, mentre l'elettropositività aumenterebbe l'attività osteoclastica. Si rilevano infatti potenziali elettropositivi sul versante convesso dell'osso, mentre sul versante concavo è possibile osservare potenziali elettronegativi. Il risultato finale sarà dunque un osso di forma analoga a quella originale o con una forma nuova in grado di svolgere al meglio la sua funzione biomeccanica.

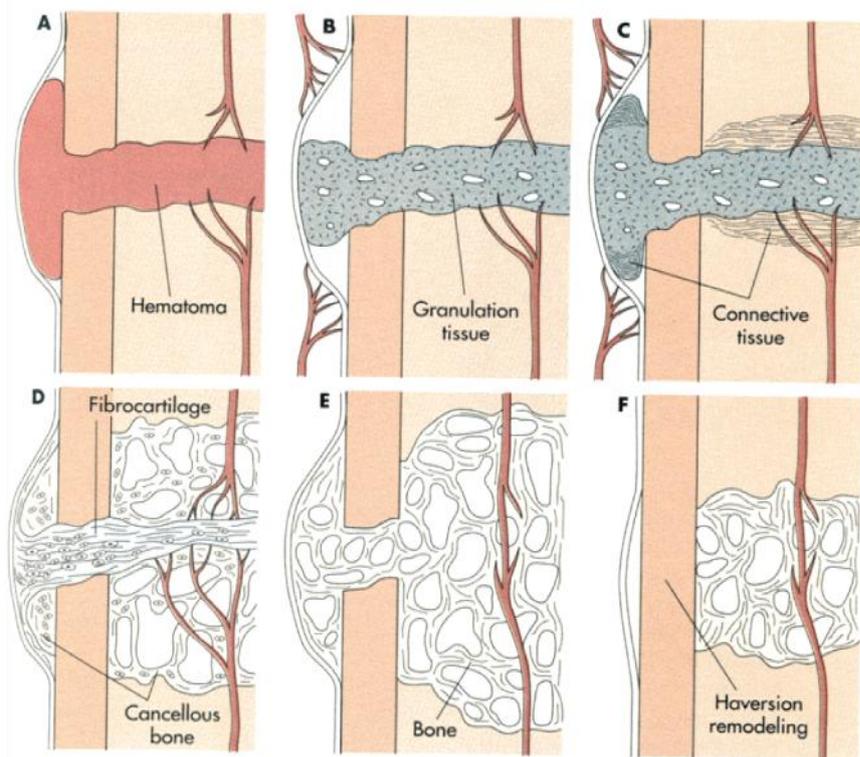


Fig. 2.2 - Stadi della guarigione ossea per II intenzione. Il gap viene inizialmente colmato dall'ematoma (A), che poi è rimpiazzato dal tessuto di granulazione (B) Successivamente si ha la formazione di tessuto connettivale (C), e poi fibrocartilagineo (D). Il tessuto fibrocartilagineo va in contro a mineralizzazione (E). Infine il rimodellamento haversiano porta all'eliminazione del callo (F), (Fossum, T. W. et al., 1998).

3. EVOLUZIONE DELLA TECNICA DI FISSAZIONE INTERNA DELLE FRATTURE

3.1 STORIA DEI DISPOSITIVI DI SINTESI OSSEA

L'evoluzione dei dispositivi di sintesi, utilizzati per la riduzione delle fratture nell'ambito ortopedico-traumatologico, ha da sempre avuto come obiettivo da perseguire la totale immobilizzazione del sito di frattura.

Le prime placche metalliche risalgono al 1895 (Fig. 3.1); ideate dal dott. Lane furono presto abbandonate per problematiche legate alla corrosione del materiale.

Successivamente, Lambotte nel 1909 (Fig. 3.2) e Sherman nel 1912, avanzarono la loro proposta per la fissazione interna con l'utilizzo di una placca. Questi nuovi dispositivi superarono le problematiche relative alla corrosione ma non ebbero grande successo a causa della scarsa resistenza e dell'incapacità di opporsi alle forze presenti a livello del focolaio di frattura.

Nel 1948 Eggers sviluppò un nuovo tipo di placca caratterizzata da una lunga fessura centrale capace di accogliere le viti (Fig. 3.4b). Tale scanalatura permetteva di far scorrere la placca sotto le viti (non completamente serrate), in modo da compensare la retrazione dei monconi della frattura nelle prime fasi di guarigione (Uhthoff, H. et al., 2006).

Con Danis nel 1949 inizia a prender vita un nuovo concetto nella fissazione interna delle fratture; diventava indispensabile, per ottenere la guarigione, creare una compressione interframmentaria tra i capi ossei.

Danis raggiunse questo obiettivo con una placca, da lui chiamata "coapteur" (Fig. 3.4c), che era in grado di opporsi ai movimenti interframmentari e di conferire una stabilità maggiore rispetto ai sistemi di sintesi dell'epoca. Le caratteristiche biomeccaniche di questo dispositivo permettevano una guarigione del tessuto osseo che Danis chiamò *soundure autogène* (saldatura autogena), oggi meglio conosciuta come *guarigione diretta* (Uhthoff, H. et al., 2006).

Con i suoi concetti rivoluzionari Danis influenzò tutti i modelli di placca ortopedica realizzati dopo la sua "coapteur".

Nel 1958 infatti, Bagby e Janes proposero una placca disegnata con speciali fori ovali progettati per creare una compressione interframmentaria durante il serraggio delle viti (Fig. 3.4d), (Bagby, G. W. & Janes, J. M., 1958).

Nel 1965 anche Müller et al. elaborarono un sistema di sintesi che permetteva di applicare una compressione fra i due capi ossei mediante uno strumento (tensionatore) applicato sull'osso temporaneamente prima di serrare le viti (Fig. 3.5).

Gli ultimi due sistemi soppiantarono rapidamente i precedenti poiché assicuravano una miglior stabilità e rigidità del sistema impianto-osso; garantivano inoltre, se applicati

correttamente, una guarigione diretta del tessuto osseo. La formazione, anche minima, del callo periostale veniva interpretata come segno di instabilità: “The appearance of callus after plate fixation may be an indicator for an unknown degree of instability.” (Perren, S. M. M. D. et al., 1988).



Fig. 3.1 - Placca di Lane, abbandonata per la corrosione del materiale (1895), (Uthoff, H. et al., 2006).

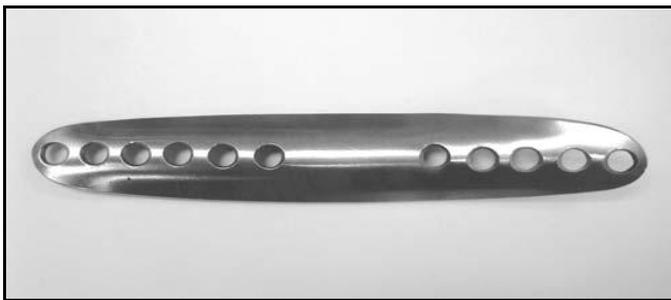


Fig. 3.2 – Placca di Lambotte (1909), (Uthoff, H. et al., 2006).

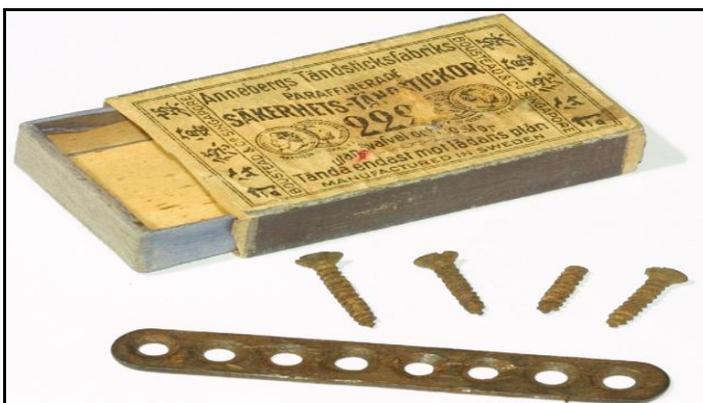


Fig. 3.3 – Placca metallica originale del 1932 utilizzata come mezzo di sintesi in una frattura di femore in un bambino di 5 anni, (Maclean, A. D. & Fowler, J. L., 2007).

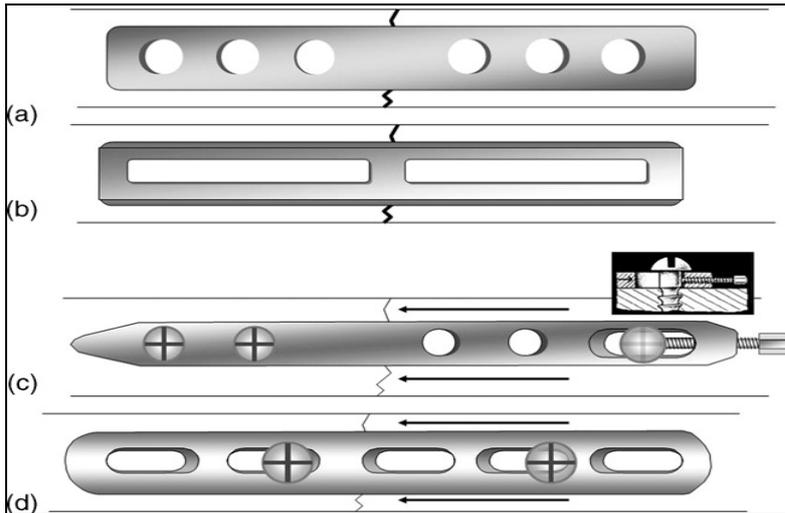


Fig. 3.4 – Rappresentazione schematica dell’evoluzione dei dispositivi di sintesi ossea. **A**, prime placche da osteosintesi; **B**, placca di Eggers; **C**, placca di Danis; **D**, placca di Bagby e Janes, (Maclean, A. D. & Fowler, J. L.,2007).

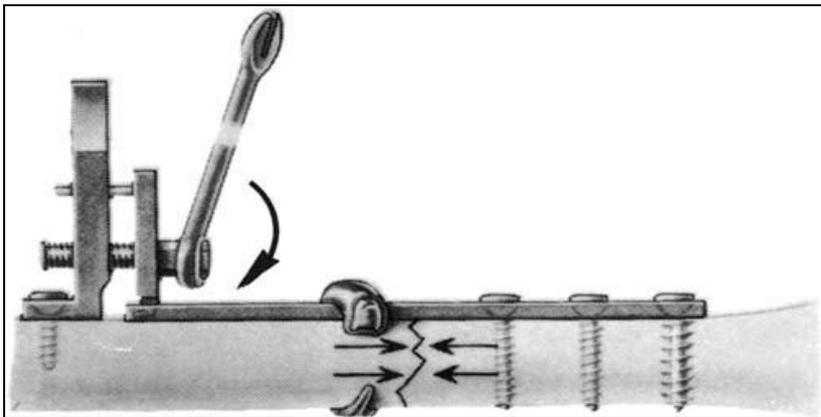


Fig. 3.5 – Rappresentazione della placca di Müller. La compressione interframmentaria è ottenuta grazie al tensionatore applicato temporaneamente prima di serrare le viti, (Uthoff, H. et al., 2006).

3.2 TECNICA DCP E SUA EVOLUZIONE

Le placche DCP (*Dynamic Compression Plate*) sono caratterizzate dalla presenza di fori molto particolari (Frigg, R. et al., 2001). Una parte del foro accoglie la testa della vite, la restante parte, forgiata a scivolo, è stata studiata per far scivolare la placca sotto la vite nel momento in cui viene serrata; in questo modo, fissando prima la placca ad un moncone ed utilizzando la parte inclinata del foro nell'altro moncone, si ottiene una compressione assiale sulla linea di frattura (Fig. 3.6).

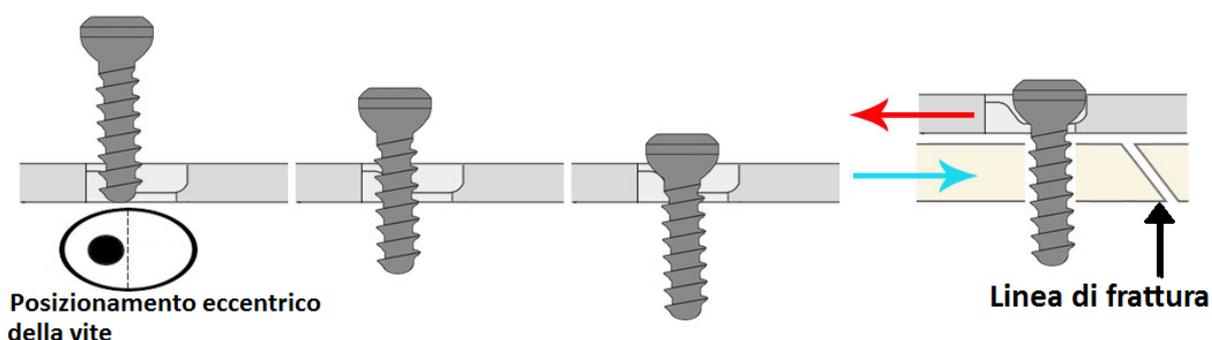


Fig. 3.6 – L'immagine rappresenta il posizionamento eccentrico della vite che gli permette di sfruttare il piano inclinato del foro. La vite, scendendo, determina lo scivolamento della placca nella direzione della freccia rossa e lo scivolamento del moncone di frattura nella direzione delle freccia azzurra creando la compressione a livello del sito frattura, (Gilley, R., 2006).

Negli anni 60 il grande interesse per le applicazioni delle DCP (*Dynamic Compression Plate*) in ortopedia e traumatologia portò l'ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) a standardizzare la tecnica di utilizzo di questo tipo di placche. Gli obiettivi principali da raggiungere nel trattamento di una frattura, come compare nella prima edizione del "AO, *Manual of internal fixation*" del 1969, erano:

- *Riduzione anatomica* dei frammenti di frattura.
- *Fissazione interna stabile* in grado di soddisfare pienamente le necessità biomeccaniche locali.
- *Preservazione dell'apporto ematico* ai frammenti ossei ed ai tessuti molli avvalendosi di una tecnica chirurgica atraumatica.
- *Carico e movimento precoce* dell'arto interessato, in modo da evitare la "fracture disease" (malattia da frattura), (Müller, M. E. et al., 1990).

La comprensione dei principi su cui si basa l'applicazione di un dispositivo DCP rende possibile un ragionamento sugli aspetti positivi e negativi di questa tecnica chirurgica.

La tecnica applicativa delle DCP si basa su alcuni capisaldi fondamentali:

- riduzione anatomica dei frammenti di frattura;
- fissazione interna stabile;
- la placca DCP deve essere modellata sul profilo del segmento osseo su cui viene applicata in modo da esserne in contatto nel maggior numero di punti possibile;
- la placca deve essere ben adesa alla superficie ossea grazie alla pressione creata dalle viti;
- l'effettiva stabilità del sistema osso-placca è possibile solo grazie alla frizione che la placca determina sulla superficie ossea, (Wagner, M., 2003).

Lo sviluppo di queste placche e delle teorie ad esse associate modificarono la tecnica chirurgica al punto tale che si cercava la riduzione anatomica anche dei frammenti di più piccole dimensioni, spesso a discapito della vitalità dei tessuti. L'isolamento delle singole porzioni ossee era possibile solo grazie ad una chirurgia traumatica e caratterizzata da vie d'accesso il più possibile ampie. Il rischio era però che il danno a carico dei tessuti molli circostanti facilitasse l'instaurarsi di fenomeni di ritardo della guarigione, pseudoartrosi ed infine un aumento dell'esposizione alle infezioni, (Schütz, M. & Südkamp, N., 2003; Johnson, A. L. et al., 2005).

La necessità di modellare la placca all'osso comporta due svantaggi: innanzitutto determina un prolungamento dell'attività chirurgica, che espone il paziente a rischi maggiori di infezioni intraoperatorie; in secondo luogo un non adeguato modellamento della placca può determinare uno spostamento dei segmenti ossei nel momento in cui vengono serrate le viti e ciò potrebbe compromettere la riduzione anatomica dei frammenti di frattura.

Prendendo in considerazione l'interfaccia placca-osso è evidente che la compressione della placca sul periostio creata dalle viti e la frizione che si determina a livello dell'interfaccia stessa sono causa di danni alla vascolarizzazione periostale da non sottovalutare.

I danni a carico della vascolarizzazione periostale sommati all'eventuale diminuzione dell'apporto ematico provocato da un approccio chirurgico eccessivamente invasivo, possono influenzare negativamente l'andamento post-chirurgico dell'intervento.

Alla luce di queste osservazioni, nei primi anni 80, si assiste ad un cambiamento dell'approccio chirurgico alle fratture. Emerge infatti il concetto della *placca a ponte* (bridging plate); questa permette di evitare di agire direttamente sul focolaio di frattura bypassandolo ed ancorando la placca all'osso solo a livello della porzione più prossimale e più distale dell'osso stesso (Fig. 3.7), (Schütz, M. & Südkamp, N., 2003).



Fig. 3.7 – Immagine radiografica, proiezione dorso-palmare di omero (uomo). Frattura di omero trattata con l'utilizzo di placca a ponte, (Livani, B. & Belangero, W., 2004).

Questa tecnica consentiva di ridurre i tempi dell'intervento chirurgico, non essendoci la necessità di modellare perfettamente la placca sulla corticale e di ricostruire anatomicamente il segmento osseo utilizzando ogni frammento di frattura; offriva inoltre la possibilità di effettuare un accesso chirurgico meno invasivo rispetto alle tecniche precedentemente utilizzate. Rispetto ad una DCP garantisce una minor stabilità e questo è giustificato dal fatto che l'interfaccia osso-placca si crea solo nella porzione prossimale e distale della placca stessa; per il resto della lunghezza la placca non è compressa all'osso, non si crea quindi la frizione tra corticale ossea e dispositivo di sintesi necessaria a dare stabilità al sistema; l'intero carico è sostenuto quindi dal dispositivo di sintesi.

Negli stessi anni, parallelamente al concetto di bridging plate, nasce il principio di "*biological internal fixation*". Sulla base di questo principio, durante l'atto chirurgico, si cerca di rispettare al massimo l'osso e le strutture anatomiche ad esso associate: minimizzando la superficie di contatto osso-placca, prestando minor importanza alla perfetta riduzione anatomica ed alla compressione interframmentaria e considerando la formazione del callo osseo semplicemente uno degli step che portano alla guarigione definitiva e non un segno di instabilità, (Perren, S., 2002).

Molti autori (Lüthi, U. et al. nel 1980, Vattolo, M. nel 1986, Jörger, K. nel 1987) hanno dimostrato come l'esteso contatto tra osso e placca, ricercato fino a quegli anni nell'applicazione delle DCP, comportasse un grave danno a carico della vascolarizzazione periostale. Dimostrarono inoltre che la compromissione della vascolarizzazione periostale causava necrosi del tessuto osseo a livello dell'area sottostante la placca.

Questi lavori condussero alla realizzazione di nuovi dispositivi di sintesi, come le LC-DCP (Limited Contact Dynamic Compression Plate) e le PC-FIX (Point Contact Fixator), (Fig. 3.8).

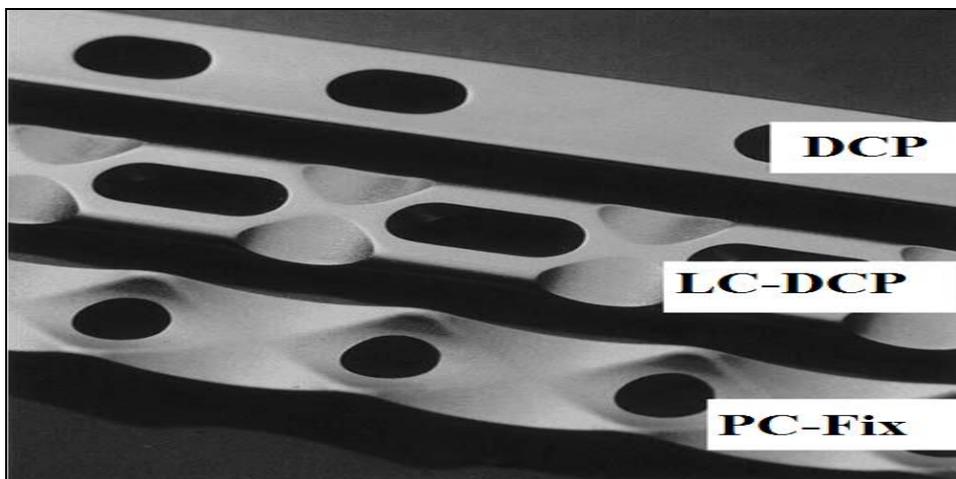


Fig. 3.8 – Tre diversi tipi di placca da osteosintesi fotografate dalla faccia a contatto con l’osso. Nell’ordine dall’alto al basso: DCP, LC-DCP, PC-Fix, (Schütz, M. & Südkamp, N., 2003).

I nuovi dispositivi di sintesi furono disegnati in modo da limitare il contatto tra osso e placca riducendo al minimo la compromissione della vascolarizzazione periostale. In particolare, si stimava che la superficie di contatto di una LC-DCP fosse ridotta di più del 50% rispetto ad una DCP tradizionale e che le PC-Fix prendessero contatto con l’osso solamente nei punti strettamente necessari in prossimità dei fori delle viti (Schütz, M. & Südkamp, N., 2003). Contrariamente a quanto ci si aspettava, Jain et al. nel 1999 hanno dimostrato che misurando il flusso di sangue per mezzo di un flussimetro laser Doppler, a livello della porzione corticale delle tibie, di un determinato campione di cani, sottoposti ad osteosintesi utilizzando sistemi DCP e LC-DCP, non si evidenziavano differenze significative nei flussi sanguigni a livello corticale nei diversi gruppi campione. Gli autori pertanto conclusero che le LC-DCP non favorivano la guarigione delle fratture in quanto ostacolavano la perfusione della corticale in porzioni ossee devascularizzate (Jain, R. et al., 1999).

Uthoff et al., in un lavoro pubblicato nel 2006, valutando dati istomorfometrici atti a quantificare la necrosi del tessuto osseo coperto dalla placca, hanno dimostrato l’assenza di differenze tra LC-DCP e DCP, sostenendo che il grado di necrosi è indipendente dall’area di contatto tra osso e placca (Uthoff, H. et al., 1994).

I sistemi di sintesi che più si identificano nel concetto di *biological internal fixation* sono le placche LISS (Less Invasive Stabilization System), (Fig. 3.9 A) e le placche LCP (Locking Compression Plate), (Fig. 3.9 B-C), (Frigg, R. et al., 2001).

Questi dispositivi fanno parte della categoria dei sistemi a stabilità angolare, ciò significa che è possibile bloccare la testa della vite alla placca, creando un angolo che

rimarrà stabile. Nelle LCP è presente un foro combinato (combi-hole™) al cui interno possiamo inserire o una vite con testa filettata che si ancora alla placca, oppure una vite standard alloggiata nella parte del foro adibita alla compressione, (Palmer, R. H., 2006).

Il grande vantaggio di questi dispositivi, rispetto a quelli che li hanno preceduti, risiede nel fatto che il supporto non ha alcun contatto con la superficie periostale, quindi non apporta alcun tipo di danno alla vascolarizzazione dell'osso e del focolaio di frattura. Inoltre non necessitano di essere premodellati sulla superficie ossea, permettendo così una riduzione della durata dell'intervento chirurgico, una via d'accesso esigua e meno traumatica se confrontata con quella degli altri sistemi di sintesi ossea.

