



UNIVERSITY OF MESSINA

DEPARTMENT OF VETERINARY SCIENCES

PhD in Veterinary Sciences

Coordinator: Prof. Adriana Ferlazzo

*Curriculum: Veterinary Clinical Sciences*

**Progression of radiographic scores of osteoarthritis  
following tibial plateau leveling osteotomy in  
dogs.**

**Comparison of Locking Plates versus Locking  
Dynamic Compression Plates.**

Thesis of:

Dr. Vito Salvatore Giuseppe Angileri

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Vito Salvatore Giuseppe Angileri'.

Tutor:

Prof. Francesco Macri

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Francesco Macri'.

## **Indice**

Abstact	3
Premessa	4
1 Anatomia del ginocchio	5
1.1 Anatomia dell'articolazione del ginocchio	5
1.2 Anatomia dei menischi	11
2 Biomeccanica del ginocchio	14
2.1 Tibial Plateau Angle	14
2.2 Modello attivo della biomeccanica del ginocchio	17
3 Incompetenza del legamento crociato	19
3.1 Eziopatogenesi	19
3.2 Diagnosi	22
3.2.1 Sit Test	22
3.2.2 Test del cassetto	23
3.2.3 Test di compressione tibiale	25
3.3 Esame Radiografico	26
4 Principi di guarigione ossea	29
4.1 Guarigione ossea diretta	29
4.2 Guarigione ossea indiretta	30
4.3 Teoria delle sollecitazioni inter-frammentarie	31
5 Trattamento della rottura del legamento crociato craniale	32
5.1 Trattamento conservativo	33
5.2 Trattamento chirurgico	34
5.3 Intra-capsulari	34

5.4 Extra-capsulari	35
5.5 Chirurgia osteotomica	36
5.6 TPLO (Tibial Plateau Leveling Osteotomy) Livellamento piatto tibiale	38
6 Dispositivi di osteosintesi interna	44
7 Materiali e metodi	47
8 Risultati	54
9 Discussioni	56
10 Conclusioni	57
Bibliografia	59

## Abstract

The aim of the study is evaluated the progression of the osteoarthritis following the TPLO using Dynamic Compression Plates versus Locking Plates.

Radiographic osteoarthritis scores were evaluated in 28 dogs up to 1 years following tibial plateau leveling osteotomy. At each visit, animals were assessed clinically, radiographically. The synovial fluid was sampled. The radiographs were taken immediately following surgery and at long-term follow-up 1 years later. Three radiologists evaluated the radiographs using a modified 14-point osteoarthritis scale. The 28 dogs were divided into two groups: dogs treated using Locking Plates (Group A) and dogs treated using Dynamic Compression Plates (Group B). Results were analyzed using Kendall's test, Shapiro-Wilk test and Fishcher test. A significant increase in the osteoarthritis score from T0 (post-operative) at T12 (follow up 12 months) in the two groups studied was noted and there was no evidence of differences between the two groups studied. In conclusion, the osteoarthritis did progress following tibial plateau leveling osteotomy without difference using both treatments.

## **Premessa**

Il legamento crociato craniale (LCCr) impedisce l'iperestensione del ginocchio, la rotazione interna dell'articolazione e la dislocazione craniale del piatto tibiale rispetto ai condili femorali. Il LCCr viene danneggiato in seguito a stress ciclici esercitati a livello articolare, a processi degenerativi o secondariamente a traumi. Molte procedure chirurgiche sono state riportate per neutralizzare la conseguente instabilità. L'osteotomia di livellamento del piatto tibiale (TPLO), sfruttando i principi della biomeccanica, ha lo scopo di annullare la traslazione craniale della tibia. Gli obiettivi della TPLO sono la ricreazione del normale range di movimento, il recupero della muscolatura articolare, l'eliminazione dell'infiammazione articolare, impedire la progressione dell'osteoartrite e il completo ritorno della normale funzione articolare.

L'osteoartrite (OA) associata alla rottura del legamento crociato, come abbiamo riportato in precedenza è secondaria al trauma e/o alla degenerazione che si instaura in seguito all'instabilità articolare ed è stata dimostrata una progressione lineare della degenerazione, nonostante la scelta del trattamento chirurgico.

Comunemente la valutazione radiografica è il sistema diagnostico più utilizzato, in medicina veterinaria, nella valutazione della degenerazione articolare. Le modificazioni che si possono osservare, includono: versamento articolare, osteo-entesofitosi, mineralizzazioni intra-articolari, riduzione dello spazio articolare, sclerosi e formazioni cistiche dell'osso sotto-condrale (Morgan J.P. 1969, Bennett D. et al. 1988).

Lo scopo di questa tesi è quello di confrontare le differenze tra due gruppi di cani sottoposti ad intervento chirurgico di Tibial Plateau Leveling Osteotomy (TPLO), con due sistemi di sintesi differenti bloccati per stabilizzare l'osteotomia tibiale, dove uno dei due permette la compressione interframmentaria dei monconi.

## I. ANATOMIA DEL GINOCCHIO

### 1.1 Anatomia dell'articolazione del ginocchio

L'articolazione femoro-tibio-rotulea (*Articolato genus*) o articolazione del ginocchio, è una diartrosi complessa, situata al centro dell'arto pelvico. La capacità di movimento principale del ginocchio è di flessione-estensione ed in più è capace di effettuare movimenti assiali e laterali. Il ginocchio è formato da due sotto parti strettamente connesse: l'articolazione femoro-rotulea e l'articolazione femoro-tibiale. Le due articolazioni, in realtà, sono spesso descritte separatamente ma hanno un funzionamento esattamente complementare, con connessioni strette, giungendo fino alla fusione, così da considerarle come un'articolazione sinoviale composta (a tipo condiloideo o a cerniera imperfetta, v. fig.1).

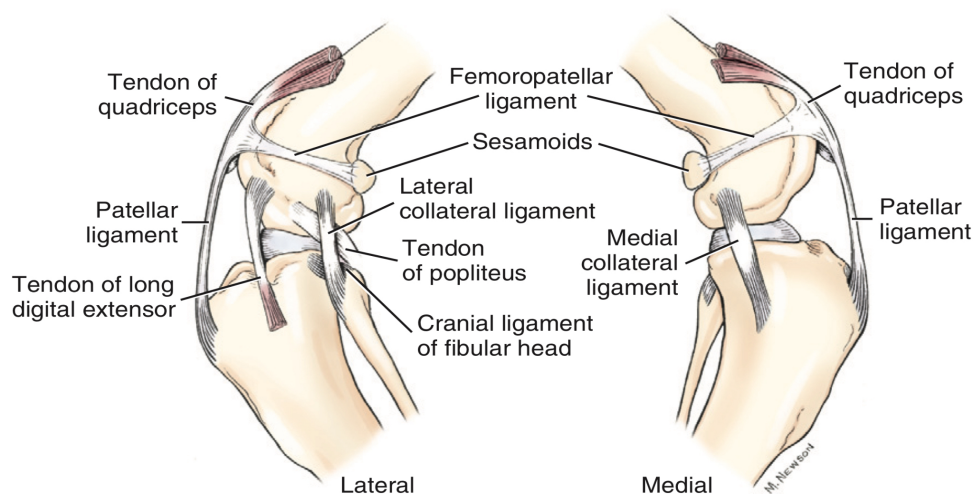


Fig. 1.: Articolazione del ginocchio, veduta laterale e mediale. (Evans H.E. and deLahunta A. 2013)

Le strutture ossee che compongono il ginocchio sono il femore, la tibia, la rotula, la fibula e due ossa sesamoidi. La fibula nei mammiferi domestici non ha contatto diretto con l'articolazione. Le superfici articolari, invece, sono la troclea, i condili femorali, la rotula (che si oppone alla troclea femorale) e i piatti tibiali composti dal condilo tibiale mediale e dal condilo laterale. Le formazioni complementari sono composte da un apparato fibrocartilagineo patellare e da due voluminosi menischi (laterale e mediale) interposti tra i condili del femore e il piatto tibiale.

Questi vanno a colmare la complementarità tra i condili tibiali e femorali (Pozzi A. and Cook J., 2010), vedi fig. 2.

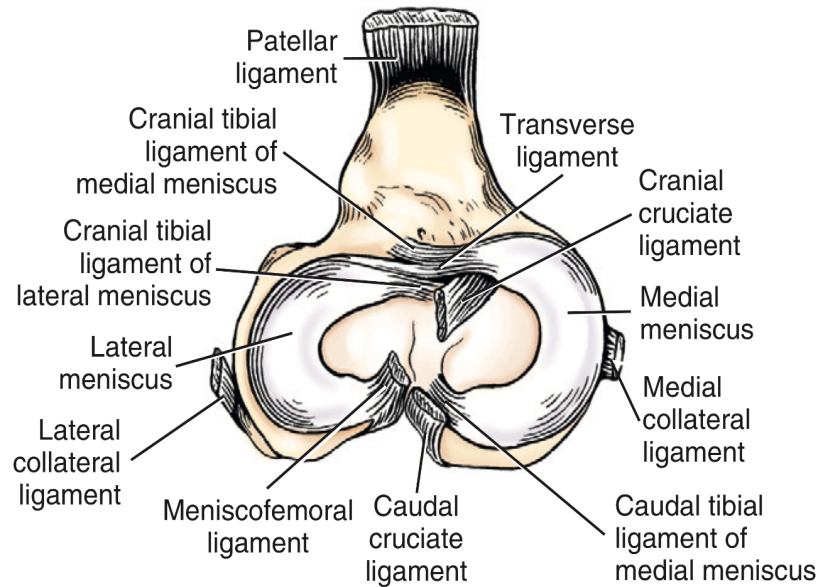


Fig. 2.: Veduta prossimale dei menischi e delle inserzioni legamentose dalla tibia.  
(Evans H.E. and deLahunta A. 2013).

I menischi sono costituiti da fibrocartilagine e presentano una forma a C, la quale si adatta ai movimenti dell'articolazione (Budras K.D. et al., 2011).

I mezzi di unione sono costituiti da:

- Capsula articolare (*capsula articularis*): la quale porta alla formazione di tre cavità sinoviali, tutte connesse tra di loro. Si dividono in sinovia femoro-patellare (che è la più vasta), sinovia femoro-tibiale laterale e mediale (Fig. 3).

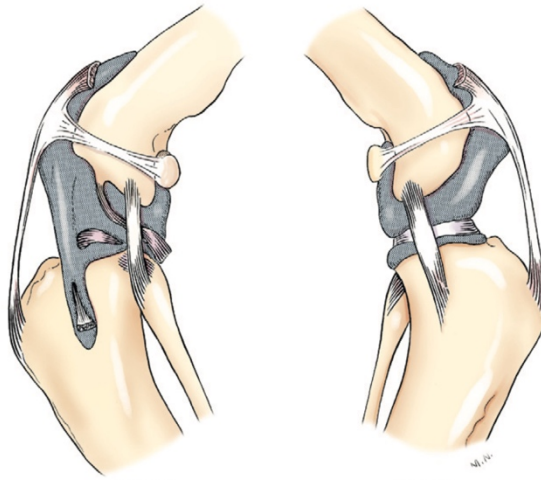


Fig.3: Capsula articolare del ginocchio (Evans H.E. and deLahunta A. 2013).

- Legamenti articolari:

1) Femoro-rotulei: composti da legamenti femoro-patellari e legamento patellare o legamento rotuleo (laterale, mediale ed intermedio) con il suo corpo adiposo intra-patellare (Fig. 1, 2 e 4).

2) Femoro-tibiali: si tratta di cinque legamenti deputati a conferire stabilità all'articolazione del ginocchio. Questi sono costituiti da una membrana caudale, rappresentata da un'espansione fibrosa situata nella parte caudale della capsula articolare; da due legamenti collaterali che, a seconda della localizzazione, vengono nominati legamento collaterale laterale (fibulare) e legamento collaterale mediale (tibiale); ed infine, da due legamenti crociati, uno craniale (LCCa) e uno caudale (LCCr).



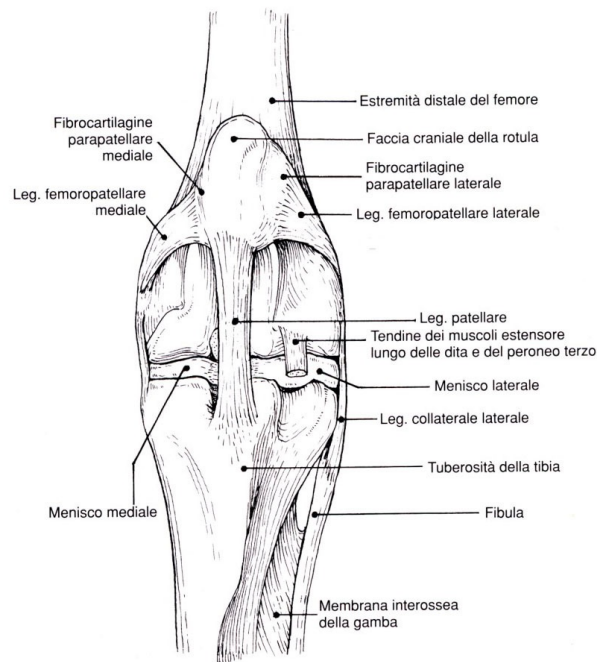


Fig. 4: Veduta craniale dell'articolazione del ginocchio. (Barone R. 2000))

## 1.2 Anatomia e biomeccanica dei legamenti crociati

I legamenti crociati si trovano nella fossa intercondiloidea del femore e terminano sull'eminanza intercondiloidea della tibia. Presentano una forma cordoniforme, adiacenti e inversamente obliqui e la loro funzione è di stabilizzare l'articolazione in senso cranio-caudale.

La lunghezza del LLCr è direttamente proporzionale al peso dell'animale (Vasseur P.B. et al 1985; Wingfield C. et al. 2000). La sua larghezza invece, non è costante dato che presenta una apertura a ventaglio in corrispondenza delle inserzioni e una porzione mediana più stretta.

Il legamento crociato caudale (LCCa) è leggermente più lungo e largo di quello craniale (Rudy R.L. 1974; Arnoczky S.P. and Marshall J.L., 1977). Si origina, con un'inserzione di forma vagamente ellittica, da una fossetta situata faccia ventro-laterale del condilo femorale mediale e termina, con andamento postero-distale, sul margine caudale della porzione mediale dell'incisura poplitea della tibia.

Il LCCr è formato da due componenti che funzionano in modo indipendente durante la flessione e l'estensione. Possiamo distinguere una banda cranio-mediale (CMB) e una banda caudo-laterale

(CLB). La CMB è formata da un fascio di fibre che traggono origine cranio-dorsalmente, nel sito di inserzione femorale e si estendono cranio-medialmente fino alla sua inserzione tibiale (Arnoczky S.P. et al. 1983). La CMB rimane in tensione sia durante l'estensione che durante la flessione. La CLB si presenta in tensione durante l'estensione e rilassata durante la flessione. Questa si inserisce in una fossetta sulla parte posteriore del lato mediale del condilo femorale laterale. Alcune fibre della parte cranio-dorsale del legamento si inseriscono in un'area posta a livello postero-laterale dello spazio intercondiloideo. L'inserzione femorale del LCCr ha la forma di un semicerchio (fig. 5).

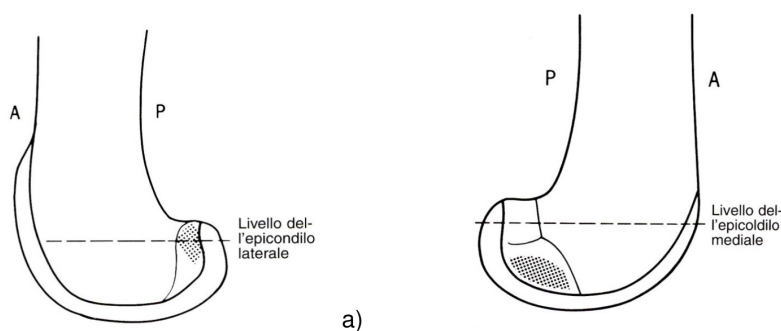


Fig. 5.: Inserzione del legamento crociato anteriore (a), e del crociato posteriore (b), sui epicondili femorali. A – parete craniale, B – parete caudale. (Arnoczky S.P. and Marshall JL., 1997).

Il suo asse lungo è orientato in senso verticale e la convessità caudale è parallela al margine articolare caudale del condilo. Il LCCr attraversa la fossa intercondiloidea con un andamento rivolto in senso craniale, mediale e distale per andarsi ad inserire sull'area intercondiloidea craniale della tibia.

L'inserzione tibiale (Fig.6) del LCCr è a forma di virgola ed ha un orientamento cranio-caudale. Alcune fibre del LCCr si inseriscono sulla porzione cranio-laterale del tubercolo intercondiloideo mediale.

Le inserzioni del legamento sono orientate in modo che lo stesso descriva lungo il suo decorso una spirale laterale esterna di 90° mentre le inserzioni femorali si trovano dietro l'asse di flessione. Da ciò deriva che, sebbene nel suo insieme il legamento sia teso durante l'estensione e rilassato durante la flessione, quando il ginocchio si trova in flessione, il legamento si piega e si torce su se stesso ed

in particolare, la BCM cinge la BCL torcendosi in senso orario nel ginocchio destro ed in senso antiorario nel ginocchio sinistro (Ferretti A. and Conteduca F., 1997).

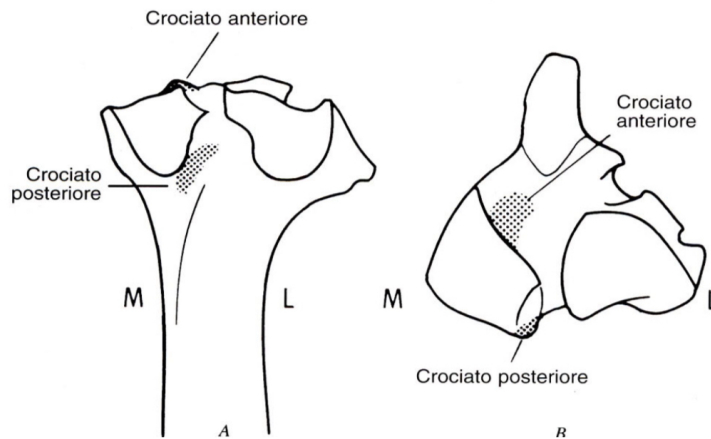


Fig. 6: Raffigurazione delle superfici caudale (A) e dorsale (B) della tibia, in cui si mostrano la forma ed i rapporti delle inserzioni tibiali dei legamenti crociati craniale e caudale. (Arnoczky, S. P. and Marshall, J.L., 1997).

L'inserzione del LCCr, a livello del femore ed a quello della tibia, avviene in maniera graduale attraverso la progressiva fusione delle fibre di collagene legamentose con le fibre ossee in maniera tale impedire *stress* acuti sul sito di inserzione.

Le componenti funzionali del LCCr, conferiscono specifica stabilità al ginocchio in estensione ed in flessione. Nel caso di rotture parziali della CMB del LCCr, si avrà instabilità articolare solo in flessione ma l'articolazione rimarrà stabile in estensione. Finché la CMB è intatta, la lacerazione della porzione caudale del Legamento non determinerà quindi instabilità.

