

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO DI RICERCA IN

Scienze Veterinarie

Ciclo XXVI

Settore Concorsuale di afferenza: 07/H5

Settore Scientifico disciplinare: VET/09

TITOLO TESI

ANALISI CLINICA ED EX-VIVO DEI PUNTI ISOMETRICI DURANTE
TECNICA TIGHTROPE NELLA RICOSTRUZIONE DEL LEGAMENTO
CROCIATO CRANIALE DEL CANE

Presentata da: Dott. Filippo Cinti

Coordinatore Dottorato

Relatore

Chiar.mo Prof. Carlo Tamanini

Dott. Luciano Pisoni

Esame finale anno 2014

INDICE

- <u>Abstract</u>	3
- <u>Riassunto</u>	4
- <u>Introduzione</u>	5
- <u>Richiami di nozioni generali</u>	7
Anatomia ginocchio	7
Eziopatogenesi	9
Tibial Plateau Angle	11
Menischi	15
Tecniche Extracapsulari	18
Punti isometrici	20
Materiali Protesici Extracapsulari	23
Tecnica TightRope	29
Metodiche di Rilevazione e Raccolta Dati	36
- <u>Sezione Sperimentale</u>	38
- <u>1. Studio Clinico</u>	38
Materiali e Metodi	38
- <u>2. Studio Ex-Vivo</u>	47
Materiali e Metodi	47
Preparati Anatomici	47
Equipaggiamento	48
Fase di Registrazione Anatomica	50
Procedura Chirurgica	53
Test Cinematici	55
Dati e Analisi Statistica <i>della Ricerca Ex-Vivo</i>	57
- <u>Risultati</u>	58
Risultati Clinici	58
Risultati Ex-Vivo	77
Validazione del Sistema di Navigazione in Medicina Veterinaria	82
- <u>Discussione</u>	85
- <u>Conclusioni</u>	89
- <u>Bibliografia</u>	90

Abstract

Rupture of the Cranial Cruciate Ligament (CCL) is one of the major orthopedic clinical response in dogs. Following CCL rupture there is a continuous tibial cranial slip which results in an osteoarthritic process. Extra-articular stabilization techniques is one of the most popular treatment that has been used for CCL stabilization. The aims of this thesis include: the validation of new computer navigation system for kinematic assessment during canine CCL Surgery, evaluation and effectiveness of this TightRope (TR) extracapsular reconstruction, but above all to study and compare the behavior after TR extracapsular reconstruction in two different combination of isometric points. We performed two different analyzes. The first consist in evaluation of 18 surgical technique with TR, exploiting the isometric point of the femur (F2) and two different points of the tibia (T2 or T3). The assessment included postoperative controls at 1, 3 and 6 months. At each controls were performed a clinical assessment test, test of owner satisfaction, radiographic examination and orthopedic examination. While, in the second case, we have carried ex-vivo tests on 14 limbs analyzed with computerized navigation system. The analysis included the evaluation of the joint at different stages: CCL intact; CCL damage, after reconstruction with TR in F2-T2 and tensioned to 22N, 44N and 99N; after reconstruction with TR in F2-T3 and tensioned to 22N, 44N and 99N. At each stage were performed five tests assessment, including: Cranial drawer test, Cranial tibial thrust (TCT), Internal/External rotation, Flexion/Extension (ROM= Range on Motion), and Varus/Valgus. The purpose of this study is to compare the isometric points of the knee and to analyze the effectiveness of the technique in two different TR isometric conditions (F2-T2 and F2-T3).

Keywords: Isometric point, cranial cruciate ligament, TightRope, kinematics, extra-articular repair.

Riassunto

La rottura del Legamento Crociato Craniale (LCCr) rappresenta una delle patologie ortopediche di maggiore riscontro clinico nella specie canina. In seguito a rottura del LCCr si presenta un continuo slittamento craniale della tibia il quale esita in un processo osteoartrosico. La risoluzione chirurgica rappresenta la migliore soluzione terapeutica. Le tecniche chirurgiche extra-articolari con sfruttamento dei punti isometrici del ginocchio si presentano come delle procedure molto diffuse e utilizzate. Questa tesi propone di validare l'uso di un nuovo sistema di navigazione computerizzato-assistito per la valutazione cinematica durante la ricostruzione del LCCr nel cane, ma soprattutto di studiare e confrontare il comportamento e l'efficacia dopo ricostruzione TightRope (TR) in due diverse coppie di punti isometrici. Abbiamo effettuato due analisi in parallelo. La prima eseguendo interventi chirurgici con tecnica TR su 18 casi clinici e sfruttando il punto isometrico del femore (F2) e due diversi punti isometrici della tibia (T2 o T3). L'analisi prevedeva dei controlli postoperatori a 1, 3 e 6 mesi. Ad ogni controllo veniva effettuata una visita ortopedica, esami radiografici, un questionario di valutazione clinico e di soddisfazione del proprietario. Mentre nella ricerca Ex-Vivo abbiamo eseguito dei test su 14 preparati anatomici con l'utilizzo di un sistema di navigazione computerizzato per la rilevazione dei dati. L'analisi prevedeva la valutazione dell'articolazione in diversi stadi: LCCr intatto; LCCr rotto; dopo ricostruzione con TR in F2-T2 e tensionato a 22N, 44N e 99N; dopo ricostruzione con TR in F2-T3 e tensionato a 22N, 44N e 99N. Ad ogni stadio si eseguivano cinque test di valutazione, tra cui: Test del Cassetto, Test di compressione tibiale (TCT), Rotazione Interna/Esterna, Flesso/Estensione e Varo/Valgo. Lo scopo di tale studio è quello di confrontare tra loro i punti isometrici del ginocchio e di analizzare l'efficacia della tecnica TR nelle due differenti condizioni di isometria (F2-T2 e F2-T3).

Parole chiave: Punti Isometrici, Legamento Crociato Craniale, TightRope, Cinematica, Extracapsulari.

Introduzione

Le tecniche extracapsulari per la ricostruzione del Legamento Crociato Craniale (LCCr) rappresentano una delle maggiori procedure chirurgiche eseguite. Diverse sono i materiali utilizzati e sempre di più l'industria medica cerca di sviluppare nuovi tipi di protesi con caratteristiche di resistenza sempre maggiori. Tra questi nuovi materiali e tecniche extracapsulari l'ultima innovazione riguarda la tecnica TightRope® (TR) sviluppata e brevettata dal Dr. Cook J. che presenta un tipo di sutura intrecciata denominata FiberTape® composta da polietilene ad altissimo peso molecolare con elevate caratteristiche meccaniche di resistenza. Il punto chiave di questa tecnica è rappresentato, oltre che dal materiale, dallo sfruttamento dei punti isometrici del ginocchio. La numerosa letteratura in merito alle diverse tecniche extracapsulari e l'isometria suggeriscono la complessità di queste tecniche e la continua ricerca di nuovi materiali e procedure chirurgiche. Allo stesso tempo le differenti descrizioni e studi sullo sfruttamento dei punti isometrici del ginocchio con questa nuova tecnica TR suggeriscono la necessità di identificare delle maggiori linee guida sui punti di ancoraggio soprattutto per una articolazione in cui il termine isometrico deve essere usato con cautela preferendo sempre più il termine "quasi isometrico". Le suddette considerazioni hanno quindi determinato la scelta di questa tematica per la stesura di questo lavoro. Ad una breve Sezione iniziale contenente brevi richiami di nozioni generali tra cui l'anatomia, nozioni generali sulle tecniche extracapsulari, punti isometrici e tecnica TR seguirà una seconda Sezione riguardante la parte sperimentale con il "nostro" protocollo chirurgico dei pazienti operati con questa tecnica dal 2011 al 2013 (n=18) descrivendo la pianificazione preoperatoria, la stessa procedura chirurgica TR e la gestione postoperatoria. Inoltre viene descritto anche lo studio sperimentale Ex-Vivo eseguito su 7 emipelvi (n=14 arti posteriori). L'analisi prevedeva la valutazione dell'articolazione in diversi stadi: LCCr intatto; LCCr rotto; dopo ricostruzione con TR in F2-T2 e tensionato a 22N, 44N e 99N; dopo ricostruzione con TR in F2-T3 e tensionato a 22N, 44N e 99N. Ad ogni stadio si eseguivano cinque test di valutazione, tra cui: Test del Cassetto, Test

di compressione tibiale (TCT), Rotazione Interna/Esterna, Flesso/Estensione (ROM) e Varo/Valgo. Invece, l'analisi finale dei casi clinici è stata eseguita sul confronto delle ricostruzioni TR in F2-T2 e F2-T3, comparando in queste ricostruzioni la stabilità articolare, grado di zoppia a sei mesi post-operatori, ROM, evoluzione osteoartrosica pre/post-operatoria e l'efficacia della ricostruzioni in funzione del TPA e del peso dei soggetti. Infine è stato valutato con un questionario l'andamento clinico e la soddisfazione del proprietario nel periodo post-operatorio fino a sei mesi. La discussione e conclusioni, parti terminale dell'ultima sezione, mettono in relazione i risultati con la bibliografia attinente e commentano i risultati della ricerca.

Richiami di Nozioni Generali

Anatomia del ginocchio

Il ginocchio è un'articolazione molto complessa che comprende l'articolazioni femoro-tibiale e femoro-patellare. L'articolazione femoro-tibiale comprende i condili laterale e mediale del femore, la tibia, le ossa sesamoidi dei muscoli gastrocnemio e popliteo. Viene anche identificata come una giuntura sinoviale composta a cerniera imperfetta, detta più nello specifico a spirale. La definizione "cerniera imperfetta", sta ad indicare un'articolazione specializzata in movimenti flessoestensori, con scarse componenti di rotazione e scorrimento, grazie all'opposizione nel nostro caso, di due condili a due cavità glenoidee. L'articolazione femoro-patellare è un'articolazione scorrevole semplice e comprende la troclea del femore e la superficie articolare patellare (*Barone R., 2004; De Rooster H. et al., 2006*). Queste articolazioni presentano un'unica cavità sinoviale comune e funzionano in modo così esattamente complementare e contraggono connessioni così strette, giungendo fino alla fusione, che è preferibile considerarle nel loro insieme come un'articolazione sinoviale composta. I mezzi di unione di questa articolazione comprendono: legamenti collaterali laterale e mediale, i legamenti femoro-patellari mediale e laterale ed i due legamenti crociati, uno craniale ed uno caudale, alloggiati nella fossa intercondiloidea del femore. Il legamento crociato craniale (LCCr), presenta una direzione obliqua con andamento distale e mediale. Origina medialmente al condilo laterale del femore, dalla fossa intercondiloidea e termina nell'area intercondiloidea centrale (*Barone R., 2004; De Rooster H. et al., 2006*). Nel cane sono evidenti due fasci, craniomediale e caudolaterale, in base ai loro relativi siti di attacco sul piatto tibiale. Questo legamento nella sua interezza stabilizza la giuntura durante tutta la sua gamma di movimenti. Durante la flessione si tende e limita lo slittamento craniale della tibia sul femore, inoltre resiste alla sovraestensione e rotazione interna della tibia. Il legamento crociato caudale, è posto caudalmente e medialmente al LCCr con un andamento a X risultando anche più robusto di quest'ultimo. Origina dalla parte media della fossa intercondiloidea del femore sul condilo mediale e termina nell'incisura

poplitea della tibia (*De Rooster H. et al., 2006*). Altre strutture importanti a livello del ginocchio sono i menischi. I menischi sono due, uno mediale e l'altro laterale con una faccia mediale concava e una distale piana. Sono costituiti da fibrocartilagine e presentano una forma a C la quale si altera durante i movimenti dell'articolazione (*Budras KD. et al., 2011*). Lasciano scoperta l'eminanza intercondiloidea che si impegna nell'omonima fossa del femore. Risolvono la mancata complementarità tra i condili tibiali e femorali, così da convertire la superficie articolare della tibia in una cavità glenoidea, dove risiederà il condilo femorale corrispondente (*Pozzi A. and Cook J., 2010*). Permettono di distribuire ed assorbire le forze di carico e incrementare la stabilità in presenza di stress meccanici, attutiscono l'urto tra le cartilagini articolari trasferendo il carico compressivo radialmente attraverso i loro attacchi legamentosi. Ciascun menisco è collegato alla tibia sia cranialmente che caudalmente tramite i legamenti meniscotibiali e tra di loro tramite il legamento intermeniscale che ne unisce i poli craniali (legamento trasverso del ginocchio), inoltre il menisco laterale è unito tramite un legamento anche al femore. Il menisco mediale prende inserzione con la sua estremità craniale nella fossetta più mediale dell'area intercondiloidea craniale, con quella caudale nell'area intercondiloidea caudale della tibia. Il menisco laterale cranialmente si attacca nella fossetta laterale dell'area intercondiloidea craniale, mentre l'estremità caudale si divide in due cordoni che si separano. Uno si attacca sul margine dell'incisura poplitea, l'altro costituisce un vero e proprio legamento menisco femorale il quale risale e si attacca nella parte medio-caudale della fossa intercondiloidea del femore. Il menisco mediale è unito alla capsula articolare e al legamento collaterale mediale, quindi risulta saldamente ancorato alla tibia. Quello laterale diversamente, è meno unito alla capsula articolare risultando così più libero di muoversi e più indipendente rispetto ai movimenti tibiali (*Pozzi A. and Cook J., 2010*).