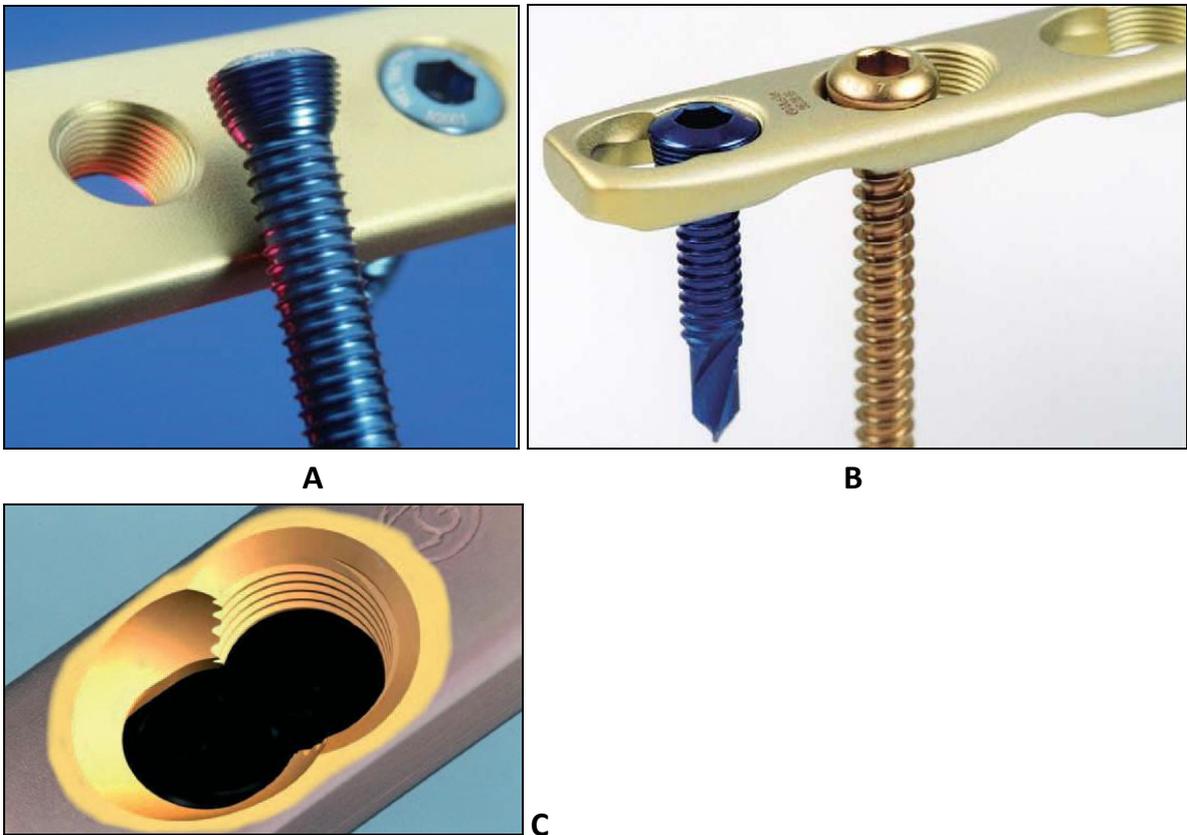


Fig. 3.9 – **A**, placca LISS, foro filettato che accoglie la testa della vite, anch'essa filettata. **B**, placca LCP, la vite di colore blu è bloccata alla placca essendo inserita nel foro filettato e avendo la testa filettata complementare al foro stesso, la seconda vite è invece una vite standard inserita nel foro di compressione. **C**, particolare del foro combinato delle LCP (Perren, S., 2002; Frigg, R., 2003).

4. FIXIN™: NUOVI CONCETTI DI FISSAZIONE INTERNA

Il sistema *fixin*™ è l'ultimo arrivato fra i dispositivi di sintesi a stabilità angolare utilizzabile in campo ortopedico-traumatologico veterinario.

Lo sviluppo del dispositivo in medicina veterinaria è avvenuto parallelamente al corrispettivo sistema applicato all'ortopedia umana (sistema O'nill) tra gli anni 2005 e 2008 grazie al lavoro del dott. Andrea Urizzi e del dott. Massimo Petazzoni (entrambi medici veterinari liberi professionisti), i quali hanno guidato la creazione della linea di dispositivi *fixin*™ pensati per l'ortopedia e la traumatologia dei piccoli animali.

Nel corso del triennio 2005-2008, periodo nel quale il sistema *fixin*™ non era ancora entrato in commercio, vennero applicati in gran parte dei pazienti appartenenti alla casistica dei due medici veterinari sopracitati, gli impianti O'nill (corrispettivo del *fixin*™ in umana) e gli impianti *fixin*™ per la veterinaria in via di sperimentazione.

Fra gli interventi in cui è stato utilizzato questo sistema nel settore ortopedico si annoverano:

- osteomie correttive a carico di femore, tibia, radio e omero,
- TPO (Triple Pelvic Osteotomy),
- TPLO (Tibial Plateau Levelling Osteotomy),
- TTO (Triple Tibial Osteotomy),
- TWO (Tibial Wedge Osteotomy),
- artrodesi (panartrodesi e artrodesi parziali di carpo e di tarso).

Per quanto riguarda il settore traumatologico, il sistema ha trovato applicazione in diversi interventi a carico dello scheletro appendicolare, del bacino ed in sede maxillofacciale (*Urizzi, A., 2009*).

4.1 ELEMENTI COSTITUTIVI e PARTICOLARITA` DEL SISTEMA FIXIN™

Il dispositivo *fixin*™ è costituito da: *supporto*, *bussofe* e *viti* (Del Medico, N., 2005).

Il supporto (Fig. 4.1) è una piastra metallica simile ad una placca caratterizzata dalla presenza di fori dotati di filettatura capaci di accogliere le bussole. È realizzato in acciaio AISI 316 LVM (rispondente alla normativa ISO 5832-1/d), lo stesso metallo comunemente utilizzato in ortopedia umana, contraddistinto per l'elevata resistenza alla corrosione intercristallina ed alla "pitting corrosion" (corrosione a puntini o buchi); inoltre può raggiungere un notevole livello di finitura superficiale fino a permettere la specchiatura. La sua struttura chimica lo rende un metallo scevro da attività magnetica, capace quindi di non interferire con la risonanza magnetica, dotato di buona resistenza e tenacità ma al tempo stesso si lascia piegare, dimostrando una certa plasticità (Shahryari, A. & Omanovic, S., 2007; You, X. Et al., 2006).



Fig. 4.1 – Supporto *fixin*™.

La bussola (Fig. 4.2) è un elemento fondamentale ed innovativo del dispositivo *fixin*™. Essa si fissa al supporto grazie alla filettatura presente sulla superficie esterna ed accoglie la testa della vite, agganciandosi ad essa, per mezzo della sua porzione interna, conica e complementare alla testa della vite stessa. Le bussole sono costruite con una particolare lega di titanio (TITANIO Ti 6Al 4V) rispondente alla normativa ISO 5832/3, utilizzata esclusivamente per impianti biomedici grazie alla sua composizione chimica (6% di alluminio e il 4% di vanadio) che ne aumenta la resistenza all'usura da fatica e grazie alla sua peculiarità di formare, se esposto all'aria, una patina di ossido passivo sulla sua superficie in grado di prevenire la diffusione di ioni metallici nei tessuti aumentandone così la biocompatibilità (Colombo, D. G. B., 2009).



Fig. 4.2 – Bussola *fixin*™. Si nota la porzione esterna filettata per essere avvitata all'apposito foro del supporto e la porzione interna conica capace di accogliere la complementare testa della vite.

Ultimo componente del sistema *fixin*TM sono le viti (Fig. 4.3 A e B).

Le viti utilizzate sono autofilettanti, caratterizzate da un core molto voluminoso rispetto allo spessore della filettatura e da una testa conica complementare al foro della bussola, capaci di agganciarsi alla bussola stessa grazie all' *accoppiamento conico* (trattato più avanti). Esistono quattro diametri disponibili (1,9; 2,5; 3,0 e 3,5 mm) con lunghezze che variano da 6 a 50 mm in relazione al diametro della vite considerata. Il materiale con cui vengono realizzate è lo stesso titanio usato per le bussole (*Petazzoni, M., 2009*).



Fig. 4.3 – A, vite *fixin*TM. B, particolare della testa della vite.

Osservando il dispositivo *fixin*TM completo (Fig. 4.4) si nota che l'elemento che più si discosta dai tradizionali dispositivi di osteosintesi interna è la presenza delle bussole.

La bussola può essere considerata il punto di forza del brevetto O'nill (*fixin*TM in medicina umana) sviluppato da Nilli Del Medico nel 2005. Essa permette l'accoppiamento conico tra vite e supporto, indispensabile per creare la stabilità angolare propria del *fixin*TM; consente inoltre, in fase di rimozione dell'impianto dal paziente, di svitare le viti dal supporto e dall'osso anche nella situazione in cui il chirurgo non riesca ad annullare l'accoppiamento conico creatosi tra bussola e testa della vite al momento dell'inserimento del dispositivo (*Urizzi, A., 2009*).



Fig. 4.4 – Fissatore interno *fixin*TM completo di supporto, bussole, viti.

Al momento della rimozione dell'impianto si possono infatti presentare tre situazioni:

- Corretto accoppiamento vite-bussola: in questo caso avviene il disaccoppiamento e la vite può essere svitata con l'uso del cacciavite.
- Accoppiamento vite-bussola che resiste alla forza esercitata dal cacciavite: in questo caso svitando col cacciavite si svita la bussola (con vite annessa) dal supporto.
- Spanamento dell'esagono della testa della vite o del cacciavite: in questo raro caso è comunque possibile rimuovere l'impianto utilizzando lo svita-bussole o estrattore, il quale fa presa sulla bussola stessa e permette di svitarla dal supporto (Urizzi, A., 2009).

4.2 ACCOPPIAMENTO CONICO

L'accoppiamento conico è il principio della meccanica utilizzato per creare un legame stabile e duraturo tra la testa della vite e la bussola avvitata al supporto.

E' un sistema di bloccaggio antichissimo ed utilizzato da anni nelle più svariate applicazioni, come ad esempio: il montaggio delle eliche delle navi o degli aerei, in campo ingegneristico; in campo medico, ricordiamo l'innesto conico dell'ago con la siringa, oppure, lo stesso principio è utilizzato nelle protesi d'anca, dove la testa è connessa allo stelo mediante un accoppiamento conico; in ambito odontoiatrico, l'accoppiamento conico è utilizzato nell'impiantistica dentale, ecc. (Fig. 4.5)

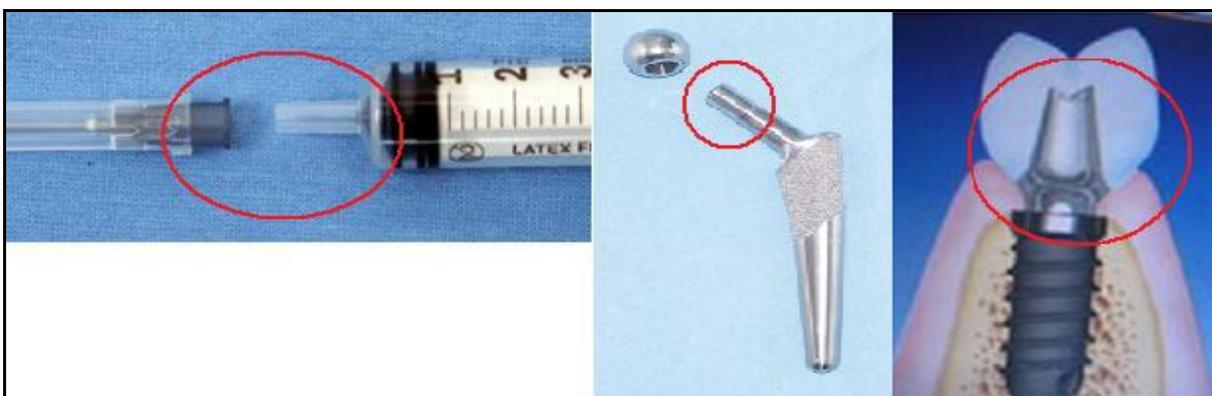


Fig. 4.5 – Esempi di accoppiamento conico in materiali medici. Da sinistra a destra: siringa, protesi d'anca, impianto dentale. Il cerchio rosso indica il punto in cui avviene l'accoppiamento conico.

Nel sistema *fixin*TM l'accoppiamento conico si realizza nel momento in cui la testa conica della vite viene serrata all'interno del complementare foro conico presente nella bussola. La stabilità che si viene così a creare è garantita dalla frizione presente tra la superficie della testa della vite e la superficie interna della bussola, dalle microsaldature tra le stesse superfici e dalla deformazione elastica che la vite provoca sulla bussola (Petazzoni, M., 2008).

Cerchiamo ora di valutare le forze in gioco nell'accoppiamento conico.

Nel momento in cui viene serrata una vite si applica una *forza assiale* (FA) che si scarica a livello della superficie di contatto vite-bussola, scomponendosi in una componente assiale ed in una perpendicolare alla superficie stessa, la cui somma vettoriale rappresenta il modo in cui la forza assiale agisce sul sistema (Fig. 4.6 A).

In base al terzo principio della dinamica “*ad ogni azione corrisponde sempre una reazione uguale e contraria. Quindi le mutue azioni fra due corpi sono sempre uguali e dirette in senso contrario.*”, alla forza che noi applichiamo, spingendo la vite contro la bussola, risponde una forza uguale e contraria chiamata *forza normale* (FN), (Fig. 4.6 B). Tale forza genera una *resistenza d'attrito* ($FT = f FN$) che è direttamente proporzionale alla forza normale ed al coefficiente di attrito f , proprio di ogni materiale (titanio=0,3),

(Fig. 4.6 B). L'attrito creato non è altro che una resistenza al moto relativo tra le due superfici in qualsiasi direzione esso avvenga.

Ricapitolando quanto detto finora, la forza assiale causata dall'avvitamento della vite determina lo svilupparsi di una forza normale alla superficie di contatto vite-bussola e di una forza di attrito tangenziale alla stessa superficie. Quando la risultante di queste forze è pari ed opposta alla forza assiale il sistema è in equilibrio statico (Fig. 4.6 C e D), avviene cioè il bloccaggio della testa della vite sulla bussola (Petazzoni, M. & Urizzi, A., 2010).

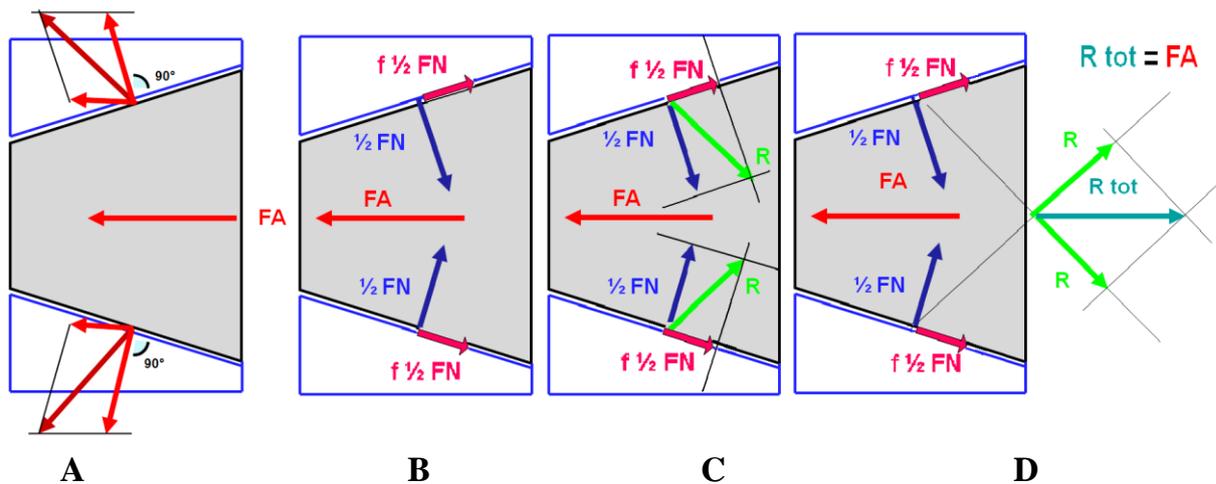


Fig. 4.6 – Rappresentazione schematica delle forze implicate nell'accoppiamento conico. **A**, Forza Assiale (FA) e sua scomposizione vettoriale, le tre frecce agli estremi superiore e inferiore della figura indicano la componente assiale e la componente perpendicolare alla superficie di contatto vite-bussola della Forza Assiale e la risultante tra le due forze; **B**, Forza assiale (FA), Forza Normale ($\frac{1}{2}FN$), Forza di Attrito ($f \frac{1}{2}FN$), essendo impossibile disegnare in bidimensionale la Forza Normale che agisce su tutto il cono si è preferito rappresentarla come due forze che agiscono su due punti diametralmente opposti e chiamarla $\frac{1}{2}FN$, di conseguenza la Forza di Attrito viene espressa nel disegno come $f \frac{1}{2}FN$; **C**, Risultante (R) della somma vettoriale tra la Forza Normale e la Forza di Attrito rappresentata graficamente dalla freccia verde; **D**, Risultante totale (R tot) e sua opposizione alla Forza Assiale (FA), (Urizzi, A., 2009).

Approcciandosi allo studio dell'accoppiamento conico con metodo analitico si può capire in che modo sono relazionate fra loro la forza assiale e l'attrito; si evince inoltre come l'angolo di conicità ed il coefficiente di attrito del materiale influiscono sull'equazione di equilibrio del sistema.

L'equazione che mette in relazione le forze sopracitate e le variabili è la seguente:

$$F_t = \frac{F_a}{\frac{\sin \alpha + f \cos \alpha}{f}}$$

Dove: F_t = Forza Tangenziale o attrito

F_a = Forza Assiale

f = Coefficiente di attrito del materiale

α = Angolo di conicità

La suddetta formula matematica, oltre a chiarire quali sono i fattori che influiscono sulla stabilità del sistema in seguito all'accoppiamento conico, mette in evidenza un altro concetto di rilevanza fondamentale del brevetto *fixin*TM, ovvero la variabile dell'angolo di conicità. E' ora possibile notare come, a parità di forza assiale, più acuto è l'angolo del cono, più elevato è l'attrito che si ottiene (*Petazzoni, M., 2008*).

Questo concetto è di grandissima importanza: altri sistemi di sintesi hanno infatti utilizzato il concetto di accoppiamento conico per ottenere il bloccaggio della testa della vite sulla placca, ma non essendoci la bussola, non era possibile sfruttare un angolo di conicità troppo acuto perché si rischiava di non riuscire più a rimuovere l'impianto una volta avvenuto l'accoppiamento (*Hamilton, P. et al., 2004*).

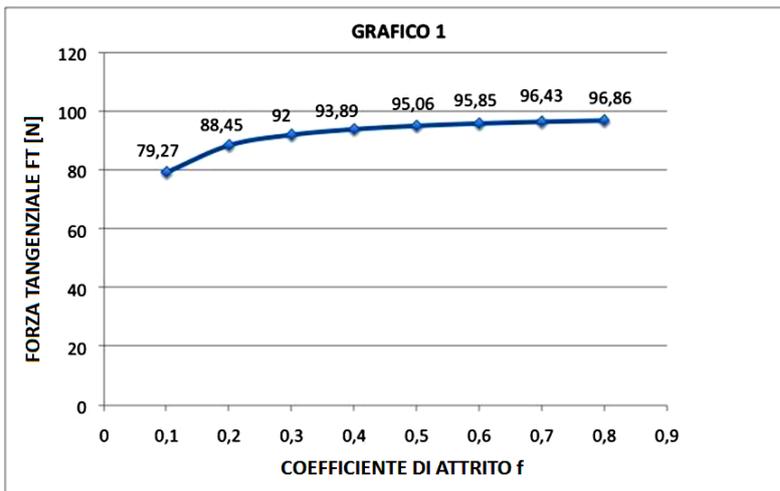
Il sistema *fixin*TM utilizza un angolo di conicità molto acuto (1° - $1,5^{\circ}$), che consente di ottenere un sicuro bloccaggio della vite utilizzando una forza assiale molto bassa; qualora risultasse impossibile annullare l'accoppiamento, la bussola potrebbe essere rimossa con la relativa vite dal supporto. La correlazione tra coefficiente di attrito, angolo di conicità e forza normale è rappresentata nei grafici a fine paragrafo (Fig. 4.7), ottenuti sulla base della formula dell'equilibrio precedentemente riportata.

All'inizio del capitolo sono state menzionate la deformazione elastica che la vite provoca sulla bussola e le microsaldature che si vengono a formare tra la superficie della testa della vite e la bussola stessa.

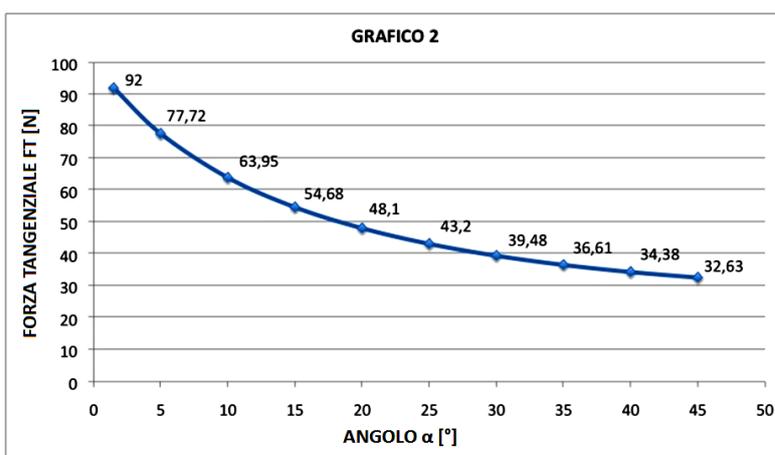
Questi fenomeni sono essenziali per ottenere un sistema in equilibrio iperstatico che permanga stabile una volta applicato il dispositivo di osteosintesi e cessata la forza assiale presente nel momento di inserimento delle viti. Con il procedere della vite, la forza assiale determina una deformazione elastica della bussola, il che si traduce in un accumulo di una data quantità di energia che viene liberata sotto forma di forza normale, nel tentativo di tornare alla sua forma originaria. Come visto in precedenza la forza normale determina lo sviluppo di una forza tangenziale o attrito capace di bloccare la testa della vite all'interno della bussola.

Nel fenomeno delle microsaldature sono invece implicate deformazioni plastiche a carico di microsporgenze e microavvallamenti presenti sulla superficie della testa della vite e sulla porzione interna della bussola, che avvengono durante il serraggio delle viti.

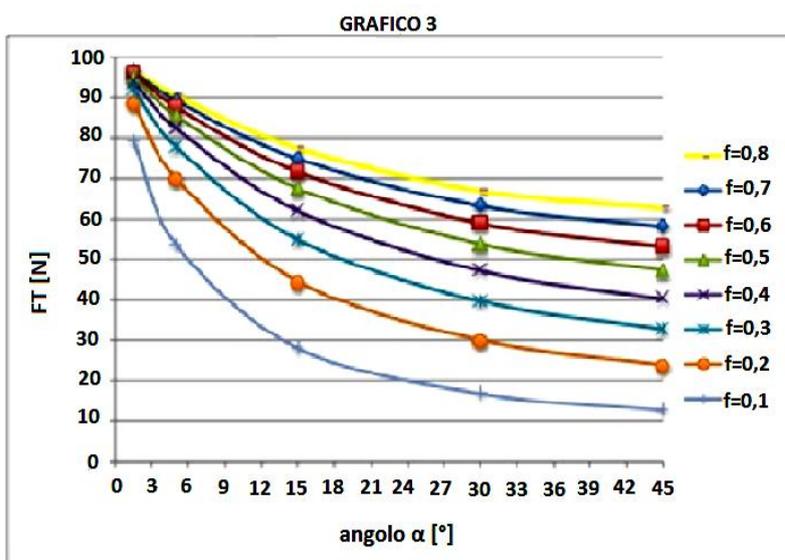
Dall'unione dei fenomeni finora trattati si ottiene l'accoppiamento conico, quindi il bloccaggio stabile e duraturo della vite al supporto grazie alla bussola (*Petazzoni, M. & Urizzi, A., 2010*).