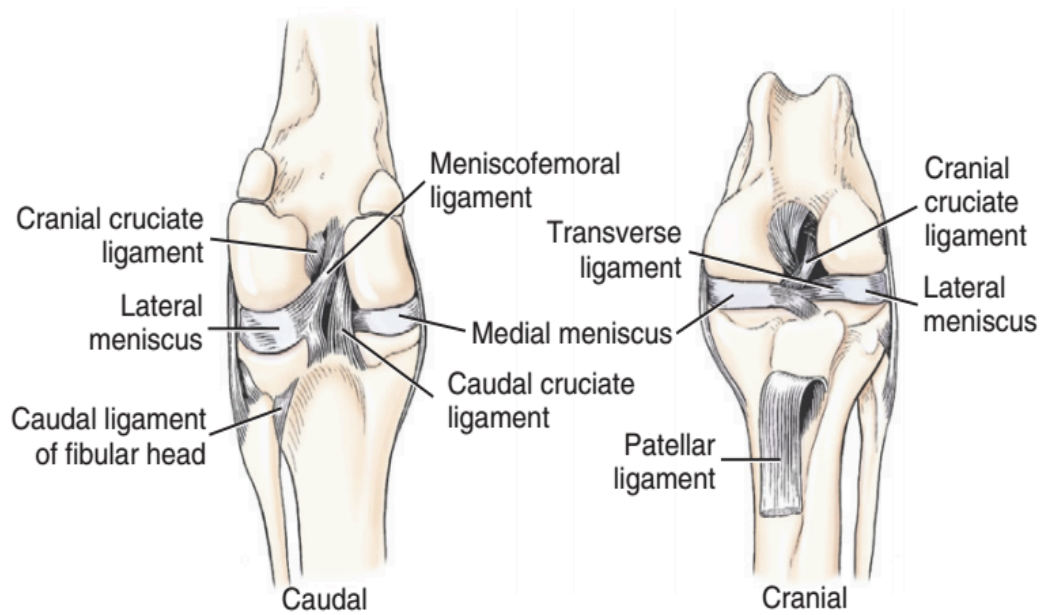


Figura 7: Anatomia dell'articolazione del ginocchio nel cane (Evans H.E. and deLahunta A. 2013)

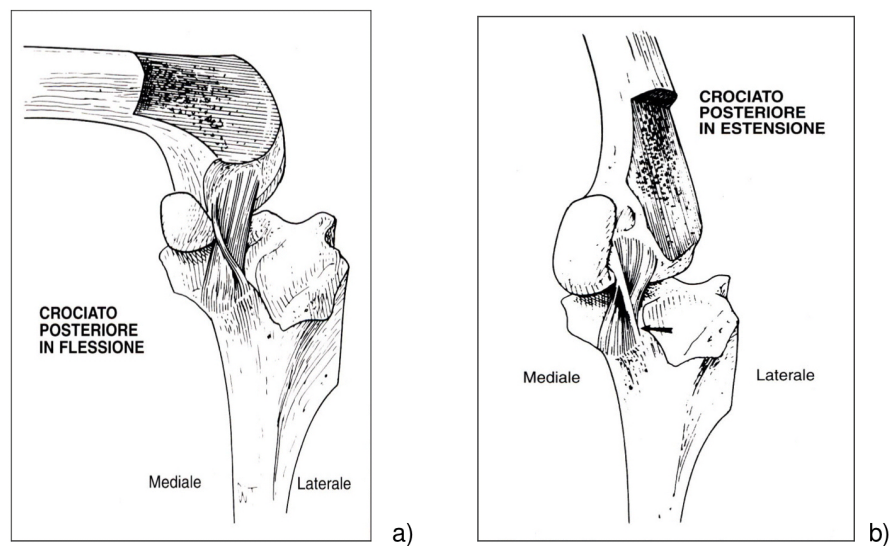


Fig. 8.: a) Il legamento crociato craniale in flessione. Si nota la banda cranio-mediale che è tesa, mentre la parte caudo-laterale è rilassata.

b) Campione sezionato che mostra il legamento crociato in estensione. Da notare che l'intero legamento crociato è teso. (Arnoczky, S. P. and Marshall, J.L., 1997).

### **1.3 Anatomia dei menischi**

I menischi, come accennato in precedenza, rappresentano delle strutture importanti in quanto permettono di distribuire ed assorbire le forze di carico e incrementare la stabilità in presenza di stress meccanici (fig. 9) Anche queste strutture possono andare incontro a rotture e lesioni. Lesioni meniscali isolate sono rare (Flo G.L., 1993; Luther J.K. et al., 2009), mentre esse sono più spesso associate a lesioni del LCCr (nel 50 – 90% dei casi) (Flo G.L., 1993). Non è stata comunque identificata nessuna correlazione tra l'inclinazione eccessiva del piatto tibiale e le lesioni meniscali (Cook J.L. et al. 2010). Questi danni meniscali possono essere acuti o cronici ed il sito maggiormente colpito è di solito il polo caudale del menisco mediale (Pozzi A. et al., 2006). Le pratiche di intervento al menisco costituiscono ancora oggi oggetto di fervente dibattito in ambito scientifico. Tra le tecniche di trattamento delle lesioni meniscali troviamo la meniscectomia parziale o totale e la riparazione primaria delle lesioni periferiche del menisco (Johnson K.A. et al., 2004). Nel caso di menisco integro, la maggior parte degli studi sul punto ha evidenziato la possibilità di eseguire con successo il meniscal release (MR) e ciò con la specifica finalità di evitare lesioni secondarie derivanti da una residua spinta tibiale craniale (Slocum B. and Slocum TD., 1993; Thieman K.M. et al., 2006; Luther J.K. et al., 2009). E' possibile effettuare il MR tramite la recisione del legamento menisco-tibiale caudale del corno caudale del menisco mediale o, in alternativa, attraverso incisione radiale del corpo meniscale mediale, caudalmente al legamento collaterale mediale (centrale) (Thieman K.M. et al., 2006; Luther J.K. et al., 2009). Il MR consente di svincolare il corno caudale del menisco allo scopo di permettere un maggior grado di mobilità finalizzato ad impedire lo schiacciamento tra condilo femorale e il piatto tibiale. Tale tipo di tecnica presenta in letteratura diversi studi in vivo, vitro ed ex-vivo i quali confermano la sua efficacia (Thieman K.M. et al., 2006; Luther J.K. et al., 2009). Tuttavia ad oggi persistono molteplici contrasti circa l'utilità di trattare o meno un menisco integro. Molteplici studi infatti, evidenziano uno sviluppo di osteoartrite secondario a MR sovrapponibile a quello in seguito a meniscectomia del corno caudale (Johnson K.A. et al., 2004) e non vi sono prove a supporto della tesi, secondo cui il MR impedirebbe l'insorgere di complicanze meniscali secondarie.

Inoltre, alcuni lavori, evidenziano il verificarsi di danni meniscali secondari nel 3.5% in pazienti trattati con MR e tecnica Tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) mentre altri osservano un'incidenza postoperatoria pari al 3.3% in pazienti in cui prima della TPLO era stata effettuata l'artroscopia senza rilascio meniscale (Thieman K.M. et al., 2006). L'esplorazione articolare appare quindi essenziale per poter valutare lo stato dell'articolazione. L'artrotomia classica costituisce, a riguardo, un accurato metodo per l'ispezione e il trattamento articolare ma, laddove possibile, appare preferibile utilizzare l'artroscopia che risulta avere una maggiore sensibilità e specificità nella diagnosi dei danni meniscali (Pozzi A. et al., 2008). Infine, recenti studi attestano che, sia per le tecniche extra-capsulari che per le tecniche osteotomiche TPLO e TTA (Tibial Tuberosity Advancement) nel caso in cui il menisco si presenti integro e il ginocchio abbia una buona stabilità il MR non è consigliato. Studi in vitro rivelano che il trattamento conservativo nel caso in cui il menisco sia integro consente di ottenere migliori risultati in termini di meccanica articolare (Kim S.E. et al., 2008; Pozzi A. et al., 2008; Bodreau R.J., 2009).

## 2. Biomeccanica del ginocchio

### 2.1 Tibial Plateau Angle (TPA)

L'insufficienza del LCCr nel cane ha un'eziologia polifattoriale, tra le quali spicca l'inclinazione del piatto tibiale (TPA) e di conseguenza un'anomala conformazione dell'arto (Kowaleski M.P. et al., 2012). Tale variazione anatomica è spesso determinata dall'incremento della pendenza caudale del piatto tibiale. Quindi secondariamente alla rottura del LCCr si formano delle forze di taglio che causano una traslazione craniale della tibiale (o sublussazione craniale tibiale). Ciò determina una condizione biomeccanica per la quale ogni qualvolta che si carica il peso sull'arto, si viene a creare una spinta tibiale craniale (Morris E. and Lipowitz A.J., 2001) che è positivamente contrastata dal LCCr. Quindi è stato ipotizzato che all'aumentare dell'inclinazione dell'angolo del piatto tibiale (TPA), si generino una serie di stress ciclici a carico del LCCr che determinano un graduale cedimento (Kowaleski M.P. et al., 2012). Studi sperimentali condotti da Warzee (Warzee C.C. et al., 2001) ex vivo sui cani hanno evidenziato la connessione tra l'inclinazione del TPA e la quantità di spinta craniale tibiale generata. Anche Morris (Morris E. and Lipowitz A.J., 2001) in uno studio osserva la correlazione positiva tra l'incremento del TPA e la rottura del LCCr ed ipotizza che un maggior TPA (cioè superiore a  $21.2^\circ$ ) incrementa le sollecitazioni cui è soggetto il legamento esponendolo a lesioni. Altri studi in materia sono stati effettuati da Read e Robins (Read R.A. and Robins L.M., 1982) ed affrontano la tematica dell'inclinazione del TPA su 5 cani, nei quali la parte caudale dell'estremità prossimale della tibia appariva affetta da un'alterazione dello sviluppo. Tale difetto congenito ha causato nei soggetti osservati una deformazione degli arti e un TPA superiore determinato dall'incurvamento craniale della tibia prossimale. La deformità ha cagionato l'alterazione della biomeccanica del ginocchio cosicché la malattia degenerativa dell'articolazione e la rottura del LCCr erano presenti in quattro dei cinque cani. Questa inclinazione del piatto è presente nei cani mentre non è presente nell'uomo che ha una situazione biomeccanica radicalmente diversa atteso che nell'essere umano l'inclinazione del piatto tibiale risulta essere di media  $5^\circ-7^\circ$  a differenza dei nostri

animali in cui l'inclinazione del piatto presenta una media tra i 20°-24° (Grierson J. et al., 2005). Come accennato in precedenza, oggi la tendenza in chirurgia veterinaria è quella di operare una correzione della biomeccanica del ginocchio anziché la ricostruzione del legamento crociato craniale. Tra queste ritroviamo la Tibial plateau leveling osteotomy (TPLO) (Slocum B. and Slocum T.D., 1993) e la Tibial tuberosity advancement (TTA) (Montavon P.M. et al., 2002). Invece, per ciò che concerne le tecniche extra-capsulari, comprese le procedure chirurgiche più innovative come la TightRope® (TR) viene sconsigliato il loro utilizzo in soggetti con TPA > a 30° e in soggetti con deviazioni assiali degli arti (Cook J.L. et al., 2010). Studi radiografici, in anestesia o con blanda sedazione, con l'utilizzo di proiezioni medio laterali a ginocchio flesso a 90°, comprendenti l'articolazione tibio-tarsica, posizionando il fuoco sull'articolazione del ginocchio, sono indispensabili per effettuare le misurazioni del TPA (Guastella D.B. et al., 2008). Per misurare il TPA è necessario effettuare delle misurazioni radiografiche sul piano sagittale. Per cominciare è necessario misurare l'asse meccanico tibiale: esso è una linea retta che viene tracciata dal centro dell'astragalo fino al punto medio tra l'eminanza intercondiloidea mediale e della laterale della tibia. A seguire l'asse di orientamento articolare viene tracciato disegnando una linea retta, tangente all'asse meccanico tibiale, congiungendo due punti craniali e caudali al piatto tibiale (Fig. 4). Ottenuto l'angolo tra queste due linee e sottraendo il valore di 90° viene ottenuto il TPA (Kim S.E., 2009, Petazzoni M., 2008, Slocum B. and Devine T., 1983, Slocum B. and Slocum T.D., 1993). Comunque l'integrità del LCCr e la variazione dell'angolo di flessione dell'articolazione non influisce significativamente sulle misurazioni del TPA (Aulakh K.S. et al., 2011).

La misurazione del TPA può essere ottenuta anche usando la tecnica "della tangente comune". Per effettuare tale misurazione è necessario tracciate una linea tangente alla parte craniale e lineare del condilo mediale della tibia, nel punto di contatto femoro-tibiale. Tale punto è identificabile come la zona di intersezione dell'asse tibiale con il piatto tibiale. L'asse diafisario tibiale (DTA) è definito come una linea che collega il punto centrale tra le corticali craniale e caudale della tibia distale al 50% e il 75% della sua lunghezza (Reif U. et al., 2004; Osmond C.S. et al., 2006). L'orientamento



del piatto tibiale (TPO), è definito come l'angolo tra il DTA e la linea tangente alla porzione lineare del condilo tibiale mediale. La misura del TPA è soggetta a variabilità soggettive, secondarie a qualsiasi tipo di misurazione (Caylor K.B. et al., 2001; Lister S.A. et al., 2008; Aulakh K.S. et al., 2011). Utilizzando il metodo classico di misurazione, Lister et al. hanno dimostrato che esiste una variabilità legata all'osservatore che oscilla tra  $0.8^\circ$  e  $1.5^\circ$  (Lister S.A. et al., 2008). Le modificazioni degenerative nella parte caudale del piatto tibiale sembrano essere le maggiori responsabili di queste variazioni; mentre la variabilità delle misurazioni non è correlata all'artrosi (Aulakh K.S. et al., 2011). Il metodo tangenziale rispetto al metodo convenzionale mostra una maggiore variabilità del risultato (Reif U. et al., 2004). Stimare una superficie convessa con una tangente risultava essere meno affidabile che determinare una linea retta (Reif U. et al., 2004; Aulakh K.S. et al., 2011). Reif et al. hanno dimostrato che l'importanza fondamentale di effettuare posizioni radiografiche medio-laterali corrette, permettendo di ridurre al minimo la variabilità delle misurazioni (Reif U. et al., 2004).

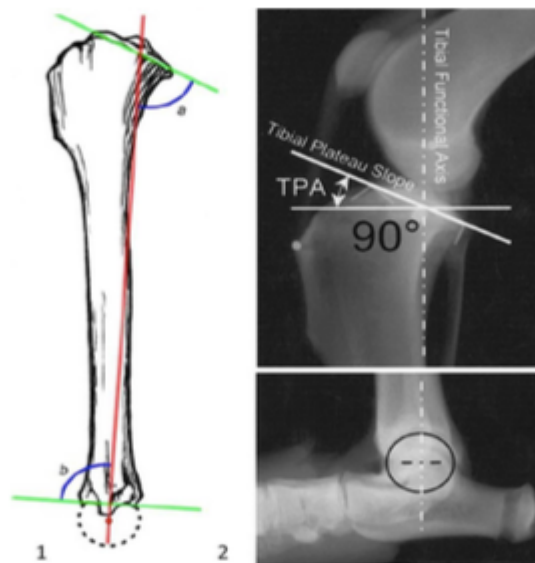


Fig.10. 1) Veduta mediale della tibia. Nella parte prossimale e distali presenti linee di orientamento comuni e asse meccanico. Angoli di riferimento: mCaPTA (angolo a) e mCrDTA (angolo b) (Tratto da: Dismukes DI et al *Veterinary Surgery* 37:300–305, 2008). 2) Radiografia medio laterale tibiale per la determinazione dell'angolo del piatto tibiale (TPA). Il TPA è l'angolo tra la pendenza del piatto tibiale e la perpendicolare all'asse funzionale della tibia, quest'ultimo determinato dalla linea che unisce il punto medio tra i tubercoli intercondiloidei al centro dell'articolazione astraglica (Warzee C.C. et al., 2001).

## **2.2 Modello attivo della biomeccanica del ginocchio**

L'attività coordinata di legamenti, gruppi muscolari (Fig.11), tessuti cartilaginei e strutture ossee permette di rendere stabile l'articolazione del ginocchio. Il LCCr ha un ruolo cardine in questo delicato e complesso processo (Arnoczky S.P. and Marshall J.L., 1977; Butler D.L., 1989).

Durante la fase di carico, tra il femore ed il piatto tibiale viene generata una forza compressiva (Slocum B. and Devine T., 1983). Tale forza si trasmette direttamente sui piani inclinati; il piatto tibiale, infatti, sul quale si articola il femore, è inclinato in senso cranio-caudale. La tibia quindi secondariamente al carico ponderale tende quindi ad avanzare cranialmente. Il LCCr gioca un ruolo passivo nella compensazione di questa forza compressiva; invece, i gruppi muscolari della gamba agiscono attivamente per compensare questa forza. Il peso corporeo e l'inclinazione del piatto tibiale sono i fattori primari che influenzano l'intensità della forza compressiva (Griffon D.J., 2010; Slocum B. and Devine T., 1983).

Lesioni del LCCr determinano un avanzamento della tibia nella fase di carico ponderale e le masse muscolari da sole non sono in grado di opporsi a tale forza (Korvick D.L. and Pijanoski G.J., 1994.).

La sublussazione craniale della tibia e l'intra-rotazione della tibia sul femore vengono impedito dal LCCr. (Shahar R, and Milgram J., 2006; Slocum B. and Devine T., 1983, Warzee C.C. et Al., 2001), mentre il LCCa impedisce la sublussazione caudale della tibia (De Rooster H. et al., 2006).

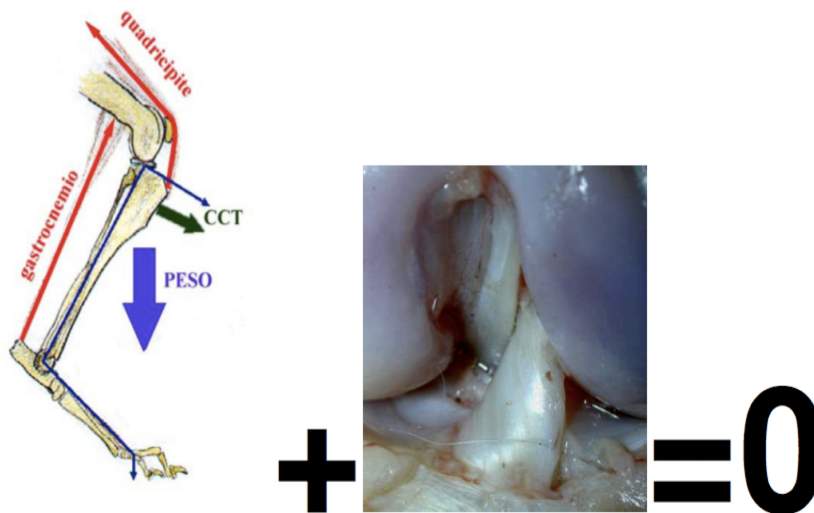


Fig.11. le forze che agiscono sul ginocchio, associate ad un legamento crociato anteriore integro, sono in equilibrio. Il risultato è l'assenza della sub-lussazione craniale della tibia (Martini, Filippo Maria: Patologie articolari nel cane e nel gatto, 2006. Poletto Editore).

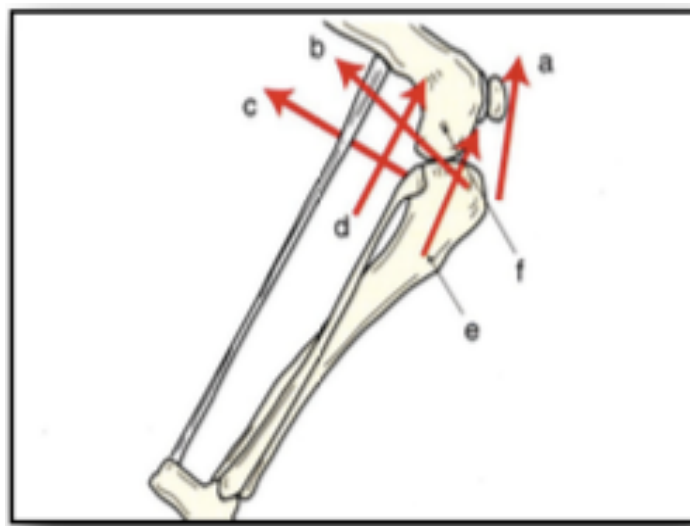


Fig. 12. Rappresentazione delle forze muscolari che agiscono a livello dell'articolazione del ginocchio; a) quadricipite femorale ed estensore lungo delle dita; b) bicipite femorale; c) pes anserinus; d) gastrocnemio; e) flessore superficiale delle dita; f) centro di rotazione del ginocchio (Martini, Filippo Maria: Patologie articolari nel cane e nel gatto, 2006. Poletto Editore).

### **3. Incompetenza del legamento crociato craniale**

#### **3.1 Eziopatogenesi**

In medicina veterinaria, come già riportato, l'incompetenza del LCCr è una delle patologie di più frequente riscontro nella pratica clinica (Griffon D.J., 2010; Wilke V.L., 2005). Fenomeni degenerativi ed artrosici, quindi conseguenti limitazioni dell'attività motoria, sono secondari allo stato infiammatorio che viene a crearsi per l'instabilità articolare dovuta alla mancanza di funzionalità di tale legamento. (Griffon D.J., 2010; Shahar R and Milgram J., 2006; Slocum B. and Devine T., 1983; Warzee C.C. et al., 2001).

Ad oggi, la rottura del LCCr viene considerata una patologia multifattoriale (Griffon D.J., 2010; Cinnes J.F., 2000; Wilke V.L., 2005). Molteplici studi hanno identificato cause sottostanti: genetiche (Whitehair J.G., 1993; Griffon D.J., 2010; Wilke V.L., 2006), malformazioni dell'arto posteriore, (Griffon D.J., 2010; Mostafa A.A., 2009; Mostafa A.A., 2010), l'inclinazione del piatto tibiale, stile di vita sedentario Griffon D.J., 2010; Laros G.S., 1971; Marsolais G.S., 2001; Tipton C.M., 1970), il peso corporeo (Hayashi K., 2003; Tipton C.M., 1970), ipotrofia dell'arto posteriore, (Colborne G.R., 2005; Griffon D.J., 2010; Tashman S., 2004) ed artriti linfocitica-plasmocitarie (Galloway R.H., 1995; Griffon D.J., 2010; Muir P., 2007). Nella razza Terranova, Wilke et al., hanno dimostrato l'esistenza di un genotipo associato alla rottura del LCCr. Ulteriori studi sono stati necessari per chiarire se l'aspetto genetico sia la causa scatenante della rottura del LCCr oppure, se sia un fattore predisponente (Griffon D.J., 2010; Whitehair J.G., 1993; Wilke V.L., 2006). Le malformazioni dell'arto pelvico sono direttamente proporzionali ad un incremento dell'incidenza di lesioni al LCCr. Ad esempio, il ginocchio varo e l'intra-rotazione tibiale, spesso associate anche alla displasia d'anca, causano uno stress maggiore sul LCCr. Studi condotti sull'intra-rotazione tibiale hanno dimostrato che il quadricipite femorale, durante la sua contrazione, costringe la tibia ad una intra-rotazione forzata e quindi un secondario stress sul legamento crociato. Il grado di lussazione rotulea è correlato direttamente a questa situazione (Griffon D.J., 2010; Mostafa A.A., 2010; Mostafa A.A., 2009). Abbiamo visto che l'inclinazione del piatto tibiale è direttamente proporzionale alla forza di

avanzamento tibiale, maggiore sarà l'inclinazione del TPA, più stress riceve il LCCr. In letteratura è stato dimostrata l'associazione tra la rottura del crociato craniale ed un piatto tibiale molto inclinato, ma non il contrario. E' stato invece dimostrato che un piatto tibiale molto inclinato, aumenta l'incidenza di rotture bilaterali del LCCr. (Griffon D.J., 2010; Mostafa A.A., 2010; Mostafa A.A., 2009).