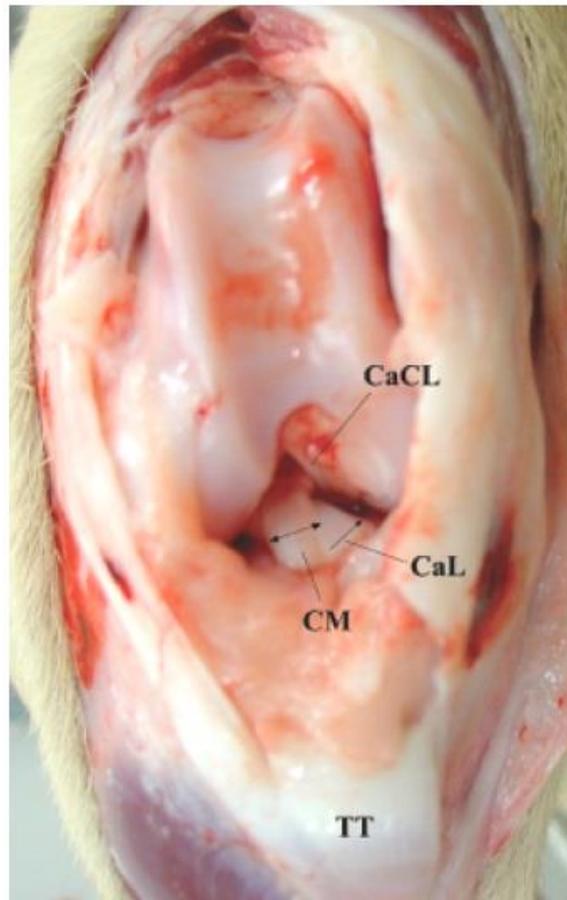


Fig 1. Vista craniale dell'articolazione del ginocchio. Il legamento crociato craniale (LCCr) nel cane è composta da 2 fasci separati. CM fascio cranio-mediale del LCCr, CaL fascio caudo-laterale del LCCr, CaCl legamento crociato caudale, TT tubercolo tibiale (Tratto da: De Roster H et al Veterinary Surgery 35:769–780, 2006).

Eziopatogenesi

La rottura del legamento crociato craniale (LCCr) è una delle patologie ortopediche di maggiore riscontro clinico nella specie canina, in particolare nei soggetti di taglia medio-grande e gigante, in cani in sovrappeso oppure molto attivi (*Johnson JA. et al., 1994*). L'eziologia della rottura del LCCr è da considerarsi polifattoriale comprendendo fattori traumatici, degenerativi, conformazionali, anatomici ed autoimmunitari, soli od associati concorrono allo sviluppo della malattia (*Griffon DJ., 2010; Cook JL., 2010; Sanchez-Bustinduy M. et al., 2010*). Tra queste la causa più frequente di

rottura del LCCr risulta essere quella di tipo progressivo-degenerativo come conseguenza di uno stress meccanico cronico che si esercita sul legamento stesso per azione di molteplici fattori che si estrinsecano in una spinta craniale della tibia per effetto del carico ponderale che porta a progressivo indebolimento, degenerazione, rottura parziale e solo tardivamente a completa rottura (Duval JM. et al., 1999; Guénégo L. et al., 2007; Griffon DJ., 2010). In seguito a questo particolare decorso eziopatogenetico si assiste ad una progressiva perdita di stabilità articolare a cui consegue lo sviluppo di un'artropatia degenerativa progressiva (DJD) e spesso di una secondaria lesione meniscale. Il trattamento descritto prevede un approccio conservativo o chirurgico. L'approccio conservativo può fornire risultati favorevoli e migliorare la sintomatologia clinica in soggetti di peso inferiore ai 10 kg, mentre per pazienti di peso maggiore, in assenza di trattamento chirurgico, il miglioramento clinico si osserva solo in una modesta percentuale di soggetti (Pond MJ. and Campbell JR., 1972; Vasseur PD., 1984). Diverse sono ad oggi le tecniche chirurgiche descritte per trattare questa patologia, ma attualmente per nessuna di queste è stata chiaramente dimostrata una superiore efficacia clinica tale da poter considerare una o più di queste come metodica chirurgica d'elezione (Harasen G., 1995; Lampman TJ. et al., 2003). Le tecniche chirurgiche vengono suddivise in intrarticolari (o intracapsulari), extrarticolari (o extracapsulari) ed in osteotomie correttive. Tutte queste tecniche sono volte al recupero della stabilità articolare, remissione della sintomatologia ed all'arresto dei secondari processi degenerativi articolari (Paatsama S., 1952; DeAngelis M. and Lau RE., 1970; Flo GL., 1975; Arnoczky SP. et al., 1979; Shires PK. et al., 1984; Smith GK. and Torg JS., 1985; Slocum B. and Slocum TD., 1993; Montavon PM. et al., 2002).

Tibial Plateau Angle (TPA)

Tra i diversi fattori che contribuiscono alla lesione del LCCr è stato descritta negli ultimi anni l'inclinazione del piatto tibiale (TPA) la quale merita una descrizione più approfondita. Infatti processi degenerativi dell'articolazione (artrosi posturale) ed a carico del LCCr sono stati associati tra le varie cause anche ad un'anomala conformazione dell'arto (*Kowaleski MP. et al., 2012*). Quest'ultima è spesso riferita all'aumentata pendenza caudale del piatto tibiale. Ne consegue che in seguito a rottura del LCCr si generano delle forze di taglio che inducono una traslazione craniale della tibiale (o sublussazione craniale tibiale). Parliamo della spinta tibiale craniale (*Morris E. and Lipowitz AJ., 2001*) che è positivamente contrastata dal LCCr. Quindi è stato ipotizzato che l'aumento dell'angolo del piatto tibiale (TPA) provochi un persistente accumulo di carichi che risultano eccessivi sul LCCr, inducendone il suo progressivo cedimento (*Kowaleski MP. et al., 2012*). Il rapporto tra la quantità di spinta tibiale craniale e la grandezza del TPA è stato studiato da Warzee (*Warzee CC. et al., 2001*) su cadaveri canini. In questo modo egli ha dimostrato una stretta relazione tra la grandezza del TPA e la quantità di spinta craniale tibiale generata. Anche Morris (*Morris E. and Lipowitz AJ., 2001*) in uno studio verifica la correlazione positiva tra l'aumento del TPA e la rottura del LCCr e ipotizza che un maggior TPA (cioè superiore a 21.2°) aumenta le sollecitazioni applicate al legamento predisponendolo a lesioni. Altri studi interessanti come quello di Read e Robins (*Read RA. and Robins LM., 1982*) evidenziano il problema dell'inclinazione del TPA su 5 cani in cui la parte caudale dell'estremità prossimale della tibia sembrava aver subito un ritardo di crescita. Questo problema congenito ha portato nei soggetti in questione una deformità degli arti e un TPA maggiore a causa dell'incurvamento craniale della tibia prossimale. La deformità è sembrata alterare la 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 normalmente nei nostri cani mentre non è presente nell'uomo che presenta una situazione biomeccanica completamente diversa. Infatti nell'uomo l'inclinazione del

piatto tibiale risulta essere di media 5° - 7° a differenza dei nostri animali in cui l'inclinazione del piatto presenta una media tra i 20° - 24° (Grierson J. et al., 2005). Questa situazione ha portato in veterinaria all'ideazione di tecniche osteotomiche mirate alla neutralizzazione di queste forze di taglio con conseguente limitazione della sublussazione craniale tibiale. Tra queste ritroviamo la Tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) (Slocum B. and Slocum TD., 1993) e la Tibial tuberosity advancement (TTA) (Montavon PM. et al., 2002). Mentre per quanto riguarda le tecniche extracapsulari compreso il TightRope[®] (TR) viene sconsigliato il suo utilizzo in soggetti con TPA > a 30° e in soggetti con deviazioni assiali degli arti (Cook JL. et al., 2010). Tuttavia anche se vengono utilizzate in genere tecniche osteotomiche correttive in pazienti con TPA elevati alcuni autori non individuano alcuna interferenza nel successo clinico nell'utilizzo di tecniche extracapsulari in questi soggetti (Having ME. et al., 2007). La misurazione del TPA si effettua su radiografie laterolaterali con cani sedati o anestetizzati, posizionati in decubito laterale. Il fascio radiogeno è centrato sull'articolazione del ginocchio interessato, comprendendo nel radiogramma anche l'articolazione tibiotarsica. Le articolazioni del ginocchio e tibiotarsica vengono tenute a 90° , (Guastella DB. et al., 2008) anche se altre angolazioni non influiscono sulla misurazione del TPA (Aulakh KS. et al., 2011). Per il metodo classico di analisi del TPA si tracciano due linee, di cui una unisce il margine craniale del condilo mediale (tuberosità intercondiloidea craniomediale) al suo margine caudale (angolo caudale del piatto tibiale), e rappresenta l'inclinazione del piatto tibiale mediano. La seconda linea identifica l'asse funzionale della tibia e la si ottiene facendola passare per il centro del piatto tibiale (di uguale distanza tra i tubercoli intercondiloidei mediale e laterale) e per il centro dell'articolazione tibiotarsica. Si traccia una terza linea come perpendicolare dell'asse funzionale della tibia. L'angolo compreso tra questa linea perpendicolare e la linea di inclinazione del piatto tibiale mediano identifica il TPA. Altra metodica detta delle tangente comune prevede una diversa tecnica di misurazione. Il TPA viene misurato utilizzando una linea tangente alla parte craniale e lineare del condilo mediale della tibia, nel punto di contatto femorotibiale, identificabile come il punto 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 CS. 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. Sottraendo a 90° il valore del TPO si ottiene il valore del TPA. Indipendentemente dal metodo utilizzato, la misura del piatto tibiale da un'immagine radiografica laterolaterale presenta delle componenti soggettive (Caylor KB. et al., 2001; Lister SA. et al., 2008; Aulakh KS. et al., 2011). In differenti studi si è dimostrata una simile variabilità interosservatoria e intraosservatoria nella misurazione del TPA con metodo classico, queste variabilità misurate oscillano tra 0.8° e 1.5° (Lister SA. et al., 2008). Il maggior responsabile di queste variazioni sembra essere il cambiamento degenerativo soprattutto nella parte caudale del piatto tibiale, mentre l'artrosi generale non sembra essere correlato alla variabilità di misurazione (Aulakh KS. et al., 2011). Un'altra indagine sulla misurazione del TPA ha rivelato una variabilità di osservazione più alta con il metodo tangenziale rispetto il metodo convenzionale (Reif U. et al., 2004). E' stato ipotizzato che questa maggior variazione era dovuta ad una minor affidabilità della stima di una superficie convessa con una tangente rispetto alla determinazione del punto di partenza e del punto di arrivo di tale superficie (Reif U. et al., 2004; Aulakh KS. et al., 2011). Interessante è lo studio di Reif (Reif U. et al., 2004) dove mette a confronto il TPA anatomico su cadaveri canini dopo dissezione periarticolare dei tessuti molli con quello misurato con il metodo radiografico, non registrando alcuna differenza significativa tra le due misure quando il ginocchio è nella corretta posizione laterolaterale. Tutt'oggi si lavora molto su pellicole radiografiche per effettuare le misurazioni, anche se la radiografia digitale è sempre più comune nelle pratiche veterinarie perché permette di manipolare il contrasto e l'ingrandimento. Un recente studio che ha messo a confronto l'intra- e l'intervariabilità nella misurazione del TPA usando la radiografia digitale e le pellicole radiografiche standard, dimostra che la radiografia digitale permette una maggior accuratezza di misurazione (Unis MD. et al., 2010).