Il **grafico 1** mostra come varia la Forza Tangenziale (FT) al variare del coefficiente di attrito del materiale (f), mantenendo costante la Forza Assiale (FA=100N) e l'angolo di conicità ($\alpha=1,5^\circ$). Notare come, con un angolo α molto acuto, il coefficiente di attrito non influisce molto sulla FT sviluppata.



Il **grafico 2** riporta i valori di Forza Tangenziale (FT) ottenuti mantenendo costante la Forza Assiale (FA=100N) ed il coefficiente di attrito (f=0,3) e variando l'angolo di conicità (α). Si evince che con angoli di conicità molto acuti (α fisso=1,5°) si sviluppa una FT molto elevata. Aumentando l'angolo α , le FT ottenute calano rapidamente.



Il **grafico 3** è stato realizzato mantenendo costante solo la Forza Assiale (FA=100N). Variando sia il coefficiente di attrito (f) che angolo di conicità (α) si evince come, con angoli α ottusi si possono ottenere FT elevate solo usando materiali con altissimo coefficiente di attrito (f=0,8), mentre con angoli α molto acuti (α fisso=1,5°) il coefficiente di attrito non influisce eccessivamente sulla FT ottenuta.

Fig. 4.7 – Grafici che mettono in relazione la Forza Tangenziale (FT) con il coefficiente di attrito (f) e con l'angolo di conicità (α), (Urizzi, A., 2009).

4.3 IMPIANTI A STABILITA' ANGOLARE

Il sistema *fixin*TM appartiene alla categoria dei sistemi di osteosintesi a stabilità angolare.

Questi dispositivi sono caratterizzati dal bloccaggio stabile della vite sulla placca che permette di mantenere costante l'angolo di 90° tra i due. L'impossibilità della vite di compiere movimenti, in qualsiasi piano dello spazio essi avvengano, rende questi sistemi estremamente stabili e capaci di opporsi a qualunque spostamento dei monconi in sede di frattura.

4.3.1 ANALISI DELL FORZE

Un sistema a stabilità angolare lavora a livello del focolaio di frattura in modo totalmente diverso rispetto ad un sistema tradizionale ottenuto con uso di placche a compressione o di neutralizzazione. Questi ultimi infatti, per ottenere una fissazione stabile, fanno affidamento su due forze: quella di compressione tra la placca e la corticale ossea e quella data dalla forza di attrito che si genera tra le due superfici. Secondo queste indicazioni risulta ottimale avere una pressoché perfetta riduzione anatomica dei monconi di frattura, considerato che il trasferimento delle forze che agiscono sul focolaio è condiviso (Load-sharing device) dalla placca e dai frammenti di frattura ridotti. Le forze che agiscono sul sito di frattura, quando l'arto è in carico, sono convertite dal sistema in forze di taglio a livello dell'area di contatto vite-osso e queste, a loro volta, generano forze di trazione (forze di pull out) lungo l'asse della vite (Miller, D. L. & Goswami, T., 2007). Da ciò si evince che più le viti sono serrate, più grande è la forza di compressione in grado di opporsi alla forza di trazione sulla vite stessa. Alla forza di compressione è associata una forza di attrito elevata tra placca e osso, questo attrito è implicato nella trasmissione delle forze applicate al sito di frattura in primo luogo dall'osso verso la placca e poi dalla placca verso l'osso (Fig. 4.8). Da quanto detto si giunge alla conclusione che fintantoché la forza di carico applicata genera forze di taglio di entità minore rispetto all'attrito nell'interfaccia osso-placca, il costrutto rimarrà stabile (Uhl, J. M. et al., 2008; Larson, A. & Rizzo, M., 2007).

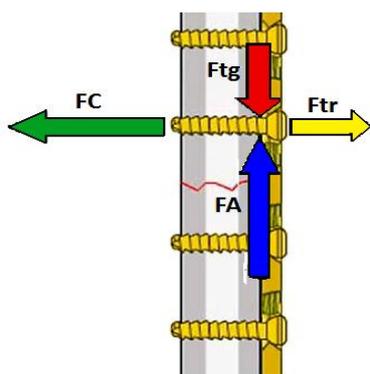


Fig. 4.8 - Rappresentazione schematica di una placca DCP. La freccia rossa indica la forza di taglio (Ftg) provocata dal carico; ad essa è contrapposta una forza di attrito (FA) indicata dalla freccia blu. La forza di trazione (Ftr) sulla vite (freccia gialla), generata dalla resistenza del tessuto osseo alla forza di taglio, ha la stessa direzione ma verso opposto alla forza di compressione (FC, freccia verde) che le viti esercitano sulla placca e sull'osso.

I sistemi bloccati invece, sono considerati dei dispositivi portanti (Load-bearing device); questo perché, non essendoci il contatto e l'attrito tra placca e osso, le viti fungono da mezzo per trasmettere le forze di carico dall'osso alla placca sulla quale si distribuiscono per tutta la sua lunghezza: il carico è sostenuto quindi dalla placca e non dalla corticale ossea (Uhl, J. M. et al., 2008; Larson, A. & Rizzo, M., 2007), (Fig. 4.9).

A differenza delle placche a compressione, che convertivano la forza assiale dovuta al carico in forza di taglio, i sistemi a stabilità angolare convertono la forza assiale di carico in forza di compressione tra i segmenti ossei (Miller, D. L. & Goswami, T., 2007).

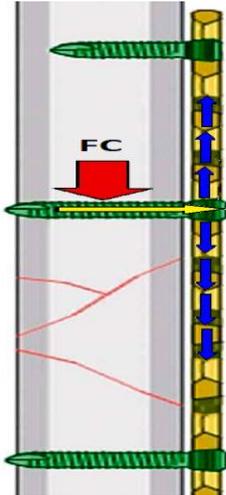


Fig. 4.9 - L'immagine rappresenta una placca a stabilità angolare. La forza provocata dal carico (FC, freccia rossa) viene trasmessa (freccia gialla) alla placca e si distribuisce per tutta la sua lunghezza (freccie blu).

Quando si utilizza un sistema di osteosintesi, sia esso a stabilità angolare o tradizionale, è bene conoscere le forze che agiscono su di esso, per essere in grado di utilizzare il dispositivo più adatto alla situazione e per poter prevedere un possibile fallimento.

Per quanto riguarda i sistemi a stabilità angolare si possono trattare separatamente le forze che agiscono sulla vite e quelle che agiscono sul supporto.

Le viti sono sottoposte principalmente a due sollecitazioni biomeccanicamente definite come: *momento flettente* e *forza di taglio*.

Il momento flettente è il risultato del prodotto tra una forza ed un braccio ed è pari alla distanza tra il punto di applicazione della forza ed il punto di misurazione del momento, (Mazzoldi, P. et al., 2001). Trattandosi di viti, la forza è quella di carico assiale ed è perpendicolare alla vite stessa, il braccio è dato dalla somma dello spessore dell'osso su cui è inserita la vite e la distanza tra osso e testa della vite. È evidente che il punto in cui il momento flettente risulterà massimo è proprio vicino alla testa della vite, dove il braccio è maggiore. Per ridurre il momento flettente, non potendo ridurre il diametro dell'osso, l'unica alternativa è quella di avvicinare il più possibile il supporto alla corticale ossea in fase di applicazione dell'impianto (Urizzi, A., 2009).

La forza di taglio è una sollecitazione perpendicolare all'asse della vite, quindi appartenente ad un piano trasversale rispetto alla vite stessa. Dato che non dipende dal braccio, variando la distanza tra il supporto e l'osso non si ottengono variazioni significative sugli effetti di questa forza (*Mazzoldi, P. et al., 2001*).

In fase di studio del sistema sono state valutate con metodo analitico-meccanico le forze che potenzialmente agiscono su di esso. Come modello è stato utilizzato un impianto *fixin*TM applicato a ponte (senza che ci fosse contatto tra i monconi di frattura) e sono state avanzate diverse ipotesi di carico, indagando le sollecitazioni che attraversano la sezione di supporto maggiormente esposta all'azione delle forze, cioè a livello del sito di frattura. Il motivo della scelta di un sistema a ponte non è casuale; esso permette infatti di analizzare come il supporto risponde alle forze applicate senza la compartecipazione dell'osso, se i segmenti ossei fossero in contatto fra loro sarebbero coinvolti nell'opporvi alle sollecitazioni applicate (*Urizzi, A., 2009*).

Le forze analizzate sono: la forza di carico applicata lungo l'asse longitudinale dell'osso, la forza ortogonale alla corticale ossea ed alle viti serrate sul *fixin*TM, la forza ortogonale alla corticale ossea e parallela alla viti ed infine la forza di torsione sul segmento osseo.

La valutazione è stata eseguita prendendo in considerazione ogni forza singolarmente (nella realtà le sollecitazioni avvengono in associazione le une con le altre) e con applicazione ad intensità costante (escludendo quindi gli urti).

La forza di carico assiale, che nella realtà è dovuta principalmente al peso dall'animale, oltre ad esprimersi come tale, determina la presenza di un momento flettente che è direttamente proporzionale alla forza stessa e alla distanza tra l'asse dell'osso ed il supporto.

La seconda forza, ortogonale alla corticale ossea e alle viti, appartenente pertanto ad un piano parallelo a quello del supporto, genera due momenti: un momento flettente il quale, giacendo sullo stesso piano del supporto, risulta essere indipendente dalla distanza tra questo e l'osso; un momento torcente che tende a torcere il supporto ed è il risultato del prodotto tra la forza applicata ed il braccio (distanza osso-supporto).

La terza sollecitazione è ortogonale sia all'osso che al supporto ed è una forza di taglio che tende a spezzare il supporto stesso; determina inoltre la presenza di un momento flettente direttamente proporzionale non alla distanza osso-supporto, ma alla distanza tra la vite prossimale e vite distale rispetto al sito di frattura.

L'ultima forza analizzata è la torsione del segmento osseo: essa origina da una forza di taglio, inversamente proporzionale alla distanza osso-placca, e da un momento flettente, giacente sullo stesso piano del supporto, quindi indipendente dalla distanza di questo dall'osso (*Urizzi, A., 2009*).

Questa analisi meccanica mette in evidenza che la distanza osso-supporto è un fattore in grado di amplificare le sollecitazioni che agiscono sul dispositivo di osteosintesi, pertanto, in sede chirurgica l'obiettivo sarà quello di posizionare il dispositivo il più vicino possibile alla corticale ossea.

4.3.2 LINEE GUIDA PER L'APPLICAZIONE DI UN IMPIANTO A STABILITA' ANGOLARE

Considerata l'intima connessione tra testa della vite ed il foro del supporto, gli impianti a stabilità angolare risultano essere più affini, come sistema di sintesi, ad un fissatore esterno piuttosto che ad un sistema di sintesi tradizionale a compressione.

La stabilità nei fissatori esterni, che è per definizione una stabilità di tipo elastico, cioè permette piccoli movimenti solo secondo l'asse maggiore dell'osso, è strettamente legata a diversi fattori, tra cui:

- diametro dei chiodi inseriti nell'osso,
- diametro della barra di connessione che si connette con i chiodi,
- distanza della barra dalla corticale ossea,
- numero dei chiodi per moncone,
- angolo di inserimento dei chiodi (*Canapp, J. & Sherman, O., 2004*).

Risulta evidente che, sebbene sia affine, il sistema *fixin*TM non può essere totalmente sovrapponibile al fissatore esterno, ma trae i suoi punti di forza su quelli che sono i vantaggi offerti da esso. Infatti alcuni parametri, che influenzano la stabilità nella fissazione esterna delle fratture, non possono essere paragonati con i rispettivi parametri del sistema *fixin*TM come:

- l'angolo di inserimento del chiodo (nel *fixin*TM è sempre a 90°),
- il numero di chiodi (spesso si utilizzano sistemi *fixin*TM con limitato numero di viti e non è possibile evitare di inserirne alcune),
- la distanza tra le viti (utilizzando il sistema *fixin*TM si ha libertà minore rispetto a un fissatore esterno sulla decisione di tale distanza).

Nell'applicazione di un fissatore esterno, la tecnica chirurgica impone che la barra di connessione esterna sia posta il più vicino possibile all'osso; tenendo presente che a livello del sito di frattura, in fase di guarigione, si assisterà alla formazione del callo osseo e che tra la corticale ossea e la barra sono frapposti i tessuti molli, questa distanza non è mai inferiore ai 2-3 cm in un cane di taglia media (*Isola, M., 2000*).

Il sistema *fixin*TM ha invece il vantaggio di essere un fissatore "esterno/interno", ciò significa che la distanza osso-supporto risulta essere di pochi millimetri, riducendo così al minimo il braccio di leva offerto dalla lunghezza delle viti alle forze che agiscono sul dispositivo. In termini pratici questa situazione permette l'utilizzo di supporti molto sottili (da 1,2 a 3mm), se paragonati con la barra di connessione dei fissatori esterni e di viti anch'esse di diametro significativamente inferiore rispetto ad un chiodo utilizzato nei fissatori esterni (*Urizzi, A., 2009*).

La dimostrazione di quanto detto è ricavabile dallo studio analitico-meccanico delle forze trattato nel paragrafo 4.3.

In letteratura, esperti in traumatologia ortopedica di medicina umana considerano l'utilizzo di un sistema a stabilità angolare l'intervento d'elezione nel 25% dei casi di fratture ridotte con l'ausilio di una placca (*Tan, S. L. E. & Balogh, Z.,2009*). In particolare, questi medici ritengono che i sistemi a stabilità angolare siano i più indicati per l'osteosintesi di fratture a livello diafisario-metafisario, dove il canale midollare si presenta eccessivamente largo per ottenere una buona stabilità impiegando un chiodo centro midollare e dove l'osso offre una corticale troppo sottile per essere aggredita con una placca a compressione. Nelle fratture periarticolari essi giudicano indispensabili questi sistemi per garantire la stabilità del sito di frattura necessaria per permettere precocemente la possibilità di movimento all'articolazione. Le regioni metafisarie e periarticolari sono spesso soggette a fratture comminute e questo è un altro motivo per cui in questi siti spesso non è possibile ridurre la frattura utilizzando una placca a compressione.

Per quanto riguarda il pattern di frattura, quelle che maggiormente richiedono l'utilizzo della stabilità angolare sono le fratture comminute. In questi casi, le forze compressive, che si distribuiscono sul largo gap presente tra i monconi principali, sono ben controllate da un impianto a ponte, che le converte in micromovimenti in grado di stimolare la guarigione indiretta del tessuto osseo.

Spesso i pattern di fratture ossee più complicati da trattare sono associati ad altrettanto gravi danni ai tessuti molli circostanti. I dispositivi a stabilità angolare possono essere inseriti con tecniche mini-invasive, permettendo così di danneggiare il meno possibile i tessuti molli circostanti e di preservare la vascolarizzazione in prossimità del sito di frattura (*Tan, S. L. E. & Balogh, Z.,2009*).

Per sfruttare al meglio un impianto a stabilità angolare è opportuno conoscere alcune regole.

La scelta principale da effettuare riguarda la lunghezza della placca. La lunghezza ideale del supporto può essere decisa avendo chiaro il parametro PSR (Plate Span Ratio), risultante dal rapporto tra la lunghezza totale della placca e l'ampiezza del gap di frattura. Il parametro PSR dovrebbe essere maggiore/uguale a 2-3 se il dispositivo è applicato ad una frattura comminuta e maggiore/uguale a 8-10 nel caso di una frattura semplice (*Gautier, E. & Sommer, C., 2003*).

La lunghezza della placca ed il numero di viti inserite influenzano la modalità con cui i carichi agiscono sul supporto e sulle viti; questi due parametri determinano il "working length", cioè lo spazio privo di viti a livello del focolaio di frattura compreso tra la vite prossimale alla lesione e quella distale (*Tan, S. L. E. & Balogh, Z.,2009*). Utilizzando un supporto lungo (working length elevato) si riducono le sollecitazioni sulle viti, in particolare le forze di trazione o pullout (più dannose negli impianti a compressione), diminuisce inoltre lo stress creato sul supporto dai continui micromovimenti di flessione, proteggendolo dai fallimenti da fatica (un materiale, se sottoposto a continui sforzi alla fine si romperà anche se non è stato mai raggiunto il limite di rottura o

“snervamento” neanche una volta, si parla quindi di rottura per fatica), (*Kanchanomai, C. et al., 2008; Stoffel, K. et al., 2003*).

Impianti eccessivamente corti concentrano lo stress delle forze di carico su un piccolo volume di supporto, mentre una maggiore estensione del supporto consente la distribuzione degli stress su un volume maggiore. Quindi, con l'applicazione di impianti estesi, diminuisce la probabilità di passare dalla deformazione elastica del metallo alla sua deformazione plastica, fino alla definitiva eventuale rottura del supporto (*Petazzoni, M., 2009*).

La lunghezza del supporto si riflette inoltre in una maggior flessibilità del sistema capace di attivare e stimolare la guarigione del tessuto osseo (*Gautier, E. & Sommer, C., 2003*). Questo accade perché la flessibilità influisce sul parametro IFS (interfragmentary strain) che è il rapporto tra la variazione della lunghezza del gap di frattura (possibile grazie alla flessibilità del supporto) e la lunghezza iniziale del gap. Con IFS minore del 2% si ottiene una guarigione diretta del tessuto osseo, con un IFS compreso tra il 2% ed il 10% si ottiene una guarigione indiretta con formazione del callo osseo, mentre con IFS maggiore del 10% il risultato è un riassorbimento del tessuto osseo con mancata unione dei monconi (*Miller, D. L. & Goswami, T., 2007*).

Altro parametro da valutare è lo spessore del supporto, esso gioca un ruolo fondamentale sul grado di rigidità o flessibilità del sistema. Lo spessore è influenzato da molte variabili, tra cui: peso corporeo, età, morfologia, attitudine, temperamento, collaborazione dei proprietari nel seguire il postoperatorio del paziente, segmento osseo, versante osseo dell'applicazione, presenza di lesioni concomitanti a carico dello stesso segmento, dello stesso arto o di un arto diverso, presenza di lesioni neurologiche concomitanti. Pertanto la scelta dell'impianto dovrà essere fatta considerando tutte le variabili sopraelencate, nessuna esclusa. Per facilitare il chirurgo nella scelta del supporto *fixin*TM è stata creata una tabella empirica (Appendice A), basata sull'esperienza personale del dr. Andrea Urizzi e del suo collega, dr. Massimo Petazzoni, dopo due anni di applicazioni e circa 250 impianti verificati (*Petazzoni, M., 2009*). La tabella offre indicazioni sul tipo di supporto da utilizzare in base alla sede scheletrica interessata da frattura e al peso dell'animale; la decisione deve essere comunque integrata prendendo in considerazione le variabili relative al soggetto sopracitate.

4.3.3 PUNTI DI FORZA DEGLI IMPIANTI A STABILITA` ANGOLARE

Gli impianti a stabilità angolare nascono e si sviluppano parallelamente ai concetti dettati dalla corrente di pensiero della “*biological internal fixation*”, rispettando e sfruttando al meglio le caratteristiche suggerite da questa “filosofia” di osteosintesi. Ecco pertanto che i vantaggi che si rilevano nei confronti di una tecnica tradizionale sono evidenziabili in:

- *Rispetto dei tessuti molli*: i sistemi bloccati non devono necessariamente essere adesi alla corticale (diversamente dai sistemi a compressione), quindi non c'è bisogno di premodellarli prima di installarli. Per modellare una placca è indispensabile eseguire un accesso chirurgico di ampie dimensioni che permetta di visualizzare al meglio il sito di frattura e l'area in cui verrà posizionata la placca. Ciò comporta un ulteriore danno ai tessuti molli che si va a sommare all'eventuale trauma che ha causato la frattura. Il danno ai tessuti molli non è da sottovalutare in quanto è concausa, insieme alla compressione periostale, di necrosi ischemica (Perren, S., 2002).

I sistemi bloccati oltre a richiedere accessi chirurgici di minori dimensioni possono anche essere inseriti con tecniche MIPO (Minimally invasive plate osteosynthesis), caratterizzate da minimi accessi chirurgici che permettono lo scorrimento delle placca tra l'osso ed i piani muscolari per il posizionamento nella sua sede definitiva, dove verrà fissata tramite le viti.

- *Rispetto del periostio*: con i sistemi di sintesi tradizionali, dove si ha una compressione della placca sulla faccia periostale, si realizza un blocco dell'apporto ematico arterioso e venoso con conseguente congestione del circolo ematico periostale (30% dell'apporto ematico totale alla corticale osseo). Considerando che in caso di frattura si assiste anche ad una compromissione dell'apporto ematico endostale, il blocco della vascolarizzazione periostale può esitare in gravi danni come necrosi ischemica corticale e sequestri ossei. Se il riassorbimento di tessuto osseo dovuto alla necrosi si crea a livello dell'interfaccia osso-vite il risultato sarà una perdita di stabilità dell'impianto con compromissione della guarigione (Larson, A. & Rizzo, M., 2007). Utilizzando un sistema bloccato (a stabilità angolare) non si crea nessuna compressione tra la placca e la corticale. Le viti si agganciano al supporto e con esso formano un'unica struttura; non hanno pertanto una funzione di compressione ma, come si evince dall'analisi delle forze trattata nei paragrafi precedenti, fungono da tramite tra l'osso ed il dispositivo di sintesi per il trasferimento delle sollecitazioni al dispositivo stesso. I sistemi di sintesi a stabilità angolare garantiscono pertanto il massimo rispetto del periostio, favorendo così il processo di guarigione.

- *Fissazione flessibile ed elastica*: gli impianti a stabilità angolare quale il *fixin*TM, utilizzano supporti con spessori notevolmente ridotti rispetto alle placche tradizionali. Inoltre, aumentando la lunghezza del supporto e di conseguenza il “*working length*” (distanza tra la vite prossimale e quella distale al sito di frattura), è possibile aumentare la flessibilità del sistema, permettendo così i micromovimenti a livello del focolaio di frattura che stimolano la guarigione ossea (*Tan, S. L. E. & Balogh, Z., 2009*).

- *Stabilità*: i sistemi bloccati hanno dimostrato di poter garantire maggior stabilità rispetto ai sistemi tradizionali. Per questo motivo sono considerati il mezzo di sintesi d’elezione per fratture meta-epifisarie, articolari e per pattern di frattura caratterizzati da un alto grado di comminuzione (*Wagner, M., 2003*).

4.4 IMPIANTI e STRUMENTARIO FIXIN™

Gli impianti *fixin*™ realizzati per l'ortopedia e la traumatologia dei piccoli animali vengono suddivisi in due serie, considerata la varietà di mole data dalle diverse razze.

La *serie mini*, studiata per l'utilizzo nel gatto e nei cani di piccola taglia (fino ai 10-15 Kg di peso corporeo), consta di 14 supporti di varie forme con spessori di 1,2 o 1,5 mm, capaci di ospitare viti di 1,9 o 2,5 mm di diametro.

La *serie media*, utilizzabile in tutti i soggetti non compresi nel range di peso della serie mini, comprende 30 supporti, anche questi di varie forme e adatti a diversi tipi di intervento con spessori di 1,5 o 2,0 o 2,5 o 3,0 mm, capaci di ospitare viti di 3,0 o 3,5 mm di diametro.

Esistono inoltre quattro *supporti ibridi* (Fig. 4.10), meglio definibili come *supporti dedicati*, pensati per le panartrodesi di carpo e di tarso che, dovendo agire su basi scheletriche che offrono a considerare diametri ossei totalmente differenti, alloggiano bussole della serie media nella porzione prossimale e bussole della serie mini in quella distale, quest'ultime idonee per inserire viti di diametro minore a livello delle sottili ossa metacarpali/tarsali.