I muscoli del ginocchio (gastrocnemio e quadricipite femorale) possono predominare negativamente l'uno sull'altro causando una perdita del normale equilibrio articolare, determinando un inevitabile incremento dello stress a carico dei legamenti. Se a ciò si aggiunge la condizione vascolare della zona anatomica locale e l'insorgenza di microtraumi, l'effetto fisiologico è costituito da un indebolimento della struttura legamentosa e quindi ad una sua incompetenza (Colborne G.R., 2005, Griffon D.J., 2010; Tashman S., 2004).

L'artrite linfocitica-plasmocitaria a livello intra-articolare porta ad una modifica strutturale delle fibre collagene del LCCr (Galloway R.H., 1995; Griffon D.J., 2010; Muir P., 2007).

Anche il peso del paziente può predisporre ad un'insufficienza del LCCr. Infatti nei soggetti sovrappeso, aumentano le forze a livello dell'articolazione del ginocchio, predisponendo a lesioni del LCCr (Griffon D.J., 2010; Hayashi K., 2003; Tipton C.M., 1970).

Le lesioni traumatiche a carico del LCCr sono rare. Per determinare una lesione di questo tipo il ginocchio deve essere soggetto ad un trauma tale da causare una intra-rotazione ad arto flesso od una iper-estensione dell'arto. L'anamnesi è fondamentale per una diagnosi di questo tipo.

### **3.2 Diagnosi**

La diagnosi di insufficienza del legamento crociato craniale è clinica e si basa sull'esecuzione di due test, del cassetto e della compressione tibiale, in associazione al segnalamento, anamnesi, un esame obiettivo generale ed una visita ortopedica.

La lesione del LCCr può essere parziale o totale. Una lesione parziale esordisce o con una zoppia lieve o con una sintomatologia più importante, a volte può anche passare anche inosservata a gli occhi

dei proprietari. Generalmente la sintomatologia può tendere a regredire, nonostante una lesione parziale, con il passare del tempo, sia destinata ad evolvere in totale (Brinker, G. et al. 2016).

In generale, l'anamnesi è caratteristica con una zoppia improvvisa di 3° o 4° sia a freddo che a caldo. Nei soggetti trattati con terapia conservativa, si osserva un miglioramento della zoppia nel giro di qualche mese, anche se è associata al progressivo e ingravescente sviluppo di artrosi, quindi con dolore e diminuzione dell'escursione articolare. I soggetti affetti da questa patologia mostrano un variabile grado di zoppia persistente che può arrivare al mancato appoggio. L'ipotono della muscolatura corrispondente e la riduzione dell'estensione e della flessione del ginocchio possono presentarsi secondariamente alla cronicità della patologia. Si può osservare sviluppo compensatorio della muscolatura anteriore o dell'arto controlaterale.

Sia in caso di rotture complete che parziali, gli animali trattati conservativamente sviluppano lesioni degenerative entro pochi mesi, con riduzione della qualità di vita, tanto più se di grossa taglia e/o obesi ((Brinker, G. et al. 2016).

Tumefazione del ginocchio ed ispessimento del comparto mediale articolare per fibrosi della capsula sono due frequenti riscontri che si hanno alla visita clinica. Flettendo ed estendendo il ginocchio durante la visita clinica è possibile percepire un "clamp", associato ad una eventuale lesione meniscale. Flettendo il ginocchio, in soggetti cronici, è possibile percepire un crepitio, indicativo di artrosi. L'iper-estensione del ginocchio e la palpazione profonda del comparto interno (in corrispondenza del menisco) generalmente evocano notevole dolore.

Come già accennato, il "test del cassetto" ed il "test di compressione tibiale" contribuiscono alla valutazione la stabilità del ginocchio, forzando il movimento di scivolamento della tibia sul femore, movimento che dovrebbe essere ostacolato proprio dal legamento crociato integro. Il Sit Test è un ulteriore test utile a capire se il paziente presenta difficoltà nella flessione del ginocchio (Fig. 12).

Nei casi cronici, la veridicità del test del cassetto è fortemente compromessa dato che i tessuti che circondano l'articolazione diventano meno elastici. L'esame radiografico può complementare al test

del cassetto per verificare l'eventuale presenza di uno stato infiammatorio, di eventuali alterazioni artrosiche e della correttezza dell'allineamento dell'arto.

La rottura del LCCr bilaterale è una evenienza da non trascurare. Alcuni studi hanno infatti dimostrato che nel 40% dei casi di rottura del LCCr possono presentare la rottura nell'arto controlaterale entro l'anno di età.

### *3.2.1 Sit Test*

Questo test valuta come il paziente si siede. Si fa sedere l'animale in posizione naturale. Quando il ginocchio è stabile, il cane si siede flettendo completamente il ginocchio, ciò permette al calcaneo di entrare in contatto con la tuberosità ischiatica. Il tarso risulta appoggiato sulla parte posteriore della coscia.

Nel caso in cui il paziente rimanga in posizione semi-seduta, il sit test è positivo. In questo caso tra il calcaneo e la tuberosità ischiatica viene mantenuta una certa distanza.



Figura 12: sit test positivo

Il ginocchio rimane quasi completamente esteso nei soggetti con patologia cronica. Nel momento in cui il cane torna in stazione quadrupedale cerca di ridurre lo stress sul ginocchio interessato e sposta il peso sugli arti anteriori e la zampa contro-laterale (Martini 2006).

### *3.2.2 Test del cassetto*

Questo test viene eseguito per valutare la stabilità del ginocchio apprezzando il grado di lussazione craniale della tibia sul femore.

Il paziente viene posizionato in decubito laterale, sul lato opposto rispetto a quello dell'arto da esaminare, e con il ginocchio nella posizione di leggera flessione. L'indice viene posizionato sulla rotula e il pollice in sul sesamoide laterale, mentre l'indice della mano opposta viene posizionato sulla cresta tibiale ed il pollice sulla testa della fibula. Tenendo fermo il femore, si esercita una forza in direzione craniale sulla tibia per provocare la traslazione rispetto al femore (Fig. 12.1). Se la tibia avanza cranialmente il test è considerato positivo. Un segno del cassetto nettamente positivo è inconfondibile ed è patognomonico di una rottura di uno dei due legamenti.

La tibia, traslando in direzione craniale, fa sì che il condilo femorale mediale vada a comprimere il menisco mediale. Condizione che risulta essere alla base del meniscale.

Sarebbe bene effettuare il test del cassetto con un certo grado di rilassamento muscolare. Se così non fosse, sarebbe consigliabile ricorrere a una sedazione o addirittura ad anestesia. Questo perché, in seguito a stress per la visita o dolore, il paziente contraendo i muscoli della coscia, può stabilizzare attivamente il ginocchio rendendo il test difficile da eseguire e causando risultati dubbi o dei falsi esiti negativi.



La presenza di fibrosi peri-articolare conseguente ad una rottura cronica del LCCr può invalidare il test perché rende falsamente stabile l'articolazione.

Nei soggetti giovani è importante effettuare il confronto con il ginocchio controlaterale per valutare la fisiologica lassità articolare. Nei casi in cui il test è negativo, è possibile clinicamente apprezzare uno stop brusco, legato alla presenza del legamento integro, che viene meno quando il legamento è lesionato.

Quando la lacerazione è parziale perché è coinvolta solo la branca cranio-mediale, inizialmente si apprezza lieve lassità, con traslazione craniale di minima entità. Successivamente si osserva un brusco arresto del cassetto, entrando in gioco i residui del LCCr intatto che entrano in tensione causando un punto finale "duro". In questi casi il test del cassetto è negativo con il ginocchio in estensione perché la banda caudo-laterale intatta rimane in tensione; il test tende a positivizzarsi con la flessione e quindi con l'articolazione rilassata perché la banda cranio-mediale è rotta. (Martini F.M., 2006).

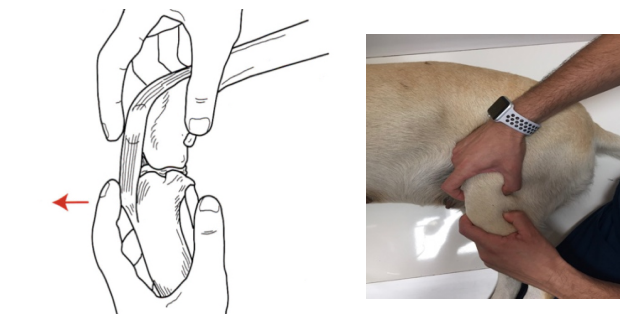


Figura 12.1: test del cassetto. Con il femore tenuto fermo si imprime alla tibia una forza in direzione craniale

### 3.2.3 Test di compressione tibiale

Questo è un altro test, che permette di evidenziare l'instabilità del ginocchio. Si basa sulla flessione del garretto in vari gradi di flessione dell'articolazione, per cercare di apprezzare la traslazione craniale della tibia rispetto al femore. La base anatomica del test è il muscolo gastrocnemio. Quest'ultimo non è estendibile causando la compressione della tibia tra garretto e ginocchio. Anche in questo caso, il paziente viene posto in decubito laterale, sul lato opposto rispetto al ginocchio affetto. L'indice va posizionato sulla cresta tibiale, mentre la porzione distale del femore deve essere afferrata con il pollice e le altre dita. Per apprezzare lo spostamento della tibia, bisogna applicare una pressione con l'indice sulla cresta tibiale in direzione caudale, (Fig. 13). Il garretto va flesso ed esteso mediante l'ausilio dell'altra mano. In caso di rottura del LCCr, la compressione della tibia, stimolata dal movimento del garretto, causa una compressione tibiale provocando la traslazione craniale della tibia rispetto al femore. È possibile purtroppo ottenere anche in questi casi, risultati dubbi o falsi negativi per la presenza di fibrosi peri-articolare o per scarsa collaborazione del paziente. La forza soggettiva che viene impressa al gastrocnemio non è sempre sufficiente per provocare una compressione tibiale tale da causare la traslazione craniale della tibia (Martini 2006).

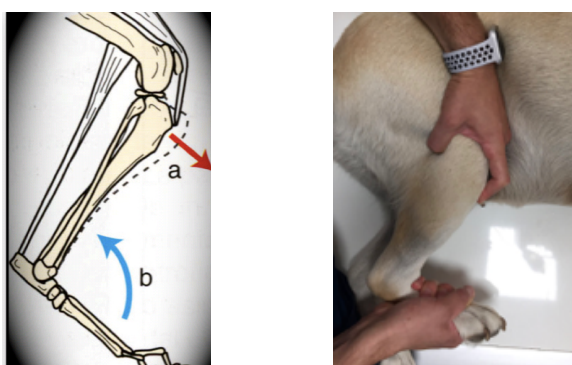


Figura 13: test di compressione tibiale

### 3.3 Esame radiografico

La radiografia è stata, ed è tutt'oggi, la tecnica di diagnostica per immagini ampiamente utilizzata come supporto dell'esame clinico in caso di rottura del LCCr. L'ecografia, la tomografia computerizzata e la risonanza magnetica vengono poco utilizzati per studiare la rottura del LCCr.

La rottura del LCCr è una diagnosi clinica, per questo motivo la diagnosi per immagini, ed in particolare la radiologia convenzionale, è considerato come studio complementare per avere una prognosi ed eventualmente programmare la terapia. La radiologia digitale, in alcuni casi consente di valutare l'instabilità articolare, le alterazioni a carico dei tessuti ossei e dei tessuti molli circostanti.

Lo studio radiografico del ginocchio si esegue con tecnica diretta, senza l'uso della griglia anti-diffusione. È importante effettuare anche lo studio radiografico del ginocchio controlaterale per comparazione. Il protocollo radiografico necessario consiste in due proiezioni ortogonali standard: la proiezione medio-laterale a 90° e la caudo-craniale.

Per effettuare la proiezione latero-laterale l'animale viene posizionato in decubito laterale sul lato interessato. Il ginocchio da esaminare deve essere posto in posizione neutra (con un angolo di flessione di 90°) e l'arto controlaterale viene abdotto oppure esteso per essere allontanato dal fascio radiogeno. Quest'ultimo deve essere puntato sulla parte centrale della faccia mediale dell'articolazione (Pozzi 84).

La dislocazione craniale dell'asse tibiale rispetto al femore è uno dei segni radiografici precoci più frequenti in seguito alla rottura del LCCr (Fig. 14). Nelle fasi acute, inoltre, è possibile osservare la distensione della capsula articolare, aumento della radioopacità del cuscinetto adiposo intra-patellare e del recesso caudale del ginocchio (figura 14.1).

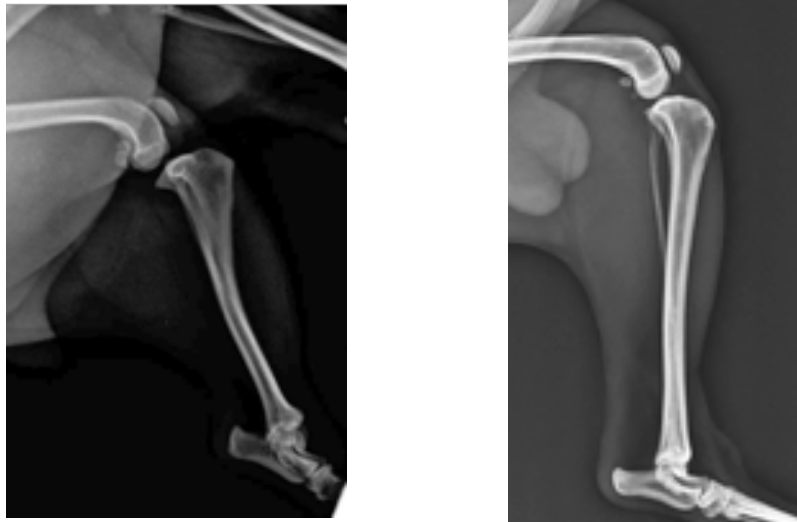


Fig. 14: proiezione medio-laterale ginocchio che presenta una traslazione craniale della tibia rispetto ai condili femorali a sinistra. A destra proiezione medio-laterale di un ginocchio con posizione della tibia rispetto i condili femorali fisiologica.

Frammenti ossei possono essere evidenziati in corso di lesioni da avulsione (Vasseur P.B., 1981). Quando l'instabilità articolare è cronica, i segni radiografici dell'artropatia degenerativa (osteofiti ed entesofiti) diventano evidenti. Lungo il margine osteocondrale dell'osso danneggiato si formano a partire dalle cellule mesenchimali pluripotenti dei condrofiti. Questi ultimi possono andare in contro ad ossificazione dando origine agli osteofiti

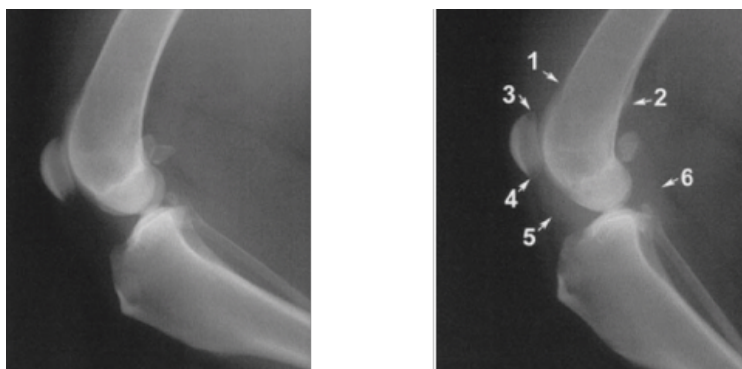


Fig. 14.1: proiezione ML ginocchio sinistro sano (sinistra); proiezione ML ginocchio destro patologico (destra). È possibile osservare lievi irregolarità del profilo della corticale in corrispondenza dei recessi prossimali craniali (1) e caudali (2), aree di osteorarefazione sugli apici prossimale (3) e distale (4) della rotula, obliterazione del cuscinetto adiposo craniale (5) e del recesso caudale (6) causato dalla distensione sinoviale articolare (Modificato da Crovace et al., 2005).

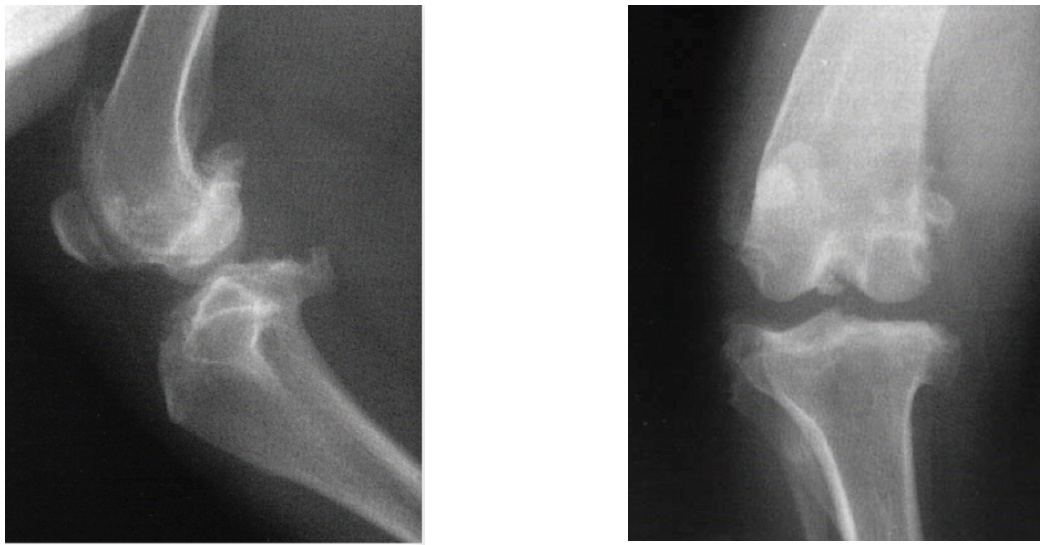


Figura 15: quadro di artropatia secondaria grave. Proiezione ML (sinistra); proiezione CrCd (destra) (Modificato da Crovace et al., 2005)

I siti più frequenti di formazione dell'osteofitosi peri-articolare sono i recessi prossimali e l'apice distale della rotula, seguiti dai profili delle fabelle e dei condili femorali e tibiali. Lungo il margine medio prossimale e la parte craniale della tibiale è possibile evidenziare gli entesofiti (Pozzi A, 2008).

Le lesioni cartilaginee e le cisti subcondrali sono difficili da evidenziare radiograficamente a causa della complessità dell'articolazione e delle sovrapposizioni. Anche l'assottigliamento della cartilagine articolare e lesioni meniscali possono essere solo sospettati in caso di restringimento dello spazio articolare femoro-tibiale e femoro-rotuleo (Pozzi A., 1984)

Per documentare radiograficamente l'instabilità articolare, lo studio radiografico ML del ginocchio dev'essere eseguito sotto stress. Quest'ultima si esegue con il paziente in decubito laterale, mantenendo l'articolazione femoro-tibio-rotulea a 90° ed esercitando il test di compressione tibiale (figura 16) (De Rooster H, 1999).