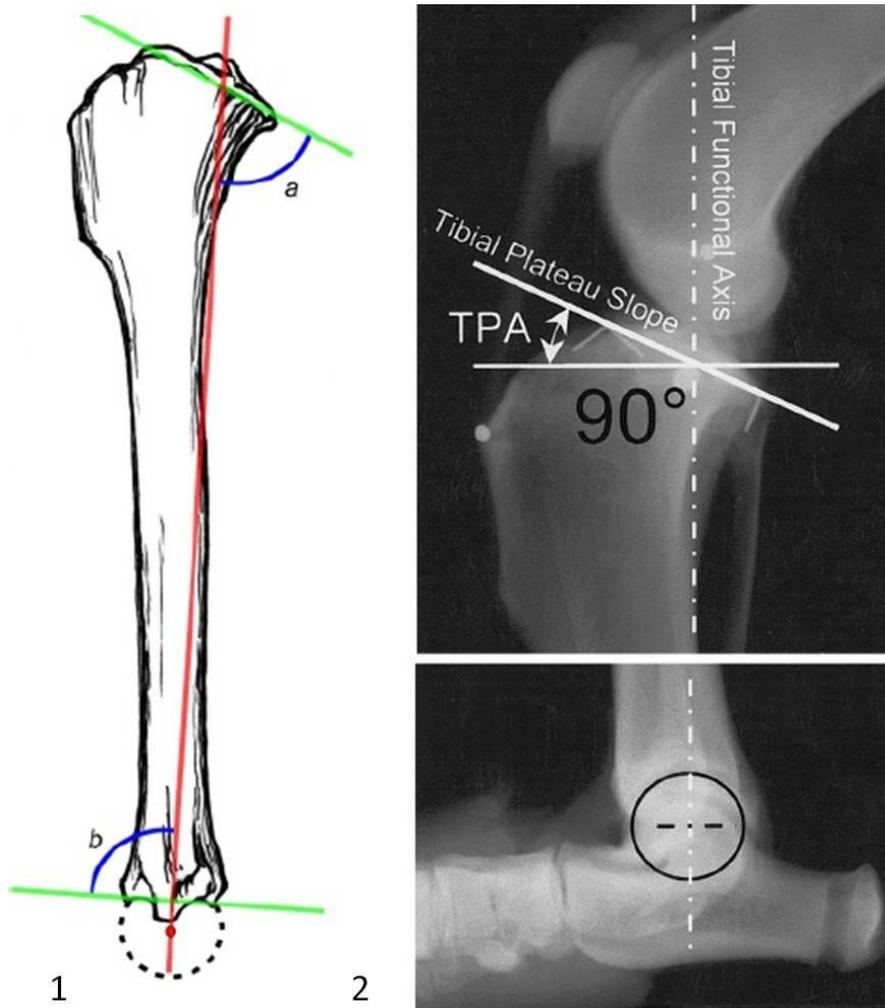


Fig 2. 1) Veduta mediale della tibia. Nella parte prossimale e distali presenti linee di orientamento comuni e asse meccanico. Angoli di riferimento: mCaPTA (angolo a) e mCrDTA (angolo b) (Tratto da: Dismukes DI et al *Veterinary Surgery* 37:300–305, 2008). 2) Radiografia medio laterale tibiale per la 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 astragalica (Tratto da: Warzee CC et al *Veterinary Surgery* 30:278-286, 2001).

Menischi

I menischi come affermato 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. Anche queste strutture come il LCCr possono andare incontro a delle rotture o lesioni. A questo proposito è descritto che la maggior parte delle rotture del menisco sono associate a lesioni del LCCr, mentre rare sono le lesioni meniscali isolate (Flo GL., 1993; Luther JK. et al., 2009). In letteratura è riportata un'incidenza di rotture meniscali associate a lesione del LCCr compresa tra il 50 e il 90 % (Flo GL., 1993). Viene riportato inoltre, in uno studio recente di tipo retrospettivo comparativo tra quattro diverse razze per un totale di 275 cani, una assenza di correlazioni dirette tra eccessiva inclinazione del piatto tibiale e lesioni meniscali. Questi danni meniscali possono essere acuti o degenerativi e solitamente interessano il polo caudale del menisco mediale (Pozzi A. et al., 2006). Il metodo di trattamento e la tipologia di approccio al menisco sono tutt'ora punto di grossi dibattiti nel modo scientifico. I metodi di trattamento delle lesioni meniscali comprendono la meniscectomia parziale o totale e la riparazione primaria delle lesioni periferiche del menisco (Johnson KA. et al., 2004). In presenza di menisco integro alcuni autori suggeriscono di eseguire il meniscal release (MR) al fine di prevenire eventuali danni secondari conseguenti ad una residua spinta tibiale craniale (Slocum B. and Slocum TD., 1993; Thieman KM. et al., 2006; Luther JK. et al., 2009). Il MR può essere eseguito mediante recisione del legamento menisco-tibiale caudale del corno caudale del menisco mediale (caudale) o mediante incisione radiale del corpo meniscale mediale, immediatamente caudalmente al legamento collaterale mediale (centrale) mediante artrotomia, mini artrotomia o artroscopia (Thieman KM. et al., 2006; Luther JK. et al., 2009). Il MR permette di liberare il corno caudale del menisco al fine di consentire un maggior grado di mobilità volto ad evitarne lo schiacciamento tra condilo femorale e il piatto tibiale. Questa tipo di tecnica presenta in letteratura diversi studi in vivo, vitro ed ex-vivo i quali analizzano la sua efficacia (Thieman KM. et al., 2006; Luther JK. et al., 2009).

Tuttavia ancora oggi sono presenti diverse controversie sul trattare o meno un menisco integro. Infatti studi identificano uno sviluppo di osteoartrite secondario a MR sovrapponibile a quello in seguito a meniscectomia del corno caudale (*Johnson KA. et al., 2004*) e non vi sono prove avvaloranti la tesi secondo il quale il MR eviterebbe complicanze meniscali secondarie. Inoltre alcuni autori identificano dei danni meniscali secondari pari al 3.5% in pazienti trattati con MR e tecnica Tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) mentre altri identificano un'incidenza postoperatoria pari al 3.3% in pazienti in cui prima della TPLO era stata eseguita artroscopia senza rilascio meniscale (*Thieman KM. et al., 2006*). L'ispezione articolare risulta quindi di essenziale importanza per poter valutare correttamente l'articolazione. L'artrotomia classica è considerata un accurato metodo per l'ispezioni e trattamento articolari, tuttavia dove è possibile è sempre meglio utilizzare l'artroscopia che viene identificata come mezzo di maggiore sensibilità e specificità nella diagnosi di danni meniscali (*Pozzi A. et al., 2007*). Infine recenti studi dimostrano che sia per le tecniche extracapsulari che per le tecniche osteotomiche TPLO e TTA (Tibial Tuberosity Advancement) quando il menisco si presenta integro e il ginocchio presenta una buona stabilità il MR non è consigliato. Studi in-vitro dimostrano che il trattamento conservativo del menisco integro permette di ottenere migliori risultati in termini di meccanica articolare (*Kim SE. et al., 2008; Pozzi A. et al., 2008; Bodreau RJ., 2009*).

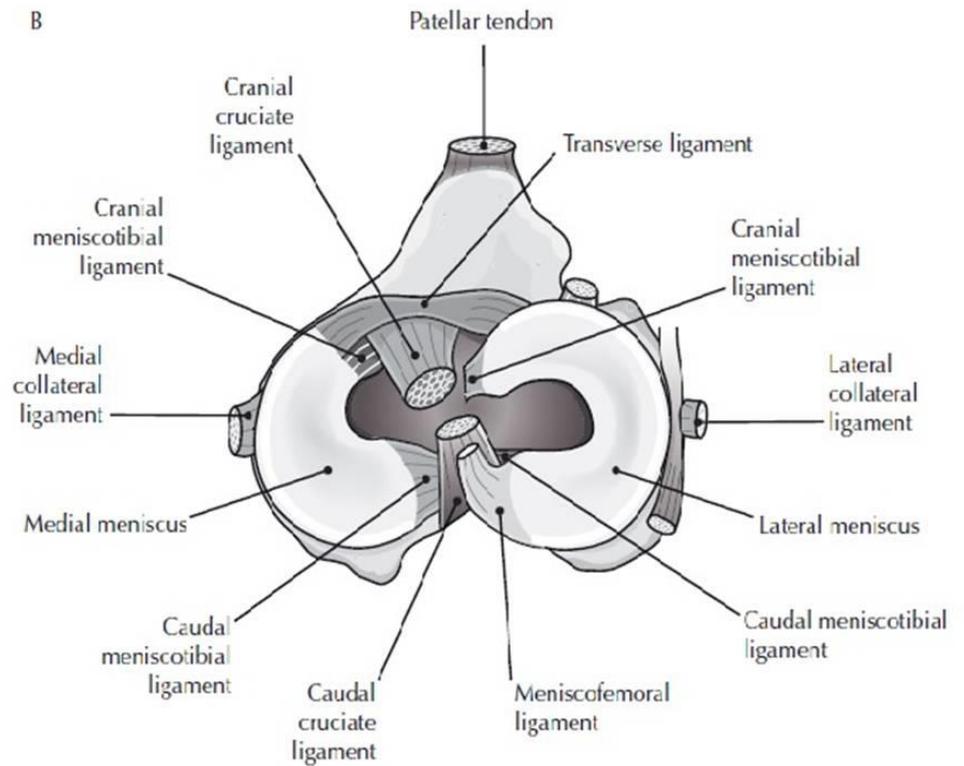
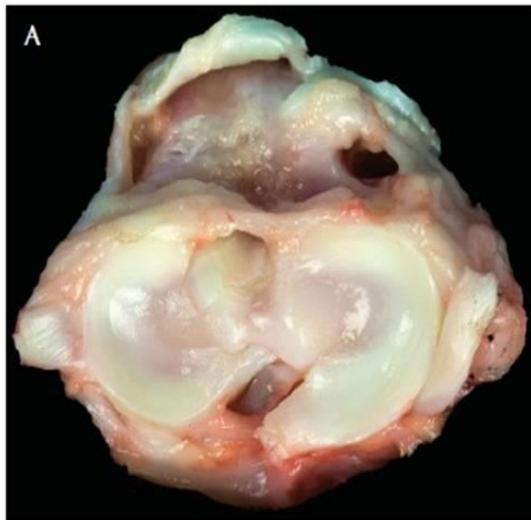


Fig 3. (A) Fotografia del Plateau Tibiale che illustra i legamenti intra- meniscali e meniscali-articolari. (B) Disegno illustrativo del piatto tibiale che mostra i legamenti meniscali (Tratto da: Muir P. *Advances In The Canine Cranial Cruciate Ligament* 2010 ed Wiley-Blackwell).

Tecniche Extracapsulari

Le tecniche extracapsulari rappresentano una delle maggiori procedure chirurgiche utilizzate per il trattamento della rottura del LCCr. Questo tipo di procedura chirurgica consiste nello stabilizzare la giuntura tramite l'applicazione di suture extracapsulari che si "sostituiscono" nell'azione di contenimento passivo operata dal LCCr (Guénégo L., et al., 2007; Tonks CA. et al., 2011; Kowaleski MP. et al., 2012). Lo scopo ultimo di questa stabilizzazione, definita temporanea, è quello di poter creare una fibrosi periarticolare secondaria all'intervento che assicurerà la stabilità articolare nel tempo. Diversi sono i tipi di materiali utilizzati per questa tecnica tra cui i più utilizzati risultano essere il nylon, polipropilene, kevlar, filo di acciaio e altri materiali (Tonks CA. et al., 2011). Studi recenti hanno dimostrato che tutti i materiali protesici utilizzati a questo scopo cedevano entro pochi mesi e la stabilità articolare veniva mantenuta dalla fibrosi periarticolare (Olmstead ML., 1993; Wust DM. et al., 2006; Burgess R. et al., 2010). Tra i materiali sintetici i monofilamenti sono meno inclini a infezioni ma meno resistenti alle forze di taglio mentre i polifilamenti offrono una maggiore resistenza ma tendono a presentare maggiori rischi di infezioni (Tonks CA. et al., 2011). Recentemente sono stati sviluppati delle nuove generazioni di suture in polietilene che presentano una maggiore resistenza, tra questi ritroviamo il Fiberwire® e il Fibertape®. Questi tipi di sutura presentano caratteristiche maggiori in termine di resistenza al taglio, robustezza e minor deformazione durante la flessione estensione (Burgess R. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2012). Oltre ai diversi materiali utilizzati, diverse sono anche le tecniche extracapsulari ideate negli anni. Partendo dai metodi più classici della tecnica di embricazione, tecnica del retinaculum, tecnica Flo, trasposizione della testa del perone, trasposizione del bicipite femorale per poi passare alle tecniche con ancorette fino all'ultima variante sviluppata rappresentata dalla tecnica TightRope® (TR) (DeAngelis M. and Lau RE., 1970; Flo GL., 1975; Shires PK. et al., 1984; Smith GK. and Torg JS., 1985; Cook JL. et al., 2010; Hulse D. et al., 2011; Tamburro R. et al., 2012).