I supporti delle due serie sono facilmente distinguibili grazie al colore diverso delle bussole: color argento per la serie mini e blu per la serie media.

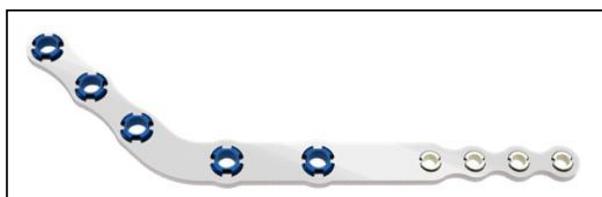


Fig. 4.10 – Supporto ibrido, i 5 fori prossimali ospitano bussole della serie media, i 4 fori distali ospitano bussole della serie mini.

Lo strumentario essenziale per inserire un dispositivo *fixin*™ è composto da:

- punta elicoidale (diametro 1,5 o 2,0 mm per la serie mini, 2,5 o 2,9 mm per la serie media)
- cacciavite a punta esagonale (diametro differente tra serie mini e serie media),
- centra-punte con aggancio conico su bussola (1 misura per la serie mini e 2 misure per la serie media)
- lo svita-bussola o avvitatore.

Il centra-punte è uno strumento esclusivo del sistema *fixin*™, si rivela indispensabile per ottenere l'accoppiamento conico tra le viti e le bussole. Per far sì che questo avvenga la vite deve scendere seguendo l'asse passante per il centro del foro della bussola e questa situazione si può ottenere solo grazie al centra-punte che,

incastrandosi sul foro, permette al chirurgo di effettuare una canalizzazione perfettamente sovrapposta all'asse centrale della bussola (Fig. 4.11 A).

L'altro strumento esclusivo del sistema *fixin*TM è lo svita-bussola che è una sorta di cacciavite la cui punta è dotata di denti in grado di agganciarsi alle scanalature presenti sulla bussola e viene usato per serrarle sul supporto prima della chirurgia o per svitarle dal supporto in caso non si riesca ad annullare l'accoppiamento conico in fase di rimozione dell'impianto (Fig. 4.11 B ,C e D), (Urizzi, A., 2009).

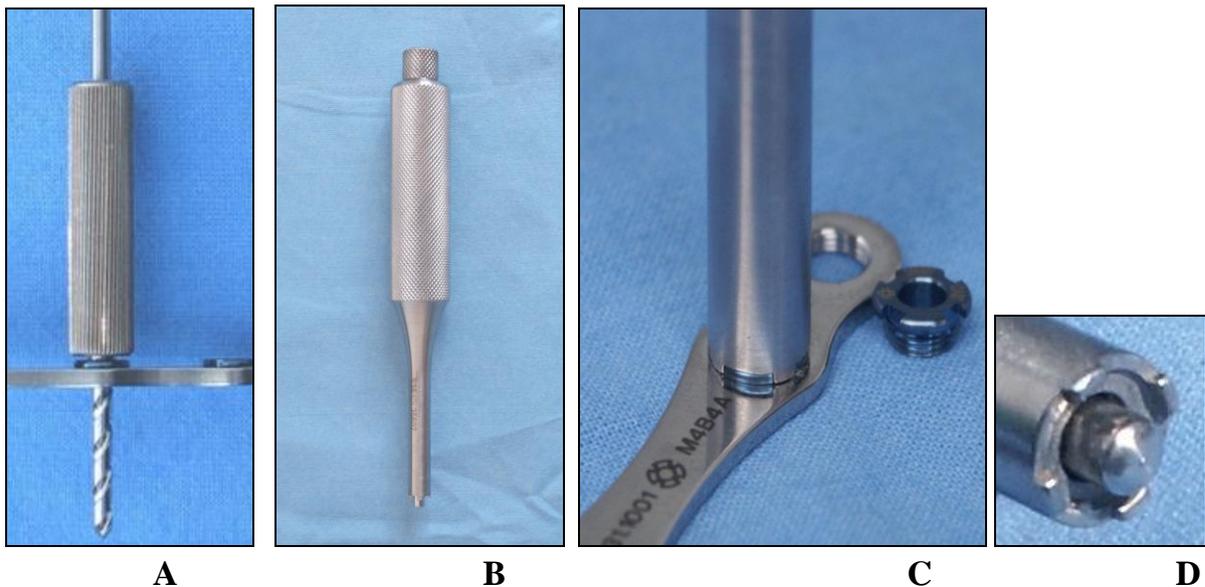


Fig. 4.11 – A, centra-punte inserito sul supporto con punta da trapano passante al suo interno.

B, svita-bussola. **C**, particolare dello svita-bussola agganciato alla bussola. **D**, particolare della punta dello svita-bussola.

Per quanto concerne il cacciavite, per il sistema *fixin*TM ne vengono usati due, uno per la serie mini ed uno per la serie media. Entrambi i cacciaviti sono caratterizzati da un manico di diametro ridotto rispetto a un quelli utilizzati per le viti dei sistemi tradizionali, questo perché per raggiungere l'accoppiamento conico non è necessario imprimere una forza esagerata durante l'avvitamento: si stima che lo sforzo necessario per ottenere l'accoppiamento sia pari a 1,2 Nm per la serie mini e 1,5 Nm per la serie media contro i 3 Nm necessari per serrare una vite tradizionale (questi valori sono stati ricavati mediante l'utilizzo di un dinamometro, strumento in grado di rilevare la forza in Newton/metri durante il movimento rotatorio del cacciavite), (Petazzoni, M., & Urizzi, A., 2010).

Lo strumentario *fixin*TM comprende anche altri strumenti molto utili nell'applicazione del dispositivo, i quali tuttavia, pur consentendo un importante risparmio di tempo nella chirurgia, non risultano essere indispensabili.

Questi strumenti, utilizzati per fissare temporaneamente il supporto all'osso per permettere di effettuare le canalizzazioni necessarie per l'inserimento delle viti, sono:

- fissa-placche di Bart Verdonck (pin stopper),
- viti da riduzione,
- perno passa-cerchiaggio.

Il fissa-placche di Bart Verdonck è un chiodo liscio o a filetto negativo al quale viene applicato un morsetto (pin stopper), (Fig. 4.12 A). Il chiodo avanza nell'osso, passando attraverso il centra-punte montato sul supporto, fino a portare il pin stopper a contatto con la base del centra-punte stesso, impedendo così ogni movimento del supporto rispetto all'osso (Petazzoni, M., 2009). Le viti da riduzione sono caratterizzate da una testa molto grossa; una volta avvitate attraverso la bussola, consentono l'avvicinamento temporaneo del supporto all'osso (Fig. 4.12 B). L'ultimo sistema è un perno simile alla testa di una vite *fixin*TM con una canalizzazione che permette di passare un cerchiaggio che mantiene vicini supporto e osso (Fig. 4.12 C), (Urizzi, A., 2009).

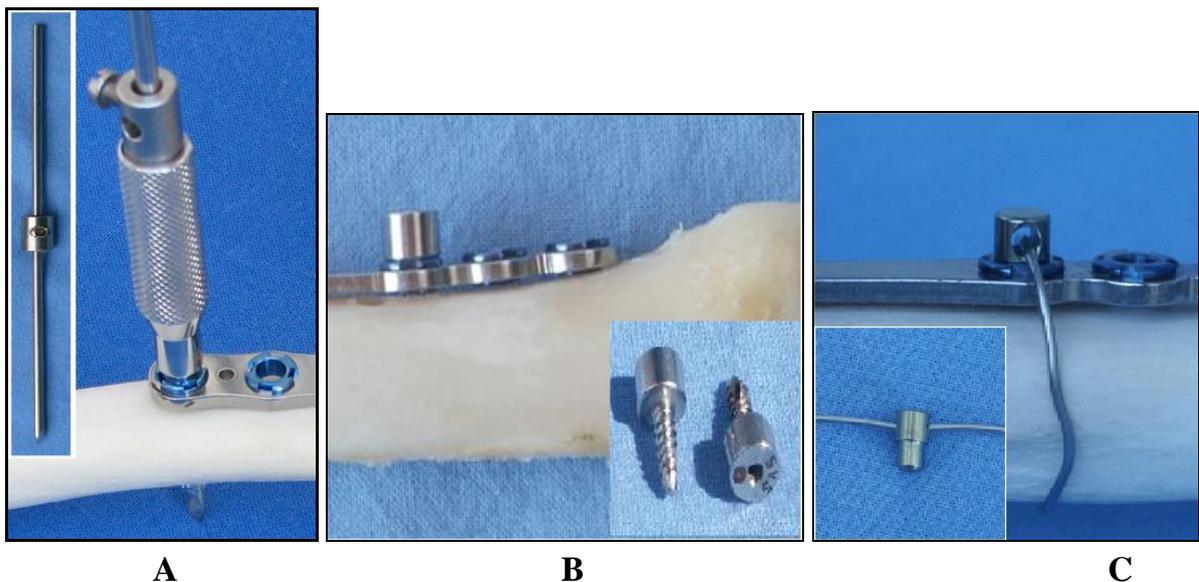


Fig. 4.12 – Sistemi di ancoraggio temporaneo del supporto sull'osso. **A**, fissa-placche di Bart Verdonck. **B**, viti da riduzione. **C**, perno passa-cerchiaggio.

4.5 TECNICA APPLICATIVA DEGLI IMPIANTI FIXIN™

La tecnica applicativa del sistema *fixin*™ non risulta particolarmente complessa; è comunque necessario seguire alcune regole e prestare attenzione nei punti critici dell'inserimento del dispositivo per avere un ottimo risultato.

Il sistema *fixin*™ è un dispositivo di sintesi ossea a stabilità angolare, questo significa che le viti si bloccano sul supporto grazie all'accoppiamento conico e mantengono con questo un'angolazione stabile; tutto ciò è possibile solo se la vite attraversa perpendicolarmente la bussola, passando per l'asse centrale della stessa, mantenendo così un angolo di 90° rispetto al supporto. Questa regola fondamentale è facilmente perseguibile utilizzando lo strumentario fornito nel modo corretto.

Per quanto concerne la riduzione della frattura (distrazione, riallineamento dei monconi e loro apposizione) viene effettuata in maniera sovrapponibile alla tecnica utilizzata prima dell'inserimento di un sistema di sintesi tradizionale. Una volta visualizzato il focolaio di frattura ed il sito in cui si intende applicare l'impianto il periostio viene lasciato intatto e questo si rivela di grande importanza per preservare l'apporto ematico periostale al sito di frattura e all'area di osso sottostante la placca, inoltre, contrariamente ai sistemi tradizionali, non è necessario modellare alla perfezione la placca sull'osso.

Piccoli adattamenti (piegamenti) del supporto alla base scheletrica possono risultare utili, non solo per evitare sporgenze del dispositivo, ma anche per avvicinarlo il più possibile all'osso così da aumentare la stabilità e la rigidità dell'impianto (*Petazzoni, M. 2008*).

Per modellare il supporto si possono utilizzare i piega-placche di vecchia generazione, prestando attenzione a non danneggiare le bussole; proprio per evitare questa problematica sono stati pensati dei piega-placche ad hoc per il sistema *fixin*™. Si tratta di pinze robuste che, nel punto in cui afferrano il supporto, presentano delle concavità per ospitare le bussole così da evitarne possibili deformazioni (Fig. 4.13).

Al momento della piegatura della placca è opportuno lasciare le bussole in sede per non deformare il foro dove sono alloggiato; c'è inoltre la possibilità di piegare il supporto con le viti temporaneamente inserite per aver ulteriore certezza di non danneggiare bussole o fori.

A questo punto è necessario sistemare la placca nella posizione che si ritiene più idonea all'osteosintesi definitiva e fissarla temporaneamente all'osso fino all'inserimento delle prime viti. A tal fine è possibile impiegare le pinze da riduzione tradizionali (Fig. 4.14) a patto che siano in grado di mantenere in posizione i segmenti ossei ed il supporto *fixin*™ in sede per il tempo necessario per effettuare le canalizzazioni ossee e su queste inserire le viti (*Urizzi, A., 2009*).

Altri metodi di stabilizzazione temporanea del dispositivo sono stati in parte trattati al paragrafo 4.4 e sono il fissa-placche di Bart Verdonck (pin stopper), le viti da

riduzione, il perno passa-cerchiaggio. Il sistema più rapido, che assicura una più affidabile stabilizzazione del supporto, è il fissa-placche di Bart Verdonck. Per ottenere il risultato voluto è necessario applicarne uno per moncone in caso di frattura unica, oppure uno per ogni moncone principale, se invece la frattura è segmentale o ha più di due frammenti. Per gli altri due sistemi si rimanda al paragrafo 4.4.

Raggiunta la temporanea stabilizzazione del supporto, il passo successivo è quello di effettuare le canalizzazioni ossee. In questa fase dell'intervento chirurgico è di fondamentale importanza mantenere la perpendicolarità tra il foro da effettuare ed il supporto. A tal fine si utilizzano i centra-punte che vengono agganciati alle bussole grazie ad un incastro conico (Fig. 4.15 A e B), mantenendo così la perfetta ortogonalità col supporto e permettendo una corretta canalizzazione. I fori da effettuare hanno un diametro di 1,5 o 2,0 mm per la serie mini e 2,5 o 2,9 mm per la serie media.

Effettuata la canalizzazione e rimosso il centra-punte, è possibile misurarne la profondità, tramite apposito misuratore, così da scegliere ed utilizzare una vite di misura corretta. Diversamente, se si lascia inserito il centra-punte, alla misura ottenuta sarà necessario sottrarre 4 cm corrispondenti alla lunghezza del centra-punte (Fig. 4.16), (Urizzi, A., 2009).

L'inserimento della vite, rappresenta l'ultimo step. Il suggerimento è quello di applicare viti di diametro maggiore possibile, evitando di superare il 25% del diametro dell'osso nel punto di applicazione. La lunghezza della vite dovrà essere di 2 mm superiore alla misura bicorticale intraoperatoria (Urizzi, A., 2009). Si consiglia l'impiego di tre viti bicorticali per moncone di frattura nelle fratture diafisarie o diafiso-metafisarie. Nelle fratture metafiso-epifisarie o epifisarie e nelle osteotomie correttive iuxta-articolari due viti bicorticali per moncone di frattura o di osteotomia sono spesso sufficienti (Petazzoni, M., 2009). I passaggi fin qui descritti vanno ripetuti per ogni foro del supporto, compresi i primi due utilizzati per posizionare i fissa placche di Bart Verdonck una volta avvenuta la loro rimozione. Al momento del serraggio delle viti il chirurgo all'ultimo mezzo giro di vite percepisce un aumento della forza necessaria per dare la rotazione al cacciavite e questo è il momento in cui avviene l'accoppiamento conico.

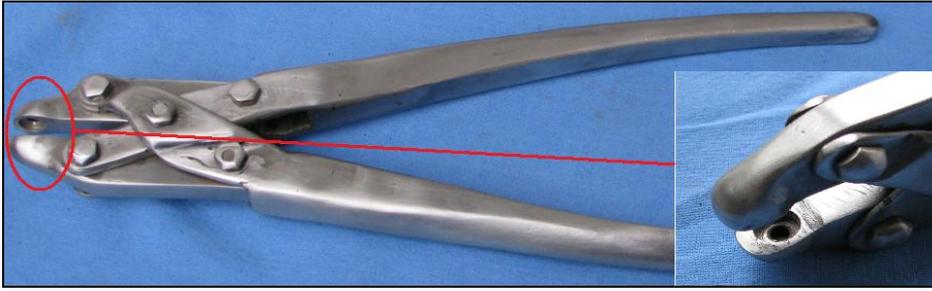


Fig. 4.13 – Pinza piega-placche per supporti *fixin*TM. Nel riquadro in basso a destra, particolare degli alloggiamenti per proteggere le bussole.

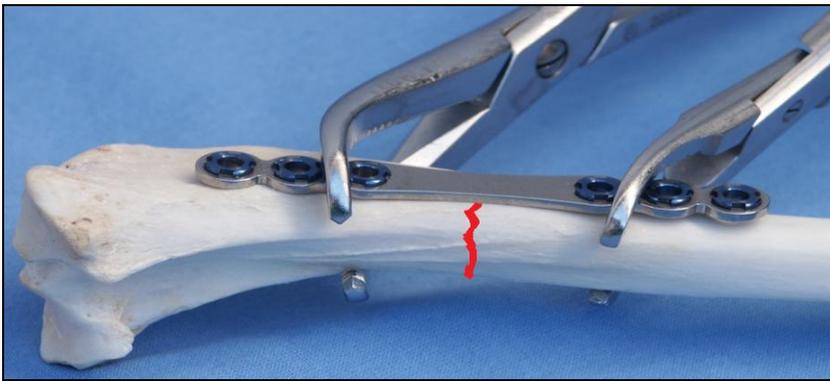
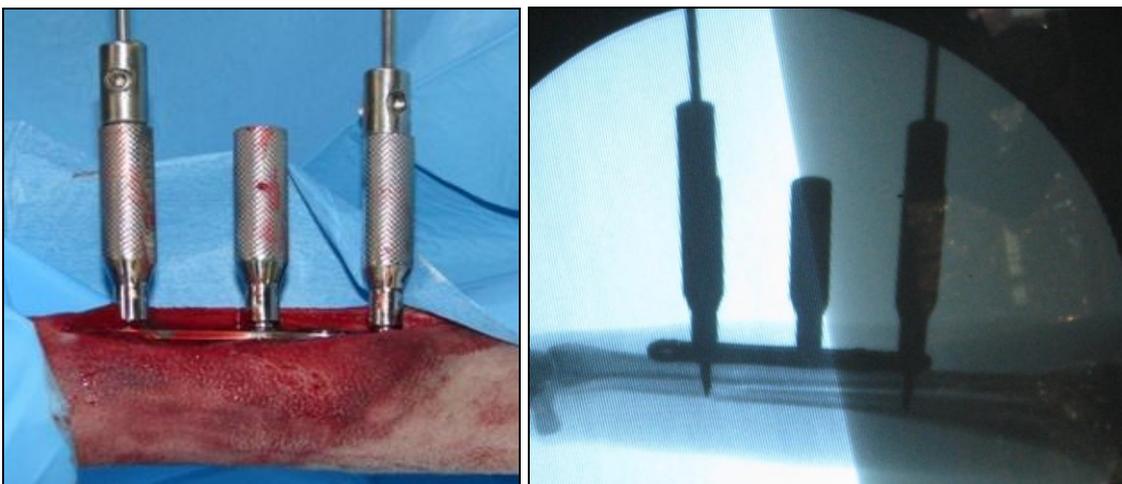


Fig. 4.14 – Esempio di stabilizzazione temporanea con pinze da riduzione del supporto *fixin*TM su un preparato anatomico. La linea rossa rappresenta un ipotetico sito di frattura.



A

B

Fig. 4.15 – **A**, fotografia intraoperatoria, si vede il posizionamento dei due fissa-placche di Bart Verdonck lateralmente e il centra-punte al centro. **B**, immagine all'intensificatore di brillantezza dello stesso momento dell'intervento chirurgico, da notare la perfetta perpendicolarità tra centra-punte e supporto.

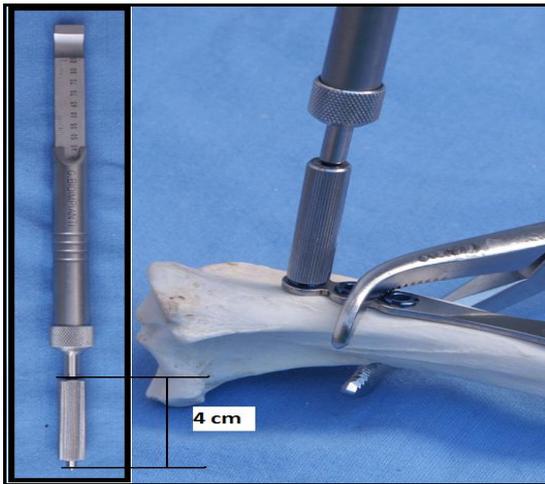


Fig. 4.16 – Esempio di misurazione della lunghezza delle vite da utilizzare in un preparato anatomico. A sinistra si vede il misuratore inserito sul centra-punte.

4.6 ERRORI NELL'APPLICAZIONE DI UN DISPOSITIVO FIXIN™

Nell'applicare un dispositivo di osteosintesi è necessario prestare attenzione al fine di evitare errori che potrebbero compromettere il risultato finale dell'intervento. Tra gli errori più frequenti nell'applicazione del sistema *fixin*™ (spesso dovuti ad inesperienza) si ricordano:

- *Mancato accoppiamento tra la testa della vite e la bussola* (Fig. 4.17): il mancato accoppiamento comporta instabilità tra testa della vite e bussola e la conseguente compromissione della stabilità angolare propria del sistema. Un errore di questo tipo esiterà, con molta probabilità, nel cedimento dell'impianto o nel pull out della vite; il sistema potrebbe non essere in grado di garantire la stabilità richiesta fino al termine del processo di guarigione.

Il mancato accoppiamento può dipendere da un errore d'asse, il che vuol dire che la canalizzazione ossea effettuata per mezzo del trapano non è sovrapponibile all'asse passante per il centro della bussola, di conseguenza nemmeno la vite risulterà essere nella posizione corretta e non sarà possibile l'accoppiamento conico.

Generalmente gli errori d'asse derivano da una disattenzione del chirurgo durante l'intervento, che determina una variazione nella posizione del supporto rispetto all'osso (o viceversa), tra la fase di canalizzazione e la fase di avvitamento della vite.

Questo può accadere per una riduzione non stabile della frattura e per una insufficiente fissazione temporanea del supporto all'osso in fase di foratura. Per evitare che questo avvenga si ricorda che i metodi che garantiscono un più sicuro bloccaggio temporaneo del supporto all'osso sono la tecnica dei pin stoppers (tecnica di Bart Verdonck) e la tecnica delle pinze ossee da presa (*Petazzoni, M., 2009*), (vedi paragrafo 4.4 e Fig. 4.14 – 4.15).

Sempre in fase di bloccaggio temporaneo del supporto, in particolare con l'impiego delle pinze da riduzione, può avvenire una flessione elastica del supporto stesso durante la foratura; in questo caso, se viene rimossa la pinza da presa prima di inserire la vite, il supporto tornerà alla forma che aveva prima della deformazione e l'asse passante per il centro della bussola sarà diverso dall'asse della canalizzazione. Un accorgimento per evitare che avvenga la flessione del supporto è quello di porre uno spessore (ad esempio manico del bisturi) tra supporto e osso in fase di foratura.

Un errore d'asse può essere anche il risultato di disattenzioni più grossolane, ad esempio una punta del trapano poco affilata; questo porta il chirurgo a compiere sforzi e movimenti maggiori che determinano l'allontanamento e l'avvicinamento dell'osso rispetto al *fixin*™ durante la foratura, influenzando così sulla qualità della canalizzazione e sulla sua direzione, esitando in errori d'asse.

Altra inesattezza che può concludersi con un mancato accoppiamento conico è data da una lunghezza del foro minore rispetto alla lunghezza della vite utilizzata; questo può accedere quando: non si arriva a forare la seconda corticale in diafisi, la canalizzazione in epifisi/metafisi non interessa tutto lo spessore osseo, oppure per un errore in fase di misurazione del foro. La vite inserita non potrà essere avvitata abbastanza da mettere in contatto la testa della vite con la bussola (Urizzi, A., 2009). Un mancato accoppiamento conico, può anche essere dovuto ad una mancanza di complementarietà tra la testa della vite e la bussola per una deformazione di quest'ultima. Il momento critico dell'intervento in cui la bussola potrebbe essere soggetta a deformazione è la fase di piegatura dell'impianto. Ricordando che il supporto *fixin*TM non necessita di essere modellato perfettamente sulla corticale ossea e per questo motivo non dovrebbero essere effettuate eccessive piegature, si consiglia di utilizzare gli strumenti idonei a tale attività, cioè i piega-placche in grado di proteggere le bussole descritti al paragrafo 4.5.