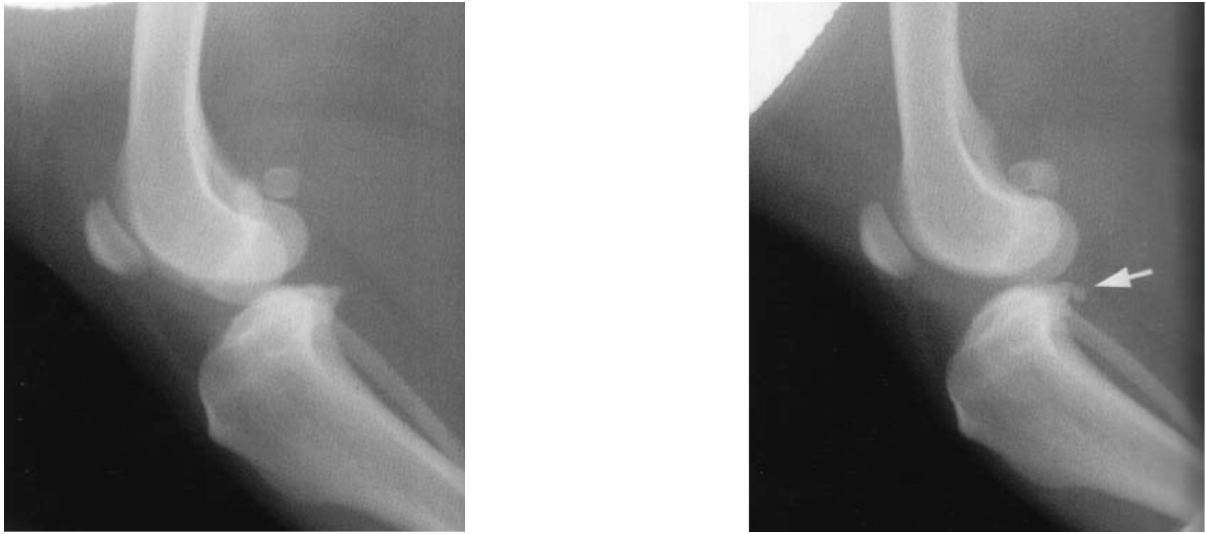


Figura 16: proiezione ML neutra (sinistra); proiezione ML sotto stress (destra). Difficilmente lo slittamento craniale della tibia è visibile nella proiezione ML neutra. Pertanto è necessario eseguire una proiezione ML sotto stress, cioè mentre si esegue una manovra di compressione tibiale. Si noti, inoltre, il distanziamento caudale del sesamoide del popliteo (freccia) (Modificato da Crovace et al., 2005)

#### **4. Principi di guarigione ossea**

La guarigione ossea può essere suddivisa in diretta (per prima intenzione o osteogenesi angiogenica o ossificazione intra membranosa) e indiretta (per seconda intenzione o guarigione indiretta o formazione del callo osseo o ossificazione encondrale), (Bojrab, M. J, 2001).

##### **4.1 Guarigione ossea indiretta**

La guarigione ossea indiretta (secondaria) è la forma più diffusa di guarigione delle soluzioni di continuo e si verifica mediante un'ossificazione di tipo endocondrale ed intra-membranosa (Marsell R. and Einhorn T.A., 2011). Tale tipo di guarigione si verifica secondariamente al trattamento di tipo conservativo dato che si instaura una irregolare stabilizzazione che è sottoposta a micro-movimenti continui. Come già riportato, subito dopo il trauma si forma un ematoma ricco di cellule derivanti dal

midollo osseo e dal sangue periferico. A seguito di ciò l'organismo reagisce con una risposta infiammatoria che porta alla formazione del coagulo che sarà la base cementante del callo osseo. L'apice della risposta infiammatoria si ha nelle prime 24 ore per poi protrarsi per 7 giorni. In tale arco temporale l'angiogenesi e l'osteogenesi vengono stimulate e regolate da numerosi fattori prodotti dall'organismo (IL-6, IL-11, TNF- $\alpha$ ). Queste cellule vengono reclutate dal BMP-2 (bone morphogenetic protein 2) e dal SDF-1 (stromal cell-derived factor 1) e sono fondamentali per la rigenerazione ossea. La formazione di un callo cartilagineo è l'evento portante di questo processo. Dopo 7-9 giorni dal trauma, si formerà un callo morbido per formazione endocondrale che permetterà la stabilità di primo soccorso. Contestualmente, a livello subperiostale avrà inizio l'ossificazione intramembranosa. Questo evento porterà alla formazione di un callo duro e del modellamento di una struttura semirigida che fungerà da carico portante. L'angiopoietina ed il vascular endothelial growth factor (VEGF) sono due molecole, piastrino prodotte, indispensabili per garantire la rivascularizzazione (Epari D.R. et al, 2008).

I condrociti diventano ipertrofici e la matrice extracellulare si calcifica portando al riassorbimento del callo morbido che verrà sostituito dal callo duro. Tale processo è mediato da fondamentali molecole (macrophage colony stimulating factor "M-CSF", l'osteoprotegerina "OPG" ed il TNF- $\alpha$ ). Il callo esterno viene infine gradualmente sostituito da osso lamellare mentre il rimodellamento del callo interno ripristina la cavità midollare.

## **4.2 Guarigione ossea diretta**

Contrariamente alla guarigione ossea indiretta, la guarigione ossea diretta non si verifica per il tramite del naturale processo di guarigione delle fratture ma richiede un intervento di riduzione dei segmenti ossei tale da indurre l'assenza di movimento tra i frammenti ossei e che si ottiene attraverso osteosintesi stabile.

Questo tipo di guarigione è sovente lo scopo primario della chirurgia traumatologica e della fissazione interna e comporta un rimodellamento diretto dell'osso lamellare, dei canali Haversiani e dei vasi

sanguigni, senza formazione del callo esterno (Fossum T.W. et al., 1998). Affinchè questi obiettivi chirurgici siano conseguiti, è però fondamentale che il gap non superi i 150-300 µm e che l'interfragmentary strain sia inferiore al 2%. Lo spazio viene riempito da tessuto osseo fibroso e meccanicamente debole il quale va incontro ad un processo di rimodellamento nelle 7-8 settimane successive. La seconda fase del processo di guarigione è costituita dalla ricostruzione in senso longitudinale con rimodellamento haversiano che determina una solida unione dei segmenti ossei. Il rimodellamento haversiano inizia con un riassorbimento osteoclastico a livello della matrice ossea del gap, che segue un senso longitudinale attraverso le estremità dei frammenti e la successiva invasione di canali vascolo-connettivali provenienti dal periostio, dai canali di Havers e dall'endostio. Accanto ai canali, si allineano osteoblasti attivi che depongono la matrice osteoide, che mineralizzerà rapidamente generando il tessuto osseo. L'osso lamellare, così formato, è orientato secondo l'asse lungo dell'osso e determina una stabile unione dei segmenti ossei (Fossum T.W. et al., 1998). Guarigione per contatto (fase III): nella fissazione rigida, quale ad esempio quella ottenuta con placche e viti, l'unione con tessuto lamellare ed il rimodellamento haversiano avvengono simultaneamente (Fossum T.W. et al., 2007).

#### **4.3 Teoria delle sollecitazioni inter-frammentarie**

La guarigione della soluzione di continuo è strettamente influenzata dagli stimoli meccanici e dallo sviluppo cellulare. Studi effettuati su questa tematica sostengono che il tipo e l'entità dello stimolo meccanico a livello del sito della soluzione di continuo possono influenzare lo sviluppo dei fenotipi cellulari che prolifereranno a livello di tale focolaio (Kim H.J. et al., 2011).

In base alla teoria delle sollecitazioni inter-frammentarie (interfragmentary strain theory), il peso a cui sono sottoposti i monconi di una frattura influisce sul buon esito della guarigione ossea (per prima o seconda intenzione). A riguardo, Perren (1979) definì lo strain come “il rapporto tra il dislocamento relativo dei due monconi e l'ampiezza del focolaio di frattura iniziale”, espresso dalla formula:  $\epsilon (\%) = \Delta L / L \times 100$ . Lo stesso Perren teorizzò che un interfragmentary strain inferiore o uguale al 2%



potesse portare alla neoformazione di tessuto osseo corticale; un valore compreso tra il 2% ed il 10% determinasse la formazione di cartilagine ed ossificazione endocondrale; uno strain tra il 10% ed il 100% causasse la formazione di tessuto di granulazione e di tessuto fibroso; ed uno strain superiore al 100% portasse a non-union. Tali valori percentuali sono correlati alla quantità di deformazione che un tessuto può tollerare e variano enormemente. L'osso corticale ha una tolleranza allo sforzo del 2% (prima che si fratturi), mentre il tessuto di granulazione può sopportare degli strain fino a 100% (Ito K. and Perren M.S., 2011).

E' però opportuno evidenziare che l'interfragmentary strain theory è una teoria molto semplificata, atteso che non prende in considerazione gli sforzi multi-direzionali ma solo quelli di tipo longitudinale. Tuttavia, uno studio successivo effettuato da Meyer et al (1999) sulla distrazione osteogenetica confermò in parte l'ipotesi di Perren: a livello istologico, in caso di strain inferiori al 2% predominava l'ossificazione intra-membranosa con formazione di colonne di trabecole interconnesse; strain superiori al 10% inducevano la differenziazione degli osteoblasti in cellule simil-fibroblasti. Un interfragmentary strain <2%, quindi adatto all'ossificazione trabecolare, può essere ottenuto in due modi: quando c'è apposizione dei monconi ossei con uno stretto contatto, ottenuta con alcuni tipi di fissazione interna; oppure dopo vari passaggi di rimodellamento e indurimento del callo osseo nella guarigione indiretta (Malik S. and Malik S., 2015). Livelli di strain bassi non sono necessariamente correlati ad una guarigione più rapida e ciò è stato confermato da Comiskey et al. (2010) i quali hanno dimostrato come invero la guarigione ossea avvenga più celermente con livelli intermedi di strain, ovvero superiori al 10% ed inferiori al 45%: l'assunto di partenza degli autori, confermata dallo studio, era che ad uno stimolo meccanico di maggiore entità corrispondesse una guarigione ossea più celere. Tale presupposto è ormai centrale nell'ortopedia moderna anche se si scontra col tradizionale approccio della guarigione primaria ottenuta mediante fissazione rigida: la maggior enfasi ricevuta dalla guarigione ossea indiretta negli ultimi anni ha portato inoltre allo sviluppo di mezzi di osteosintesi adatti a promuoverla.

## **5. Trattamento della rottura del legamento crociato craniale**

Il trattamento chirurgico della rottura dell'LCCr ha come finalità ultima la stabilizzazione del ginocchio ottenuta contrastando la sublussazione craniale del piatto tibiale rispetto ai condili femorali.

La stabilizzazione mediante trattamento chirurgico è sempre la scelta d'elezione in caso di rottura dell'LCA anche se nei soggetti di piccola taglia come cani toy e gatti, il trattamento conservativo nel medio lungo periodo, non è così invalidante come per i soggetti in sovrappeso e di grossa taglia. Le tecniche chirurgiche oggi a disposizione per il trattamento dell'LCCr nel cane e nel gatto si distinguono in tecniche extra-capsulari e tecniche biomeccaniche. Le prime mirano alla stabilizzazione articolare mediante la ricostruzione o la sostituzione del legamento crociato craniale intra od extra-capsulare; le seconde puntano sulla biomeccanica del ginocchio, con la finalità di neutralizzare le forze contrastate dal legamento stesso azzerandone così la funzione (Martini F.M., 2006; Vezzoni A. et al., 2003; Vezzoni A. et al., 2003).

### **5.1 Trattamento Conservativo**

L'approccio conservativo, consiste nel rigoroso confinamento dell'animale associato a breve ciclo terapeutico con FANS, ed ha come finalità la riduzione del dolore articolare. I miglioramenti clinici sono accettabili in soggetti di peso inferiore ai 15 kg, nei pazienti di peso superiore, tale miglioramento si palesa solo nel 20% soggetti (Martini F.M., 2003).

## **5.2 Trattamento Chirurgico**

Le metodiche chirurgiche sono suddivise in tre grandi classi: intra-articolari (o intra-capsulari), extra-articolari (o extra-capsulari) e biomeccaniche.

Le prime tendono al ripristino della stabilità articolare attraverso la ricostruzione del LCCr. Le seconde invece, stabilizzano l'articolazione tramite l'applicazione di suture extra-capsulari che si "sostituiscono" al legamento crociato craniale nel contrastare le forze di traslazione craniali. Le tecniche biomeccaniche sono mirate alla modificazione della bio-meccanica dell'articolazione, così da stabilizzare il ginocchio rendendo non necessaria la presenza del LCCr (Martini F.M., 2003).

## **5.3 Intra-capsulari**

Paatsama fu il primo a proporre una tecnica di ricostruzione del LCA mediante l'impiego di una striscia di fascia lata inserita in dei fori praticati nell'epifisi distale di femore e l'epifisi prossimale della tibia.

In seguito, Arnoczky descrisse la tecnica "over-the-top", basata sull'utilizzo di una protesi, costituita da una porzione di legamento patellare, di rotula e di fascia lata, che attraversava l'articolazione in senso prossimo-caudale, fuoriuscendo dalla regione inter-condiloidea e veniva poi suturata al periostio dell'epicondilo laterale del femore. Tra le numerose variazioni delle tecniche, merita essere citata la "under-and-over", nella quale la banda di fascia lata viene prima introdotta al di sotto del legamento inter-meniscale, poi direzionata in maniera analoga alla tecnica "over-the-top". Arnoczky ha dimostrato che a dodici mesi dall'intervento chirurgico, l'autoinnesto assume l'aspetto istologico simile a quello di un LCA normale (Arnoczky S.P. et al, 1986). La lentezza del processo ed il realizzarsi di fasi di trasformazione legamentosa ne variano la tenuta cinetica, esponendolo a possibili rotture. Materiali sintetici, sono stati oggetto di studio con l'obiettivo di ridurre il periodo di vulnerabilità postoperatoria, tipico delle situazioni con strutture autologhe, ma nessuno dei materiali

impiegati ha dimostrato caratteristiche di resistenza al carico ed all'usura idonee allo scopo (Martini F.M., 2006). Nell'ultimo periodo Artrex (TR; Arthrex, Naples, FL) ha commercializzato degli impianti sintetici, intra-articolari, che mima perfettamente il tragitto del legamento crociato craniale. Tuttavia ancora non esistono dati in letteratura con dei follow-up a lungo termine (Fig. 17).

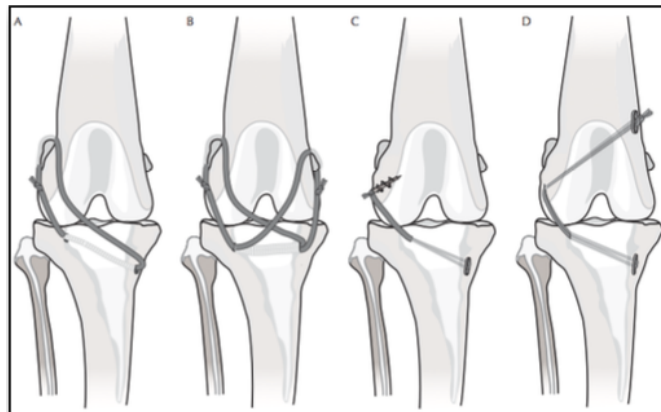


Fig. 17. ACL TightRope (TR; Arthrex, Naples, FL).

#### **5.4 Stabilizzazioni extracapsulari**

Le tecniche extra-capsulari, si prefiggono di dare stabilità all'articolazione, mediante l'utilizzo di materiali eterologhi. Gli impianti, pur non mimando il percorso del legamento crociato, vanno a contrastare le forze arrestando la traslazione craniale della tibia. La prima tecnica fu descritta da De Angelis e Lau, nel 1970, e consisteva nell'applicazione di una sutura con materiale non riassorbibile tra la fabella laterale ed il legamento patellare. Successivamente la tecnica ha subito diverse variazioni, come praticare un tunnel osseo a livello della cresta tibiale. Successivamente si sono svolti degli studi sui punti più isometrici, al fine di garantire stabilità nelle varie fasi di flesso estensione del ginocchio. Da questi è stata ideata la tecnica TightRope<sup>®</sup>, (TR; Arthrex, Naples, FL). Questa prevede l'esecuzione di tunnel ossei in punti ben precisi, definiti "più isometrici, dove far passare dei fili di sutura che vengono successivamente bloccati mediante dei bottoni. Sono state proposte anche delle tecniche, che prevedevano l'uso di ancore ossee in punti ben precisi. Su queste ancore

successivamente veniva applicata una sutura al fine di dare stabilità. Queste tecniche, permettono una stabilità precoce dell'articolazione, che risulta buona nel breve periodo. Nel lungo periodo invece, gli impianti tendono a cedere in seguito a stress ciclici a cui vengono sottoposti. Successivamente, si ritiene che la loro funzione di stabilizzazione venga svolta da sistemi di stabilizzazione secondari (fenomeni di fibrosi capsulare e peri-capsulare). Una delle complicazioni più frequenti è il cedimento precoce dell'impianto o l'insufficiente stabilità. Si considera una tecnica extra-capsulare, pur non prevedendo l'utilizzo di materiali eterologhi la trasposizione della testa della fibula, proposta da Smith e Torg, nel 1985 (Smith 1985). Questa tecnica prevede la traslazione della testa della fibula, di conseguenza dell'inserzione distale del legamento collaterale laterale. In tal modo il legamento assume una direzione simile a quella del LCA, impedendo la traslazione craniale e l'intra-rotazione della tibia (Martini F.M., 2006).



*Figura 18: tecniche di stabilizzazione extracapsulare; A) lateral femorotibial suture (LFTS); B) modified resistenzinacular imbrication technique (MRIT); C) lateral suture anchor technique (LSA); D) TightRope (TR). Copyright © Samantha J. Elmhurst at [www.livingart.org.uk](http://www.livingart.org.uk).*

## 5.5 Chirurgia osteotomica

Questo tipo di tecniche conferiscono stabilità a livello delle articolazioni affette da una insufficienza del LCCr variando la bio-meccanica del ginocchio e rendendo inutile la ricostruzione del legamento crociato. I primi studi sono stati condotti da Slocum ed hanno rivoluzionato il modo di approcciare al trattamento chirurgico di questa patologia. Questi principi si basano sul fatto che i condili femorali

poggiano su un piano inclinato, costituito dai piatti tibiali del cane che mediamente risulta essere di 20/22°. A differenza dell'uomo che mediamente presenta un piatto tibiale di 5/7°. Gli studi di Slocum proposero di cambiare l'inclinazione del piatto tibiale e portarlo a 5°. All'inizio propose una correzione cuneiforme per correggere il piatto tibiale (TWO Tibial Wedge Osteotomy) per poi modificare la tecnica mediante un'osteotomia circolare nei primi anni novanta TPLO (Tibial Plateau Leveling Osteotomy) (Fig,19). La TWO, venne accantonata a favore della TPLO in quanto, la prima, presentava un maggiore numero di complicazioni legati al fatto che è prevista un'osteotomia dell'asse tibiale. Questo comporta ad un'osteotomia più sollecitata dal punto di vista delle forze, in quanto oltre al carico e le forze che ne derivano, deve contrastare anche le forze trazionali che il quadricipite femorale, mediante il tendine tibio-rotuleo esercita sulla cresta tibiale. Nella TPLO invece l'osteotomia riguarda solo la componente ossea, mediante un'osteotomia circolare, attorno il piatto tibiale e lasciando una continuità ossea tra la cresta e la diafisi tibiale. Un altro fattore a vantaggio della TPLO è legato al planning preoperatorio, molto più semplice sia da effettuare che da riportare sul campo chirurgico, riducendo il margine di errore.

Nei primi anni del 2000 poi è stata proposta un'altra tecnica basata sulla stabilizzazione biomeccanica del ginocchio da Tepic e Montavon, la TTA (Tibial Tuberosity Advacement) (Fig,19). Questi autori, hanno approfondito degli studi ottimizzando la stabilizzazione attiva del ginocchio e sono arrivati alla conclusione che la risultante delle forze che si scaricano tra condili femorali e piatto tibiale fa sì che le forze di traslazione craniale vengano annullate quando il piatto tibiale risulta parallelo al legamento tibio-rotuleo. Questa tecnica chirurgica è limitante nei confronti di ad alcune differenze anatomiche soggettive, come conformazione della cresta e angolo del piatto tibiale, soprattutto nei casi in cui risulta essere molto pronunciato. La tecnica consiste nell'avanzamento della cresta tibiale, mediante un'osteotomia, dove viene applicato uno spessore nella parte più prossimale ed una placca che in alcuni casi funge da tension-band. Secondo alcuni autori questa tecnica risulta meno invasiva rispetto alla TPLO o TWO perché viene mantenuta l'integrità del pilone tibiale.