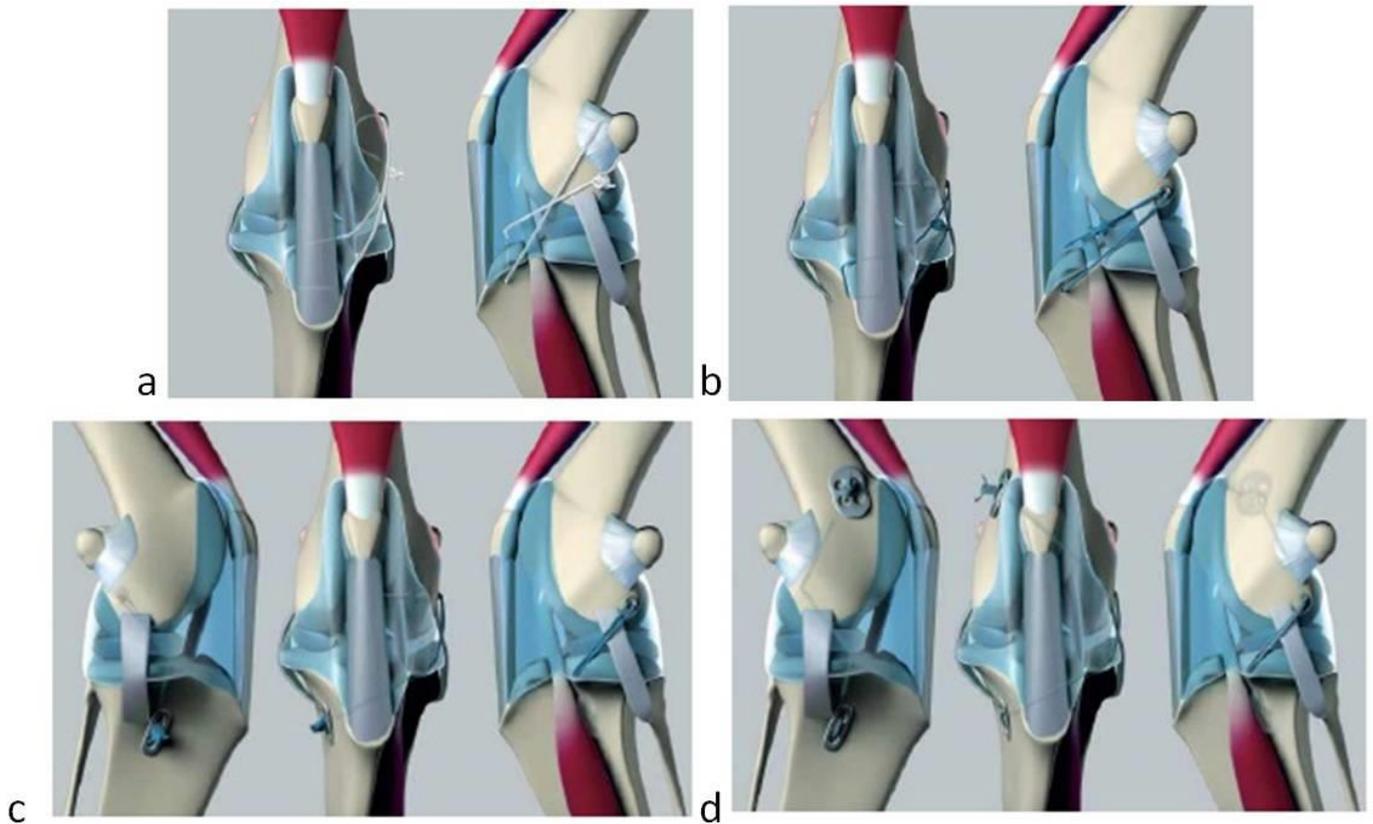


Fig 4. a) Illustrazione craniale e laterale del ginocchio con tecnica retrofabellare. Si noti che una piccola porzione della sutura 'extra-articolare' è all'interno dell'articolazione. b) Illustrazione craniale e laterale del ginocchio con una tecnica delle ancorette. c) Illustrazione mediale, craniale e laterale del ginocchio con tecnica di ancorette modificata d) Illustrazione mediale, craniale e laterale del ginocchio con tecnica TightRope (Tratto da: Tonks CA et al Vet Comp Orthop Traumatol 24: 167–177, 2011).

Concetto fondamentale soprattutto per quanto riguarda le nuove tecniche extracapsulari risulta essere quello dell'isometria. Individuare e applicare quindi il materiale protesico in quei punti del ginocchio definiti isometrici o per meglio dire "quasi isometrici". Questo per avere un maggior successo di stabilizzazione articolare stressando al minimo l'impianto protesico (Hyman W. et al., 2001; Roe SC. et al., 2008; Hulse D. et al., 2010; Tonks CA. et al, 2011; D'Amico LL. et al., 2013; Roe SC., 2013).

Punti Isometrici

Il concetto di isometria del ginocchio rappresenta un punto importante per l'ortopedia sia in Medicina Veterinaria quanto in Medicina Umana. In Umana diversi sono gli studi che analizzano l'isometria del ginocchio, utile per poter determinare con precisione i punti di ancoraggio protesici intrarticolari, essendo questa la metodica più diffusa per il trattamento della rottura dell'LCCr nell'uomo (*Lee JS. et al., 2012; Stannard JP. et al., 2012*). In Medicina Veterinaria questo concetto di isometria del ginocchio per i punti di ancoraggio protesico risulta essere di grande importanza soprattutto per quanto riguarda le tecniche extracapsulari di nuova generazione sia nel cane che nel gatto (*Hyman W. et al., 2001; Roe SC. et al., 2008; Hulse D. et al., 2010; Roe SC., 2013; De Sousa R. et al., 2013*). Il posizionamento isometrico della sutura viene definito come una collocazione tale per cui non vi sia alcun cambiamento nella distanza tra i punti di ancoraggio sul femore e i punti di ancoraggio tibiali durante flessione ed estensione del ginocchio (*Hulse D. et al., 2010*). Tuttavia, la determinazione esatta di questi punti presenta alcune limitazioni. Secondo alcuni autori l'origine e l'inserimento del LCCr non sono isometrici, in quanto alcune delle sue fibre diventano lasse in alcuni angoli di flessione ed estensione del ginocchio. Per questo i punti di ancoraggio extrarticolare non possono essere isometrici come allo stesso modo anatomicamente il ginocchio non è una cerniera pura (*Fisher C. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2011; Kowaleski MP. et al., 2012*). Il termine isometria dovrebbe quindi essere usato con cautela quando si parla di punti di ancoraggio della protesi e sarebbe meglio parlare di punti "quasi isometrici" perché questi punti hanno lo scopo di essere il più vicino possibile all'isometria. Consapevoli di questa limitazione, l'obiettivo della tecnica di stabilizzazione passa a una "isometria fisiologica" piuttosto che una "isometria geometrica". L'isometria fisiologica infatti punta ad avere un allontanamento minore dei punti, purché la ROM (Range on Motion) riproduca il più possibile quella del LCCr originale (*Tonks CA. et al., 2011; Kowaleski MP. et al., 2012*). In definitiva i punti che sono vicini all'isometria provocano una minor tensione alla sutura limitando i sovraccarichi eccessivi dell'impianto e dei

suoi punti di ancoraggio determinando un migliore andamento post-operatorio e minori effetti negativi sulla biomeccanica articolare. Recenti studi individuano tra numerosi potenziali punti isometrici per l'ancoraggio della sutura alcuni accoppiamenti definiti migliori (Roe SC. *et al.*, 2008; Hulse D. *et al.*, 2010). Questi studi evidenziano cinque punti potenzialmente utilizzabili nelle suture extracapsulati. Tra questi ritroviamo due punti femorali e tre tibiali. I punti femorali sono posti adiacenti sul condilo femorale laterale ai poli prossimale (F1) e distale (F2) della fabella laterale mentre per i siti tibiali il primo è situato nelle vicinanze dell'inserimento del tendine tibio-rotuleo (T1) e gli altri due sono posti subito cranialmente al passaggio del tendine dell'estensore lungo delle dita (EDPL) (T2) mentre l'ultimo si trova subito caudalmente (T3) al passaggio dell'EDPL.

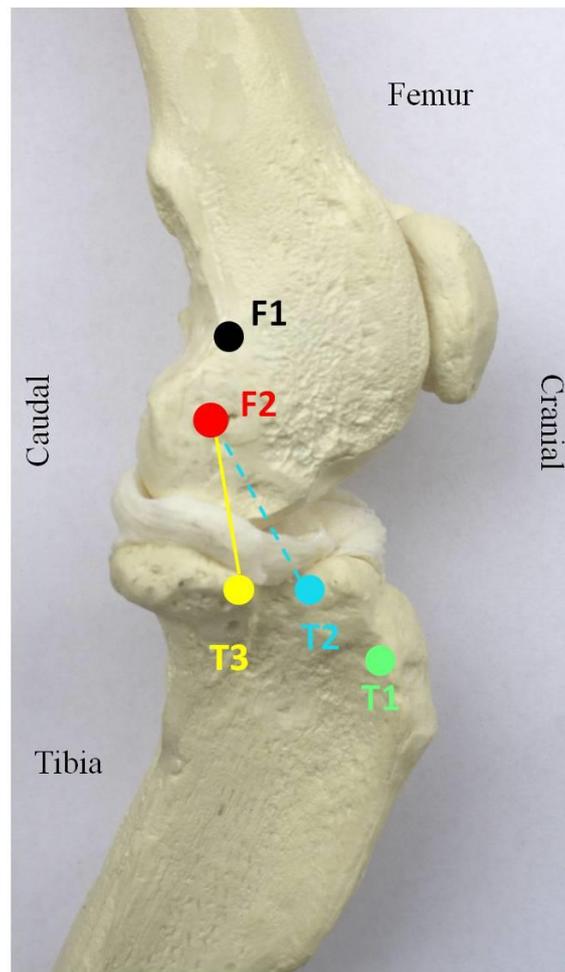


Fig 5. Visione laterale del ginocchio. Punti isometrici Femorali e Tibiali (F1,F2,T1,T2 eT3). F2-T2 e F2-T3 indicati come i punti maggiormente utilizzati nella ricostruzione extracapsualre con tecnica TightRope (TR).

Tra queste combinazioni uno studio evidenzia come punti di maggiore isometria la coppia F2-T2 (*Roe SC. et al., 2008*) mentre l'ultima ricerca in merito a questi punti individua come migliore combinazione isometrica i punti F2-T3 (*Hulse D. et al., 2010*). Tuttavia per l'applicazione delle tecniche extracapsulari ma soprattutto per la tecnica TR si trovano studi prospettici clinico-chirurgici e biomeccanici che descrivono l'utilizzo a volte dei punti F2-T2 (*Cook JL. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2013*) ma altre volte dei punti F2-T3 (*Harasen G., 2010; Tonks CA. et al., 2011*). Quindi, più nello specifico il sito di attacco femorale si trova al confine caudale del condilo femorale laterale a livello del polo distale della fabella (F2) in entrambi gli accoppiamenti mentre il sito di attacco tibiale (T2) si trova subito davanti all'EDPL nel così detto tubercolo del Gerdy (*Roe SC. et al., 2008*) mentre nel secondo accoppiamento il sito tibiale (T3) è situato a livello della protuberanza ossea presente caudalmente al solco del tendine dell'EDPL (*Hulse D. et al., 2010*).

Materiali Protesici Extracapsulari

La ricerca dei materiali protesici presenta una evoluzione parallela all'ideazione di nuove tecniche extracapsulari. Grande interesse riguarda soprattutto la ricerca di materiali resistenti, sterilizzabili con caratteristiche intrinseche tali da essere utilizzati su numerosi tipi di pazienti. Primo fra tutti è stata la ricerca del materiale protesico "ideale" per la ricostruzione extracapsulare, che ha considerato tutti i tipi di materiale partendo da: fili normalmente usati nelle suture chirurgiche, fili di nylon da pesca, fili di nylon leader, fili in acciaio inossidabile e altri. Le sue proprietà ideali dovrebbero comprendere un'alta resistenza alla tensione, eccellente sicurezza e compattezza del nodo, la capacità di sopportare trazioni così dette cicliche, essere biologicamente inerte, asettico, maneggevole ed economico (*Caporn TM. and Roe SC., 1996*). Per quanto riguarda la forza che il filo deve sopportare, il normale LCCr può resistere fino a 2130 Newton (N), ma è stato ipotizzato che in seguito a carichi fisiologici durante l'attività è sottoposto a una forza lavoro massima di 400 - 600 N (*Caporn TM. and Roe SC., 1996*). Molti dei normali fili da sutura o nylon non riescono a sopportare queste forze di lavoro per molto tempo e vanno incontro a rottura, tuttavia alcuni materiali di polietilene di nuova generazione testati da alcuni autori superano come resistenza il limite inferiore di questo intervallo (*Burgess R. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2012*). Se così non fosse, questi carichi eccedenti causerebbero la compromissione della protesi che assieme al mancato attacco dei punti isometrici stanno a rappresentare le due maggiori cause di fallimento della tecnica con una persistente instabilità dopo l'intervento (*Kowaleski MP. et al., 2012*). Di solito la rottura delle suture si ha in corrispondenza ad un punto di deformazione, ad esempio a livello del nodo, clip metallica o in quei punti dove il materiale gira intorno a superficie ossea, cioè punti di maggior sollecitazione (*Anderson CC. et al., 1998*).

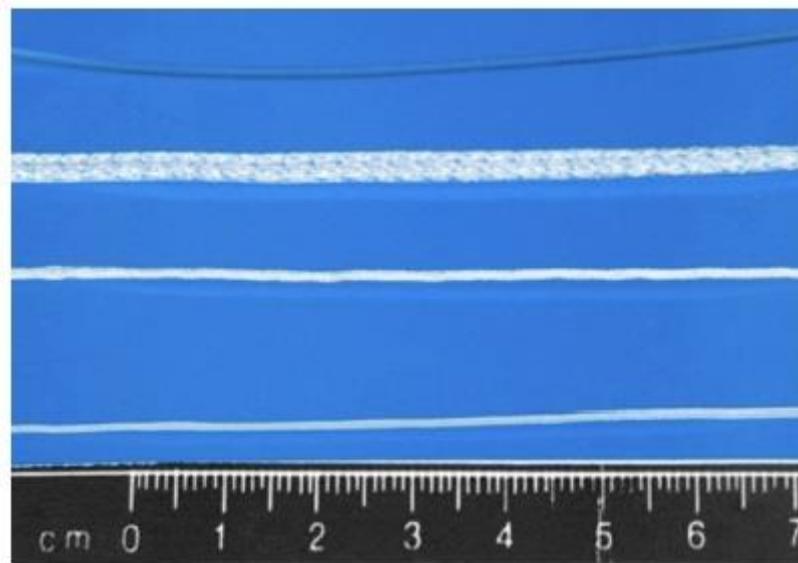


Fig 6. Materiali testati: (dall'alto verso il basso) Nylon 80 Ib, FiberTape, OrthoFiber, FiberWire. (Tratto da: Burgess R et al *Veterinary Surgery* 39:208–215, 2010).