In fase di modellamento è opportuno tenersi ad una distanza di 3-4 mm dalla bussola con i piega-placche, per evitare di danneggiarla; un'altra possibilità è quella di inserire delle viti mentre si piega il supporto, così facendo la testa della vite accoppiata alla bussola impedisce la deformazione del foro conico.

Un ultimo evento che potrebbe portare ad un mancato accoppiamento tra la vite e la bussola è l'applicazione del supporto nel verso contrario, quindi con le bussole rivolte verso l'osso. Questa è un errore che capita molto difficilmente in quanto le bussole hanno un colore diverso rispetto al supporto e, per questo motivo, ben si differenziano da esso (Urizzi, A., 2009).

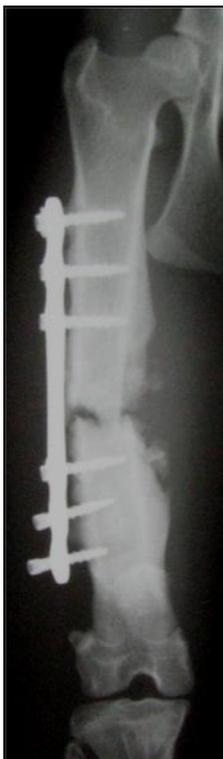


Fig. 4.17 – Immagine radiografica, gatto europeo, maschio, anni 1, peso 3,8 Kg. Proiezione antero-posteriore di femore, 45 gg post-intervento (osteosintesi con *fixin*). È possibile osservare che non è avvenuto l'accoppiamento conico a livello della prima vite prossimale e delle tre distali. Lo si può notare sia dalla testa della vite (che nella prima prossimale sporge dal livello del supporto), che dal parallelismo tra le viti (non essendo stato piegato il supporto le viti dovrebbero essere parallele tra loro), (Urizzi, A., 2009).

- *Errato allineamento osso-supporto*: questo tipo di errore è più frequente applicando il dispositivo di sintesi utilizzando la tecnica MIPO (minimally invasive plate osteosynthesis), in quanto il chirurgo non ha contatto visivo con il segmento osseo su cui sta fissando il sistema di sintesi.

Le conseguenze possono essere disastrose e compromettere significativamente la riuscita dell'intervento in quanto, l'inserimento di una vite ad angolo stabile a livello di un'estremità del supporto, potrebbe causare il parziale o mancato ancoraggio della vite all'osso (Petazzoni, M., 2009), (Fig. 4.18).

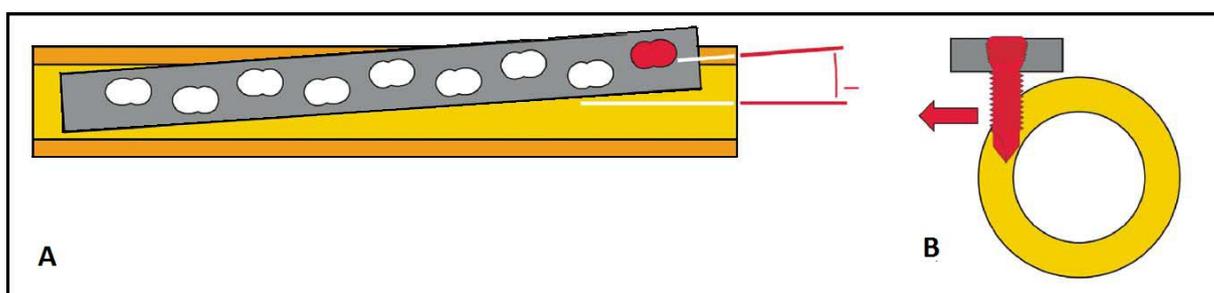


Fig. 4.18 – L'immagine rappresenta un mancato allineamento tra l'asse del segmento osseo e l'asse del supporto. **A**, il mancato allineamento esita in una posizione eccentrica del supporto rispetto all'osso. **B**, la vite non si ancora all'osso nel modo corretto, e nella peggiore delle ipotesi può non prendere contatto con esso (Gautier, E. & Sommer, C., 2003).

- *Allentamento della bussola*: le bussole dovrebbero essere controllate e serrate prima dell'inizio di ogni intervento. Malgrado ciò, è possibile che si allentino durante la chirurgia, soprattutto se le viti vengono svitate e riavvitate più volte per correggere il posizionamento del supporto. Per evitare questo problema è consigliabile sterilizzare lo svita-bussole ed inserirlo nel set chirurgico, in modo da poterlo utilizzare durante l'intervento.

Un ulteriore accorgimento è quello di inserire e togliere il centra-punte sempre ruotandolo in senso orario, in modo da non svitare parzialmente la bussola.

Una volta inserito il dispositivo è bene controllare attentamente, sia l'avvenuto accoppiamento delle viti, sia la corretta posizione delle bussole. Osservando il *fixin*TM dall'alto (situazione che spesso accade durante la chirurgia) ci si può non accorgere della presenza di bussole svitate; l'ideale sarebbe controllare il corretto posizionamento guardando il supporto lateralmente (Urizzi, A., 2009).

- *Errori nella scelta del supporto*: il supporto utilizzato potrebbe rivelarsi sottodimensionato o sovradimensionato considerando le caratteristiche del soggetto ed il pattern della frattura. Per supporto sottodimensionato si intende o troppo corto o troppo sottile (Fig. 4.19 e 4.20). In entrambe i casi potrebbe non reggere i carichi a cui viene sottoposto; questo porterebbe alla rottura

dell'impianto, che generalmente avviene a livello del sito di frattura, dove il dispositivo è sottoposto agli sforzi maggiori.

Per quanto riguarda la lunghezza del supporto si rimanda al concetto di "working length" trattato al paragrafo 4.3.2.

Se il chirurgo ritiene che il dispositivo *fixin*TM a sua disposizione sia in ogni caso sottodimensionato, ha la possibilità di applicare due supporti allo stesso segmento osseo, perpendicolari tra loro, seguendo un po' i concetti dalla fissazione esterna (Fissatore esterno di tipo I: biplanare bilaterale)

Un supporto sovradimensionato invece, potrebbe offrire eccessiva stabilità al focolaio di frattura ritardando la guarigione a causa del "interfragmentary strain" eccessivamente ridotto.



Fig. 4.19 – Immagine radiografica. Cane, meticcio, anni 3, peso 30 Kg. Proiezione antero-posteriore di femore post-intervento (osteosintesi con *fixin*TM, spessore supporto 2 mm) e follow-up. La placca ha subito una deformazione plastica perché troppo corta e troppo sottile.

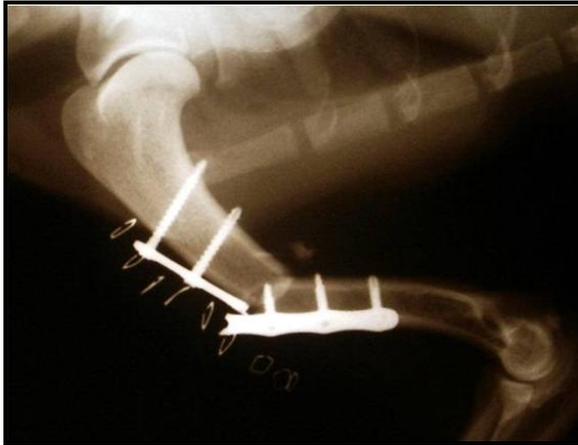


Fig. 4.20 – Immagine radiografica. Cane, meticcio, maschio, anni 6, peso 7 Kg. Proiezione medio-laterale omero, 9gg post-operatorio (osteosintesi con *fixin*TM, spessore 1,2 mm). Altro esempio di supporto troppo sottile e troppo corto. A seguito della deformazione elastica e successivamente plastica, ha superato il punto di rottura del materiale e l’impianto ha ceduto.

- *Fori liberi*: omettendo l’inserimento di una bussola in un foro che si decide di non occupare con una vite si rischia di indebolire l’impianto al punto da causarne la rottura. E` una leggerezza da evitare assolutamente in quanto non apporta vantaggi, mentre gli svantaggi comportano il fallimento dell’impianto.

In caso di soggetti pesanti, molto attivi e di proprietari che non garantiscono il riposo dell’animale nel postoperatorio, è consigliabile inserire una vite per ogni bussola; se non si vuole rendere il sistema troppo rigido, c’è la possibilità di inserirla monocorticale (Urizzi, A., 2009).

- *Rimozione del supporto a guarigione avvenuta*: ogni impianto ortopedico, pur essendo biocompatibile, è da considerarsi ugualmente un corpo estraneo, e come tale se ne consiglia la rimozione a guarigione avvenuta. In ambito clinico, motivazioni di ordine anestesilogico ed economico, comportano il mantenimento in sede degli impianti da osteosintesi, qualora ciò non causi disagio al paziente (Petazzoni, M., 2009).

Gli impianti bloccati garantiscono una stabilità nel tempo molto più duratura rispetto agli impianti convenzionali a frizione, il cui cedimento progressivo, durante la fase della guarigione ossea, agisce da dinamizzante del sistema osso-placca. La durevole stabilità degli impianti *fixin*TM può portare in alcune situazioni ed in alcuni distretti scheletrici ad un’eccessiva protezione dell’osso e quindi ad un riassorbimento del tessuto sottoimpianto e ad eventuale rischio di rifrattura. L’evento è raro ma possibile. La verifica radiografica periodica di un impianto a stabilità angolare è pertanto suggerita qualora prevalga la scelta della non rimozione.

- *Inserimento involontario di una vite intrarticolare*: gli impianti a stabilità angolare non offrono al chirurgo la possibilità di orientare la vite facilmente come in un sistema a compressione. Per cambiare la direzione della vite è necessario piegare il supporto. Quando il dispositivo viene applicato in prossimità di un piano articolare bisogna porre maggiore attenzione alla direzione della vite in modo che questa non invada la cavità articolare, creando non pochi problemi al paziente, come ad esempio: danni a carico della cartilagine e dolore nell'eseguire i fisiologici movimenti nel postoperatorio (Fig. 4.21).

Spesso in sede intraoperatoria non è facile rendersi conto dell'errore. Nemmeno con l'ausilio della fluoroscopia si ha la garanzia di ottenere una diagnosi immediata e sicura del problema (Soong, M. et al., 2008).

Il sistema *fixin*TM, disponendo di supporti molto sottili e di conseguenza agevolmente piegabili, permette di direzionare maggiormente le viti rispetto ad altri sistemi a stabilità angolare. In caso il chirurgo si renda conto in sede intraoperatoria di aver invaso la cavità articolare con la vite è necessario prendere la misura del foro con il misuratore ed inserire una vite di lunghezza minore rispetto a quella rilevata. Essendo l'osso iuxta-articolare di tipo spugnoso sarà come mettere una vite più corta, non necessariamente monocorticale, in quanto in questa sede le corticali sono da molto sottili a quasi inesistenti (Petazzoni, M., 2009).

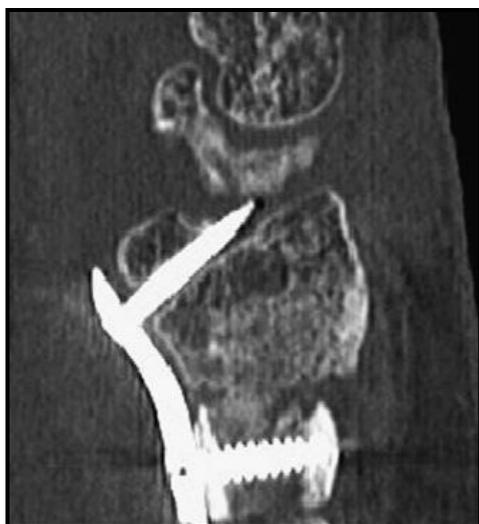


Fig. 4.21 – Immagine CT, sezione sagittale. Paziente umano, precedentemente trattato per una frattura distale di radio con un mezzo di sintesi a stabilità angolare, che presentava una continua sintomatologia algica nel periodo postoperatorio. Dall'immagine si può osservare che la vite era inserita in cavità articolare (Larson, A. & Rizzo, M., 2007).

4.7 MIPO: MINIMALLY INVASIVE PLATE OSTEOSYNTHESIS

La tecnica MIPO fu concepita successivamente all'avvento delle placche a stabilità angolare. Prevede l'approccio al sito di frattura creando l'accesso chirurgico più limitato possibile, sufficiente a permettere il passaggio del dispositivo di sintesi attraverso la cute ed i tessuti molli per arrivare alla superficie ossea.

Questa tecnica offre molti vantaggi e ben si inserisce nel concetto di "biological internal fixation". Permette infatti di ridurre al minimo il trauma chirurgico, riducendo pertanto anche l'esposizione del paziente al rischio di infezioni intraoperatorie; risultano minimi anche i danni iatrogeni a carico dei tessuti molli circostanti al sito di frattura, preservando così l'apporto ematico locale e l'ematoma creatosi conseguentemente al trauma (*Nikolaou, V. S. et al., 2008*). Questi due fattori, favorendo la presenza dei growth factors ed altre sostanze in grado di stimolare le cellule progenitrici degli osteoblasti, giocano un ruolo rilevante nel processo di guarigione dell'osso e nella formazione del callo (*Einhorn, T. A., 1998*).

4.7.1 TECNICA CHIRURGICA

La selezione del paziente e del caso clinico risulta fondamentale per ottenere soddisfacenti risultati chirurgici. Per quanto riguarda il pattern e la localizzazione della frattura, la tecnica MIPO ben si presta per l'osteosintesi di fratture a livello diafisario e metafisario di tipo spiroidi o comminute, in quanto non necessitano di una perfetta riduzione anatomica e della compressione tra i frammenti. Diversamente, non è applicabile a fratture periarticolari in quanto è indispensabile una riduzione anatomica quasi perfetta per tornare alla normalità funzionale (*Pozzi, A., 2009*).

Lo studio preoperatorio del caso è fondamentale ed è basato sulla valutazione radiografica dell'arto su cui si andrà ad intervenire e del contro laterale. Le immagini radiografiche necessarie sono le due proiezioni antero-posteriore e medio-laterale ortogonali tra loro (Fig. 4.25).

La scelta del supporto (lunghezza e spessore) e la sua piegatura vengono eseguite durante il planning preoperatorio, valutando l'arto sano, il pattern e la localizzazione della frattura, la taglia ed il peso dell'animale.

L'intervento chirurgico inizia con la fase di allineamento del segmento osseo e riduzione indiretta della frattura. In questa fase il chirurgo ha a disposizione svariati metodi: la trazione manuale dell'arto, l'utilizzo di un tavolo chirurgico veterinario provvisto di barre (Fig. 4.22) o di staffe da trazione (Fig. 4.23), oppure l'impiego di un distrattore femorale (Fig. 4.24).

Ottenuta la riduzione della frattura, vengono eseguite due incisioni, una prossimale ed una distale, nel punto in cui si prevede l'inserimento delle viti nella placca (Fig. 4.27); per decidere i punti in cui effettuare l'incisione è possibile appoggiare il supporto all'arto e vedere la posizione dei fori (Fig. 4.26).

Effettuate le incisioni, si può inserire uno scolla-periostio e spingendolo contro la superficie ossea si crea la “strada” per la placca; successivamente si fa scivolare il supporto tra i tessuti molli e la corticale ossea collocandolo nella posizione voluta, (il supporto dovrebbe essere visibile a livello della seconda incisione), (Vannini, R., 2008). L’impiego intraoperatorio del fluoroscopio è molto utile per verifica l’allineamento dell’arto, la riduzione della frattura e soprattutto il corretto posizionamento del dispositivo di sintesi (Pozzi, A., 2009).

A questo punto vengono inserite le viti e suturate le due vie d’accesso.

La tecnica MIPO, per quanto concerne il sistema *fixin*TM, può venire utilizzata per la rimozione degli impianti, incidendo solo in corrispondenza delle viti, rimuovendole e sfilando il supporto attraverso la via d’accesso.



Fig. 4. 22 – Fotografia tavolo chirurgico veterinario ergomed99TM. Posizionamento per la trazione scheletrica intraoperatoria (IST) per la riduzione di una frattura di radio-ulna. Il corpo dell’animale è bloccato al tavolo, l’arto è fissato all’asta di trazione la cui distanza dal tavolo è regolabile.
http://www.ad-maiora.eu/public/PDF/ITA/ergomed_posizionamenti.pdf



Fig. 4. 23 - Particolare dello scenario intraoperatorio (vista dorsale) di una trazione scheletrica per la riduzione di una frattura dell’omero. Sono state applicate due staffe di trazione: una a livello dell’epifisi prossimale dell’omero e l’altra a livello di quella distale, questo per evitare la traslazione della scapola. Le staffe sono fissate all’osso mediante un filo di Kirschner.
http://www.ad-maiora.eu/public/PDF/ITA/ergomed_posizionamenti.pdf



Fig. 4.24 – Distrattore femorale. Il distrattore viene fissato all'osso per mezzo di due fili di Kirschner, i quali vengono distanziati dal distrattore stesso, permettendo così l'allineamento del segmento osseo e la riduzione indiretta della frattura.

http://kaushik.tradeindia.com/Exporters_Suppliers/Exporter1193.454C.12991P/Large-Femoral-Distractor-.html

4.7.2 CASO CLINICO MIPO

Segnalamento: Cane, Terranova, “Lola”, femmina, mesi 15, peso 40 Kg.

Anamnesi: Trauma da investimento.

Visita clinica: mancato appoggio dell’arto posteriore destro in stazione. Zoppia di IV grado a carico dell’arto posteriore destro. Alla palpazione si percepisce mobilità a livello della porzione distale della tibia compatibile con una frattura.

Esami collaterali: Rx tibia dx, proiezioni antero-posteriore e medio-laterale.

Diagnosi: Frattura spiroide, terzo medio-distale, tibia destra.

Terapia: - Intervento chirurgico eseguito 5 gg dopo il trauma.

- Dispositivo di sintesi: supporto *fixin*TM, lunghezza 192 mm, spessore 3,0mm; 8 viti di 3,5 mm di diametro (4 bicorticali e 4 monocorticali)
- Tecnica MIPO.



Fig. 4.25 - Immagini radiografiche relative al preoperatorio, tibia dx. A sinistra, proiezione medio-laterale. A destra proiezione antero-posteriore. Frattura spiroide del terzo medio-distale della diafisi della tibia dx.



Fig. 4.26 – Fotografia intraoperatoria. In questo momento viene deciso il punto in cui effettuare le incisioni appoggiando il supporto all’arto.

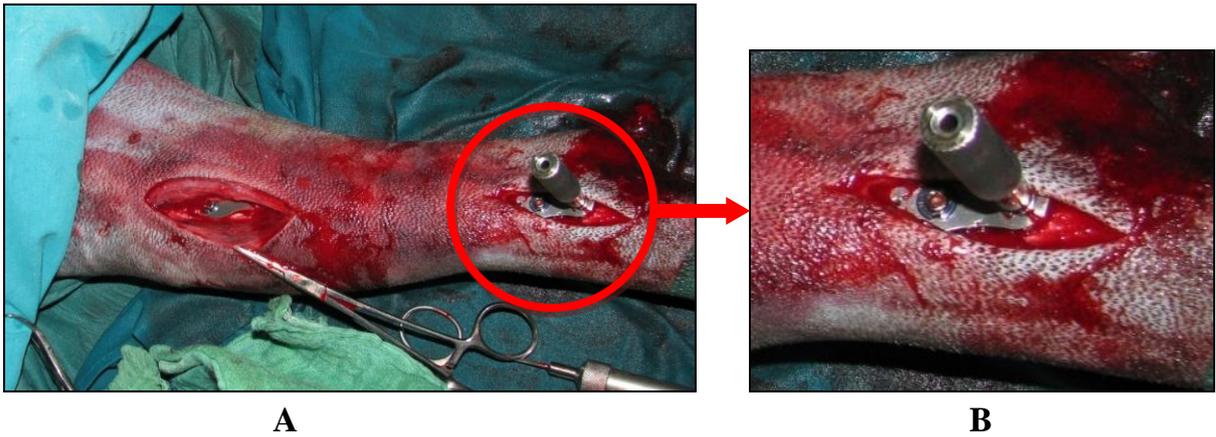


Fig. 4.27 – Fotografia intraoperatoria. **A**, incisioni effettuate e supporto inserito. **B**, particolare del supporto con centra-punte agganciato alla bussola.



Fig. 4.28 – Immagini radiografiche, tibia destra. Proiezione medio-laterale e antero-posteriore relative all'immediato postoperatorio (riquadro rosso). Si può notare che non c'è una perfetta giustapposizione dei monconi di frattura, questo perché è stata effettuata una riduzione indiretta della frattura stessa. Ci si aspetta una guarigione indiretta con formazione del callo. Follow-up a 30 gg dall'intervento chirurgico (riquadro giallo). E' possibile notare, a livello della rima di frattura, la presenza di materiale radiopaco compatibile con tessuto in via di mineralizzazione (callo). Follow-up a 75 gg dall'intervento (riquadro verde). Aumento della radiopacità a livello della rima di frattura.



Fig. 4.29 - Immagini radiografiche, proiezione medio-laterale e antero-posteriore, tibia dx. Immagini relative al follow-up a 75 gg postintervento a seguito della rimozione della placca. Il sistema *fixin*TM ha garantito la stabilità necessaria al segmento osseo per giungere a guarigione. Nell'arco dei 75 giorni si è creato un callo in grado di sostenere i carichi dovuti all'attività del soggetto, pertanto si è deciso per la rimozione dell'impianto.

4.8 CASI CLINICI

In questo capitolo verranno trattati e descritti alcuni casi clinici in cui è stato utilizzato il sistema *fixin*TM. Verranno messi in evidenza gli aspetti positivi e negativi del dispositivo nello specifico caso in cui è stato adoperato.

4.8.1 CASO CLINICO 1

Segnalamento: cane, meticcio, “Oliver”, maschio intero, anni 5, peso 16,3 Kg pv.

Anamnesi: trauma da investimento.

Visita clinica: buone condizioni generali del soggetto. Mancato appoggio dell’arto anteriore sinistro in stazione. Il soggetto in movimento manifesta una zoppia di IV grado a carico dell’arto anteriore sinistro con mancato appoggio. Alla palpazione dell’arto è possibile evidenziare una perdita di continuità ossea a livello della porzione distale di radio e ulna.

Esami collaterali: studio radiografico comprendente proiezione medio-laterale ed antero-posteriore di radio-ulna.

Diagnosi: le immagini radiografiche mettono in evidenza una frattura radio-ulnare trasversa a livello del terzo distale dall’avambraccio.

Terapia: osteosintesi di radio con sistema *fixin*TM.

Dispositivo di sintesi: supporto *fixin*TM, lunghezza 69 mm, spessore 2 mm, 4 fori; 4 viti da 3,2 mm di diametro.



Fig. 4.30 - Immagini radiografiche, periodo preoperatorio (riquadro rosso) e postoperatorio (riquadro giallo), proiezione medio-laterale e dorso-palmare avambraccio sinistro. Follow-up a 30gg (riquadro verde), a 51 gg (riquadro azzurro) e a 4 mesi (riquadro viola). Per i follow-up si è preferito inserire solo la proiezione medio-laterale perché permette di valutare al meglio la progressione della guarigione.

Il supporto impiegato (2 mm di spessore) si è rivelato troppo rigido, comportando una lenta formazione del callo osseo con conseguente prolungamento dei tempi di guarigione (la guarigione clinica è avvenuta oltre i 60 giorni dall'intervento), (Fig. 4.30). Questa stabilità ha permesso però al soggetto di caricare l'arto operato nell'immediato periodo postoperatorio.