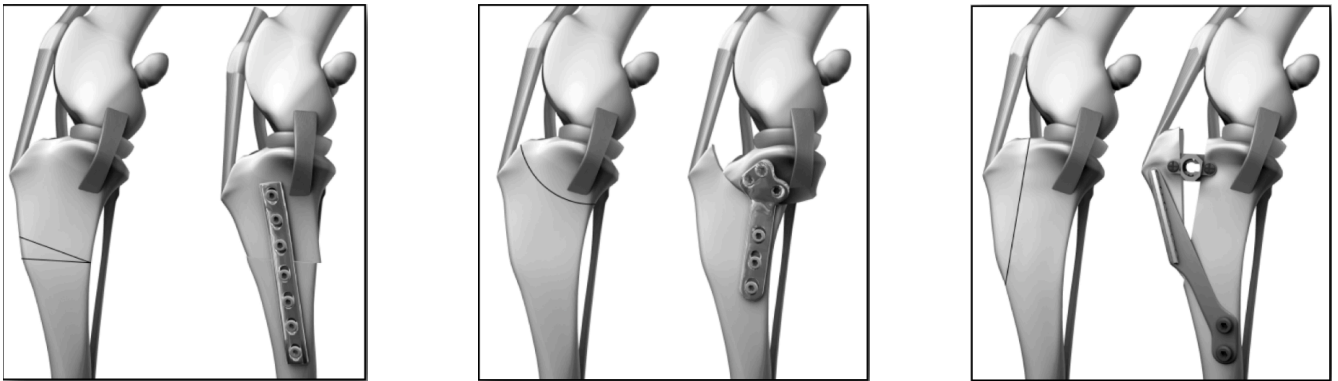


Figura 19: posizionamento della linea osteotomica ed immagine post-operatoria di: CTWO, Cranial Tibial Wedge Osteotomy; TPLO, Tibial Plateau Leveling Osteotomy; TTA, tibial tuberosity advancement. (Kim et al. 2008)

Di fatto non esiste una tecnica che risulta migliore delle altre ma ognuna presenta dei punti di forza e dei punti deboli. Oltre alle preferenze soggettive del chirurgo, l'ideale sarebbe individuare la tecnica più idonea per il paziente. Come criterio di scelta vanno tenute in considerazione vari aspetti, come per esempio: l'età del soggetto, il peso, angolo del TPA, cronicità della lesione, ecc. Nonostante le tecniche extra-capsulari ormai vengono sempre più accantonate a favore delle tecniche biomeccaniche, in alcuni pazienti leggeri, con TPA non molto elevato possono trovare impiego. Nei pazienti pesanti o con lesioni croniche, rotture patologiche (come avviene nella stragrande maggioranza dei casi), lesioni bilaterali, sarebbero più indicate le tecniche biomeccaniche. Nei casi in cui si presenta un TPA elevato invece la scelta ideale verte verso la TPLO, che consente inoltre una correzione di una deviazione assiale della tibia (varismo, valgismo o torsioni). Un altro fattore molto importante è rappresentato dalla possibilità da parte del proprietario a gestire una convalescenza adeguata (le tecniche bio-meccaniche richiedono una gestione post-chirurgica più scrupolosa per il rischio di cedimento degli impianti se troppo sollecitati) e in questo caso la TPLO sembra meno soggetta a rischi di cedimento degli impianti rispetto alla TTA, anche altri fattori come la conformazione della tibia e della cresta tibiale possono essere elementi di scelta, inquinato soggetti con cresta tibiale meno pronunciata e con tibia "stretta" sono più indicati per la TPLO (Vezzoni A. et al., 2003; Vezzoni A. et al., 2002).

## 5.6 TPLO (Tibial Plateau Leveling Osteotomy) Livellamento del piatto tibiale

Questa tecnica chirurgica, basata sulla biomeccanica del ginocchio, si prefigge di variare mediante un'osteotomia circolare l'angolo del piatto tibiale. In questo modo vengono annullate le forze di traslazione craniale rendendo superflua la forza di stabilizzazione del legamento.

Come già accennato, l'obiettivo della TPLO è quello di annullare la traslazione craniale della tibia (CCT o Cranial Tibial Thrust). Questo è possibile portando l'inclinazione del piatto tibiale a 5° (Kim S.E., 2008).

Per la valutazione del TPA è indispensabile effettuare una radiografia in proiezione medio-laterale, con la tibia perfettamente parallela alla cassetta radiografica con il ginocchio flesso a 90°. L'obiettivo è quello di ottenere un'immagine con i condili femorali e il piatto tibiale perfettamente sovrapposti, la radiografia deve contenere l'articolazione tibio-tarsica e il fuoco dovrebbe essere centrato a livello del ginocchio. Una volta ottenuta l'immagine radiografica, si passa alla misurazione. Sulla radiografia va tracciato l'asse meccanico della tibia, che passa dal centro dell'astragalo al centro dei tubercoli intercondiloidei (Fig. 21). Un'altra linea va tracciata nei due punti che delimitano cranialmente e caudalmente il piatto tibiale (Fig. 22). A questo punto basta misurare l'angolo che si ottiene da queste due linee e sottrarre 90° per ottenere l'angolo del piatto tibiale (TPA) (Fig. 23).



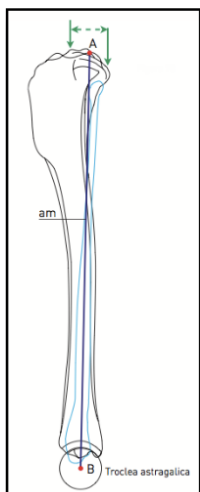


Fig. 21: tibia, asse meccanico sul piano sagittale. Individuare il centro articolare prossimale (A) equidistante dal confine craniale e caudale del piatto tibiale (frece verdi). Individuare il centro articolare distale (B) corrispondente al centro della troclea astragalica. L'asse meccanico è rappresentato dal segmento (am) che congiunge il centro articolare prossimale (A) con il centro articolare distale (B). (Petazzoni, Atlante di goniometria clinica e misurazioni radiografiche dell'arto pelvico, 2008 Merial Italia S.p.A.).

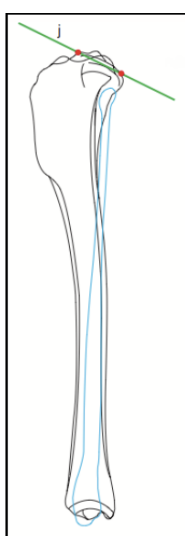


Fig. 22: tibia, linea di orientamento articolare prossimale. La linea di orientamento articolare prossimale della tibia sul piano sagittale è rappresentata da una retta j passante per i confini cranioprossimale e caudoprossimale del piatto tibiale. (Petazzoni, Atlante di goniometria clinica e misurazioni radiografiche dell'arto pelvico, 2008 Merial Italia S.p.A.).

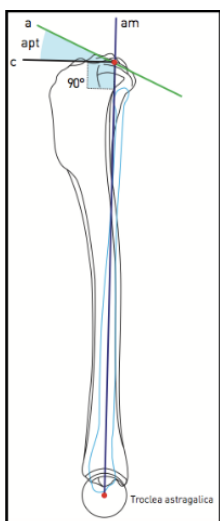


Figura 23: Angolo del piatto tibiale. Tracciare la linea di orientamento articolare prossimale (a); tracciare l'asse meccanico (am); tracciare una semiretta (c) perpendicolare all'asse meccanico (am) con origine nell'intersezione fra la linea di orientamento articolare prossimale (a) e l'asse meccanico (am); l'angolo compreso tra la linea di orientamento articolare prossimale (a) e la semiretta (c) perpendicolare all'asse meccanico prende il nome di angolo del piatto tibiale (apt). (Petazzoni, Atlante di goniometria clinica e misurazioni radiografiche dell'arto pelvico, 2008 Merial Italia S.p.A.).

Una volta ottenuto l'angolo del TPA, in base al raggio della lama che si desidera utilizzare, si possono consultare delle tabelle che permettono di ottenere un valore in millimetri. Questo valore, frutto di un calcolo goniometrico, corrisponde a quanti millimetri ruotare il moncone prossimale per portare il piatto tibiale a 5° (Fig. 24). Per quanto riguarda le lame circolari, abbiamo a disposizione 8 misure, che corrispondono al raggio del semi cerchio. I parametri necessari per la scelta della lama vanno considerati in merito alle proiezioni della tibia prossimale e le misurazioni, generalmente si effettuano sull'esposizione radiografica. Un fattore importante è che la radiografia sia in proiezione medio laterale e a dimensioni reali. Grazie a dei lucidi andiamo a verificare che il centro della lama sia al centro dell'articolazione, che corrisponde all'altezza delle eminenze intercondiloidee. L'estremità caudale della lama inoltre, dovrebbe sporgere perpendicolare alla corticale caudale della tibia. Bisogna avere abbastanza spazio per posizionare l'impianto desiderato a livello del moncone prossimale. Un ultimo punto, sicuramente non in ordine d'importanza, bisogna considerare di lasciare una cresta tibiale abbastanza ampia. Nel caso in cui si dovessero presentare delle deviazioni assiali, queste vanno valutate durante la fase di planning per poi riportarle in chirurgia per la correzione (Slocum B. and Slocum T.D., 1993).

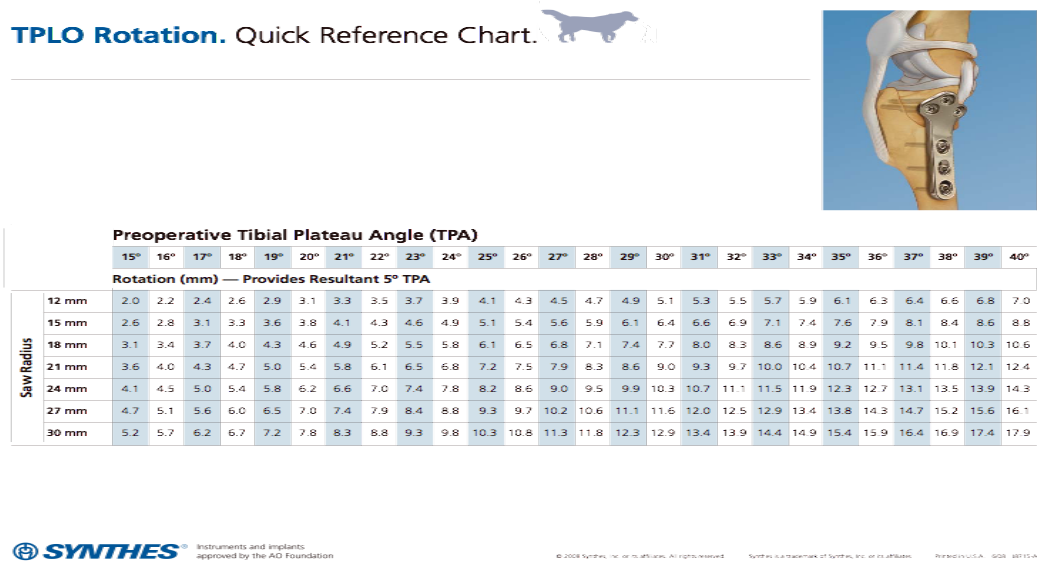


Fig. 24: Tabella di conversione che permette, in base al raggio della lama utilizzata (posta a sinistra della tabella) e al TPA del paziente (poste orizzontalmente), incrociando questi due valori di avere un numero spesso in mm che corrisponde alla rotazione del moncone prossimale per ottenere un TPA di 5° (Synthes®).

La tecnica chirurgica prevede un'incisione sulla cute a livello della porzione cranio mediale del ginocchio, partendo circa un centimetro prossimamente e mediamente la rotula e si estende distalmente per il terzo prossimale della tibia. Si procede dissezionando il sottocute e il capo distale del muscolo vasto mediale fino ad arrivare in corrispondenza del piatto tibiale e il legamento tibio-rotuleo. Poi si procede a direzionare la parte fibrosa del gruppo muscolare del per anserinus e il margine craniale del muscolo tibiale craniale. Una volta scollato il per anserinus viene retratto caudalmente per esporre il legamento collaterale mediale ed il muscolo popliteo. A questo punto si procede a scollare il muscolo popliteo dalla corticale caudale della tibia, avendo molta cura a non lesionare la vascolarizzazione e l'innervazione che decorre caudo-lateralmente in al muscolo stesso. Una volta scollato il muscolo, si procede ad inserire una garza umida al fine di proteggere le strutture sopraelencate. La fase successiva consiste nell'inserimento di due fili di kirschner nella parte prossimale e distale, paralleli tra loro in modo da poter posizionare il jig parallelamente al piano sagittale. Va poi posto un retrattore di Hohmann a protezione del tibio-rotuleo e si procede a tracciare la linea dell'osteotomia, come da planning, tracciando una linea con un elettrobisturi. Poi si procede a fare un controllo per verificare se la placca è indicata per il tipo di osteotomia e si procede a fare riferimento ai punti di repere che vanno dall'apice della cresta tibiale e fino alla parte prossimale della tibia, cranialmente al piatto tibiale. L'altro punto, corrisponde alla distanza tra apice della cresta tibiale, rispetto ad un angolo di 90° della cresta stessa. Dopo si procede con l'osteotomia, prima si incide solo la prima corticale, si scolla il periostio e si provvede a fare due segni con un osteotomo che corrispondono alla rotazione da effettuare per portare il piatto tibiale a 5° (Fig.25). Si provvede poi a completare l'osteotomia e si inserisce un filo di Kirschner in direzione cranio-caudale e prossimo-distale appena sotto il piatto tibiale. Si rimuove la garza a protezione, posta nella parte caudale della corticale tibiale, al fine di agevolare la rotazione del moncone prossimale fino a che i due segni, fatti in precedenza, si giustappongano. Si procede quindi a bloccare temporaneamente il moncone prossimale con un filo di Kirschner, di piccole dimensioni, passante attraverso la cresta tibiale e una pinza da riduzione a punte per conferire ulteriore stabilità temporanea al moncone

prossimale finché non si provvede a stabilizzare con la placca prescelta durante il plannig (Slocum B. and Slocum T.D., 1993; Kim S.E., 2008). Infine, si procede a suturare il Pes Anserinus e i diversi piani di sutura.

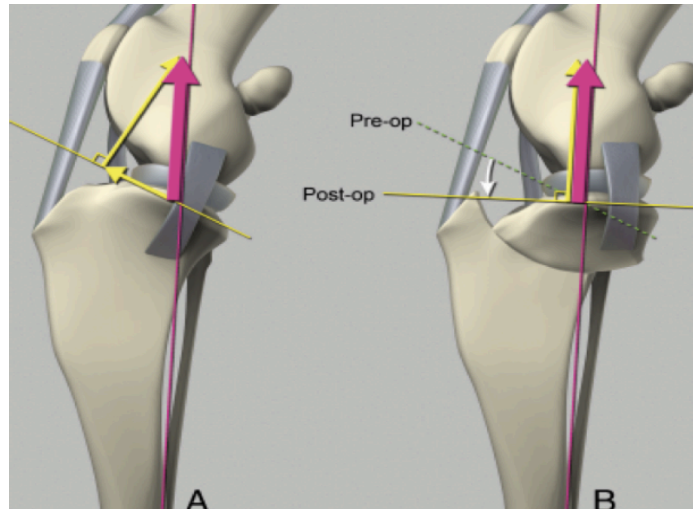


Fig. 25. forza di reazione articolare al carico ponderale (freccia color magenta). Questa forza è parallela all'asse longitudinale della tibia. In un ginocchio con incompetenza del legamento crociato craniale (A), la forza di reazione articolare viene scomposta in due componenti, una parallela al piatto tibiale ed una perpendicolare al piatto tibiale. Questo porta ad un avanzamento craniale della tibia rispetto al femore. In seguito a TPLO (B), la forza di reazione articolare al carico ponderale si trova ad essere perpendicolare al piatto tibiale, annullando l'avanzamento craniale della tibia sul femore. (Kim et al. 2008).

## 6. Dispositivi di Osteosintesi interna

Negli ultimi decenni il concetto di osteosintesi ha subito una importante evoluzione, il tradizionale approccio “meccanico” alla riparazione ossea, che aveva lo scopo di ottenere una meticolosa ricostruzione anatomica del focolaio, strettamente connessa ad ottenere un fissazione rigida mediante *Dynamic Compression Plate* (DCP), è stato nel tempo sostituito da un approccio “biologico” più moderno, caratterizzato da una minore invasività della tecnica operatoria, nel rispetto dei tessuti molli e di quelli duri, riducendo sensibilmente i tempi operatori, con tempi di guarigione notevolmente ridotti (Schatzker J. M. D. 1995; Perren S.M. 2002).

Il continuo aggiornamento del settore ortopedico ha portato allo sviluppo di placche di nuova generazione, in particolare: la Low Contact - Dynamic Compression Plate (LC-DCP), caratterizzata da una riduzione del contatto tra placca e osso. Le Locking Compression Plate (LCP), che sono rappresentati da impianti a stabilità angolare, con la possibilità di utilizzare viti da corticale “tradizionali” che permettono la compressione dinamica sul focolaio di frattura. Sono presenti sul mercato anche le locking Plate, placche che si basano esclusivamente sul principio della stabilità angolare. Aspetto importante nelle placche che sfruttano “bloccate” è il vincolo meccanico che si realizza tra la testa della vite ed il foro della placca, formando un angolo stabile di 90° (Frigg R. 2003). La stabilità angolare può essere ottenuta con l’ausilio di una vite con testa filettata che si “blocca” alla placca attraverso un foro filettato che l’accoglie o attraverso il principio dell’accoppiamento conico, principio utilizzato dalle placche di tipo Fixin. Questa peculiarità conferisce all’impianto la peculiarità di funzionare più come un fissatore interno che come una placca convenzionale.

La placca a compressione dinamica a contatto limitato (LC-DCP), presenta un profilo sagomato sulla sua superficie interna che va a contatto con l’osso, in modo da avere un impatto inferiore con il periostio, e di limitare il danno perfusionale corticale. Inoltre, i fori per le viti della LC-DCP sono studiati in modo tale che sia possibile inserire queste con una più ampia varietà di angolazioni rispetto a quello concesso dalla DCP. In questo caso non essendoci un legame rigido fra la placca e la vite, si

rischia di non ottenere una sufficiente rigidità dell'impianto. Infatti, l'entità della compressione fra la placca e la superficie ossea sarà influenzata dal numero di viti inserite, dal diametro del loro filetto e dalla qualità dell'osso. In questo caso se il carico dell'arto da parte del paziente provoca forze superiori alla resistenza dell'interfaccia fra placca e osso si avrà una perdita di stabilità dell'impianto. In questo caso è molto importante fare particolare attenzione al serraggio delle viti, e ad aumentare il più possibile il numero di corticali per moncone. Il serraggio delle viti causa l'avanzamento dell'osso verso la placca, è quindi molto importante sagomare perfettamente la placca all'osso stesso (Palmer R.H., 2006). Questo inconveniente è stato corretto con lo sviluppo di placche a compressione bloccante (Locking Compression Plate, LCP). In questo tipo di placche 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.

Il grande vantaggio di questi dispositivi risiede nel limitare fortemente il contatto tra la placca ed il periosteo ed inoltre, nella maggior parte dei casi non necessitano di essere sagomati, ottimizzando i tempi operatori. Un accorgimento importante, quando si usano questi tipi di placche combinate è l'applicare viti standard (a compressione) in ciascun segmento osseo prima dell'inserimento di quelle bloccante. Infatti, se si facesse al contrario le viti standard comprimerebbero la placca contro l'osso, mentre le viti bloccanti la manterrebbero in una posizione fissa rispetto alla superficie ossea, creando uno squilibrio nella distribuzione delle forze. Le viti standard possono essere utilizzate per ottenere una compressione dinamica, seguita dall'inserimento di viti bloccante per realizzare un angolo stabile (Palmer H.R., 2006).

Gli impianti a stabilità angolare offrono una maggiore stabilità dei monconi ossei, questo subirà una diminuzione della sua resistenza solo quando tutte le viti inserite andranno incontro ad allentamento. Al contrario, negli impianti tradizionali la stabilità di tale costrutto si perde anche solo con l'allentamento di una singola vite (Haaland P.J. et al, 2009).

Il dispositivo Fixin è basato sull'accoppiamento conico come mezzo di stabilità angolare. È costituito da un supporto, viti e bussole, fa di quest'ultime il suo punto di forza. Le bussole si avvitano al

supporto grazie alla filettatura presente sulla superficie esterna ed accoglie la testa della vite, agganciandosi con essa, per mezzo della sua porzione interna, conica e complementare alla testa della vite stessa (Colombo D.G.B., 2009). La peculiarità di questo impianto è la facilità nella sua rimozione, infatti se non si riuscisse ad annullare l'accoppiamento conico tra bussola e testa della vite, si possono rimuovere le viti svitando la bussola dal supporto (Urizzi A., 2009).

Un ulteriore vantaggio degli impianti bloccati a stabilità angolare rispetto a quelli più tradizionali, nei quali si suggerisce l'applicazione delle viti in modo bi-corticale, questa considerazione non vale per gli impianti a stabilità angolare, in quanto non essendoci compressione tra impianto e osso, sulla vite non agiscono forze di trazione e quindi l'applicazione di questi impianti può avvenire anche in modo mono-corticale (Seebeck J. et al., 2004; Cronier P. et al., 2010).

## Materiali e metodi

In questo studio sono stati inclusi 28 soggetti sottoposti a tecnica chirurgica Tibial Plateau Leveling Osteotomy (TPLO), in 14 soggetti sono state impiegate placche a compressione bloccante (LCP, Locking compression plate) di tipo Synthes® (Gruppo A), e in 14 di questi l'osteotomia tibiale è stata stabilizzata con placche bloccate di tipo Fixin® (gruppo B).

Il nostro studio ha previsto il confronto statistico tra gli studi radiografici ottenuti subito dopo l'intervento operatorio (T0) con quelli di controllo, ottenuti 12 mesi dall'intervento operatorio (T12).

Infine, i due gruppi così costituiti sono stati confrontati tra loro.