Altra potenziale fonte di debolezza della protesi è rappresentata anche dal nodo. Il nodo causa deformità e flessione, creando punti di concentrazione delle forze e ad alti carichi influenzano negativamente le proprietà biomeccaniche della conformazione dell'impianto protesico (*Sicard GK. et al., 2002*). In più il nodo apportato a suture multifilamento se sottoposto al test di forza ciclica e quindi a un carico intermittente può causarne un progressivo scivolamento. Si potrebbero risolvere questi problemi aggiungendo dei sopranodi, ma in realtà ogni "tiro" di fissazione supplementare aumenta la dimensione del nodo e può provocare una maggiore irritazione dei tessuti, in più non è certo che "tiri" aggiuntivi possono ridurre l'incidenza dello slittamento (*Anderson CC. et al., 1998*). Anderson (*Anderson CC. et al., 1998*) risolve queste complicazioni descrivendo la graffettatura (o clippaggio) come alternativa alla fissazione con nodo. La graffettatura si basa sull'attrito della graffa (o Clip) e consente una più facile applicazione iniziale di tensione e rigidità, diminuendo l'allungamento della protesi ed eliminando la possibilità di avere un nodo ingombrante. Altro elemento importante risulta essere il materiale protesico, sapendo in linea generale che i monofilamento sono poco inclini al rigetto, ma non sono sufficientemente forti o sono soggetti a deformazioni in seguito ad allungamento. I materiali polifilamento offrono una miglior resistenza,

danno origine a nodi più compatti che subiscono un minor allungato, ma sono stati associati a elevati tassi di infezioni e tragitti fistolosi (Burgess R. *et al.*, 2010; Alvarez A., 2011).



Fig 7. Immagine dei materiali testati in prove di forza (Tratto da: Burgess R *et al* Veterinary Surgery 39:208–215, 2010).

FILO IN ACCIAIO INOSSIDABILE

Il filo in acciaio inossidabile è stato proposto anche come materiale protesico nella stabilizzazione extrarticolare della rottura del LCCr (Olmstead ML., 1993). Uno studio valuta i cani che hanno subito una stabilizzazione extrarticolare circumfabbellare sulla tuberosità tibiale con il filo in acciaio e ha osservato che a distanza di sei mesi dall'intervento 26 dei 33 cani studiati hanno avuto uno o più rotture nel filo (Stork CK. *et al.*, 2001). E' facile intuire quanto poco questo tipo di filo sia adatto a svolgere la funzione di protesi per il trattamento della rottura del legamento crociato anteriore.

NYLON

La linea monofilamento in nylon era stata una scelta popolare in quanto soddisfaceva molti requisiti della protesi ideale (Lewis DD. *et al.*, 1997). In ogni caso è noto che il nylon quando legato subisce un significativo allungamento e forma nodi ingombranti che possono aumentare la morbilità del paziente causando irritazione dei tessuti. I nodi possono diventare più sicuri se si usa un materiale di maggiore dimensione, ma in questo modo aumenta il rischio apertura (scioglimento) del nodo (Anderson CC. *et al.*, 1998). Alcuni autori consigliano 5 nodi di fissaggio con il filo in nylon per eliminare la possibilità di slittamento durante la distrazione del filo (Caporn TM. and Roe SC., 1996).

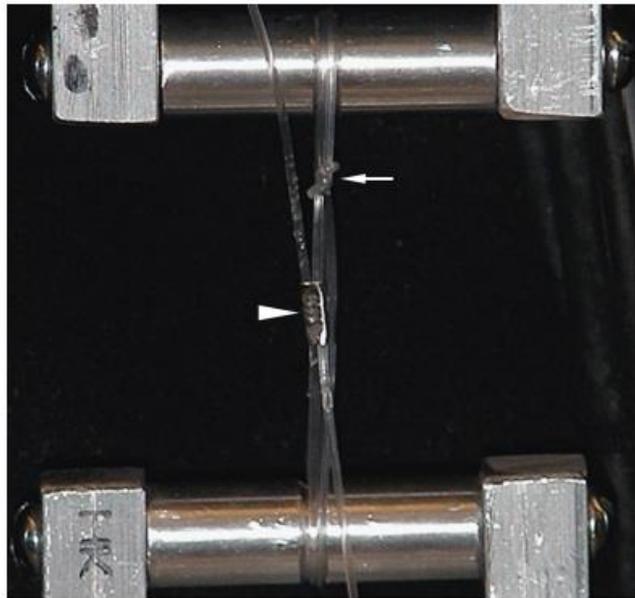


Fig 8. Prova di tensione di un filo di Nylon con clip metallica e nodo. Utilizzante per le prove una macchina idraulica. Le frecce indicano il nodo di chiusura e la clip metallica. (Tratto da: Cabano NR et al *Veterinary Surgery* 40: 334-339, 2011).

ORTHO FIBER[®] (*Securos Inc., Fiskdale, MA*)

L'Orthofiber è un filo in polietilene intrecciato di nuova generazione. Questo materiale presenta una eccellente resistenza (15 volte più resistente dell'acciaio e 3 volte più forte del poliestere) con una sicurezza del nodo maggiore (rispetto al Nylon) e reazione infiammatoria tessutale minima (*Burgess R. et al., 2010; Cabano NR. et al., 2011*). Questa sutura presenta buone caratteristiche meccaniche che sono superiori al Nylon ma inferiori ad alcune suture di nuova generazione come Fiberwire[®] e soprattutto al FiberTape[®] (*Burgess R. et al., 2010*). Inoltre questa sutura presenta discreti risultati se viene eseguito il nodo al termine della chirurgia ma scarsi risultati se applicate le clip o graffe per chiudere (bloccare) la sutura (*Cabano NR. et al., 2011*).

FIBERWIRE[®] (FW) (*Arthrex Vet Systems, Naples, FL*)

FW è un filo intrecciato composto da polietilene ad altissimo peso molecolare e poliestere. Si è osservato che FW presenta caratteristiche biomeccaniche inferiori rispetto ad altri multifilamento (es: FT), ma la dimensione della sutura risulta più piccola. Particolare cura dovrebbe essere data all'applicazione del primo nodo e si consiglia la fissazione della sutura in base alle raccomandazioni della casa produttrice. Arthrex attualmente raccomanda l'uso di un nodo chirurgico, seguito da 3-5 soprannodi, che dovrebbero aumentare la tenuta interna del nodo stesso (*Arthrex Vet S., 2008*). Il piegamento del filo non altera la resistenza della protesi e in generale le suture in polietilene sono più forti, più rigide e subiscono un minor allungamento rispetto al nylon (*Burgess R. et al., 2010*).

FIBERTAPE® (FT) (*Arthrex Vet Systems, Naples, FL*)

FT risulta essere il materiale più resistente testato fino ad oggi (*Burgess R. et al., 2010; Choate C.J. et al., 2012*). I vantaggi biomeccanici di questa sutura giustificano la sua grande considerazione per l'uso chirurgico. FT è composto da polietilene ad altissimo peso molecolare e fili di poliestere intrecciati su un nucleo di sutura FW. Ha un diametro totale di 2 mm, rendendolo più grande di qualsiasi altro materiale testato. La preoccupazione nell'uso di questo materiale sarebbe l'irritazione dei tessuti e la potenziale capacità di ospitare microrganismi. Queste sono le maggiori preoccupazioni con FT, anche se uno studio di più di 2000 casi ha segnalato un tasso di infezione pari al 2.8%, il quale non supererebbe quello delle altre tecniche di uso comune (*Cook J.L., 2010*). Il TR con questo nastro di sutura presenta caratteristiche meccaniche superiori agli altri materiali per scorrevolezza, forza, resistenza al taglio e al carico di rottura (*Cook J.L. et al., 2010; Choate C.J. et al., 2012*).

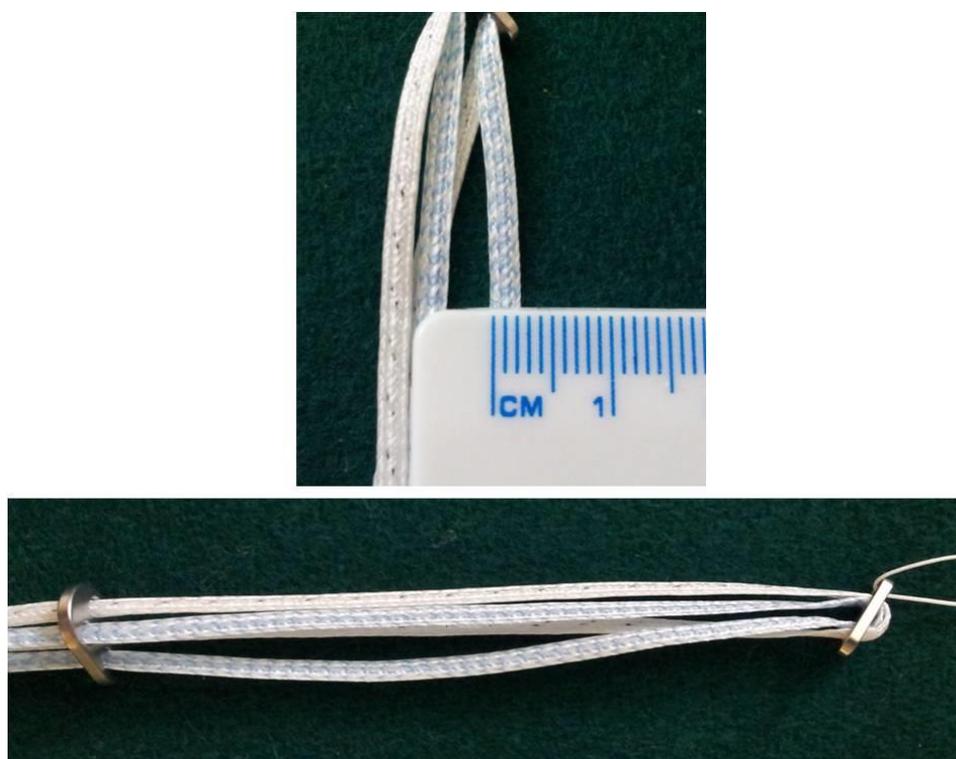


Fig 9. Impianto TightRope (TR). In alto particolare del materiale di sutura FiberTape (FT) e in basso immagine dell'impianto TR con in evidenza i due bottoni in titanio.

Tecnica TightRope

Tra le tecniche extracapsulari per la riparazione del legamento crociato craniale (LCCr) descriviamo l'ultima variante rappresentata dalla tecnica TightRope[®] (TR) (*Arthrex Vet Systems, Naples, FL, USA*). Progettata e brevettata dal Dr. Cook J. con lo scopo di risolvere molti problemi inerenti alla scelta delle tecniche extracapsulari per la riparazione del LCCr anche per i cani con peso superiori ai 20 Kg. Gli obiettivi della tecnica consistono nell'ottenere un approccio mini-invasivo, relativamente facile da eseguire, ripetibile, sicuro, con bassa morbilità, basse complicazioni, trovando un alloggiamento per la protesi che imitasse il più possibile la situazione originale del LCCr ma al di fuori dell'articolazione basandosi sul concetto di isometria (*Cook JL. et al., 2007; Cook JL. et al., 2010*). L'ideazione di questa tecnica si sviluppò sulla scia di studi che evidenziavano un aumento dell'incidenza di rottura del LCCr soprattutto in cani di media-grossa taglia e una contemporanea diminuzione dell'età di incidenza di questa patologia (*Bennett D. et al., 1988; Harasen G., 1995*). Proprio dedicata a questo tipo di cani giovani, di grossa taglia e attivi si concentrò lo studio del Dr. Cook confrontando questa metodica con altre tecniche chirurgiche (*Cook JL. et al., 2010; Harasen G., 2010; Christopher SA. et al., 2013*). Il TR presenta diverse caratteristiche importanti. Una di queste è la presenza di un "attacco" sicuro della sutura, che è sempre stato un'importante causa di insuccesso delle tecniche extracapsulari. Nel caso della tecnica TR il posizionamento della sutura avviene attraverso la creazione di due tunnel ossei uno a livello femorale e uno a livello tibiale dove vengono collocati due bottoni in titanio i quali assicurano la protesi impedendo possibili cedimenti. Si permette in questo modo di ottenere una sutura ben fissa e sicura posta su un'articolazione ferma, ma che potrebbe allentarsi con l'animale sveglio in seguito a movimenti flessioestensori dell'articolazione ed a carichi continui che si ripercuotono sul ginocchio durante la deambulazione (*Cook JL. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2011*). Infatti durante il movimento se i siti di sutura si avvicinano l'uno all'altro la sutura diventerà lassa, e lo scivolamento craniale della tibia non potrà essere controllato, mentre se i siti di attacco si allontanano l'uno dall'altro, la sutura si stringerà

limitando i movimenti articolari (*Fischer C. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2011*). Per evitare di avere una protesi che limiti i movimenti o che risulti inefficace, il Dr. Cook fissa la protesi a livello di specifici punti isometrici o meglio "quasi isometrici", i quali durante i movimenti rimangono alla stessa distanza l'uno dall'altro (*Cook JL. et al., 2010*). In realtà bisogna specificare che non esistono dei veri punti isometrici del ginocchio, per tanto questa tecnica si avvale e sfrutta i punti isometrici recentemente indicati e quelli descritti per questa procedura dalla più recente bibliografia (*Roe SC. et al., 2008; Hulse D. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2010; Cook JL. et al., 2010; Harasen G., 2010; Tonks CA. et al., 2011; Choate CJ. et al., 2013*). Altro punto di forza di questa tecnica extracapsulare è il materiale che compone la protesi denominato FiberTape® (*Arthrex Vet Systems, Naples, FL, USA*) che si presenta come un polifilamento, sintetico (polietilene di nuova generazione), non riassorbibile di alta resistenza alla trazione e che mantiene la sua integrità senza rotture/cedimenti da stiramento. Questo materiale ad oggi viene definito come il più resistente rispetto a tutte le altre suture protesiche utilizzate per le tecniche extracapsulari (*Burgess R. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2012*).