Il dispositivo *fixin*TM è stato applicato in prossimità dell'articolazione radio-carpica (Fig. 4.31), nonostante ciò è stato possibile direzionare la vite in modo da evitare la cavità articolare.

Molto interessante è stata la scelta della sede e della modalità di applicazione del supporto. Il dispositivo è stato posizionato sulla faccia cranio-mediale dell'epifisi distale del radio, tenendolo sollevato di qualche millimetro dalla superficie ossea (Fig. 4.32). Questo ha permesso al dispositivo di non interferire con il percorso del tendine estensore comune delle falangi e del tendine estensore radiale del carpo; permettendo un recupero funzionale dell'arto più rapido e minor disagio per il paziente nel postoperatorio. Per ottenere un sollevamento del dispositivo rispetto all'osso è stato sufficiente posizionare uno spessore (es. manico da bisturi) tra il supporto e la corticale ossea in fase di stabilizzazione temporanea fino all'inserimento delle prime viti. Questo non sarebbe stato possibile utilizzando una placca tradizionale ed il rischio sarebbe stato quello di comprimere e ledere i tendini sopraccitati.

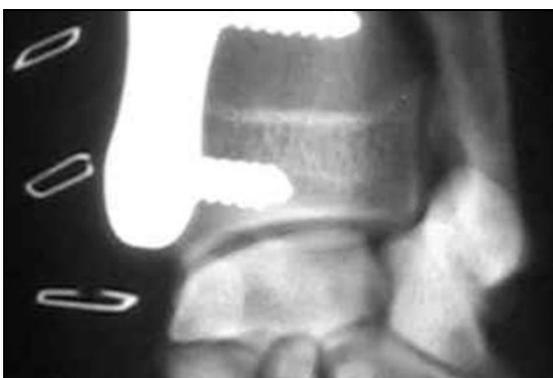


Fig. 4.31 – Immagine radiografica. Particolare che mette in evidenza la vicinanza del supporto e della vite all'articolazione.



Fig. 4.32 – Preparato anatomico che illustra come è stato applicato il dispositivo.

Un'alternativa chirurgica, per il trattamento di questa frattura, sarebbe potuta essere la fissazione esterna. Considerata la sede scheletrica, è opportuno però soffermarsi su alcune considerazioni:

- il fissatore esterno avrebbe attraversato la cute in un'area molto prossima ad un'articolazione e quindi soggetta a continui movimenti, causando pertanto dolore e disagio al paziente durante il lungo periodo di guarigione;
- la cute (attraversata dai chiodi del fissatore esterno), a differenza dei tessuti che ricopre, è caratterizzata dalla presenza di una diffusa innervazione. Pertanto la fissazione interna, bypassando l'innervazione cutanea, permette di garantire al paziente un periodo post-operatorio più confortevole e meno stressante.

A distanza di 4 mesi il dispositivo è stato rimosso (Fig. 4.33) con tecnica MIPO, praticando quindi due incisioni, una a livello delle viti prossimali e l'altra a livello di quelle distali.

Il caso si è concluso con la completa guarigione del tessuto osseo e l'eccellente ritorno alla normalità morfo-funzionale dell'arto fratturato.



Fig. 4.33 – Immagine radiografica, proiezione medio-laterale e dorso-palmare di radio-ulna. Follow-up a 4 mesi, dopo rimozione dell'impianto.

4.8.2 CASO CLINICO 2

Segnalamento: cane, Siberian Husky, “Billy”, maschio intero, anni 10, peso 32 Kg pv.

Anamnesi: trauma da investimento.

Visita clinica: buone condizioni generali del soggetto. Mancato appoggio dell’arto posteriore sinistro in stazione. L’animale in movimento presenta una zoppia di IV grado a carico dell’arto posteriore sinistro. Alla palpazione è possibile rilevare una perdita di continuità ossea a livello del terzo medio della diafisi femorale sinistra.

Esami collaterali: studio radiografico, proiezione medio-laterale e antero-posteriore della gamba sinistra.

Diagnosi: le immagini radiografiche mettono in evidenza una frattura comminuta a livello del terzo medio della diafisi femorale sinistra.

Terapia: osteosintesi di femore con sistema *fixin*TM.

Dispositivi di sintesi:- supporto *fixin*TM, lunghezza 125 mm, spessore 2,5 mm, 8fori; 8 viti da 3,2 mm di diametro;

- supporto *fixin*TM, lunghezza 170 mm, spessore 2,5 mm, 9 fori; 9 viti da 3,2 mm di diametro;

- 1 vite da corticale AO da 3,5 mm (utilizzata per compressione interframmentaria);

- filo ortopedico da cerchiaggio da 1,2 mm di diametro.

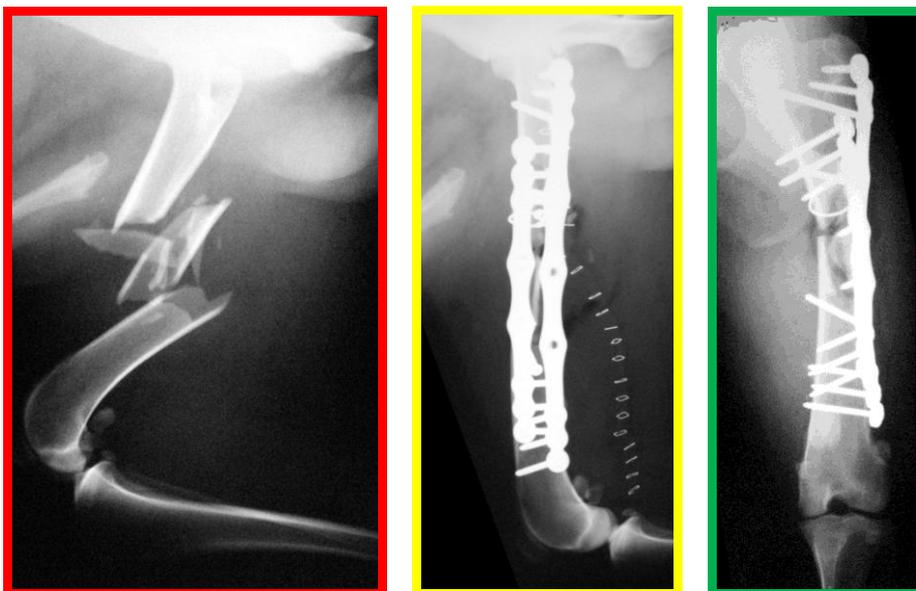


Fig. 4.34 – Immagine radiografica. Proiezione medio-laterale relativa al preoperatorio (riquadro rosso), frattura comminuta del terzo medio della diafisi femorale sinistra. Proiezione medio-laterale relativa al postoperatorio (riquadro giallo) e proiezione ventro-dorsale sempre relativa al postoperatorio (riquadro verde).

Considerando la taglia del soggetto, il suo temperamento, la sede scheletrica ed il pattern di frattura, si è ritenuto opportuno non affidarsi ad un solo dispositivo di sintesi. Sono stati quindi inseriti due dispositivi *fixin*TM, posizionati ortogonali l'uno rispetto all'altro, un po' come avviene nei fissatori esterni con configurazione biplanare bilaterale (Fig. 4.34). A livello di diafisi femorale non è possibile utilizzare un fissatore esterno sul versante craniale a causa della presenza di voluminose masse muscolari (quadricipite femorale), (Piermattei, D. L. et al., 2006); utilizzando il dispositivo *fixin*TM è invece possibile applicare un supporto sulla faccia laterale del femore ed uno su quella cranio-laterale, rendendo il sistema estremamente stabile ed in grado di sostenere le notevoli sollecitazioni presenti a livello del focolaio di frattura, in modo particolare se comminuta.

Durante l'intervento è stato necessario inserire anche una vite corticale AO da 3,5 mm di diametro, utilizzata per creare una compressione interframmentaria ed un filo da cerchiaggio ortopedico del diametro di 1,2 mm, utilizzato per avvicinare e mantenere in sede le schegge ossee più voluminose.

Per quanto concerne il cerchiaggio è interessante notare che, se associato ad un sistema *fixin*TM, è possibile farlo scorrere sia sotto che sopra il supporto. Facendolo scorrere tra il supporto e l'osso, aderisce sulla corticale e mantiene più stabili i frammenti ossei.

A distanza di 10 giorni dall'intervento il proprietario riferisce che il cane comincia ad appoggiare l'arto trattato, segno di buona stabilità dei frammenti di frattura. Il periodo di guarigione è trascorso in modo ottimale ed in assenza di complicazioni.

Il controllo radiografico a distanza di 79 giorni mette in evidenza la formazione di un abbondante callo (Fig. 4.35), tipico della guarigione indiretta che avviene nelle fratture con questo grado di comminuzione.

Anche in questo caso il sistema *fixin*TM si è dimostrato un ottimo dispositivo di osteosintesi, capace di stabilizzare la frattura fino a guarigione avvenuta.



Fig. 4.35 – Immagine radiografica, proiezione antero-posteriore femore. Follow-up a 79 gg.

4.8.3 CASO CLINICO 3

Segnalamento: gatto, Persiano, “Aramis”, maschio intero, anni 2, peso 3,4 Kg pv.

Anamnesi: trauma da caduta dal 6° piano di un edificio.

Visita clinica: nonostante l’altezza da cui è caduto, il soggetto si presenta in buone condizioni generali. Mancato appoggio dell’arto posteriore destro in stazione. Il soggetto in movimento manifesta una zoppia di IV grado a carico dell’arto posteriore destro con mancato appoggio. Alla palpazione è possibile rilevare la perdita di continuità ossea a livello del terzo distale del femore destro in prossimità dell’articolazione del ginocchio.

Esami collaterali: studio radiografico, proiezione medio-laterale ed antero-posteriore della gamba destra.

Diagnosi: le immagini radiografiche mettono in evidenza una frattura trasversa metafisaria distale a carico del femore destro con dislocatio ad longitudinem cum contractionem.

Terapia: osteosintesi di femore con sistema *fixin*TM.

Dispositivo di sintesi: supporto *fixin*TM, lunghezza circa 45 mm (la lunghezza non è precisa in quanto il dispositivo utilizzato è stato ottenuto tagliando un supporto più lungo), spessore 1,5 mm, 4 fori; 4 viti da 2,3 mm di diametro.



Fig. 4.36 – Immagini radiografiche, proiezione medio-laterale ed antero-posteriore del femore destro relative al periodo preoperatorio (riquadro rosso), postoperatorio (riquadro giallo) ed al follow-up a distanza di 55 gg.

In sede intraoperatoria è stato possibile rendersi conto della presenza di una frattura articolare intercondiloidea, la quale non è stata trattata in modo tradizionale utilizzando una vite AO da compressione interframmentaria.

Si è ritenuto sufficiente mantenere una perfetta compressione fra i condili femorali per mezzo di pinza da riduzione nel momento dell'esecuzione dei fori per le viti ottenendo, in ugual modo, il risultato voluto (Fig. 4.37).

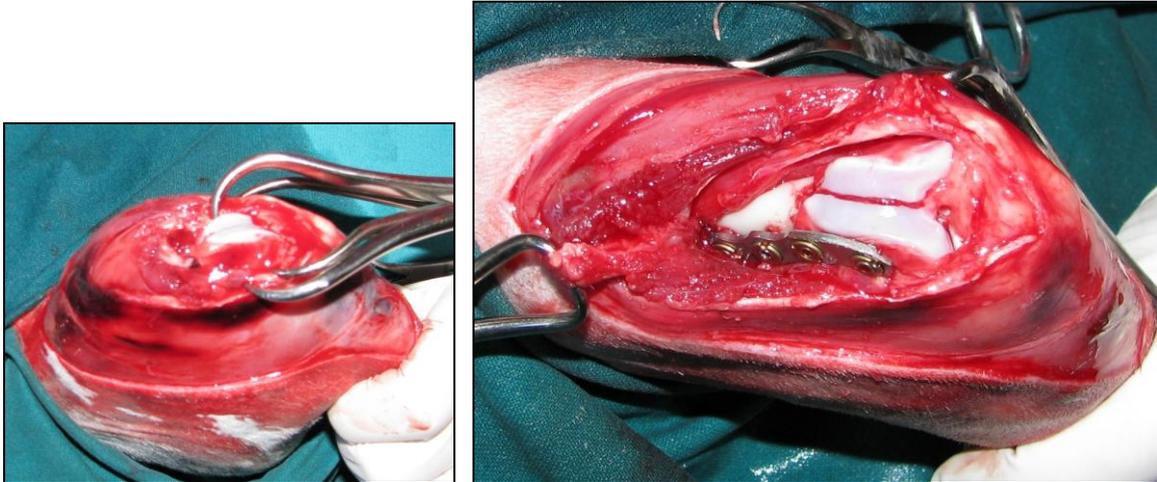


Fig. 4.37 – Momento intraoperatorio. A sinistra, compressione dei condili per mezzo di pinze da riduzione. A destra, dispositivo *fixin*TM applicato al segmento osseo e frattura intercondiloidea ridotta.

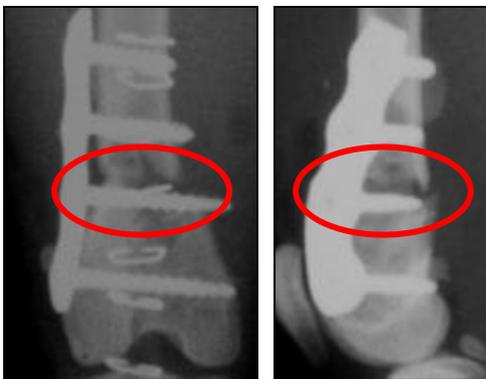


Fig. 4.38 – Particolare ingrandito della radiografia relativa al postoperatorio. All'interno del cerchio rosso è possibile osservare la vite nel focolaio di frattura.

Osservando attentamente le immagini radiografiche relative al postoperatorio, è possibile notare che la terza vite (da prossimale a distale) attraversa il focolaio di frattura o comunque gli passa molto vicino (Fig. 4.38). Se fosse stato utilizzato un sistema tradizionale con viti a compressione questo sarebbe stato un errore in grado di compromettere l'esito dell'intervento chirurgico. Una vite tradizionale non avrebbe avuto sufficiente tessuto osseo su cui far presa quindi; se lasciata in sede, sarebbe stata destinata a muoversi all'interno del focolaio di frattura disturbando, ritardando e, nel peggiore dei casi, impedendo il processo di guarigione.

Diversamente, nel sistema *fixin*TM la vite è bloccata al supporto, quindi, non muovendosi, non ha ostacolato il processo di guarigione.

Il gatto è giunto a guarigione nei tempi previsti e, nonostante non sia stato confinato in un luogo ristretto dal proprietario nel periodo postoperatorio, non si sono verificate complicazioni.

4.8.4 CASO CLINICO 4

Segnalamento: cane, Setter inglese, “Faro”, maschio intero, anni 2, peso 18 Kg pv.

Anamnesi: trauma da investimento risalente a due mesi prima della visita.

Visita clinica: Osservando l’animale in movimento si apprezza una zoppia di IV grado con mancato appoggio dell’arto posteriore sinistro. Alla palpazione si rileva un’evidente ipomotrofia a carico dei muscoli della gamba sinistra, una tumefazione dura a livello del tarso, una diminuzione del R.O.M. (range of motion) riscontrata effettuando movimenti passivi di flesso-estensione dell’articolazione tibio-tarsica ed infine un’instabilità a livello dell’articolazione stessa.

Esami collaterali: studio radiografico, proiezione medio-laterale ed antero-posteriore del garretto sinistro.

Diagnosi: le immagini radiografiche mettono in evidenza un grave quadro artrosico compatibile con un’instabilità articolare dovuta alla lussazione tibio-tarsica inveterata (70 giorni). Presenza di proliferazioni osteofitiche a livello del margine caudale dell’epifisi distale della tibia.

Terapia: artrodesi totale di garretto con sistema *fixin*TM.

Dispositivo di sintesi: supporto *fixin*TM ibrido da panartrodesi mediale di tarso presagomato con angolazione di 135° (angolo fisiologico dell’articolazione tibio-tarsica), lunghezza 115 mm, spessore 2,0 mm, 8 fori; 5 viti prossimali da 3 mm di diametro, 3 viti distali da 2,5 mm di diametro.

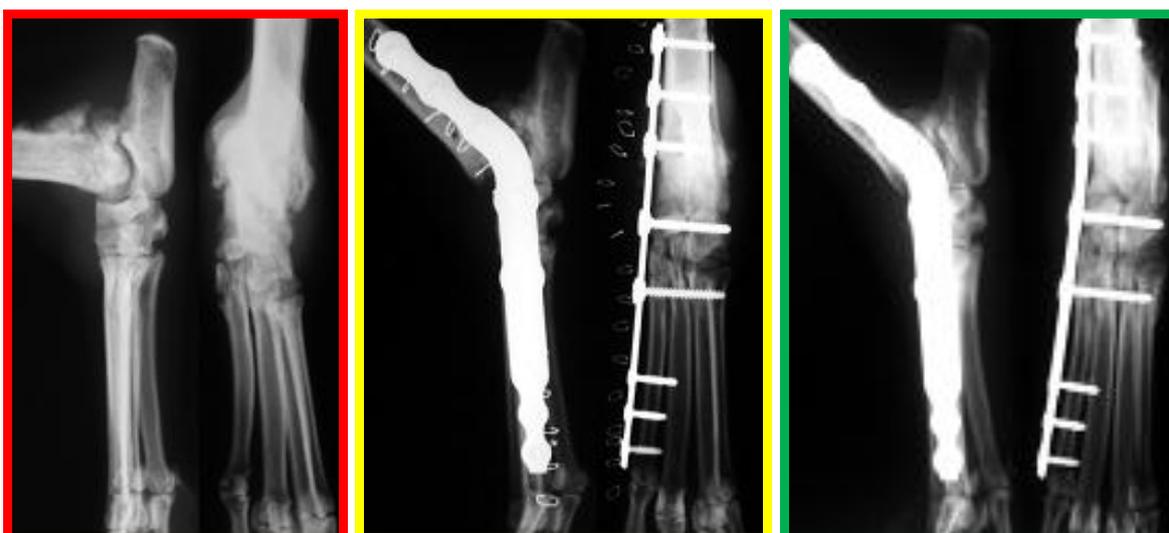


Fig. 4.39 - Immagini radiografiche, proiezione medio-laterale ed antero-posteriore del garretto sinistro relative al periodo preoperatorio (riquadro rosso), postoperatorio (riquadro giallo) e follow-up a distanza di 52 gg.

Risulta molto interessante l'utilizzo del sistema ibrido (Fig. 4.39). Questi dispositivi ospitano viti distali di diametro inferiore rispetto a quelle prossimali; dal punto di vista pratico questo è molto utile dato lo spessore esiguo dei metatarsi.

L'impianto è stato rimosso a 11 mesi di distanza dall'intervento. Si ritiene opportuno riportare che il soggetto durante i due mesi precedenti alla rimozione del dispositivo è stato impegnato in attività venatoria in montagna.

Alla visita clinica effettuata lo stesso giorno in cui è stato rimosso l'impianto (11 mesi postintervento) non sono stati rilevati segni di sofferenza nella zona del garretto, tuttavia permaneva l'ipomotrofia a carico dei muscoli della gamba sinistra. L'esame radiografico ha messo in evidenza un quadro di lisi ossea attorno alla viti prossimali, più accentuato il corrispondenza di quelle inserite nell'epifisi distale della tibia (Fig. 4.40).

A questo punto si è deciso per la rimozione dell'impianto, avvenuta con estrema facilità.

A impianto rimosso si è potuto verificare l'esito positivo dell'artrodesi e l'assenza di instabilità del garretto sottoposto a movimenti passivi.

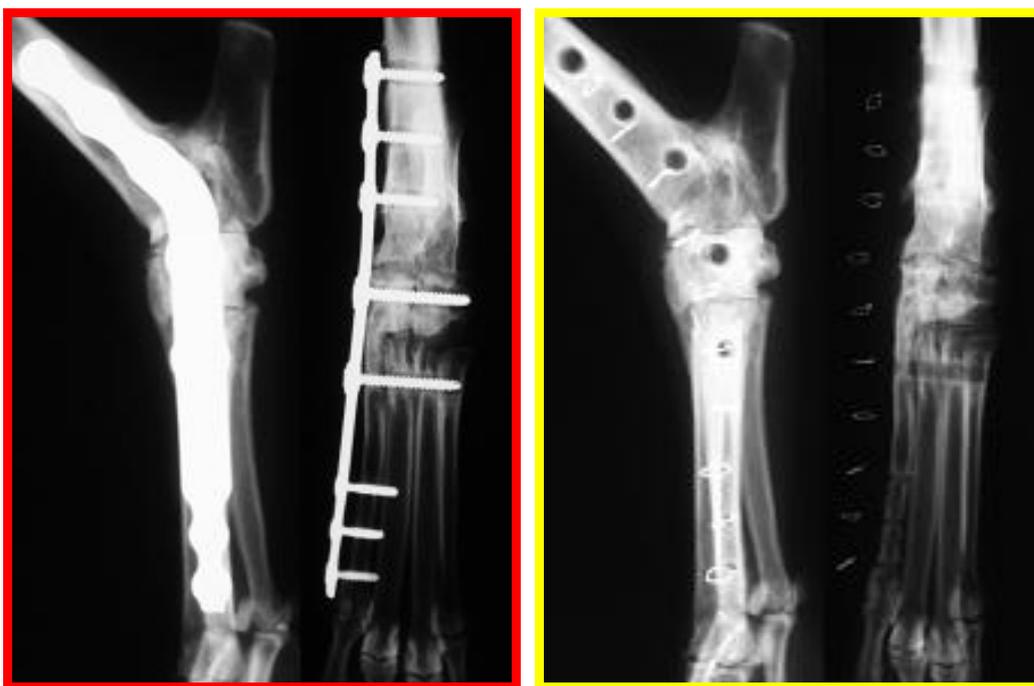


Fig. 4.40 – Immagine radiografica, proiezione medio-laterale ed antero-posteriore garretto sinistro. Follow-up a 11 mesi prima della rimozione dell'impianto (riquadro rosso) e dopo la rimozione (riquadro giallo).

4.8.5 CASO CLINICO 5

Segnalamento: cane, Pastore tedesco, “Luna”, femmina intera, mesi 8, peso 30 Kg pv.

Anamnesi: niente da rilevare. Il proprietario richiede uno studio radiografico per la diagnosi preventiva di displasia dell'anca.

Visita clinica: soggetto in buone condizioni generali.

Esami collaterali: studio radiografico comprendente proiezione ventro-dorsale standard, ventro-dorsale rana e DAR view di bacino per la valutazione della displasia dell'anca.

Diagnosi: quadro radiografico compatibile con displasia di grado B/C a carico dell'anca destra. Non si rilevano segni di degenerazione artrosica, ne presenza di proliferazioni osteofitiche.

La valutazione radiografica e l'età del soggetto suggeriscono di intervenire con la TPO (Triple Pelvic Osteotomy) per correggere il difetto acetabolare.

Terapia: intervento di TPO con sistema *fixin*TM.

Dispositivo di sintesi: supporto *fixin*TM da TPO da 20° di rotazione, lunghezza 46 mm, spessore 2,5 mm; 4 viti da 3,5 mm di diametro.