I soggetti valutati sono stati reclutati durante l'attività di chirurgia assistenziale dell'Associazione Professionale Enterprise presso diverse strutture ambulatoriali del centro Italia.

La diagnosi iniziale di rottura del legamento crociato craniale è stata ottenuta su valutazioni cliniche, radiologiche e di laboratorio (analisi del liquido sinoviale).

Sono stati esclusi quei soggetti che manifestavano patologie sistemiche o l'evidenza di altre patologie ortopediche, inoltre sono stati esclusi i soggetti che non presentavano una chiara anamnesi clinica o un adeguato studio radiografico postoperatorio e di follow-up.

Nella tabella sinottica che segue è possibile osservare il campione in analisi.

	<b>Razza</b>	<b>SESSO</b>	<b>Età (MESI)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Ginocchio</b>	<b>Tipo di impianto</b>
<b>1</b>	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	96	36	DX	SYNTHES
<b>2</b>	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	120	24	DX	SYNTHES
<b>3</b>	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	48	23	S	SYNTHES
<b>4</b>	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	48	22	DX	SYNTHES
<b>5</b>	<b>Golden</b>	<b>F</b>	96	38	S	SYNTHES



6	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	96	28	DX	SYNTHESES
7	<b>PT</b>	<b>M</b>	96	42	DX	SYNTHESES
8	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	144	22	DX	SYNTHESES
9	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	108	42	DX	SYNTHESES
10	<b>Labrador</b>	<b>M</b>	72	25	SN	SINTHESES
11	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	108	42	SN	SYNTHESES
12	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	108	42	SN	SYNTHESES
13	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	84	26	DX	SYNTHESES
14	<b>Border collie</b>	<b>F</b>	96	20	SN	SYNTHESES
15	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	96	38	SN	FIXIN
16	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	120	24	SN	FIXIN
17	<b>Beagle</b>	<b>M</b>	132	28	DX	FIXIN
18	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	48	23	DX	FIXIN
19	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	144	22	SN	FIXIN
20	<b>Golden</b>	<b>F</b>	96	35	SN	FIXIN
21	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	108	42	SN	FIXIN
22	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	84	20	DX	FIXIN

<b>23</b>	<b>Meticcio</b>	<b>F</b>	60	23	SN	FIXIN
<b>24</b>	<b>Labrador</b>	<b>M</b>	72	25	DX	FIXIN
<b>25</b>	<b>Boxer</b>	<b>F</b>	60	25	SN	FIXIN
<b>26</b>	<b>Boxer</b>	<b>F</b>	72	25	DX	FIXIN
<b>27</b>	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	120	38	SN	FIXIN
<b>28</b>	<b>Meticcio</b>	<b>M</b>	120	38	DX	FIXIN

I dati riportati in tabella sono stati successivamente analizzati statisticamente.

Il nostro studio ha previsto l'utilizzo di strumentario chirurgico dedicato per TPLO della Synthes® e della Fixin®.

L'osteotomia è stata eseguita con l'impiego di trapano a batteria modello "Colibrì II".

Inoltre, sono state utilizzate: lame semicircolari per TPLO Synthes®, disponibili in 8 misure: 9mm, 12mm, 15mm, 18mm, 21mm, 24mm, 27mm, 30mm; Adattatore per lame dedicato al trapano modello "Colibrì II".

Sono state utilizzate TPLO Plate Synthes®, in acciaio inossidabile medicale, è presente in versione destra e sinistra, ed in diverse dimensioni in base al peso dell'animale: 3,5 Broad per soggetti di >50Kg; 3,5 Standard per soggetti di 25-50Kg; 3,5 Small per soggetti di 20-30 Kg; 2,7 Standard per soggetti di 10-25 Kg, 2,0 Standard per soggetti di <10Kg.

Le placche in acciaio inossidabile da TPLO della Fixin® da noi utilizzate sono state: placche a 4 fori per cani con peso compreso da 10Kg a 15Kg; placche a 4 fori per cani con peso compreso da 25Kg a 35Kg; placche a 5 fori per cani con peso superiore a 40Kg; placche a 5 fori per cani con peso superiore a 60Kg.

Tutti gli interventi di TPLO sono stati condotti dalla stessa equipe chirurgica.

Il primo step ha previsto un adeguato planning preoperatorio, condotto su esami radiografici precedentemente effettuati, sui quali sono stati valutati: l'inclinazione del piatto tibiale, le misure della lama e la placca da utilizzare, il grado di rotazione da imporre al moncone prossimale della tibia dopo l'osteotomia semicircolare atto a raggiungere un'inclinazione di 5° e la lunghezza delle viti necessarie a fissare la placca. Successivamente si è proceduto all'intervento operatorio.

I pazienti sono stati pre-medicati con Metadone (0,5 mg/Kg) e Dexmedetomidina (1 mcg/Kg) per via intramuscolare. L'induzione è stata effettuata con un bolo endovenoso di Ketamina (0,5 mg/Kg) e Propofol (2-4 mg/Kg) ad effetto, sono stati quindi mantenuti con Isoflurano. L'anestesia locoregionale è stata ottenuta con Ropivacaina 7,5% (0,2 ml/Kg). I pazienti, previa tricotomia, sono stati posti in decubito laterale con l'arto da operare posto con la superficie laterale sul tavolo operatorio mentre il controlaterale veniva fissato perpendicolarmente al tavolo, con un supporto, in modo da andare formare entrambi un angolo di circa 90°, a questo punto si passa alla disinfezione ed alla preparazione della parte secondo arte chirurgica.

L'intervento è iniziato con una incisione cutanea sulla porzione cranio-mediale del ginocchio, questa si estendeva da qualche centimetro sopra la rotula sino a tutto il terzo prossimale della tibia. Non sono state effettuate artroscopie e/o artrotomie esplorative. Identificata l'inserzione del pes anserinus si procedeva allo scollamento di questo dalla sua inserzione sulla superficie cranio-mediale della tibia. Messo in evidenza il legamento collaterale mediale ed il muscolo popliteo si passava allo scollamento di quest'ultimo, facendo molta attenzione a non lesionare strutture importanti, quale l'arteria, vena e nervo popliteo che decorrono sulla faccia caudo-laterale della tibia, durante questa fase l'articolazione tibiotarsica veniva flessa (come a simulare una compressione tibiale) al fine di allontanare l'arteria poplitea dalla tibia, rendendo più sicuro lo scollamento. Dopo aver scollato l'origine del muscolo popliteo, si procedeva ad inserire, tra il ventre muscolare e la tibia, delle garze umidificate in modo da proteggere questo ed i vasi che decorrono in quella zona nella fase successiva dell'intervento, che prevede l'osteotomia tibiale. Sebbene l'intervento secondo Slocum preveda l'utilizzo di un JIG, gli Autori non ne hanno fatto uso. La condizione essenziale, è stata che l'arto deve essere perfettamente

adeso e parallelo al tavolo operatorio durante l'osteotomia tibiale. A questo punto veniva identificato lo spazio articolare mediante l'inserimento intrarticolare di un ago da 25 Gauge, tale punto corrispondeva anche al centro rotazionale dell'osteotomia, che si trova subito dorsalmente al piatto tibiale lungo il decorso del legamento collaterale mediale. A questo punto venivano segnati sulla tibia, mediante utilizzo di elettrobisturi, i punti di *repere* anatomici sui quali si sarebbe appoggiata la lama per la osteotomia. Si procedeva a segnare un punto corrispondente al fulcro su cui poggiare la lama, e i 2 punti (D1 e D2) riportati dal planning pre-chirurgico dove sarebbe passata la linea osteotomica successivamente (Fig. 26).

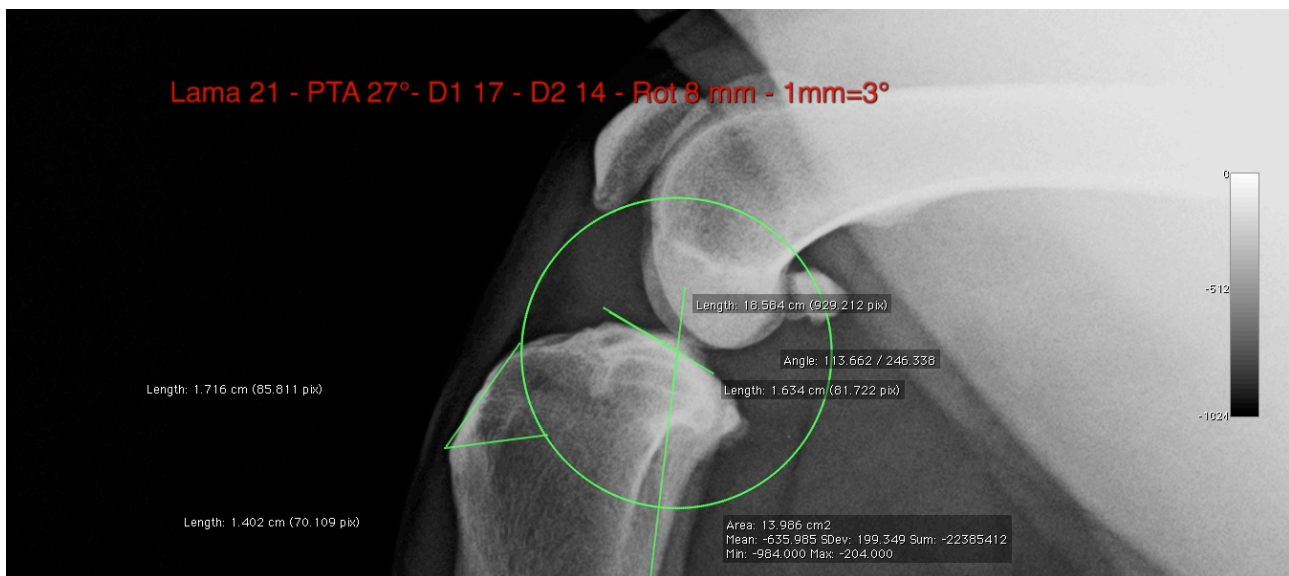


Fig. 26: Rappresentazione radiografica di un planning preoperatorio.

Si procedeva alla realizzazione della prima osteotomia della corticale mediale mediante la lama circolare, scelta precedentemente e posta perfettamente perpendicolare al tavolo operatorio. La lama veniva fatta passare nei punti di *repere*, descritti precedentemente. In questa fase è stato opportuno l'ausilio di un retrattore di Hohman, per proteggere il legamento tibio-rotuleo dalla lama. Una volta incisa la prima corticale, sulla linea di taglio, venivano segnati i punti che riflettono il grado di rotazione da applicare al moncone prossimale tibiale calcolati durante il planning. A questo punto si completa l'osteotomia. Per permettere di ruotare il moncone prossimale della tibia, si inseriva obliquamente un filo di Kirschner, in senso medio laterale obliquo in senso cranio caudale, appena

sotto il piatto tibiale, e lo si ruotava in senso antiorario, previa eliminazione delle garze poste caudalmente alla tibia prossimale, finché i due punti di repere non fossero allineati. Infine si utilizzava un altro filo di Kirschner che attraversava la tuberosità tibiale, fino al segmento prossimale dell'osteotomia in modo da stabilizzare i due monconi ossei. Successivamente, veniva applicata una pinza a compressione posta sui due monconi per stabilizzare e ridurre adeguatamente l'osteotomia in senso cranio caudale. A questo punto si applicava la placca scelta durante il preoperatorio, il nostro studio ha previsto l'utilizzo di due tipi di placche. L'utilizzo di placche di tipo Synthes® (LCP), già modellate per la superficie mediale della tibia, ha previsto l'inserimento delle viti secondo un ordine ben stabilito dalla ditta produttrice. La prima vite da corticale tradizionale è posta nel foro prossimale della placca in posizione neutra, evitando di serrarla a livello del moncone distale. La seconda vite da corticale tradizionale è posta nel foro più craniale del moncone prossimale e in seguito si aggiunge una vite bloccata nel foro più prossimale della placca a livello del moncone prossimale, entrambe vengono saldamente serrate. La quarta vite da corticale tradizionale in posizione di compressione è posta nel foro più distale dell'impianto, anche in questo caso è subito serrata e questa rappresenta la vite che darà compressione a livello dell'osteotomia, a questo punto si procede a serrare anche la prima vite e mettere una vite bloccata nel foro più caudale della parte prossimale della placca e si serra fortemente. Nel foro del moncone distale della parte centrale dell'impianto viene inserita una vite da corticale bloccata e serrata saldamente. L'applicazione di placche di tipo Fixin® a stabilità angolare ha previsto la necessità di sagomare la placca per adeguarsi alla superficie tibiale, facendo attenzione a non danneggiare le bussole ed orientare le viti in modo da evitare traiettorie che potrebbero portare le viti in articolazione. Inoltre, è importante ottenere il corretto accoppiamento conico tra la testa della vite e bussola che si ha con il corretto allineamento perpendicolare della vite con la bussola posta sulla placca. Questo è ottenuto con l'ausilio di particolari guida punte che si fissano nelle bussole al fine di mantenere la corretta perpendicolarità delle punte di trapano durante la realizzazione dei fori per le viti. L'ordine nell'inserimento delle viti non è stato particolarmente rigido se non per l'inserimento dei primi due Pin Stoppers che servono per bloccare la placca sulla

superficie dell'osso, questi sono stati posti agli estremi opposti della placca, al fine di rendere più stabile l'applicazione della stessa. In entrambi i casi la lunghezza delle viti è stata di 2 mm superiore alla lunghezza dello spessore dell'osso con la relativa placca. Fissata l'osteotomia e tolti i fili di Kirschner si procedeva ad eseguire un test di compressione tibiale per valutarne la neutralizzazione. Successivamente si suturava il pes anserinus nella sua inserzione ed i diversi piani scontinuati, secondo stratigrafia.

Lo studio radiografico, condotto con animale in anestesia generale successivamente ad intervento operatorio avvenuto, comprendeva una proiezione mediolaterale e caudocraniale del ginocchio che comprendesse anche tutta la tibia. La proiezione medio-laterale, con arto perfettamente in contatto con il piano sensibile, viene eseguita con il fascio radiogeno centrato sul ginocchio e deve comprendere anche l'articolazione del tarso. Gli angoli che devono formare le 2 articolazioni (femoro-tibiale e tibio-tarsica) devono essere di 90° e nella radiografia, i due condili devono essere perfettamente sovrapposti.

La proiezione caudocraniale, è eseguita con il cane posto in decubito sternale, con l'arto interessato completamente esteso in direzione caudale. Il fascio di raggi X viene centrato a livello della porzione media della diafisi tibiale. Uno studio ottimale prevede che la rotula si trovi al centro della troclea, le fabelle siano divise a metà dalla corticale femorale e la porzione mediale del calcaneo sia in linea con il centro della troclea astragalica.

Durante la valutazione dei radiogrammi pre e post operatori è stato valutato il TPA di tutti i cani.

A tutti i cani è stato assegnato lo stesso protocollo postoperatorio e di riabilitazione.

Il Follow up condotto due mesi dopo l'intervento operatorio ha previsto la realizzazione di una proiezione mediolaterale, sulla quale è stato valutata la formazione del callo osseo secondo metodica riportata da Hammer, 1985, citati da Boero Baroncelli nel 2002.

Dodici mesi dopo l'intervento operatorio è stata eseguita una ulteriore proiezione medio-laterale con soggetto sveglio per valutare l'articolazione. Gli scores radiografici sono stati assegnati da tre osservatori i quali hanno valutato 14 segni radiografici, nelle 28 articolazioni, assegnando uno

punteggio da 0 a 3 per ogni segno. Un punteggio di 0 indica l'assenza di segni di degenerazione apparente, 1 indica cambiamenti artrosici lievi, 2 cambiamenti artrosici moderati e 3 cambiamenti artrosici gravi; successivamente tutti i valori sono stati sommati con un punteggio compreso tra 0 e 42.

I segni radiografici presi in considerazione nel nostro studio sono in accordo con altri studi (DeLuke 2012) e comprendono: 1) Presenza di reazione periostale periarticolare; 2) Alterazione della trabecolatura ossea a livello dei condili femorali; 3) Osteofiti peri-articolari, tibia prossimale; 4) Osteofiti, piatto tibiale; 5) osteofiti apice superiore della rotula; 6) osteofiti apice inferiore della rotula; 7) versamento articolare; 8) Osteofiti peri-articolari, troclea femorale; 9) Rimodellamento del condilo femorale distale; 10) Osteofiti peri-articolari, sesamoidi femorali e tibiale; 11) Entesiopatia dorsale della rotula; 12) Osteofiti peri-articolari, regione cranio-prossimale del piatto tibiale; 13) Osteofiti peri-articolari, regione caudo-prossimale del piatto tibiale; 14) Rimodellamento della trabecolatura ossea a livello della regione prossimale tibiale.

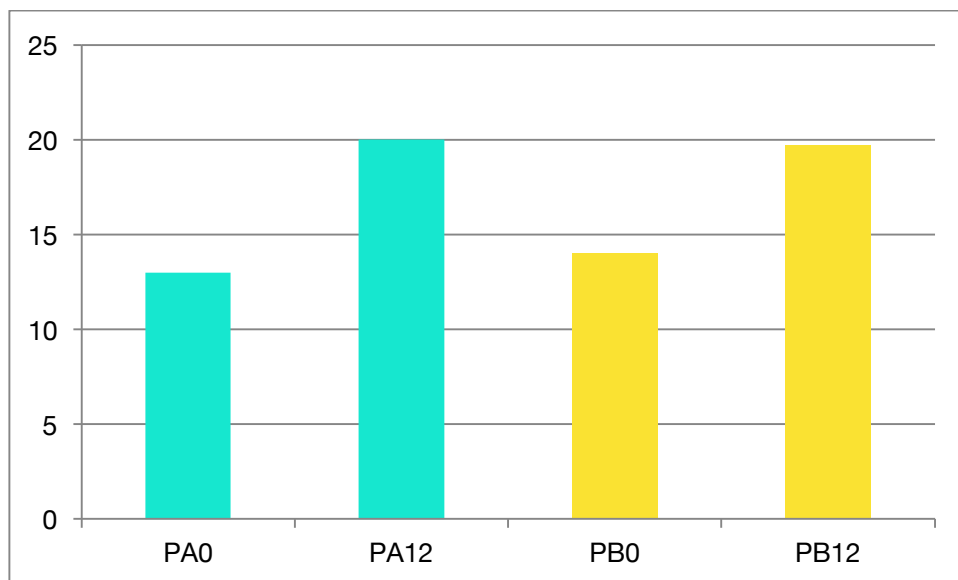
Le indagini statistiche per questo studio sono state eseguite utilizzando il software di analisi SPSS 15.0 (IBM Company, Italy).

Per verificare la normale distribuzione dei dati abbiamo usato il test di normalità di Shapiro-Wilk. I punteggi sono stati espressi con mediana e range e sottoposti a test di concordanza di Kendall's. Le differenze lungo la linea di tempo sono state valutate tramite il Wilcoxon Test, mentre le differenze tra i gruppi sono state confrontate usando il test esatto di Fischer per il quale  $p < 0,05$  è considerato significativo.

## **Risultati**

L'età media dei soggetti appartenenti al primo gruppo (Synthes) espressa in mesi era di 94,28 ( $\pm 25,7$ ) (range 48 - 144), il peso medio espresso in Kg, era di 30,85 ( $\pm 8,87$ ) (range 20 - 42). L'età media dei soggetti appartenenti al secondo gruppo (Fixin), espressa in mesi, era di 95,14 ( $\pm 29,94$ ) (range 60 - 144), il peso medio, espresso in Kg, era di 29 ( $\pm 7,46$ ) (range 22 - 42). La distribuzione in base all'arto

operato, è stata, nel primo gruppo, il 57,14% arto destro e 42,86 % arto sinistro; nel secondo gruppo, 42,85% arto destro e 57,15 arto sinistro. La distribuzione in base al sesso, è stata, nel primo gruppo, il 65,57% erano femmine, ed il 34,43% erano maschi; nel secondo gruppo, il 50% erano femmine ed il 50% erano maschi. I punteggi attribuiti ai due gruppi sono rappresentati nel grafico successivo.



**Grafico 1.** Rappresentazione grafica degli scores ottenuti a T0 e T12 nei due gruppi di cani. In colore turchese il primo gruppo, in colore giallo il secondo gruppo.