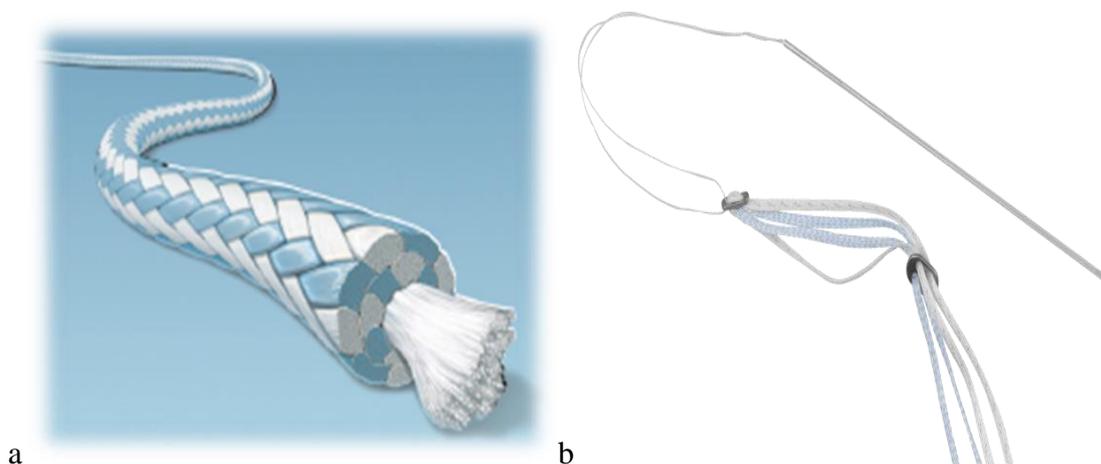


Fig 10. a) Particolare del materiale FT. b) Impianto TR (Tratte da: Arthrex www.arthrexvet.com)

La tecnica chirurgica prevede di posizionare il paziente in anestesia generale in decubito dorsale e preparato per la chirurgia. La rigorosa osservazione delle regole di sterilità nella preparazione del

paziente e durante la chirurgia è fondamentale per avere un buon successo terapeutico. L'arto viene tenuto sospeso durante la preparazione del campo operatorio, successivamente si allestisce l'arto per la chirurgia preparando il piede con prima vetrap sterile (o teli sterili), guanti sterili ed un ultimo strato di vetrap sempre sterile, infine si posizionano i teli chirurgici sterili sul campo operatorio. Viene descritta anche somministrazione di antibiotico Cefazolina (22 mg/kg per via endovenosa) all'induzione dell'anestesia, ogni 90 minuti durante l'intervento, e poi ogni 6 ore dopo l'intervento per 24 ore (Cook JL. et al., 2010). La maggior parte degli interventi per tecniche extracapsulari sul ginocchio prevede di utilizzare un accesso per via laterale. Questo approccio permette di salvaguardare le maggiori strutture neurovascolari che si trovano caudalmente all'articolazione, quali il nervo peroneo (corre subito caudalmente alla testa della fibula) e l'arteria poplitea (che si trova in profondità vicino alla fabella laterale). I punti di reperi per questo approccio sono: la rotula, l'epicondilo laterale del femore distale e la tuberosità tibiale. Vengono descritti due tipi di approccio, uno mini invasivo e uno "più invasivo". L'approccio mini invasivo prevede la sola incisione a livello di condilo laterale del femore a livello del punto isometrico prescelto, una seconda incisione sempre laterale a livello della tibia prossimale in prossimità del punto isometrico prescelto ed infine una terza incisione tibiale mediale a livello del punto di uscita dell'impianto. Questa tecnica viene utilizzata solo dopo un certo grado di esperienza del chirurgo. Il secondo approccio definito più invasivo prevede una incisione cutanea laterale per esporre il ginocchio la quale inizia 4 cm prossimalmente alla rotula e si estende per 4 cm distalmente al di sotto della cresta tibiale (Cook JL. et al., 2010; Hulse D. et al., 2011), si continua incidendo il tessuto sottocutaneo lungo la stessa linea. Dopo questa prima fase di incisione cutanea è buona prassi suturare con delle suture meccaniche o utilizzando delle clip chirurgiche i margini della cute al telo chirurgico sterile. Questo per limitare il contatto con la cute, durante la chirurgia, la quale rappresenta il maggior pericolo di contaminazione per la protesi. Successivamente si incide la fascia lata per esporre la sottostante capsula articolare. Il ginocchio viene esaminato tramite un approccio parapatellare laterale con artrotomia o con strumentazione artroscopica (in questo caso

prima dell'accesso chirurgico) qualora fosse disponibile, per consentire la valutazione delle condizioni intrarticolari del ginocchio e per trattare eventuali danni meniscali (*Cook JL. et al., 2007; Hulse D. et al., 2011*). Il LCCr danneggiato viene asportato completamente, mentre solo se i menischi si presentano lesionati vengono trattati con meniscectomia parziale o totale. Una volta concluso il trattamento articolare la capsula articolare verrà suturata. In seguito si incide la fascia lata per esporre parzialmente la regione del condilo laterale femorale vicino la fabella (F2) e sempre lateralmente viene esposta l'area del solco dove corre il tendine dell'EDPL a livello della tibia prossimale. A questo livello verrà esposta l'area subito craniale al solco dell'EDPL denominata tubercolo del Gerdy (T2), dalla nomenclatura Umana, oppure la prominenza subito caudalmente al solco dell'EDPL (T3), a seconda del punto isometrico prescelto dal chirurgo (*Roe SC. et al., 2008; Hulse D. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2010; Cook JL. et al., 2010; Harasen G., 2010; Tonks CA et al., 2011; Choate CJ. et al., 2013*). Dopo un'attenta palpazione, viene posizionato il primo chiodo di Kirschner guida (\varnothing 1.2 mm) nel femore, 3-4 mm distalmente rispetto alla linea articolare femorofabellare laterale, il più caudale possibile nel condilo femorale laterale (F2). Il chiodo guida viene fatto avanzare nel femore distale utilizzando un trapano con una direzione prossimale ed con una inclinazione di circa 45° , in modo che il chiodo attraversi ed esca dalla diafisi femorale distale sul lato mediale, immediatamente caudale al muscolo vasto mediale, a livello del polo prossimale della rotula. Questa procedura si attua con l'articolazione in angolo d'appoggio, quindi circa 140° e facendo attenzione a non entrare in articolazione (*Cook JL. et al., 2010*). Può essere utile l'uso di aghi sterili da inserire ai bordi dell'articolazione per localizzarla e salvaguardarla durante la perforazione ossea. La punta del trapano canulata (\varnothing 3.5 mm o 2.7 mm, in funzione del soggetto) viene posta sopra al chiodo guida e usata per creare un foro "guidato" più ampio nel femore, da laterale a mediale, facendo attenzione a non danneggiare i tessuti molli. Per individuare i punti per il foro tibiale si passa alla ricerca del tendine del muscolo estensore lungo delle dita (EDPL) all'interno del solco tibiale presente sulla faccia laterale della tibia prossimale. Si esegue così un'incisione di 5-6 mm su fascia, immediatamente caudalmente e parallelamente alla eventuale

sede dell'EDPL. Una volta individuato l'EDPL è bene spostarlo delicatamente in direzione craniale per consentire il posizionamento del chiodo guida all'interno della fossa di scorrimento tibiale. Il chiodo guida verrà posizionato o cranialmente al solco a livello del tubercolo di Gerdy (T2) (*Cook JL. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2013*), oppure nel tubercolo posto caudalmente al solco dell'EDPL (T3) (*Harasen G., 2010; Tonks CA. et al., 2011*), in funzione della scelta presa dal chirurgo. Il chiodo viene fatto avanzare nella tibia prossimale con un angolo diretto craniodistalmente a 45° cosicché il chiodo attraversi l'estremità prossimale della tibia e si porti sul lato mediale a metà strada tra il bordo caudale e la cresta tibiale. Una volta che il posizionamento della guida è ottimale si amplia il tunnel con una punta da trapano canulata come fatto precedentemente nel femore. Preparati i tunnel ossei si tolgono le punte da trapano e i chiodi guida per procedere con l'inserimento della protesi TR. La protesi TR viene aperta solo al momento del suo utilizzo e prima di maneggiarla è buona norma cambiarsi i guanti chirurgici, sempre per ridurre al minimo i rischi di contaminazioni. Sono descritti due diversi metodi di inserimento protesico uno che prevede l'inserimento partendo dal femore e terminando nella tibia con successivo nodo a livello femorale mediale (*Cook JL. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2011*), mentre il secondo prevede l'inserimento a partire dalla tibia e terminando sul femore con nodo sulla faccia mediale della tibia (*Choate CJ. et al., 2013*). Noi abbiamo sempre utilizzato il nodo sulla tibia perché di più facile approccio e con migliore visualizzazione del nodo. Quindi si inserisce la punta guida della protesi TR nel canale tibiale da mediale a laterale. Successivamente viene applicata della tensione alla protesi e fatta avanzare lungo il tunnel tibiale fino a che non esce sulla faccia laterale del ginocchio. A questo punto è bene controllare il passaggio della protesi al disotto dell'EDPL per evitare un suo schiacciamento. Il secondo bottone tibiale viene lasciato fuori del tunnel, sul lato tibiale mediale del ginocchio a contatto con la corticale. A questo punto si può inserire la punta guida della protesi TR, da laterale a mediale nel tunnel femorale. Il primo bottone una volta uscito sul versante mediale del femore deve esser capovolto per allinearlo perpendicolarmente al tunnel femorale e farlo aderire correttamente alla corticale. Il FT viene quindi sotteso per far aderire correttamente i bottoni in

titanio alle due corticali ossee e per disporre correttamente i fili della protesi in modo tale che siano perfettamente piatti e adesi all'articolazione. Ago e filo di guida-trazione del TR possono essere tagliati e rimossi una volta posizionata correttamente la protesi. A questo punto si tendono i fili della protesi sul versante mediale così da fare avanzare il bottone attraverso l'incisione mediale in modo che aderisca perfettamente alla corticale tibiale. Il ginocchio deve essere mantenuto in un angolo di appoggio mentre si tendono i fili con il tensionatore dedicato (*Arthrex Vet Systems, Naples, FL, USA*) fino a raggiungere una forza pari all'intervallo 10-15 Lfb (Pound force-Libbra 1 lbf=4,45 Newton) pari a circa 44-66 Newton, con una media di 46.9 N. E' bene controllare se la tensione applicata sia sufficiente a neutralizzare il cassetto, la spinta tibiale e la rotazione interna della tibia mentre per verificare di non aver applicato una tensione eccessiva si testa la ROM muovendo l'arto in flessione-estensione. Trovata la giusta forza da applicare alla protesi si rimuove il tensionatore e si effettua la legatura al di sopra del bottone tibiale. Si esegue un nodo chirurgico più due sopranodi, seguiti da ulteriori 2 o 3 sopranodi tra fili differenti per assicurare in modo adeguato la protesi. Si taglia infine il nastro in eccesso. Tramite una siringa si può somministrare qualche ml di antibiotico attraverso i tunnel ossei per ridurre al minimo la probabilità di infezione del nostro impianto. Successivamente si richiude l'accesso chirurgico suturando la fascia del vasto mediale e del sartorio, si ricostruisce la fascia lata e si chiude sottocute e cute. Terminata la chirurgia si eseguono delle radiografie di controllo e si applica un bendaggio morbido postoperatorio imbottito tipo Robert-Jones per 24h. Viene prescritto un FANS, antibiotico per 10 giorni dopo l'intervento chirurgico e analgesico (1-4 mg / kg per via orale due volte al giorno) per 3 giorni. Vengono date delle istruzioni per l'assistenza postoperatoria, standardizzate per tutti i pazienti, incluso il controllo e la cura della ferita chirurgica con rimozione dei punti a 10-14 giorni dall'intervento (*Cook JL. et al., 2010*). Il rigoroso controllo del movimento del cane, la limitazione dell'attività a guinzaglio corto solo per passeggiate igieniche e 5 minuti massimo di cammina per 8 settimane dopo l'intervento rappresentano un punto importante nel periodo postoperatorio. I successivi controlli, secondo il nostro protocollo, vengono fissati a 1, 3 e 6 mesi dopo l'intervento ai quali saranno effettuate due radiografie ortogonali del

ginocchio e visita ortopedica per valutare la guarigione e lo stato dell'impianto (Cook JL. et al., 2010).