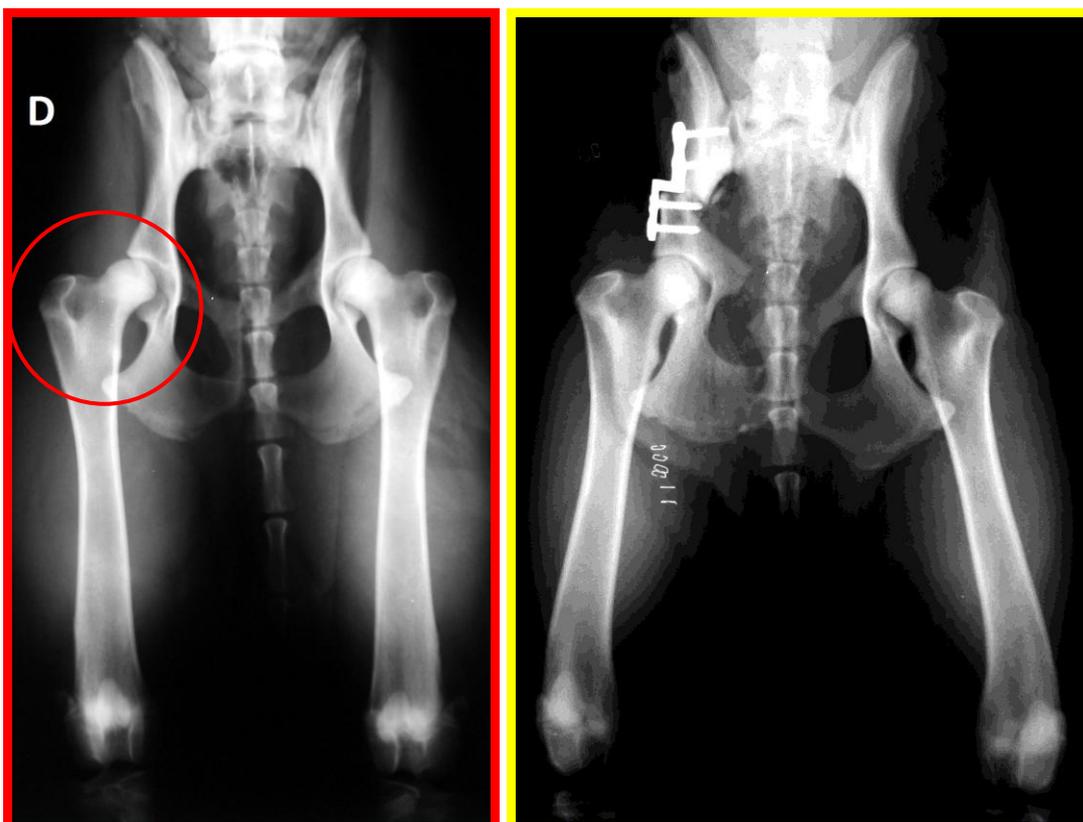


Fig. 4.41 – Immagine radiografica, proiezione ventro-dorsale standard di bacino, relativa al momento preoperatorio (riquadro rosso) ed a quello postoperatorio (riquadro giallo). Il cerchio rosso nella prima immagine mette in evidenza l'articolazione affetta da displasia dell'anca.

Il sistema *fixin*TM si è rivelato molto utile anche in campo ortopedico, come può dimostrare l'impianto utilizzato in questo caso, creato ad hoc per l'intervento di TPO (Fig. 4.41 e 4.42). A differenza degli impianti tradizionali a compressione, utilizzati per questo tipo di intervento, sono sufficienti 4 viti anziché 6; questo si traduce in un minor tempo necessario per eseguire la chirurgia, quindi una riduzione dei rischi legati all'anestesia e alle infezioni intraoperatorie.



Fig. 4.42- Dispositivo *fixin*TM per intervento di TPO.

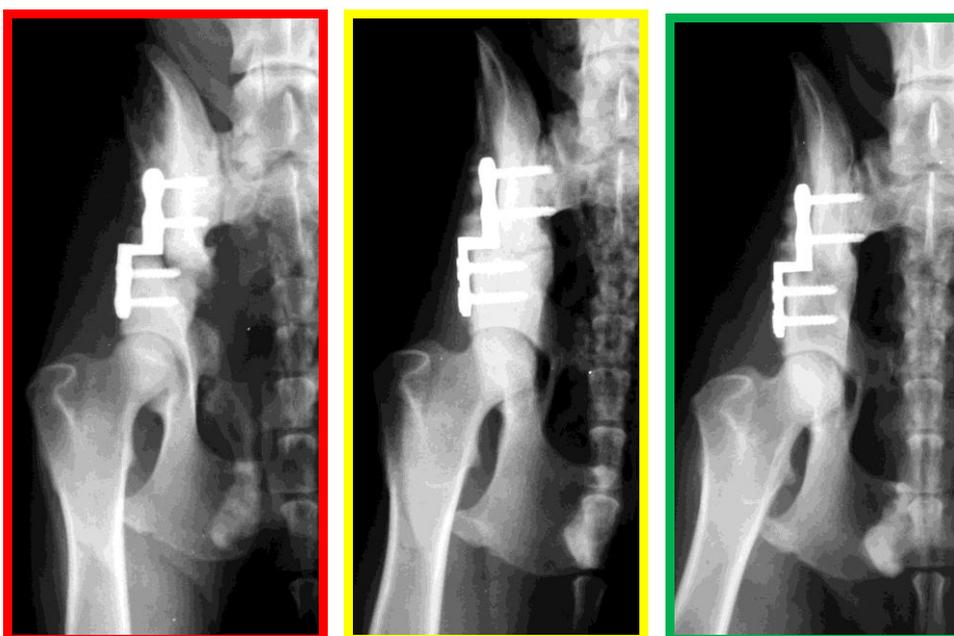


Fig. 4.43 – Immagine radiografica, proiezione ventro-dorsale standard, particolare dall'anca operata. Follow-up a 44 gg (riquadro rosso), a 105 gg (riquadro giallo) ed a 165gg (riquadro verde).

Come è possibile osservare in figura 4.43, il soggetto è giunto a completa guarigione dell'osso e l'acetabolo offre una adeguata copertura della testa del femore, diversamente alla situazione presente nel periodo preoperatorio.

Il sistema *fixin*TM si è pertanto dimostrato idoneo anche per questo tipo di intervento ortopedico.

4.9 STUDIO RETROSPETTIVO

Introduzione.

In questo capitolo verrà trattato uno studio retrospettivo basato su parte della casistica del dott. Andrea Urizzi.

I 154 casi presi in considerazione comprendono 93 interventi di ortopedia e 61 interventi di traumatologia, eseguiti nel periodo tra l'anno 2005 e il 2008. In questo intervallo di tempo il sistema *fixin*TM era in fase di sperimentazione; la linea di dispositivi specifici per il settore veterinario era in fase di sviluppo, pertanto sono stati utilizzati anche sistemi O'nill (corrispettivo del sistema *fixin*TM in medicina umana).

Si è preferito trattare i dati relativi alla traumatologia separatamente da quelli relativi all'ortopedia. In campo ortopedico il chirurgo deve stabilizzare un'osteotomia che lui stesso ha pianificato nello studio preoperatorio del caso clinico e che è stata eseguita con precisione, si avrà quindi la possibilità di ridurre al meglio i due capi dell'osteotomia abbassando la probabilità di insuccesso rispetto al campo traumatologico dove il chirurgo può trovarsi a dover porre rimedio a fratture molto complesse e che non permettono la ricostruzione anatomica del segmento osseo.

4.9.1 STUDIO RETROSPETTIVO: ORTOPEDIA

Pazienti e metodi.

Sono stati presi in considerazione 93 interventi chirurgici, tutti di TPLO (Tibial Plateau Levelling Osteotomy), per il trattamento della rottura del legamento crociato anteriore. Questa tecnica chirurgica prevede l'esecuzione di un'osteotomia a livello dell'epifisi prossimale della tibia che premette una rotazione del piatto tibiale, modificando così la biomeccanica del ginocchio ed impedendo lo scivolamento craniale (dovuto all'incompetenza del legamento crociato craniale) della tibia rispetto al femore durante la deambulazione.

I soggetti sottoposti ad intervento di TPLO appartenevano a 30 razze di cani (Volpino Italiano, Pechinese, Akita Inu, Alaskan Malamute, Border Collie, Boxer, Bracco Italiano, Bulldog Inglese, Cane Corso, Chow Chow, Cocker Spaniel, Dobermann, Drahthaar, Epagneul Breton, Golden Retriever, Kurzhaar, Labrador, Maltese, Pastore del Caucaso, Pastore Tedesco, Pinscher, Rottweiler, Samoiedo, Schnauzer nano, Setter Inglese, Springer Spaniel, Terranova, Yorkshire, Meticcio), di età compresa tra i 10 mesi e i 12 anni (media 7 anni) e peso corporeo compreso tra i 4,1 e i 60 Kg pv (media 22,5 Kg pv).

Il gruppo comprendeva 46 maschi (di cui 3 castrati) e 47 femmine (di cui 17 castrate).

Tutti i pazienti manifestavano sintomatologia clinica compatibile con una rottura del legamento crociato anteriore, test del cassetto e test di compressione tibiale entrambe positivi.

Per stabilizzare l'osteotomia sono stati utilizzati supporti da 1 mm di spessore in un paziente, da 1,2 mm in 44 pazienti, da 1,5 mm in 45 pazienti e da 2 mm nei restanti 3 pazienti. Le viti impiegate avevano un diametro di 1,9 mm in 2 pazienti, di 2,3 mm in 27 pazienti, di 2,5 mm in 20 pazienti, di 3 mm in 8 pazienti, di 3,2 mm in 25 pazienti e di 3,5 mm in 11 pazienti. La maggior parte dei dispositivi utilizzati ospitava 4 viti, mentre 4 tra questi ne ospitavano 5 ed infine 7 ne ospitavano 6.

I soggetti operati sono stati seguiti e controllati dal punto di vista clinico e sono state eseguite radiografie di controllo per valutare il processo di guarigione.

Essendo questo uno studio retrospettivo i controlli clinici e radiografici non sono stati pianificati con cadenza regolare ed uguale per tutti i pazienti.

Risultati.

In tutti i soggetti compresi nello studio è stata raggiunta la guarigione del tessuto osseo sede di osteotomia nei tempi previsti. Si sono riscontrate complicazioni nell' 8,6% dei casi trattati (8 soggetti su 93) e, di queste, nessuna è da imputare al sistema di osteosintesi utilizzato.

Tali complicazioni sono: emorragia intraoperatoria dovuta a recisione della vena poplitea in 2 soggetti, artrite settica a carico dell'articolazione del ginocchio in 1 caso, insufficiente rotazione del piatto tibiale in 1 caso, rotazione della tibia in 3 casi, lussazione mediale di rotula (dovuta all'extrarotazione della tibia) in 1 caso.

Nei 3 casi in cui si riscontrava un rotazione della tibia e nel caso in cui la rotazione del piatto tibiale era insufficiente è stato eseguito un intervento chirurgico di revisione che ha permesso di correggere il difetto creato durante il primo intervento (Urizzi, A., 2009).

Discussione.

La tecnica chirurgica TPLO eseguita con un impianto *fixin*TM a stabilità angolare ha portato a risultati clinici e radiografici eccellenti e con basse percentuali di fallimento. Non avendo riscontrato complicazioni imputabili strettamente all'impianto impiegato è possibile affermare che il dispositivo *fixin*TM è quantomeno equiparabile ad un sistema di sintesi tradizionale per questo tipo di intervento.

Offre inoltre diversi vantaggi se confrontato con gli altri dispositivi di sintesi interna, come: maggior stabilità dell'impianto, minor invasività in quanto si utilizzano supporti di minor lunghezza e spessore e con un numero di viti inferiore, la vascolarizzazione periostale è preservata grazie al fatto che il supporto non è in contatto con l'osso, durata dell'intervento chirurgico minore non dovendo modellare il supporto sulla corticale ossea (Petazzoni, M. & Urizzi, A., 2008).

Conclusioni.

Il sistema *fixin*TM è una valida alternativa agli altri sistemi di osteosintesi utilizzabili in un intervento di TPLO. Nei casi oggetto di studio si è rivelato un ottimo dispositivo di sintesi con una bassa percentuale di insuccessi, non legati al sistema stesso.

4.9.2 STUDIO RETROSPETTIVO: TRAUMATOLOGIA

Pazienti e metodi.

Sono stati presi in considerazione 61 interventi chirurgici di osteosintesi.

Il gruppo di animali sottoposti ad intervento comprendeva 13 gatti (2 persiani e 11 comune europeo) e 48 cani appartenenti a 15 razze diverse (Barbone nano, Bassotto tedesco, Bulldog francese, Cocker Spaniel, Deutscher Jagd Terrier, Epagneul Breton, Maltese, Pinscher, Pastore tedesco, Setter inglese, Setter irlandese, Siberian Husky, Terranova, Volpino, Meticcio).

Il peso dei soggetti andava da un minimo di 2 ad un massimo di 54 Kg pv con una media di 21,2 Kg pv. L'età era compresa tra i 4 mesi e i 15 anni con una media di 3 anni. Il gruppo era composto da 34 soggetti maschi (4 castrati) e da 27 femmine (9 castrate).

La visita clinica e lo studio radiografico di tutti i soggetti metteva in evidenza la presenza di frattura/e a carico di uno o più segmenti ossei tra cui: mandibola, omero, radio, ulna, bacino, femore, tibia e fibula.

Per stabilizzare le fratture sono stati utilizzati supporti da 1,2 mm di spessore in 17 pazienti, da 1,5 mm in 22 pazienti, da 2 mm in 17 pazienti, da 2,5 mm in 3 pazienti e da 3 mm nei restanti 2 pazienti. Le viti impiegate avevano un diametro di 1,9 mm in 5 pazienti, di 2,3 mm in 14 pazienti, di 2,5 mm in 19 pazienti, di 3 mm in 5 pazienti, di 3,2 mm in 14 pazienti e di 3,5 mm in 4 pazienti. I supporti utilizzati ospitavano da un minimo di 4 ad un massimo di 8 viti.

I soggetti operati sono stati seguiti e controllati dal punto di vista clinico e sono state eseguite radiografie di controllo per valutare il processo di guarigione.

Essendo questo uno studio retrospettivo i controlli clinici e radiografici non sono stati pianificati con cadenza regolare ed uguale per tutti i pazienti.

Risultati.

Nel 21,3% (13 casi su 61) degli interventi eseguiti si è verificata una complicazione. Delle 13 complicazioni 4 non dipendevano dal sistema *fixin*TM, e sono: valgismo di radio distale dovuto ad un'errata riduzione dei monconi di frattura, infezione a livello del focolaio di frattura, fistola dentale in una frattura a carico della mandibola, rottura

di un filo di Kirschner inserito in associazione al dispositivo *fixin*TM per stabilizzare la frattura.

Il 14,75% (9 casi su 61) del totale degli interventi ha riportato un insuccesso correlabile con l'impianto utilizzato. Si tratta di un caso di rottura del supporto, 2 casi di allentamento delle viti, un caso di rottura di una vite ed un altro dove invece le viti rotte erano due, un caso in cui le viti hanno provocato la fissurazione dell'osso, un caso di pull out delle viti, un caso di riassorbimento osseo a livello del focolaio di frattura ed infine un caso in cui si verificata l'esposizione dell'impianto.

Discussione.

Verranno ora presi in esame i casi in cui il fallimento è dovuto al dispositivo di sintesi. L'intervento in cui si è verificata la rottura del supporto si trattava di un'osteosintesi di una frattura diafisaria trasversa del terzo medio di omero causata da un trauma da investimento in un cane meticcio di 6 anni d'età e 7 Kg di peso. La frattura è stata trattata con un impianto da 1,2 mm di spessore, molto sottile per essere applicato a livello di diafisi omerale; inoltre è stato lasciato libero un foro dalle viti. Quest'ultimo errore ha indebolito il già troppo sottile supporto causandone la rottura (Fig. 4.44).

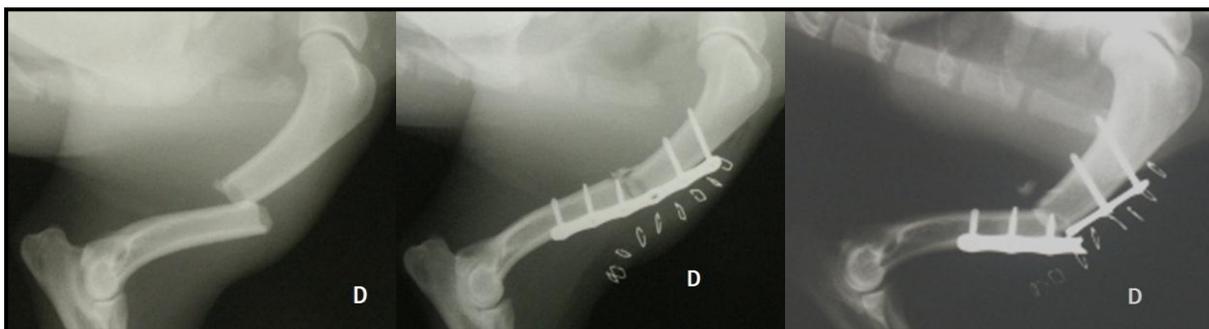


Fig. 4.44 – Immagine radiografica omero destro medio-laterale; cane, meticcio, maschio, anni 6, peso 7 Kg. Frattura diafisaria terzo medio di omero. Da sinistra: preoperatoria, postoperatorio, follow-up 9 gg.

I casi di allentamento delle viti sono due interventi molto simili, entrambi gatti con frattura del terzo medio del femore. I due casi sono accomunati anche dal fatto che è stato utilizzato un supporto molto corto rispetto alla lunghezza del femore; si è così ipotizzato che un supporto molto corto, quindi poco elastico, applicato a livello di diafisi femorale, sottoponga le viti a forze di pull out imponenti. Nonostante la complicazione, i due impianti hanno garantito una stabilità minima seppur sufficiente a condurre il segmento osseo a guarigione.

Nel caso in cui si è rotta una sola vite, la complicazione non ha compromesso in alcun modo il risultato dell'intervento; il chirurgo ha potuto rendersi conto della rottura della

vite solo al momento della rimozione del dispositivo a 6 mesi di distanza dall'intervento chirurgico (Fig. 4.45).

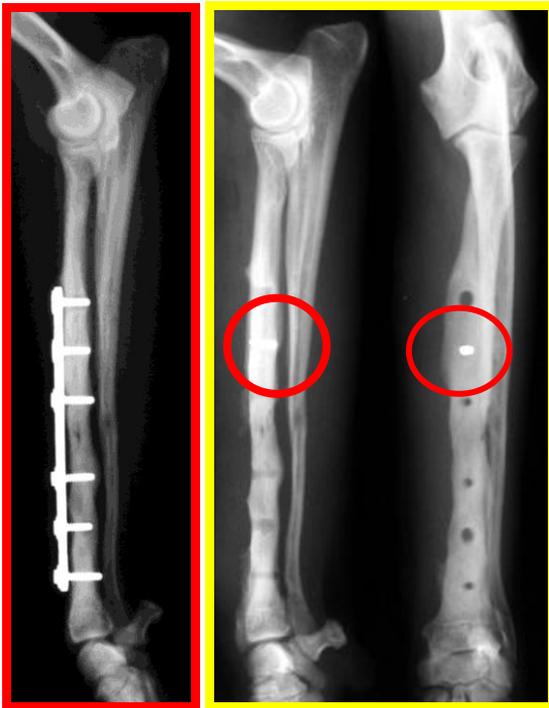


Fig. 4.45 – Immagine radiografica avambraccio sinistro; cane, barbone nano, femmina, anni 2, peso 8,1 Kg pv. Frattura trasversa radio-ulnare, terzo medio della diafisi, trattata con sistema *fixin*TM. Proiezione medio-laterale relativa al follow-up a 6 mesi precedente alla rimozione dell'impianto (riquadro rosso). Proiezione medio-laterale ed antero-posteriore relativa al follow-up a 6 mesi dopo rimozione dell'impianto (riquadro giallo); i cerchi in rosso mettono in evidenza la presenza della vite fratturata dopo la rimozione del dispositivo di sintesi.

Il caso in cui si è verificata la rottura di due viti era una frattura esposta comminuta di femore in un cane meticcio di 8 Kg. Essendo la frattura comminuta è stato utilizzato un supporto lungo con tre viti a livello dell'epifisi distale e due viti a livello di quella prossimale. Le viti prossimali hanno ceduto probabilmente a causa dei carichi eccessivi a cui sono state sottoposte. A due mesi dal primo intervento il soggetto è stato sottoposto a revisione chirurgica che ha previsto la rimozione delle viti rotte e l'inserimento di tre viti prossimali anziché due. Il secondo intervento ha avuto ottimi risultati ottenendo la guarigione dell'osso.

Il soggetto colpito da fessurazione ossea era un gatto comune europeo di 4 Kg e 8 mesi di età con frattura diafisaria di femore. Anche in questa situazione è stato utilizzato un dispositivo di sintesi molto corto che ha amplificato le forze di pull out delle viti causando la fessurazione del moncone prossimale. L'intervento di revisione ha previsto l'applicazione di un fissatore esterno, portando a guarigione il soggetto.

Il caso di riassorbimento osseo si tratta di una frattura diafisaria comminuta scomposta di femore in un pinscher di 2,5 Kg e 5 mesi di età. In questo caso probabilmente il

supporto era sovradimensionato ed offriva eccessiva stabilità e scarsa elasticità a livello del focolaio di frattura. Oltretutto il soggetto presentava una frattura dell'acetabolo su cui si articolava il femore fratturato, frattura del pube e una diastasi sacro-iliaca contro laterale; questa condizione di politraumatizzato sicuramente ha limitato l'attività del soggetto, riducendo ulteriormente il minimo di stimolo a livello del focolaio di frattura che avrebbe favorito la guarigione della diafisi femorale.

Il caso di esposizione dell'impianto si è verificato in un gatto comune europeo di 4 Kg e 9 anni di età con una frattura a carico dell'epifisi distale della tibia. La frattura è stata trattata con il sistema *fixin*TM dopo che il precedente intervento con fissatore esterno era esitato in una pseudoartrosi atrofica.

L'esposizione del supporto è avvenuta dopo circa 30 giorni dall'intervento, favorita dal fatto che la sede di applicazione dell'impianto offriva scarsi tessuti molli in grado di coprire l'impianto stesso (Fig. 4.46 e 4.47). L'impianto non è stato rimosso ed il soggetto è stato trattato con terapia antibiotica per via generale e locale, permettendo così di giungere alla guarigione ossea e rimuovere il dispositivo.



Fig. 4.46 – Immagini radiografiche relative al postoperatorio, tibia destra; gatto comune europeo, femmina, anni 9, peso 4 Kg pv. Proiezione medio-laterale ed antero-posteriore. Dalla radiografia si può apprezzare la localizzazione molto distale della frattura; la parte distale del dispositivo arriva a livello del malleolo mediale della tibia e, in questa sede, i tessuti molli non offrono sufficiente copertura all'impianto.



Fig. 4.47 – Immagine ottenuta 30 giorni dopo l'intervento, faccia mediale a livello di tibia distale. Esposizione dell'impianto nella sua porzione più distale.

Conclusioni.

Come previsto, lo studio retrospettivo relativo alla traumatologia ha riscontrato una percentuale maggiore di complicazioni rispetto allo studio relativo all'ortopedia.

Dalla discussione si evince che 8 complicazioni su 9 (escludendo l'esposizione dell'impianto) si sono verificate a causa di errori commessi al momento della scelta dell'impianto da utilizzare.

E' opportuno ricordare che gli interventi presi in esame facevano parte dei primi interventi in campo veterinario eseguiti con il sistema *fixin*TM (o O'nill), pertanto non erano ancora del tutto chiare le potenzialità ed i limiti del dispositivo.

Tenendo presente questa considerazione, è possibile affermare che il sistema *fixin*TM ha permesso di ottenere buoni risultati anche in ambito traumatologico, rendendolo un'ottima alternativa ai sistemi di osteosintesi impiegati fino ad oggi.