Ulteriori dati che riguardano il peso, la specie, l'attitudine, il tpa pre e post operatorio sono rappresentati nella tabella successiva:

	Attitudine	Età	Peso	BCS	Ginocchio	Tipo di impianto	Score pre	Score post	TPA Pre	TPA post
<b>Meticcio</b>	Compagnia	8 aa	36 kg	Sovrappeso	DX	Synthes	18	30	21°	6°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	10 aa	24 kg	Normopeso	DX	Synthes	11	14	27°	3°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	4aa	23 kg	Sovrappeso	Sn	Synthes	8	14	28°	2°



<b>Meticcio</b>	Compagnia	4 aa	22 kg	Sovrappeso	DX	Synthes	10	15	27°	3°
<b>Gholden</b>	Lavoro	8 aa	38 kg	Sovrappeso	Sn	Synthes	17	21	25°	6°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	8 aa	28 kg	Sovrappeso	DX	Synthes	17	21	27°	5°
<b>Pastore tedesco</b>	Compagnia	8 aa	42 kg	Normopeso	DX	Synthes	15	23	31	4
<b>Meticcio</b>	Compagnia	12 aa	22 kg	Sovrappeso	DX	Synthes	17	23	32°	3°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	9 aa	42 kg	Sovrappeso	DX	Synthes	16	23	29°	8°
<b>Labrador</b>	Compagnia	6aa	25 kg	Sovrappeso	Sn	Sinthes	20	28	26°	6°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	9 aa	42 kg	Normopeso	Sn	Synthes	10	18	29°	3°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	9 aa	42 kg	Normopeso	Sn	Syntes	10	14	32°	7
<b>Meticcio</b>	Compagnia	7 aa	26 kg	Sovrappeso	DX	Synthes	15	21	28°	6°
<b>Border collie</b>	Lavoro	8aa	20 kg	Normopeso	Sn	Synthes	6	13	24°	3°
<b>somma</b>							190	278		
<b>Meticcio</b>	Compagnia	8 aa	38 kg	Normopeso	Sn	Fixin	14	30	21°	7°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	10 aa	24 kg	Normopeso	Sn	Fixin	13	15	30°	5°

<b>Beagle</b>	Compagnia	11 aa	28 kg	Sovrappeso	DX	Fixin	17	22	31°	3°
<b>Meticcio</b>	Lavoro	4 aa	23 kg	Sovrappeso	DX	Fixin	12	13	29°	7°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	12 aa	22 kg	Normopeso	Sn	Fixin	16	18	27°	3°
<b>Gholden</b>	Compagnia	8 aa	35kg	Sovrappeso	Sn	Fixin	15	22	20°	2°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	9 aa	42 kg	Sovrappeso	Sn	Fixin	13	18	26°	9°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	7aa	20 kg	Normopeso	DX	Fixin	14	22	26°	4°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	5 aa	23 kg	Normopeso	Sn	Fixin	18	25	28°	6
<b>Labrador</b>	Lavoro	6 aa	25 kg	Sovrappeso	DX	Fixin	14	30	26°	4°
<b>Boxer</b>	Compagnia	5 aa	23 kg	Normopeso	Sn	Fixin	14	20	26°	5°
<b>Boxer</b>	Compagnia	7 aa	32 Kg	Normopeso	Dx	Fixin	17	21	29°	3°
<b>Meticcio</b>	Compagnia	10 aa	38 kg	Sovrappeso	Sn	Fixin	11	19	28°	6
<b>Meticcio</b>	Compagnia	10 aa	38 kg	Sovrappeso	DX	Fixin	9	14	28°	7°
<b>somma</b>							197	289		

Il test di Kendall ha mostrato un alto livello di concordanza inter-osservatore ( $W = 1$ ), in entrambi i gruppi, per i punteggi di artrosi.

Il test di normalità di Shapiro-Wilk ha mostrato che i dati non erano distribuiti normalmente.

L'inclinazione del piatto tibiale finale è sempre rientrata in un range tra i 4° ed i 9°

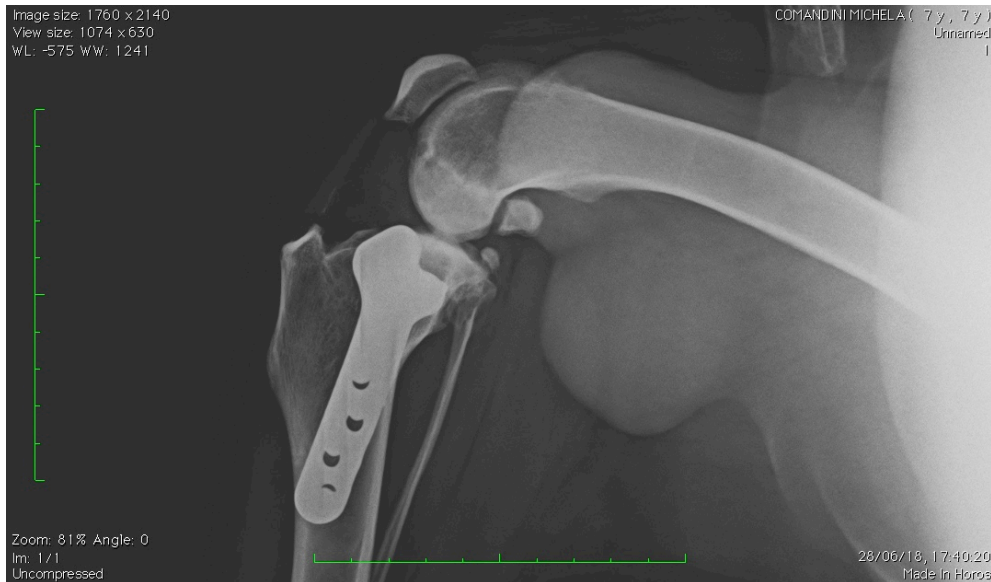
La valutazione clinica di entrambi ha evidenziato un recupero clinico più rapido nei soggetti operati con placca di tipo LCP rispetto ai soggetti trattati con placca a stabilità angolare, come si può osservare nella tabella seguente:

Placca	grado zoppia 0 gg	grado zoppia 10 gg	grado zoppia 15 gg	grado zoppia 20 gg
S	3	1	0	0
S	3	1	0	0
S	3	1	0	0
S	2	2	2	0
S	1	1	0	0
S	3	1	1	0
S	3	1	1	0
S	3	1	1	0
S	3	0	0	0
S	3	2	0	0
S	2	1	0	0
S	3	1	0	0
S	2	1	1	0
S	2	0	0	0
F	3	2	1	0
F	3	2	1	0
F	3	2	2	1
F	3	2	2	1
F	3	2	1	
F	2	1	0	0
F	2	2	2	1
F	3	3	2	1
F	3	2	1	0
F	3	3	2	1
F	3	3	2	1
F	3	2	2	1
F	2	2	2	1
F	2	2	1	0

La valutazione del callo osseo a due mesi dall'intervento ha evidenziato uno score inferiore per i cani trattati con placche LCP, evidenziando la formazione di un callo meno esuberante e una stabilizzazione più rigida, come si evidenzia dalla tabella successiva:

<b>Placca</b>	formazione callo	linea di frattura	stadio di unone
<b>S</b>	1	4	4
<b>S</b>	1	3	3
<b>S</b>	2	2	2
<b>S</b>	2	2	2
<b>S</b>	2	3	3
<b>S</b>	3	1	1
<b>S</b>	2	2	1
<b>S</b>	2	2	1
<b>S</b>	1	2	2
<b>S</b>	3	2	1
<b>S</b>	2	2	1
<b>S</b>	3	2	1
<b>S</b>	3	2	2
<b>S</b>	2	2	1
<b>SOMMA</b>	29	31	25
<b>F</b>	4	3	4
<b>F</b>	3	3	3
<b>F</b>	4	4	4
<b>F</b>	4	4	4
<b>F</b>	3	3	3
<b>F</b>	4	3	3
<b>F</b>	4	3	3
<b>F</b>	3	2	2
<b>F</b>	3	2	2
<b>F</b>	3	3	3

<b>F</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>
<b>F</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>
<b>F</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>2</b>
<b>F</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>2</b>
<b>SOMMA</b>	<b>47</b>	<b>42</b>	<b>41</b>



. Radiogramma di controllo radiografico a due mesi dall'intervento con sistema Synthes.



Radiogramma di controllo radiografico a due mesi dall'intervento con sistema Fixin.

Il grado di artrosi aumenta significativamente in entrambi i gruppi a 12 mesi dall'intervento chirurgico  $p=0.001$ . Il grado d'artrosi osservato prima dell'intervento chirurgico è maggiore nel gruppo B (Fixin) e la differenza non è statisticamente significativa  $p=0.06$ .

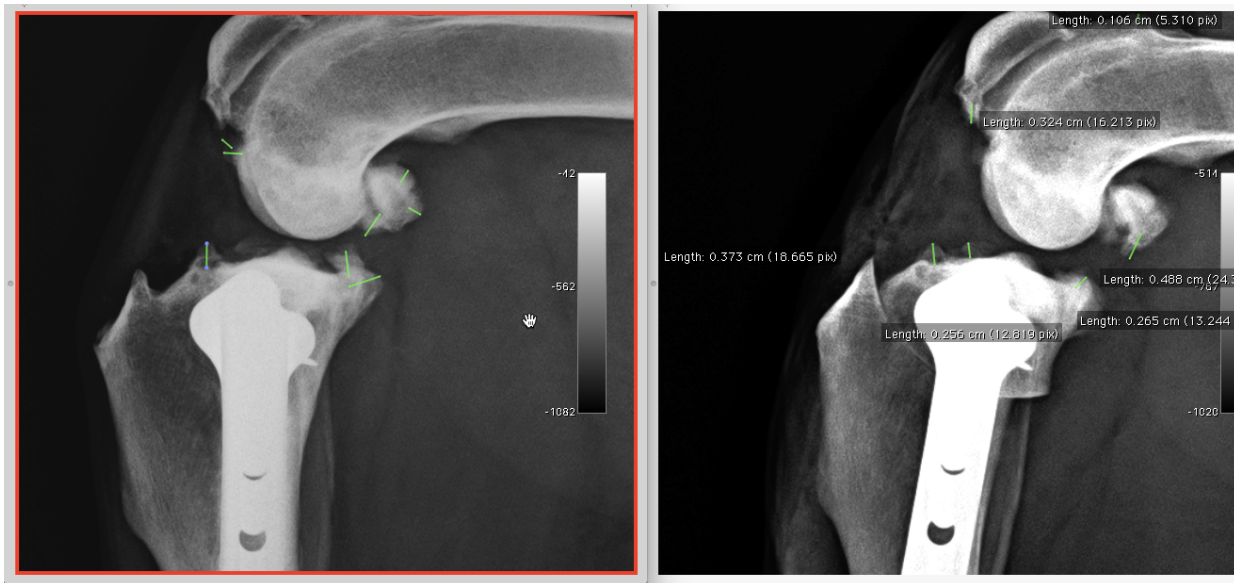
La differenza del grado d'artrosi tra i gruppi dopo l'intervento non è statisticamente significativa  $p=0.122$  (Tabella 2)

La valutazione degli scores radiografici ha evidenziato che, sebbene la maggior parte di questi degenerasse nel tempo, la reattività intra-articolare presentava una riduzione dell'indice di valutazione. Espressione di una riduzione del processo flogistico dell'articolazione.

Gruppi	Tempo		<i>p</i> VALUE
	mesi		
	P0	P12	
A	15(6/20)	21(13/28)*	0.001
B	14(9/18)	19(14/28)*	0.001
			0.06
			0.122

**Tabella 2.** Punteggi del grado di artrosi nel gruppo A (Synthes) e nel gruppo B (Fixin).

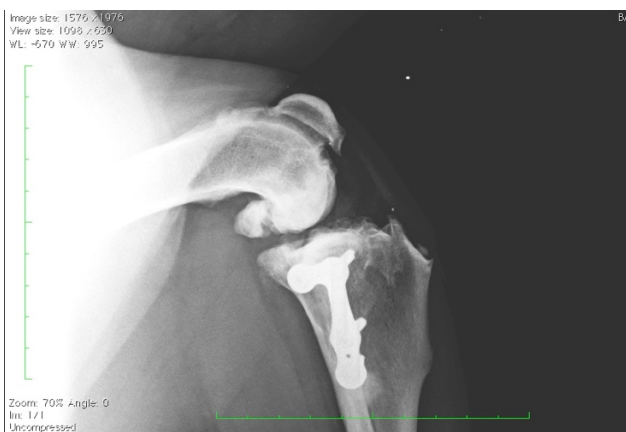
T0 Punteggi prima dell'intervento chirurgico; T12 Punteggi a 12 mesi dall'intervento chirurgico.  $p$ Value differenze nei gruppi tra prima e dopo l'intervento chirurgico\*, differenze tra i gruppi prima e dopo l'intervento chirurgico  $p<0.05$ .



Radiogramma di un caso di una TPLO, a T0 a destra e T12 a sinistra per la valutazione dello score radiografico (Synthes).

Grade	1	2	3	4	5
Callus formation	Homogenous bone structure	Massive bone trabeculae crossing the fracture line	Apparent bridging of the fracture line	Trace No bridging of the fracture line	No callus formation
Fracture line	Obliterated	Barely discernible	Discernible	Distinct	Distinct
Stage of union	Achieved	Achieved	Uncertain	Not achieved	Not achieved

Punteggio sulla guarigione ossea formulato da Hammer, 1985 cit. de Boero Baroncelli et al., 2012



Radiogramma di un caso di una TPLO, a T0 a destra e T12 a sinistra per la valutazione dello score radiografico (Fixin).

## Discussioni

Nei soggetti trattati con placche LCP, si evidenzia un recupero più rapido della funzionalità dell'arto e una progressione della guarigione dell'osteotomia più rapida. Questo potrebbe dipendere dal fatto

che, la placca, avendo la possibilità di dare compressione nel sito di osteotomia da diversi vantaggi. Il primo dal punto di vista meccanico, in quanto avendo due monconi perfettamente compressi le forze vengono trasmesse direttamente all'osso attraverso l'osteotomia stessa. Un altro fattore importante, legato alla compressione inter-frammentaria, è dato dal tipo di guarigione. Quando si ha intatti una compressione dei monconi si induce una guarigione ossea per prima intenzione, senza per cui avere presenza di calli ossei esuberanti e in tempi di guarigione ridotti. Nei soggetti trattati con placche a stabilità angolare invece, non ottenendo una compressione inter-frammentaria presentano una guarigione dell'osso più lunga. Generalmente il callo osseo, dal punto di vista radiografico si presenta più esuberante rispetto ai soggetti trattati con placche LCP. Avendo un'osteotomia più elastica e non avendo una trasmissione delle forze attraverso l'osteotomia in compressione, si presume che sia si presume che porta ad un recupero clinico e di conseguenza la scomparsa della zoppia più dilazionata nel tempo.

Da un punto di vista puramente metodologico, l'applicazione degli impianti LCP ha ridotto notevolmente i tempi operatori, infatti a differenza degli impianti a stabilità angolare, questi non hanno reso necessaria la modellazione, in sede intraoperatoria, per adattarsi alla conformazione della superficie prossimo-mediale della tibia, in quanto già customizzati. Gli impianti a stabilità angolare, al contrario, in tutti i nostri casi, sono stati modellati, in sede intraoperatoria, aumentando i tempi chirurgici e di conseguenza aumentando il rischio di contaminazione. Inoltre, il modellamento del supporto è un aspetto molto delicato, in quanto se non fatto adeguatamente, può esitare in una disposizione errata delle viti, che in alcuni casi possono giungere in sede articolare.

Ultimamente la Fixin ha presentato nuovi modelli di impianti dedicati alla TPLO che oltre ad avere un premodellamento della placca, prevedono l'uso di una vite da corticale tradizionale che permette la compressione dell'osteotomia.

I risultati del nostro studio sottolineano un aumento del grado di artrosi a 12 mesi in entrambi i gruppi trattati con tecnica TPLO.

La progressione dell'osteoartrite secondaria alla TPLO è un dato ampiamente riportato in letteratura.



Hurley et al. hanno riscontrato un piccolo ma significativo incremento nella valutazione della artrosi dopo solo 8 settimane dalla chirurgia in 373 articolazioni. Alcuni Autori hanno osservato che 66 cani sottoposti a diversi interventi di stabilizzazione extra-capsulare, compreso quello di TPLO, presentavano dopo solo un anno un aumento dello score artrosico. Au et al. riportano un aumento significativo dopo 24 mesi (Au K.K. et al., 2010), dall'intervento chirurgico. Altri Autori hanno riscontrato un maggiore score artrosico in soggetti che hanno subito, durante l'intervento di TPLO, un'artrotomia per la rimozione dei residui di legamento crociato, rispetto a quelli sottoposti esclusivamente ad un'artrotomia esplorativa, per questo motivo, gli Autori preferiscono non eseguire l'artrotomia/artroscopia esplorativa e/o operativa al fine di ridurre degenerazione articolare nel tempo (De Luke A.M. et al., 2012). Infatti Boyd et al. hanno valutato diversi soggetti dopo un periodo di tempo che andava da 12 a 33 mesi dopo intervento di TPLO e hanno riscontrato che nel 76% dei casi i cani mostravano un incremento dello score artrosico (Boyd D.J et al., 2007)

I fattori che regolano la degenerazione articolare possono essere di diverso tipo: ormonali, meccanici o chirurgici e possono avere ruoli diversi nella progressione dell'artrosi nei pazienti.

Le modificazioni radiografiche osservate nel ginocchio con artrosi sono ampiamente riportati in letteratura ed includono: alterazione dei tessuti molli peri-articolari, effusioni articolari, osteofiti, entesofiti, mineralizzazioni intra-articolari, sclerosi subcondrale, formazioni di cisti subcondrali e cambiamenti nello spazio articolare (Morgan J.P., 1972; Bennett D. et al., 1988).

Diversi Grading Systems sono stati sviluppati sia per la specie umana che per quella canina ed hanno lo scopo di valutare i cambiamenti semi quantitativi che si osservano radiograficamente, in modo da standardizzare e valutare la progressione dell'artrosi, sebbene anche questi possano avere diverse limitazioni. (Bennett D. et al. 1988; Widmer W.R. et al. 1994).

Questi si basano su due assunzioni, la prima che i cambiamenti radiografici siano lineari, la seconda, che la relazione tra i diversi segni radiografici rimangano costanti.

Alcuni Autori, riportano che segni radiografici come le mineralizzazioni intra-articolari, le cisti subcondrali, occorrono raramente e quindi possono alterare il grading system finale (Innes J.F., 2003).

La valutazione di altri aspetti, incluso il restringimento dello spazio articolare, è ostacolata dalla difficoltà di ottenere radiografie in stazione quadrupedale (Widmer W.R. et al. 1994).

Il segno radiografico di sclerosi subcondrale è un indice non costante, essendo un processo patologico che si ha in una fase di ritardo nella degenerazione ed il grading è complicato dalla scarsa valutazione inter e intra osservatore. (Dedrick D.K. et al. 1993; Innes J.F. et al. 2003).

Per le deficienze sopra riportate e dalla difficoltà nell'ottenere ad un anno dall'intervento anche la proiezione radiografica in proiezione caudo-craniale dell'articolazione del ginocchio, a causa della reticenza dei proprietari nel sedare i cani, il nostro grading system si è limitato a valutare solo 14 punti radiografici.

In particolare, la valutazione degli osteofiti sembrerebbe avere diversi vantaggi. Innanzitutto, questi occorrono precocemente nel processo patologico, essendo radiograficamente visibili ai margini della troclea femorale già due settimane dopo la rottura del legamento crociato, infatti, alcuni Autori riportano la loro formazione già a tre giorni dal trauma. (Widmer W.R. et al., 1994).

La presenza degli osteofiti è un segno importante della instabilità articolare e lo score di questi è strettamente correlato con la progressione della patologia. (Innes J.F. and Barr A.R.S., 1998).

Alcuni Autori, inoltre, riportano l'ottima correlazione intra ed inter osservatore, sia nell'uomo che nel cane, che si ha nella valutazione di questi. (Cooper C. et al. 1992; Gunther K.P. and Sun Y., 1999; Innes J.F. et al. 2003).

Un aspetto molto interessante è stato riportato da alcuni Autori, i quali hanno riportato che non vi è una significativa correlazione tra il peso corporeo dell'animale e la progressione degli osteofiti (Rayward R.M. et al., 2004).

## **Conclusioni**

I limiti dello studio possono essere individuati nel ridotto numero di soggetti presi in considerazione e la metodologia utilizzata per stabilire gli scores radiografici, che sebbene siano gli stessi riportati in letteratura, nel nostro caso sono ridotti, per le difficoltà nel reperire entrambe le proiezioni ortogonali

del ginocchio.

In conclusione, possiamo considerare, gli impianti che permettono una compressione interframmentaria permettono un recupero funzionale dell'arto più rapido ed una guarigione dell'osteomia in tempi più rapidi rispetto a quelli che non permettono la compressione. Infine la degenerazione articolare non è influenzata in alcun modo dal tipo di impianto utilizzato per la stabilizzazione dell'osteotomia. Infatti, a nostro avviso la scelta dell'impianto può influire solo sul recupero clinico dei soggetti e sulla velocità di formazione del callo osseo.