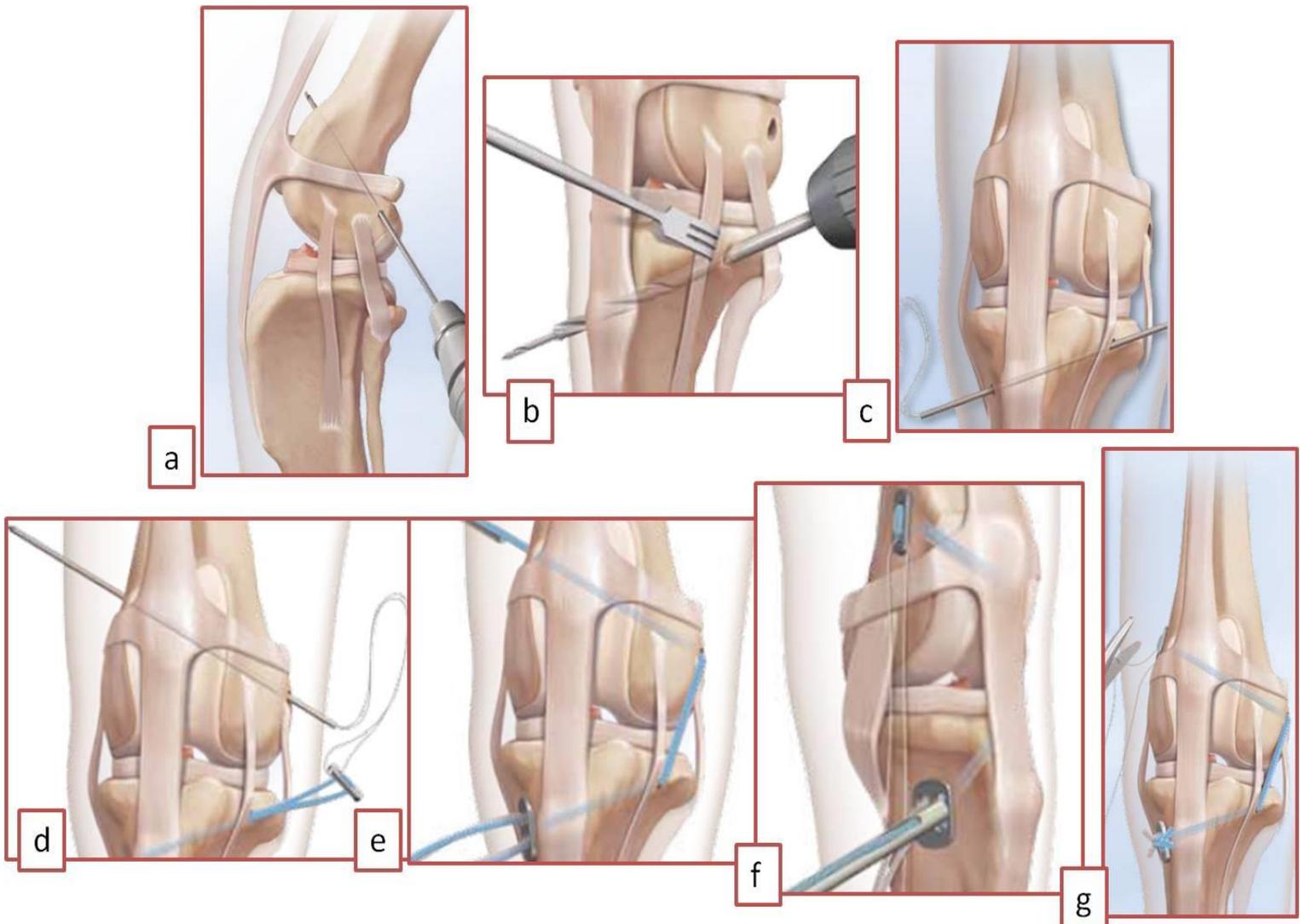


Fig 11. Sequenze della tecnica chirurgica TR. a,b) Preparazione dei tunnel ossei nei punti isometrici con l'utilizzo dei chiodi guida e punte canulate. c) Inserimento dell'impianto TR a partire dal versante Tibiale mediale. d) Passaggio da laterale a mediale a livello femorale stando attenti a passare sotto al tendine dell'estensore lungo delle dita. e) Passaggio del primo bottone nel versante mediale del femore e posizionamento corretto dell'impianto. f) Applicazione del tensionatore dedicato dell'Arthrex per trazionare correttamente la protesi. g) Taglio del filo guida e termine dell'applicazione della protesi (Tratte da: Arthrex www.arthrexvet.com).

Metodiche di Rilevazione e Raccolta Dati

Diversi sono i metodi e le strumentazioni utilizzate per l'acquisizione, raccolta ed elaborazione dati durante i test di biomeccanica e cinematica del movimento in studi In-Vivo ed Ex-Vivo. Tra questi possiamo trovare i sensori con graf applicati alla cute (*Torres BT. et al., 2010*) i quali però possono portare delle false letture in seguito allo spostamento di tali sensori durante la deambulazione. Oppure letture eseguite con camere ad infrarossi che leggono il movimento su treadmill del campione analizzato in cui sono stati installati dei sensori adesivi sulla cute (*Sanchez-Bustinduy M. et al., 2010*) o studi sempre su treadmill che valutano la cinematica dei soggetti studiando i frame presi con un biplane video-radiographic system (*Tashman S. et al., 2004*). Anche in questi casi diversi possono essere le cause di errore tra cui lo scivolamento del sensore, il cambio di direzione del soggetto analizzato e quindi la mancata o erronea lettura del dato. Tuttavia negli ultimi anni nuovi sistemi così detti di navigazione computerizzata hanno trovato grande campo di applicazione negli studi di biomeccanica in Medicina Umana soprattutto per quanto riguarda gli studi cinematici, l'assistenza computerizzata per la chirurgia ricostruttiva del LCCr del ginocchio, le chirurgie di allineamento degli arti e naturalmente nella chirurgia di applicazione degli impianti protesici (*Angelini FJ. et al., 2010; Young SW. et al., 2013; Hutter EE. et al., 2013; Soares LFM. et al., 2013*). In Medicina Veterinaria viene riportato un articolo con un sistema simile di rilevazione ed analisi dei dati utilizzato in uno studio Ex-Vivo per la valutazione e pianificazione di un impianto protesico di gomito nel cane. Lo studio si presenta interessante, tuttavia si evidenziano dei punti critici tra cui il fissaggio dei sensori eseguito con dei K-wire, e non con dei tracker dedicati, i quali non assicurano una buona tenuta del sensore (marcatore ottico passivo) che è stato applicato impropriamente sulla punta del K-wire. Soprattutto questo sistema di fissaggio non permette l'orientamento del sensore verso la fonte di rilevazione (localizzatore ottico) creando un grosso limite nella lettura tridimensionale dei dati (*Burton NJ. et al., 2013*). Nella presente tesi si sono quindi utilizzati gli stessi sistemi applicati in Medicina Umana utilizzando dei sensori o meglio dei

marcatori ottici passivi i quali sono stati montati su dei trakers (supporti) orientabili verso il sistema di tracciatura optoelettronico (localizzatore ottico di lettura - Polaris). Questo sistema permette precise letture ed analisi tridimensionali dei dati. Inoltre tale sistema può essere sterilizzato e applicato sul paziente guidando così il chirurgo durante la procedura come avviene già in Umana. La validazione di questo sistema di analisi in Medicina Veterinaria è stata inoltre dimostrata dall'autore durante lo svolgimento di questo progetto di ricerca.

Sezione Sperimentale

La sezione sperimentale di questa ricerca si divide in due studi svolti parallelamente dal Gennaio 2011 al Dicembre 2013 presso il Dipartimento di Scienze Mediche Veterinarie e l'Ospedale Didattico Veterinario della Facoltà di Medicina Veterinaria dell'Università di Bologna.

Lo studio sperimentale comprende:

1. Studio clinico prospettico su 18 casi con rottura del LCCr nel cane
2. Studio Ex-Vivo su 7 emipelvi (n=14 arti posteriori di cani)

1. Studio Clinico

Materiali e Metodi

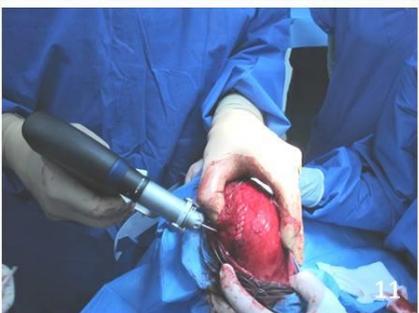
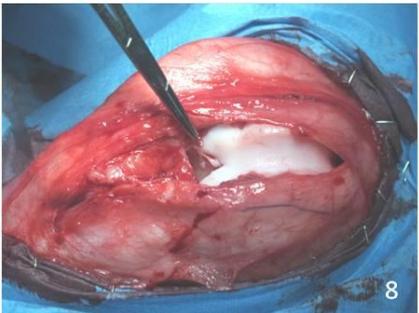
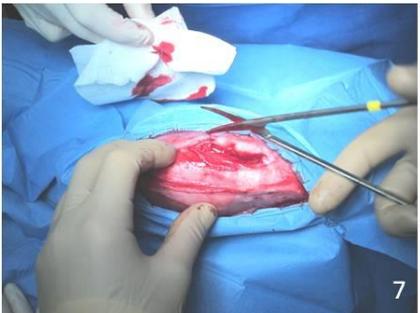
La nostra esperienza si basa su 18 casi clinici operati per rottura del LCCr e trattati con tecnica extracapsulare TR, dal Gennaio 2011 al Dicembre 2013, sfruttando le diverse coppie di punti isometrici descritti in letteratura (F2-T2; F2-T3). I soggetti appartengono a razze, età, sesso e peso differenti. I pazienti erano complessivamente 18 di cui 8 maschi e 10 femmine, di età compresa tra 3-11 anni, con 4 casi tra 10-20 kg, 5 casi tra 21-30 kg, 7 casi tra 31-40 kg e 2 casi > 40 kg di peso. I pazienti appartenevano a 7 razze canine diverse di media e grossa taglia (1 Breton, 1 Boxer, 2 Collie, 2 Labrador, 2 Rottweiler, 2 Border collie, 8 Meticci). Il protocollo di inclusione prevedeva che tutti i soggetti fossero sottoposti a esami clinici, visita ortopedica ed esami radiografici per confermare la rottura del LCCr e l'assenza di altre patologie a carico dell'articolazione. Per ogni soggetto sono stati indicati: razza, sesso, età, peso, grado di zoppia alla visita, TPA, arto operato, grado di slittamento antero-posteriore tibiale presente al momento della chirurgia valutato con il test del cassetto e il test di compressione tibiale (TCT), tipo di accesso eseguito, punto isometrico utilizzato, se eseguita artrotomia, se eseguita meniscectomia (parziale o totale), tensione

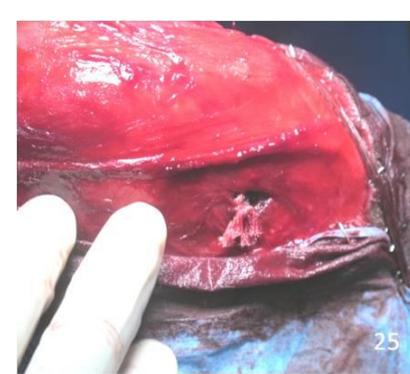
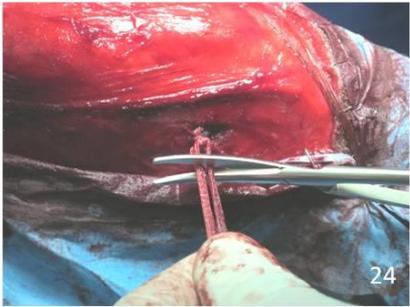
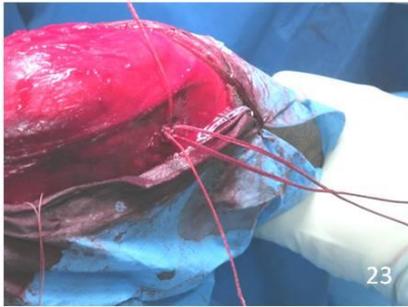
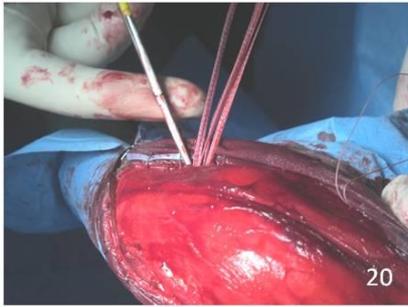
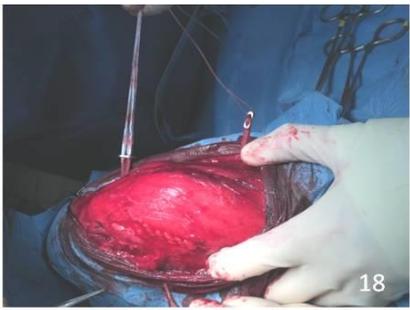
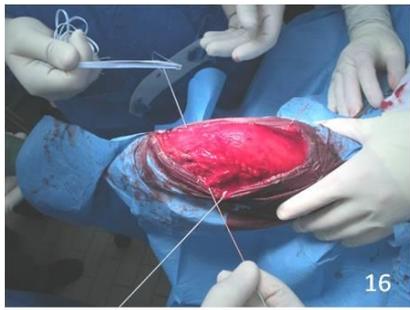
dell'impianto esercitata, ROM pre e post-chirurgia, grado di artrosi presente prima e dopo la chirurgia e complicanze intra e post chirurgia. Tutte le procedure chirurgiche sono state eseguite dalla stessa equipe chirurgica. I follow-up prevedevano controlli a 1 mese, 3 mesi e 6 mesi dalla chirurgia. Quindi nel dettaglio nel periodo preoperatorio tutti i soggetti sono stati sottoposti a visita ortopedica per evidenziare situazioni di ipomotrofie, gradi di zoppia, positività al sit test, segni di algia o crepitii articolare, limitazione della ROM, positività al test del cassetto e TCT. Questi ultimi test venivano eseguiti con arto in moderata estensione e in caso di negatività veniva eseguito con il ginocchio in moderata flessione al fine di evidenziare la lesione della banda cranio-mediale del legamento, indice di forte sospetto clinico di rottura parziale del legamento. Nel periodo preoperatorio, cioè a tempo 0, veniva eseguito anche la compilazione del questionario clinico (descritto in seguito).