4.10 DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Nel corso degli ultimi decenni la chirurgia degli animali da compagnia si è dimostrata essere un settore in costante evoluzione, in grado di indirizzare la ricerca scientifica verso il continuo miglioramento delle tecniche chirurgiche già note ai professionisti e verso lo studio di nuove alternative capaci di offrire un ventaglio più ampio di espedienti terapeutici mirati alla risoluzione dei diversi casi clinici che si presentano.

In campo ortopedico/traumatologico si è assistito ad un progressivo accentuarsi dell'interesse verso la ricerca di dispositivi di osteosintesi sempre più efficienti nel soddisfare le molteplici problematiche a cui il chirurgo si trova inevitabilmente a dover rispondere nel momento in cui si approccia al particolare caso clinico.

La cospicua letteratura reperibile in merito, permette di analizzare il progressivo sviluppo che ha interessato i sistemi di osteosintesi interna fino ai giorni nostri.

Da uno studio attento dell'evoluzione "storica" dei dispositivi di sintesi ossea si evince che un importante cambiamento si è verificato in seguito alla diffusione della "filosofia" della "biological internal fixation" durante gli ultimi due decenni del '900. Molti autori hanno ampiamente dimostrato che, per ottenere la guarigione di una frattura, trattandola chirurgicamente, è importante che il sistema di osteosintesi a cui ci si affida garantisca una totale stabilità dei monconi, ma risulta di fondamentale importanza anche il rispetto dell'osso stesso e di tutte le strutture anatomiche che lo circondano (tessuti molli, vasi, nervi).

Questa linea di pensiero ha condotto alla realizzazione dei sistemi a stabilità angolare, che rappresentano l'ultimo prodotto dell'evoluzione dei dispositivi di osteosintesi interna.

In questo lavoro sono state raccolte le informazioni disponibili in letteratura riguardo i sistemi a stabilità angolare, potendo così analizzarne le caratteristiche relative alla biomeccanica, alla tecnica applicativa, alle indicazioni d'uso e valutando vantaggi e svantaggi che questa tecnica comporta.

Particolare attenzione è stata rivolta al sistema *fixin*TM: ultima innovazione tra i dispositivi a stabilità angolare.

Approcciando lo studio di questo dispositivo di sintesi ci si rende presto conto che la letteratura non offre sufficiente materiale sull'argomento. La realizzazione di questo lavoro è stata pertanto possibile grazie al materiale messo a mia disposizione dal dott. Andrea Urizzi e dal dott. Massimo Petazzoni (liberi professionisti che hanno guidato lo sviluppo della linea veterinaria del sistema *fixin*TM) e grazie alla mia partecipazione a "corsi teorico-pratici di fissazione interna con sistema *fixin*TM" svolti presso la Facoltà di Medicina Veterinaria delle Università degli Studi di Padova e di Parma.

Ho usufruito inoltre della possibilità di seguire da vicino l'introduzione del sistema *fixin*TM tra le opzioni chirurgiche a disposizione del Dipartimento di Scienze Cliniche Veterinarie presso la facoltà di Medicina Veterinaria dell'Università degli Studi di Padova. Questo mi ha permesso di valutare come il nuovo sistema era in grado di integrarsi e distinguersi tra le tecniche chirurgiche adottate dal prof. Maurizio Isola (docente per il corso di "Clinica traumatologica veterinaria" presso l'Università degli Studi di Padova), chirurgo con esperienza in campo ortopedico/traumatologico e non coinvolto direttamente nello sviluppo del sistema di sintesi in questione. Ritengo che il dispositivo *fixin*TM sia stato fin da subito considerato un'interessante alternativa alle già consolidate tecniche chirurgiche grazie a indubbi vantaggi quali: la minor invasività della tecnica di applicazione associata ad un rispettoso approccio al sito di frattura preservando così il periostio e la vascolarizzazione locale; la riduzione dei tempi chirurgici permessa dalla mancata necessità di premodellare il supporto e dal minor numero di viti da inserire rispetto ai sistemi tradizionali. Presso il "Dipartimento di Scienze Cliniche Veterinarie" il sistema *fixin*TM è stato impiegato sia in campo ortopedico che traumatologico con ottimi risultati e soddisfazione da parte del chirurgo, dimostrata da un impiego sempre più frequente del sistema nel trattamento delle fratture.

L'analisi delle caratteristiche biomeccaniche dei sistemi a stabilità angolare ha messo in luce le potenzialità del dispositivo *fixin*TM nel trattamento delle molteplici situazioni cliniche. Il sistema *fixin*TM, essendo in grado di opporsi alla totalità delle sollecitazioni che agiscono sul segmento osseo, ha dimostrato di saper garantire un'eccellente e duratura stabilità a livello del focolaio di frattura fino a guarigione avvenuta. Al tempo stesso, avendo la possibilità di utilizzare supporti di diametro molto sottile rispetto a quelli impiegati nei sistemi di sintesi tradizionali, offre un certo grado di elasticità capace di stimolare la guarigione del tessuto osseo.

Dal punto di vista pratico, la tecnica applicativa non ha presentato particolari difficoltà rispetto ai sistemi tradizionali. Le manualità risultano assolutamente sovrapponibili a quelle dei dispositivi a compressione per quanto concerne la riduzione della frattura e l'allineamento del segmento osseo, la canalizzazione mediante punta elicoidale, la misurazione del foro al momento della scelta della lunghezza della viti da utilizzare. Rispetto ai sistemi tradizionali richiede invece una maggior attenzione nel momento in cui vengono inserite le viti autofilettanti, in quanto un errore nell'eseguire questa procedura rischia di compromettere l'accoppiamento conico e conseguentemente la riuscita dell'intervento.

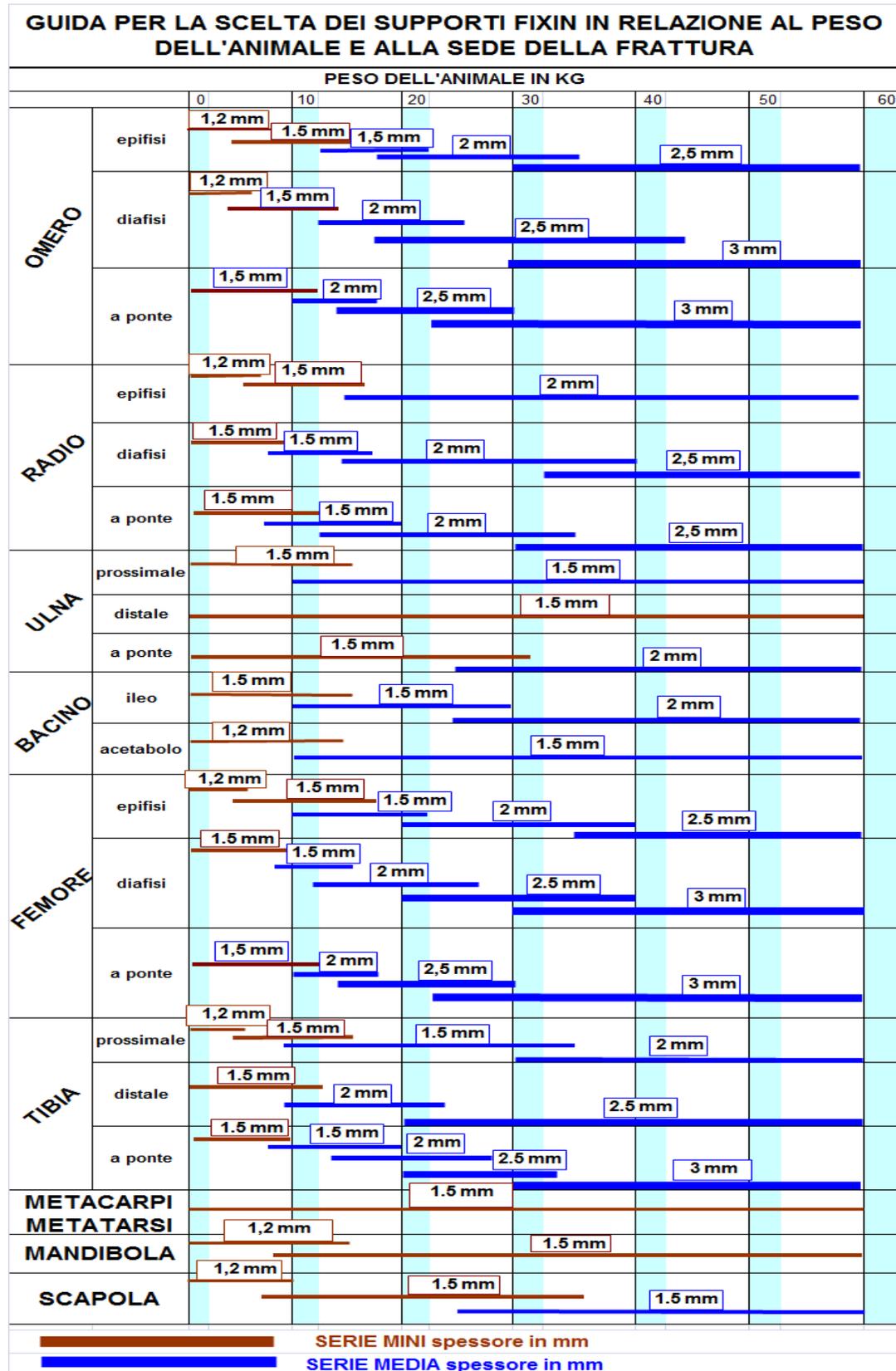
Seguendo le indicazioni fornite da chi ha guidato lo sviluppo del sistema *fixin*TM ed acquisendo la manualità e la confidenza con il dispositivo stesso è possibile affinare la tecnica e ridurre così i tempi degli interventi chirurgici rispetto ai sistemi di sintesi tradizionali.

Lo studio retrospettivo proposto ha permesso di valutare i risultati ottenuti in un ampio campione di pazienti trattati impiegando un sistema *fixin*TM. Il dispositivo ha dato la possibilità al chirurgo di gestire in modo soddisfacente casi anche molto complessi. In alcuni pazienti inoltre (vedi caso clinico 1, paragrafo 4.8.1) il sistema *fixin*TM si è rivelato essere la scelta di trattamento più adatta alla particolare situazione clinica, superando agevolmente le difficoltà chirurgiche che si sarebbero presentate impiegando un sistema di sintesi tradizionale, assicurando un'ottima stabilità dei monconi di frattura fino a guarigione avvenuta ed infine adattandosi egregiamente alla particolare sede scheletrica e al pattern di frattura.

L'analisi della casistica utilizzata per lo studio retrospettivo, di altri casi clinici trattati dal dott. Andrea Urizzi presso la "Clinica Veterinaria" sita in San Michele al Tagliamento e di altri ancora operati impiegando il sistema *fixin*TM presso il "Dipartimento di Scienze Cliniche Veterinarie" dell'Università di Padova, ha permesso di valutare il decorso postoperatorio dei pazienti trattati con sistema *fixin*TM, mettendo così in evidenza il rapido recupero della funzionalità dell'arto nei giorni successivi all'intervento. La maggior parte dei proprietari asserisce infatti che il proprio animale comincia ad appoggiare l'arto operato dopo una decina di giorni circa dall'intervento (parametro molto variabile e strettamente connesso al tipo di pratica chirurgica). Questo potrebbe supportare la tesi della buona stabilità offerta dal sistema e quella del più rapido recupero postintervento grazie alla minor invasività nei confronti del sito di frattura e dei tessuti molli circostanti la lesione durante la procedura chirurgica.

In ultima analisi, sebbene non rappresenti la panacea nel trattamento delle diverse problematiche, se giustamente correlato a specifiche situazioni e quindi sfruttato per le sue indicazioni d'uso, il sistema *fixin*TM si è rivelato essere un affidabile dispositivo di osteosintesi interna. I risultati fino ad oggi ottenuti fanno auspicare per un ulteriore sviluppo e diffusione di questa nuova tecnica nella chirurgia ortopedica e traumatologica dei piccoli animali.

APPENDICE A



BIBLIOGRAFIA

1. Bagby, G. W., & Janes, J. M.
(1958). The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *The American Journal of Surgery*, 95(5), 761-771.
2. Bennett, D., Duff, S. R. I., Kene, R. O., & Lee, R.
(1981). Osteochondritis dissecans and fragmentation of the coronoid process in the elbow joint of the dog. *The Veterinary Record*, 109(15), 329.
3. Bojrab, M. J.
(2001). *Le basi patogenetiche delle malattie chirurgiche nei piccoli animali*. Bologna: Cristiano Giraldi Editore.
4. Bojrab, M. J., Ellison, G. W., & Slocum, B.
(2001). *Tecnica Chirurgica, vol 2: chirurgia ortopedico-traumatologica: rachide, scheletro appendicolare* (G. Abbiati, M. Petazzoni, G. Rovesti & A. Valazza Trans.). Torino: UTET.
5. Canapp, J., Sherman O.
(2004). External fracture fixation. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 19 (3), 114-119.
6. Del Medico, N.
(2005). *Device for fixing bone sections separated because of a fracture*.
US patent no. 6,902,567 B2.
7. Colombo, D. G. B. (Dipartimento Ingegneria Materiali e Tecnologie Industriali, Facoltà Ingegneria, Università degli studi di Trento).
I metalli in medicina. Il titanio. Retrieved 12/12/2009, from <http://www.ing.unitn.it/~colombo/metalliinmedicina/strutturali.html#Titanio>
8. Einhorn, T. A.
(1998). The cell and molecular biology of fracture healing. *Clinical Orthopaedics & Related Research. Fracture Healing Enhancement*, 355, S7-S21.

9. [ergomed_posizionamenti.pdf](http://www.ad-maiora.eu/public/PDF/ITA/ergomed_posizionamenti.pdf) (Oggetto application/pdf). Retrieved 26/12/2009, from http://www.ad-maiora.eu/public/PDF/ITA/ergomed_posizionamenti.pdf
10. Fossum, T. W., Hedlund, C. S., Hulse, D. A., Johnson, A. L., Seim, H. B., Willard, M. D., & Carrol, G. L.
(1998). *Small animal surgery*. USA: Mosby Year Book.
11. Frigg, R., Schavan, R., & Hehli, M.
(2001). *Bone plate*. US patent no. 6,206,881 B1
12. Frigg, R.
(2003). Development of the locking compression plate. *Injury*, 34 (2), B6.
13. Gautier, E., & Sommer, C.
(2003). Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*, 34 (2), B63.
14. Gilley, R. (University of Pennsylvania School of Veterinary Medicine).
(2006). Screw insertion (DCP vs LC-DCP). Retrieved 20/12/2009, from <http://cal.vet.upenn.edu/projects/orthopod/csfr/terms/screwinsertion.htm>
15. Hamilton, P., Doig, S., & Williamson, O.
(2004). Technical difficulty of metal removal after LISS plating. *Injury*, 35 (6), 626.
16. Isola, M.
(2000). Fissazione esterna: apparato di Kirschner-Ehmer. *Summa - Animali da compagnia*, 6, 65-70.
17. Jain, R., Podworny, N., Hupel, T., Weinberg, J., & Schemitsch, E.
(1999). Influence of plate design on cortical bone perfusion and fracture healing in canine segmental tibial fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 13(3), 178.
18. Johnson, A. L., Houlton, J. E. F., & Vannini, R.
(2005). *AO principles of fracture management in the dog and cat*. Stuttgart [u.a.]: Thieme Publishing Group.

19. Kanchanomai, C., Phiphobmongkol, V., & Muanjan, P.
(2008). Fatigue failure of an orthopedic implant - A locking compression plate. *Engineerin Failure Analysis*, 15 (5), 521.
20. Large femoral distractor - KAUSHIK ORTHOPAEDIC CORPORATION, Delhi, India. Retrieved 26/12/2009, from http://kaushik.tradeindia.com/Exporters_Suppliers/Exporter1193.454C.12991P/Large-Femoral-Distractor-.html
21. Larson, A., & Rizzo, M.
(2007). Locking plate technology and its applications in upper extremity fracture care. *Hand Clinics*, 23 (2), 269.
22. Lee, T. C., & Taylor, D.
(1999). Bone remodelling: Should we cry Wolff? *Irish Journal of Medical Science*, 168 (2), 102.
23. Livani, B., & Belangero, W.
(2004). Bridging plate osteosynthesis of humeral shaft fractures. *Injury*, 35(6), 587.
24. Maclean, A. D., & Fowler, J. L.
(2007). 1930's plate and screw fixation of a femoral fracture. A brief historical overview of plating. *Injury Extra*, 38 (9), 305-307.
25. Mazzoldi, P., Nigro, M., & Voci, C.
(2001). *Elementi di fisica: meccanica, termodinamica*. Napoli: EdiSES.
26. Miller, D. L., & Goswami, T.
(2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics*, 22 (10), 1049-1062.
27. Mortellaro, C. M., Petazzoni, M., & Vezzoni, A.
(2008). *Atlante BOA: Breed-oriented orthopaedic approach*. Milano: Innovet Italia Editore.

28. Müller, M. E., Allgöwer, M., Perren, S. M., & Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen.
(1990). *Manual of internal fixation : Techniques recommended by the AO-ASIF group*. New York: Springer-Verlag.
29. Newton, C. D., & Nunamaker, D. M.
(1985). *Textbook of small animal orthopaedic*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
30. Nikolaou, V. S., Efstathopoulos, N., Papakostidis, C., Kanakaris, N. K., Kontakis, G., & Giannoudis, P. V.
(2008). Minimally invasive plate osteosynthesis – an update. *Current Orthopaedics*, 22 (3), 202-207.
31. Palmer, R. H.
(2006). What's new in bone plating? The locking compression plate (LCP). Paper presented at the International Congress of the Italian Association of Companion Animal Veterinarians. Rimini - Italy.
32. Perren, S.
(2002). Evolution of the internal fixation of long bone fractures. the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*, 84 (8), 1093.
33. Perren, S. M. M. D., Ph.D., Cordey, J. P. D., Rahn, B. A. D. M. D., M.D., Gautier, E. M. D., & Schneider, E. P. D.
(1988). Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 232, 139-151.
34. Petazzoni, M.
(2008). "Fixin™" internal fixator. Paper presented at the 14th ESVOT Congress, Munich.

35. Petazzoni, M.
(2009). Come evitare errori e complicazioni nella tecnica di fissazione interna con Fixin®. Paper presented at the 62° Congresso Internazionale Multisala SCIVAC; Rimini (Italy).
36. Petazzoni, M., & Urizzi, A.
(2008). TPLO stabilized by means of fixin™ internal fixator: 184 cases. Paper presented at the European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology 2008 - ESVOT, Munich, Germany.
37. Petazzoni, M., & Urizzi, A.
(2010). *Fissazione interna ed accoppiamento conico*. Venezia: Ed. Romanin.
38. Piermattei, D. L., & Flo, G. L.
(1999). *Ortopedia e trattamento delle fratture dei piccoli animali*. Milano: Masson.
39. Piermattei, D. L., Flo, G. L., & DeCamp, C.
(2006). *Handbook of Small Animal orthopedics and Fracture repair, 4th ed.* St. Louis, Missouri: Elsevier.
40. Piras, A.
(2007). Fractures in skeletally immature dogs. Paper presented at the North American Veterinary Conference; Orlando, Florida.
41. Pozzi, A.
(2009). MIPO: Minimally invasive percutaneous plating. Paper presented at the 34th Annual World Small Animal Veterinary Association Congress, WSAVA 2009; São Paulo, Brazil.
42. Schütz, M., & Südkamp, N.
(2003). Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *Journal of Orthopaedic Science*, 8 (2), 252.

43. Shahryari, A., & Omanovic, S.
(2007). Improvement of pitting corrosion resistance of a biomedical grade 316LVM stainless steel by electrochemical modification of the passive film semiconducting properties. *Electrochemistry Communications*, 9 (1), 76-82.
44. Slatter, D.
(2005). *Trattato di chirurgia dei piccoli animali* (D. Baccani, et al Trans.).
Roma: Antonio Delfino editore.
45. Soong, M., Got, C., Katarincic, J., & Akelman, E.
(2008). Fluoroscopic evaluation of intra-articular screw placement during locked volar plating of the distal radius: a cadaveric study. *The Journal of Hand Surgery*, 33 (10), 1720.
46. Stoffel, K., Dieter, U., Stachowiak, G., Gächter, A., & Kuster, M.
(2003). Biomechanical testing of the LCP: how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*, 34 (2), B11.
47. Stuart, C.
(2008). Fracture management in growing animals. Paper presented at the Southern European Veterinary Conference; Barcelona, Spain.
48. Tan, S. L. E., & Balogh, Z.
(2009). Indications and limitations of locked plating. *Injury*, 40 (7), 683.
49. Uhl, J. M., Seguin, B., Kapatkin, A. S., Schulz, K. S., Garcia, T. C., & Stover, S. M.
(2008). Mechanical comparison of 3.5 mm broad dynamic compression plate, broad limited-contact dynamic compression plate, and narrow locking compression plate systems using interfragmentary gap models. *Veterinary Surgery*, 37 (7), 663-673.
50. Uthoff, H. K., Boisvert, D., & Finnegan, M.
(1994). Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, 76 (10), 1507.

51. Uhthoff, H., Poitras, P., & Backman, D.
(2006). Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*, 11 (2), 118.
52. Urizzi, A.
(2009). *Comunicazione personale*. Clinica Veterinaria dott. Andrea Urizzi. San Michele al Tagliamento (VE).
53. Vannini, R.
(2008). Minimal invasive osteosynthesis in cats. Paper presented at the 14th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology Congress, ESVOT 2008; Munich, Germany.
54. Wagner, M.
(2003). General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, 34 (2), B31.
55. You, X., Connolley, T., McHugh, P. E., Cuddy, H., & Motz, C.
(2006). A combined experimental and computational study of deformation in grains of biomedical grade 316LVM stainless steel. *Acta Materialia*, 54 (18), 4825-4840.

RINGRAZIAMENTI

Desidero ringraziare i miei genitori per il sostegno psicologico-morale ed economico che mi ha permesso di concludere il mio percorso universitario e raggiungere questo traguardo finale.

Un ringraziamento particolare a mia sorella, la dott. ssa Martina Nicetto, per l'importante aiuto nella stesura di questa tesi di laurea.

Un ringraziamento veramente speciale al prof. Maurizio Isola, per avermi permesso di stargli vicino negli ultimi due anni, presso il “Dipartimento di Scienze Cliniche Veterinarie” dell'Università degli Studi di Padova, rispondendo alle mie infinite domande e regalandomi preziosi insegnamenti.

Inoltre, ringrazio sentitamente il dott. Andrea Urizzi (Dir. San. “Clinica Veterinaria, San Michele al Tagliamento”) ed il dott. Massimo Petazzoni (Dir. San. “Clinica Veterinaria Milano Sud”), per avermi fornito il materiale ed i dati indispensabili per la stesura di questa tesi, e per avermi concesso di frequentare i “corsi teorico-pratici di fissazione interna con sistema *fixin*TM” presso l'Università degli Studi di Padova e l'Università degli Studi di Parma.

Presso il “Dipartimento di Scienze Cliniche Veterinarie” della Facoltà di Medicina Veterinaria dell'Università di Padova, desidero ringraziare il dott. Luca Finotti per gli utili consigli sulla stesura della tesi.

Ringrazio inoltre tutti gli amici per avermi sopportato e distratto nei periodi bui degli esami durante questi cinque anni e gli amici del corso di laurea in Medicina Veterinaria per aver condiviso con me le numerose peripezie ormai superate. In modo particolare Caterina, per le tante giornate trascorse insieme sui libri e non.

Tra gli amici vorrei ricordare l'ing. Alessandro Zerbetto per le delucidazioni nelle materie fisiche-matematiche e meccaniche, indispensabili per giungere alla conclusione di questo lavoro.

Ringrazio tutte le persone che non ho nominato singolarmente, ma che mi sono state vicine in questo percorso.