## **Bibliografia**

- Anderst W, Zauel R, Bishop J, Demps E, Tashman S. Validation of three-dimensional model based tibio-femoral tracking during running. *Med Eng Phys*. 2009 Jan;31(1):10-6. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.03.003. Epub 2008 Apr 23.
- Arnoczky SP, Marshall JL. The cruciate ligaments of the canine stifle: An anatomical and functional analysis. *Am J Vet Res*. 1977 Nov;38(11):1807-14.
- Arnoczky SP, Warren RF, Minei JP. Replacement of the anterior cruciate ligament using a synthetic prosthesis. an evaluation of graft biology in the dog. *Am J Sports Med*. 1986 Jan-Feb;14 (1):1-6.
- Arnoczky SP, Warren RF. The microvasculature of the meniscus and its response to injury: An experimental study in the dog. *Am J Sports Med* 1983; 11:131–141.
- Au KK, Gordon-Evans WJ, Dunning D, et al. Comparison of short- and long-term function and radiographic osteoarthritis in dogs after postoperative physical rehabilitation and tibial plateau leveling osteotomy or lateral fabellar suture stabilization. *Vet Surg*. 2010; 39:173–180.
- Aulakh KS, Harper TAM, Lanz OI, Daniel GB, Were SR. Effect of stifle angle on the magnitude of the tibial plateau angle measurement in dogs with intact and transected cranial cruciate ligament: A cadaveric study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2011; 24: 272-278.
- Barone R. *Anatomie Comparee des Mammiferes Domestiques*, 7 vols, Paris Vigor Freres,fa, 2000
- Bennet B., May C. Meniscal damage associated with cruciate disease in the dog *Volume*32, *Issue*3, March 1991
- Bennett D, Tennant B, Lewis DG, Baughan J, May C, Carter S. A reappraisal of anterior cruciate ligament disease in the dog. *Journal of Small Animal Practice* 1988; 29: 275-297.

- Boyd D, Miller CW, Etue SM, Monteith G. Radiographic and functional evaluation of dogs at least 1 year after tibial plateau leveling osteotomy. *Can Vet J.* 2007; 48:392–396.
- Boero Baroncelli A, Peirone B, Winter MD, Reese DJ, Pozzi A. Retrospective comparison between minimally invasive plate osteosynthesis and open plating for tibial fractures in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2012;25(5):410-7. doi: 10.3415/VCOT-11-07-0097. Epub 2012 Jul 25.
- Boudrieau RJ. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement *Vet Surg.* 2009 Jan;38(1):1-22. doi: 10.1111/j.1532-950X.2008.00439.x.
- Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of small animal orthopedics and fracture repair, fifth edition Elsevier 2016.
- Budras KD. Atlante Illustrato Di Anatomia Del Cane 5a edizione, 2011
- Bulder D., Donald A., Hulse, Matthew D., Kay E., Grood P., Shires P., D'ambrosia, Hiromu S. Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog II. Mechanical Properties. Volume12, Issue3 July 1983 Pages 113-118
- Caylor KB, Zumpano CA, Evans LM, Moore RW. Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc.* 2001 May-Jun;37(3):263-8.
- Chauvet AE, Johnson AL, Pijanowski GJ, et al. Evaluation of fibular head transposition, lateral fabellar suture, and conservative treatment of cranial cruciate ligament rupture in large dogs: A retrospective study. *J Am Anim Hosp Assoc* 1996; 32:247–255
- Cinnes JF, Bacon D, Lynch C, Pollard A. Long-term outcome of surgery for dogs with cranial cruciate ligament deficiency. *Vet Rec.* 2000 Sep 16;147(12):325-8.
- Colborne GR, Innes JF, Comerford EJ, Owen MR, Fuller CJ. Distribution of power across the hind limb joints in labrador retrievers and greyhounds. *Am J Vet Res.* 2005 Sep;66(9):1563-71.

- Comerford EJ, Innes JF, Tarlton JF, Bailey AJ. Investigation of the composition, turnover, and thermal properties of ruptured cranial cruciate ligaments of dogs. *Am J Vet Res.* 2004 Aug;65(8):1136-41.
- Comiskey DP, MacDonald BJ, McCartney WT, Synnott K, O'Byrne J. The role of interfragmentary strain on the rate of bone healing – A new interpretation and mathematical model. *Journal of Biomechanics* 2010 43: 2830–2834.
- Cook JL1, Luther JK, Beetem J, Karnes J, Cook CR. Clinical comparison of a novel extracapsular stabilization procedure and tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Vet Surg.* 2010 Apr;39(3):315-23. doi: 10.1111/j.1532-950X.2010.00658. x. Epub 2010 Mar 19.
- Cooper C, Cushnaghan J, Kirwan JR, et al. Radiographic assessment of the knee joint in osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1992;51: 80–82.
- Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2010 96S: 17–36.
- De Luke AM, Allen DA, Wilson ER, Lineberger JA, Lihenbauer TW, Fabiani M, Poteet VA. Comparison of radiographic osteoarthritis scores in dogs less than 24 months or greater than 24 months following tibial plateau leveling osteotomy. *Can Vet J* 2012 Oct; 53(10):1095-9.
- De Rooster H, de Bruin T, van Bree H. Morphologic and functional features of the canine cruciate ligaments. *Vet Surg.* 2006 Dec;35(8):769-80.
- De Rooster H, van Bree H. Radiographic measurement of craniocaudal instability in stifle joints of clinically normal dogs and dogs with injury of a cranial cruciate ligament. *Am J Vet Res.* 1999 Dec; 60(12):1567-70.
- De Rooster H, Van Ryssen B, van Bree H. Diagnosis of cranial cruciate ligament injury in dogs by tibial compression radiography. *Vet Rec.* 1998 Apr 4;142(14):366-8.
- De Rooster H., De Bruin H., Van Bree H. Morphologic and functional features of the canine cruciate ligaments. *Vet Surg.* 2006 Dec 35(8):769-80.

- De Rooster H1, de Bruin T, van Bree H. Morphologic and functional features of the canine cruciate ligaments. *Vet Surg*. 2006 Dec;35(8):769-80.
- Dedrick DK, Goldstein SA, Brandt KD, O'Connor BL, Goulet RW, Albrecht M. A longitudinal study of subchondral plate and trabecular bone in cruciate-deficient dogs with osteoarthritis followed up for 54 months. *Arthritis Rheum* 1993; 36:1460–1467.
- Dupuis J, Harari J, Papageorges M, et al. Evaluation of fibular head transposition for repair of experimental cranial cruciate ligament injury in dogs. *Vet Surg* 1994; 23:1–12.
- Duval JM, Budsberg SC, Flo GL, Sammarco JL., Morris E, Lipowitz AJ.. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J Am Vet Med Assoc*. 2001 Feb 1;218(3):363-6
- Epari DR, Lienau J, Schell H, Witt F, Duda GN. Pressure, oxygen tension and temperature in the periosteal callus during bone healing – an in vivo study in sheep. *Bone* 2008 43: 734 – 739.
- Evans H. and deLahunta A. *Miller's Anatomy of the dog*, 4th ed, St Louis, Elsevier, 2013
- Ferretti A, Conteduca F. Evolgate fixation of doubled flexor graft in anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical evaluation with cyclic loading. *Am J Sports Med*. 2005 Apr;33(4):574-82.
- Flo GL. Meniscal injuries. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1993 Jul;23(4):831-43.
- Fossum TW, Hedlund CS, Johnson AL, Schulz KS, Seim HB, Willard MD, Bahr A, Carroll GL, 2007. *Small Animal Surgery*. St.Louis (USA) – Mosby- Elsevier.
- Frigg R. Development of the Locking Compression Plate. *Injury* 2003; 34(2)
- Galloway RH, Lester SJ. Histopathological evaluation of canine stifle joint synovial membrane collected at the time of repair of cranial cruciate ligament rupture. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1995 Jul-Aug;31(4):289-94.
- Grierson J, Sanders M, Guitan J, Pead M. Comparison of anatomical tibial plateau angle versus observer measurement from lateral radiographs in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2005;18(4):215-9.

- Griffon DJ. A review of the pathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease as a basis for future preventive strategies. *Vet Surg.* 2010 Jun;39(4):399-409.
- Guastella DB, Fox DB, Cook JL. Tibial plateau angle in four common canine breeds with cranial cruciate ligament rupture, and its relationship to meniscal tears. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(2):125-8.
- Guénégo L, Zahra A, Madelénat A, Gautier R, Marcellin-Little DJ. Cranial Cruciate ligament rupture in large and giant dogs A retrospective evaluation of a modified lateral extracapsular stabilization *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20(01): 43-50
- Gunther KP & Sun Y. Reliability of radiographic assessment in hip and knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 7, 239-246 (1999).
- Haaland PJ, Sjöström L, Devor M, Haug A, “Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases”, *Veterinary and comparative orthopedics and traumatology*, 4/2009.
- Hayashi K, Frank JD, Dubinsky C, Zhengling H, Markel MD, Manley PA, et al. Histologic changes in ruptured canine cranial cruciate ligament. *Vet Surg.* 2003 May-Jun;32(3):269-77.
- Innes JF and Barr ARS. Clinical natural history of the post surgical cruciate deficient canine stifle joint: year 1. *Journal of Small Animal Practice* 1998, 39, 325-332
- Innes JF, Fuller CJ, Grover ER, Kelly AL, Burn JF. Randomised, double-blind, placebo-controlled parallel group study of P54FP for the treatment of dogs with osteoarthritis. *The Veterinary Record*, April 12, 2003
- Innes JF, Sharif M, Barr ARS. Changes in concentrations of biochemical markers of osteoarthritis following surgical repair of ruptured cranial cruciate ligaments in dogs. *Am J Vet Res* 1999; 60:1164–1168.
- Ito K, Perren MS. Mechanobiology of indirect or secondary fracture healing. In *AO Principles of Fracture Management*, ed T. P. Ruedi, Stoccarda – Thieme/AO, 2011, 450-462.



- Johnson JA, Francis DJ, Manley PA, et al. Comparison of the effects of caudal pole hemimenisectomy and complete medial meniscectomy in the canine stifle joint. *Am J Vet Res* 2004; 65:1053–1060.
- Johnson JM, Johnson AL. Cranial cruciate ligament rupture. Pathogenesis, diagnosis, and postoperative rehabilitation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1993 Jul;23(4):717-33.
- Jonson AL, Francis DJ, Manley PA, et al: Comparison of the effects of caudal pole semi-menisectomy and complete medial meniscectomy in the canine stifle joint. *Am J Vet Res* 65:1053,2004
- Kim HJ, Kim SH, Chang SH. Finite element analysis using interfragmentary strain theory for the fracture healing process to which composite bone plates are applied. *Composite Structures* 2011, 93: 2953–2962.
- Kim SE, Pozzi A, Kowaleski MP, Lewis DD. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Vet Surg.* 2008 Feb;37(2):111-25.
- Korvick DL, Pijanowski GJ, Schaeffer DJ. Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs. *J Biomech.* 1994 Jan;27(1):77-87.
- Kowaleski MP, Boudrieau RJ, Pozzi A. Sifle Joint In: *Veterinary Surgery Small Animal vol 1.* Tobias KM., Jhonston SA. (eds). Elsevier 2012, 906-998.
- Laros GS, Tipton CM, Cooper RR. Influence of physical activity on ligament insertions in the knees of dogs. *J Bone Joint Surg Am.* 1971 Mar;53(2):275-86.
- Lawrence D, Bao S, Canfield PJ, Allanson M, Husband AJ. Elevation of immunoglobulin deposition in the synovial membrane of dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Vet Immunol Immunopathol.* 1998 Sep 16;65(1):89-96
- Lemburg AK, Meyer-Lindenberg A, Hewicker-Trautwein M. Immunohistochemical characterization of inflammatory cell populations and adhesion molecule expression in synovial membranes from dogs with spontaneous cranial cruciate ligament rupture. *Vet Immunol Immunopathol* 2004; 97:231–240.

- Lemburg AK, Meyer-Lindenberg A, Hewicker-Trautwein M. Immunohistochemical characterization of inflammatory cell populations and adhesion molecule expression in synovial membranes from dogs with spontaneous cranial cruciate ligament rupture. *Vet Immunol Immunopathol.* 2004 Feb;97(3-4):231-40.
- Lister SA, Roush JK, Renberg WC. Digital measurement of radiographic tibial plateau angle. A comparison to measurement on printed digital images. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(2):129-32.
- Lister SA, Roush JK, Renberg WC. Digital measurement of radiographic tibial plateau angle. A comparison to measurement on printed digital images. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(2):129-32.
- Luther JK, Cook CR, Cook JL. Meniscal release in cruciate ligament intact stifles causes lameness and medial compartment cartilage pathology in dogs 12 weeks postoperatively. *Vet Surg* 2009;38:520–529.
- Marsell R, Einhorn TA. The biology of fracture healing. *Injury* 2011;42(6): 551– 555.
- Marsolais GS, Dvorak G, Conzemius MG. Effects of postoperative rehabilitation on limb function after cranial cruciate ligament repair in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 2002 May 1;220(9):1325-30.
- Martini FM. *Patologie articolari nel cane e nel gatto.* Vermezzo: Poletto Editore; 2006.
- Meyer U, Meyer T, Wiesmann HP, Stratmann U, Kruse-Lösler B, Maas H, Joos U,. The effect of magnitude and frequency of interfragmentary strain on the tissue response to distraction osteogenesis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1999;57: 1331–1339.
- Montavon PM, Damur DM, Tepic S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. Munich, Germany: Proceedings of the 1st World Orthopedic Veterinary Congress September 5-8, 2002
- Moore KW, Read RA. Cranial cruciate ligament rupture in the dog — a retrospective study comparing surgical techniques. *Aust Vet J* 1995; 72:281–285.

- Morgan JP. Radiology in veterinary orthopedics, Philadelphia, 1972, Lea & Febiger.
- Morris E, Lipowitz AJ. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J Am Vet Med Assoc.* 2001 Feb 1;218(3):363-6.
- Mostafa AA, Griffon DJ, Thomas MW, Constable PD. Morphometric characteristics of the pelvic limb musculature of labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament deficiency. *Vet Surg.* 2010 Apr;39(3):380-9.
- Mostafa AA, Griffon DJ, Thomas MW, Constable PD. Morphometric characteristics of the pelvic limbs of labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament deficiency. *Am J Vet Res.* 2009 Apr;70(4):498-507.
- Muir P, Oldenhoff WE, Hudson AP, Manley PA, Schaefer SL, Markel MD, et al. Detection of DNA from a range of bacterial species in the knee joints of dogs with inflammatory knee arthritis and associated degenerative anterior cruciate ligament rupture. *Microb Pathog.* 2007 Feb-Mar;42(2-3): 47-55.
- Perren S. M. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1979;138: 175– 196.
- Petazzoni M, Atlante di goniometria clinica e misurazioni radiografiche dell'arto pelvico, 2008 Merial Italia S.p.A.
- Petazzoni M. Atlante di goniometria clinica e misurazioni radiografiche dell'arto pelvico. Merial Italia S.p.A.; 2008.
- Petazzoni M. CTTA (circular tibial tuberosity advancement). 3rd World Veterinary Orthopaedic Congress, ESVOT-VOS 15th ESVOT Congress. 2010 15-18 September 2010;1(1):295-296.
- Pozzi A, Hildreth BE, Rajala-Schulz PJ. Comparison of arthroscopy and arthrotomy for diagnosis of medial meniscal pathology: An ex vivo study. *Vet Surg* 2008;37:749–755.
- Pozzi A, Kowaleski MP, Apelt D, et al. Effect of medial meniscal release on tibial translation following tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg* 2006;35:486– 494.

- Pozzi A, Litsky AS, Field J, Apelt D, Meadows C, Johnson KA. Pressure distributions on the medial tibial plateau after medial meniscal surgery and tibial plateau levelling osteotomy in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(1):8-14.
- Pozzi A. and Cook J. *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*, Edited by Peter Muir. ACVS Foundation, This Work is a co-publication between the American College of Veterinary Surgeons Foundation and Wiley-Blackwell, 2010.
- Pozzi L. *Atlante di radiologia clinica veterinaria.* Bologna: Edagricole; 1984
- Pozzi L. *Compendio di Radiologia Clinica Veterinaria.* Edagricole, 1980. 49.
- Rayward RM, Thomson DG, Davies JV, Innes JF, Whitelock Andr. G. Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dog. *Journal of Small Animal Practice* • Vol 45 • February 2004
- Read RA, Robins GM: Deformity of the proximal tibia in dogs. *Vet Rec* 1982; 111:295-298.
- Reif U, Dejardin LM, Probst CW, DeCamp CE, Flo GL, Johnson AL. Influence of limb positioning and measurement method on the magnitude of the tibial plateau angle. *Vet Surg.* 2004 Jul-Aug;33(4):368-75.
- Ross H. Palmer. 53° (Cosa c'è di nuovo nelle osteosintesi con placca - Placche a compressione bloccante (LCP) Congresso Nazionale Multisala SCIVAC 2006)
- Rudy RL. Stifle joint. In: *Canine Surgery*, Archibald J (ed). Santa Barbara, CA: American Veterinary Publications, 1974, pp. 1104–1115 Harari J. Caudal cruciate ligament injury. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1993;23:821–829.
- Schatzker MD. Changes in AO/ASIF principles and methods. *Injury* 1995, 26:2.
- Seebeck J, Goldhahn J, Städele H, Messmer P, Morlock MM, Schneider E. Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *Journal of Orthopaedic Research* 22: 1237–1242, 2004.
- Shahar R, Milgram J. Biomechanics of tibial plateau leveling of the canine cruciate-deficient stifle joint: A theoretical model. *Vet Surg.* 2006 Feb;35(2):144-9.

- Shahbaz S, Sheraz. S. Orthopaedic Biomechanics Made Easy. Cambridge: Cambridge University Press, 2015.
- Slatter D. Trattato di chirurgia dei piccoli animali, Antonio Delfino Editore, 2005.
- Slocum B, Devine T. Cranial tibial thrust: A primary force in the canine stifle. J Am Vet Med Assoc. 1983 Aug 15;183(4):456-9.
- Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1993 Jul;23(4):777-95.
- Smith GK, Torg JS. Fibular head transposition for repair of cruciate-deficient stifle in the dog. J Am Vet Med Assoc. 1985 Aug 15;187(4):375-83.
- Stephan M. Perren: Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. J Bone Joint Surg [Br] 2002; 84-B:1093-110).
- Tashman S, Anderst W, Kolowich P, Havstad S, Arnoczky S. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: Serial changes over two years. J Orthop Res. 2004 Sep;22(5):931-41.
- Thieman KM, Tomlinson JL, Fox DB, et al. Effect of meniscal release on rate of subsequent meniscal tears and owner-assessed outcome in dogs with cruciate disease treated with tibial plateau leveling osteotomy. Vet Surg 2006; 35:705–710.
- Tipton CM, James SL, Mergner W, Tchong TK. Influence of exercise on strength of medial collateral knee ligaments of dogs. Am J Physiol. 1970 Mar;218(3):894-902.
- Urizzi, A. Comunicazione personale. Clinica Veterinaria dott. Andrea Urizzi. San Michele al Tagliamento (VE) 2009.
- Vasseur PB, Arnoczky SP. Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis. Am J Vet Res. 1981 Jul;42(7):1133-7.

- Vasseur PB, Pool RR, Arnoczky SP, et al. Correlative biomechanical and histologic study of the cranial cruciate ligament in dogs. *Am J Vet Res* 1985;46: 1842–1854
- Vezzoni A, Baroni E, Demaria M, Olivieri M, Magni G. Trattamento chirurgico della rottura del legamento crociato anteriore nel cane mediante osteotomia livellante del piatto tibiale (TPLO): presupposti teorici ed esperienza clinica in 293 casi. *Veterinaria*. 2003;17(3):19-31.
- Vezzoni A, Demaria M, Corbari A, Cirila A. In: Non-traumatic cranial cruciate ligament injures. Munich. 2002. p. 199-203.
- Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, Perry RL. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet Surg*. 2001 May-Jun;30(3):278-86
- Whitehair JG, Vasseur PB, Willits NH. Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *J Am Vet Med Assoc*. 1993 Oct 1;203(7):1016-9.
- Widmer WR, Buckwalter KA, Braunstein EM, Visco DM, O'Connor BL. Principles of magnetic resonance imaging and application to the stifle joint in dogs. *J Am Vet Med Assoc*. 1991 Jun 1;198 (11):1914-22.
- Wilke VL, Conzemius MG, Kinghorn BP, Macrossan PE, Cai W, Rothschild MF. Inheritance of rupture of the cranial cruciate ligament in newfoundlands. *J Am Vet Med Assoc*. 2006 Jan 1;228 (1):61-4.
- Wilke VL, Robinson DA, Evans RB, Rothschild MF, Conzemius MG. Estimate of the annual economic impact of treatment of cranial cruciate ligament injury in dogs in the United States. *J Am Vet Med Assoc*. 2005 Nov 15;227(10):1604-7.
- Wingfield C, Amis AA, Stead AC, Law HT. Comparison of the biomechanical properties of Rottweiler and racing greyhound cranial cruciate ligaments. *J Small Anim Pract* 2000;41:303–307.

- Zachos TA, Arnoczky SP, Lavagnino M, Tashman S. The effect of cranial cruciate ligament insufficiency on caudal cruciate ligament morphology: An experimental study in dogs. *Vet Surg.* 2002 Nov-Dec;31(6):596-603
- Zachos TA, Arnoczky SP, Lavagnino M, Tashman S. The effect of cranial cruciate ligament insufficiency on caudal cruciate ligament morphology: An experimental study in dogs. *Vet Surg.* 2002 Nov-Dec;31(6):596-603.