Fig 12. Particolari di alcuni dettagli della visita ortopedica pre-operatoria. Test del Cassetto (a), Test di compressione tibiale (TCT) (b). Rx pre-operatorio in Medio-Laterale, si noti la sublussazione craniale della tibia rispetto al femore durante il radiogramma stressato dell'arto (c).

L'indagine radiografica prevedeva l'esecuzione di una proiezione medio-laterale e una proiezione caudo-craniale. Questi radiogrammi sono stati necessari per valutare: il segno del grasso adiposo (fat pad sign), versamento articolare, distensioni caudale della capsula articolare con spostamento della fascia poplitea e la presenza e grado di fenomeni artrosici. Inoltre sono servite a calcolare l'inclinazione del piatto tibiale, la presenza di eventuali deviazioni assiali e l'esclusione di altre patologie a carico dell'arto (*Slocum B. and Devine T., 2001; Dismukes DI. et al., 2007; Kowaleski MP. et al., 2012*). In merito al grado di artrosi si valutavano le radiografie eseguite in proiezione medio-laterale e caudo-craniale in fase preoperatoria e postoperatoria. Esaminando le radiografie si associava un punteggio e si definiva il livello di artrosi: 0 assenza di artrosi, 1 artrosi lieve, 2 artrosi moderata, 3 artrosi conclamata e 4 artrosi grave (*Ross E. and Toksvig-Larsen S., 2003*). Le tecniche chirurgiche sono state tutte standardizzate ed eseguite dalla stessa equipe chirurgica. Ogni procedura chirurgica seguiva la creazione dei tunnel ossei come descritto precedentemente nella descrizione della tecnica (*Cook JL. et al., 2010*) a livello dei rispettivi punti isometrici F2-T2 o F2-T3, utilizzando una sequenza alternata nei nostri 18 casi. Successivamente si inseriva l'impianto TR sempre dopo cambio dei guanti chirurgici. La protesi veniva posizionata da mediale a laterale partendo dalla tibia e terminando medialmente sul femore con nodo sulla faccia mediale della tibia (*Choate CJ. et al., 2013*), potendo eseguire così un nodo a livello tibiale e non a livello femorale come descritto da Cook J. (*Cook JL. et al., 2010*). Successivamente si è proceduti alla tensione della protesi fino a un livello di forza necessaria alla stabilizzazione del ginocchio cercando di interferire il meno possibile con la ROM articolare. La stabilità articolare e la ROM sono state testate in sede intra-operatoria e prima di eseguire definitivamente il serraggio protesico con nodo chirurgico. Le stesse proiezioni radiografiche del preoperatorio sono state utilizzate nell'immediato postoperatorio per valutare la posizione dei bottoni in titanio dell'impianto TR.





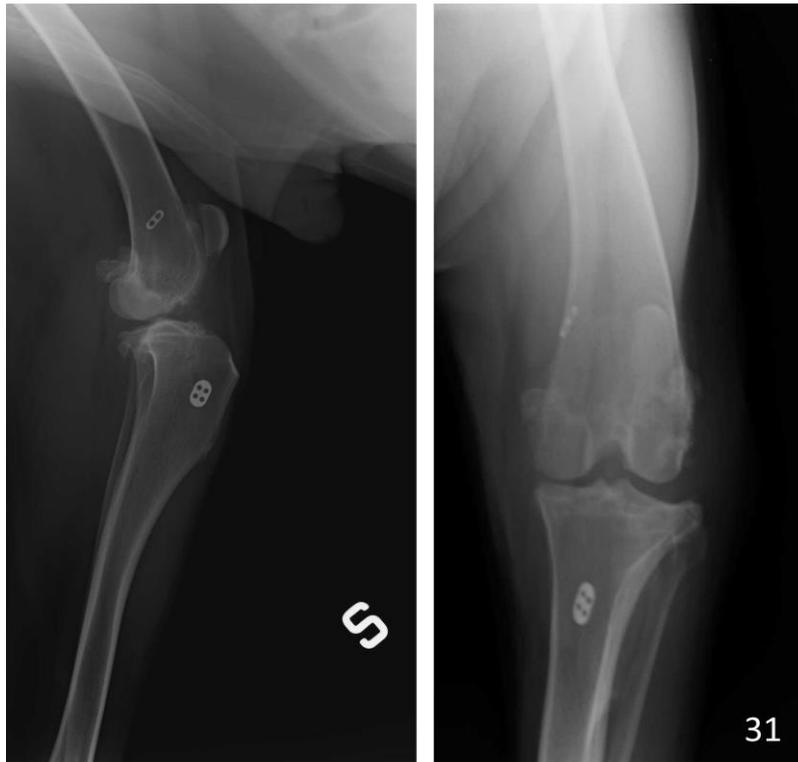


Fig 13. Immagini intra-operatorie di uno dei 18 casi clinici inclusi nello studio. Fase di preparazione chirurgica dell'arto da operare (1,2,3). Incisione cutanea e copertura della cute (4,5,6). Artrotomia ampia per valutazione menisco (7,8,9,10). Preparazione dei tunnel ossei a livello femorale e tibiale (11,12,13,14). Cambio dei guanti chirurgici (15). Introduzione della protesi (16,17,18,19,20). Tensionamento della protesi e controllo della stabilità intra-operatorio, in questa fase viene valutata anche la ROM (21,22). Serraggio della protesi, taglio dei fili e inoculazione locale di antibiotico (23,24,25,26). Chiusura della breccia operatoria (27,28,29,30). Rx di controllo post-operatorio in medio-laterale e caudo-craniale.

Il giorno stesso dell'intervento i pazienti venivano dimessi e successivamente richiamati per i follow-up: 2 settimane rimozione punti (senza questionario), 1 mese, 3 mesi e 6 mesi dall'intervento. Il controllo a 2 settimane valutava solo la ferita e rimozione dei punti. Nei controlli a 1, 3, e 6 mesi venivano eseguite le stesse proiezioni utilizzate nel periodo preoperatorio, eseguite per controllare la posizione dell'impianto e il grado di evoluzione dell'osteoartrosi (nei controlli del follow-up spesso si è eseguita solo la proiezione medio-laterale per la mancanza di disponibilità del proprietario di addormentare il cane per acquisire un corretto radiogramma in caudo-craniale). In tutti i controlli veniva eseguita oltre la radiografia una visita clinica ed ortopedica con valutazione del test del cassetto, TCT e ROM. Inoltre si effettuava la compilazione di un questionario che

comprendeva una parte clinica e una parte per il proprietario in cui si chiedeva una sua valutazione sull'andamento e la ripresa del suo animale con domande mirate e specifiche. Infine eseguiti tutti i controlli clinici (1, 3 e 6 mesi), ed ottenuti tutti i dati abbiamo elaborato le informazioni utilizzando il Test del Chi-quadrato. L'analisi statistica è stata considerata significativa a $p < 0.05$. Tutte le analisi statistiche sono state effettuate utilizzando un Software statistico specifico (*MedCalc, Version 13; MedCalc Software, Mariakerke, Belgium*). Per il questionario i dati sono stati invece elaborati secondo uno schema di calcolo specifico presente al termine del questionario stesso (*Ross E. and Toksvig-Larsen S., 2003*).

QUESTIONARIO D'INDAGINE GINOCCHIO NEL CANE			
Data		Caso n.	
Nome proprietario		Tel	
Razza	sezzo	Nome cane	
Diagnosi		età	peso
Tecnica Chirurgica		Tempo postoperatorio	
Nome e Firma dello studente/medico			

QUESTIONARIO PER IL PROPRIETARIO	
1. Dolore - Pain	
P1.	Il suo cane ha cambiato abitudini ? (es. luogo scelto per dormire, invito al gioco, richiesta di passeggiate) (la risposta richiede anche solo 1 cambiamento di quelli elencati) 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P2.	E' cambiato il comportamento ai suoi ordini quotidiani? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P3.	Manifesta la volontà di sedersi dopo una passeggiata di lunghezza per lui abituale? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P4.	Manifesta la volontà di sedersi dopo una passeggiata igienica? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P5.	Quando cambia il tempo manifesta atteggiamenti particolari? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P6.	Si lecca o mordicchia il ginocchio? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P7.	Ha manifestato gonfiore al ginocchio nell'ultimo mese? 0-assente 1-lieve 2-moderato 3-evere 4-estremo
P8.	Ha difficoltà a salire le scale? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P9.	Ha difficoltà a scendere le scale? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P10.	Ha difficoltà a saltare in automobile? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P11.	Ha difficoltà a sedersi (es. si gira ripetutamente su se stesso)? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
P12.	Guaisce mentre compie alcuni movimenti (decubito, alzarsi, girarsi) 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
2. Rigidità - Stiffness	
S1.	Il suo cane mostra rigidità nei movimenti alla mattina o dopo un periodo di riposo? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
S2.	Mostra rigidità nei movimenti dopo una passeggiata prolungata? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
S3.	Quando è seduto pone l'arto affetto in posizione anormale? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
S4.	Esegue movimenti anomali con l'arto affetto? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
S5.	Che atteggiamento assume nel compiere evacuazioni: se maschio, carica l'arto affetto? se femmina si accovaccia normalmente? 0- sempre 1-spesso 2-talvolta 3-raramente 4-mai
3. Funzione - Function	
F1.	Il suo cane zoppica quando cammina su terreno morbido (es. prato, sabbia)? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
F2.	Zoppica quando cammina su terreno duro (es. asfalto, pavimento)? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
F3.	Quando si siede esegue movimenti anomali? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
F4.	Quando si alza esegue movimenti anomali? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
F5.	Quando si muove in circolo mostra atteggiamenti insoliti? 0-mai 1-raramente 2-talvolta 3-spesso 4-sempre
F6.	Quale è la frequenza della zoppia? 0 - no zoppia in nessun momento 1 - normale la maggior parte del tempo. Lieve zoppia dopo riposo/esercizio prolungato 2 - normale 50% del tempo. Moderata zoppia dopo riposo/esercizio prolungato 3 - normale per breve periodo. Zoppia la maggior parte del tempo 4 - zoppia tutto il tempo
F7.	Quale è il tipo di zoppia? 0 - no zoppia in nessun momento 1 - passo lievemente anormale, carico del peso costante 2 - evidente passo anormale, carico del peso costante 3 - grave anomalità, occasionale mancato carico in movimento 4 - mancato carico in ogni momento

ESAME CLINICO	
4. Esame Ispettivo – Visual Examination	
V1.	Zoppia 0=assente 1=lieve: movimento leggermente alterato, funzionalità conservata 2=blanda: movimento alterato, funzionalità conservata 3= moderata: movimento alterato, funzionalità interrotta 4=grave: movimento alterato, perdita funzionalità
V2.	Andatura in cui si manifesta la zoppia 0 – no zoppia a tutte le andature 1 – zoppia solo alla corsa 2 – zoppia al trotto 3 – zoppia anche al passo (ovvero a tutte le andature) 4 – mancato carico ad ogni andatura
V3.	Atteggiamenti particolari (difetti di appiombi e/o jerky gait) 0=assente 1=lieve 2=moderato 3=grave 4=estremo
5. Esame Manuale – Manual Examination	
M1.	Dolore: palpazione e movimenti passivi 0=assente 1=lieve 2=moderato 3=grave 4=estremo
M2.	Crepitio femoro-patellare 0=assente 1=lieve 2=moderato 3=grave 4=estremo
M3.	Segno del cassetto anteriore 0=stabile 1=1-3mm 2=4-6mm 3=7-9mm 4=10-12mm
M4.	Range of motion in estensione 0=162°-158° 1=157°-153° 2=152°-148° 3=147°-143° 4=142°-138°
M5.	Range of motion in flessione 0=41°-45° 1=46°-50° 2=51°-55° 3=56°-60° 4=61°-65°
M6.	Tumefazione-effusione-edema 0=assente 1=lieve 2=moderato 3=grave 4=estremo
M7.	Massa muscolare della regione della coscia 0=normale 1=quasi normale 2=diminuita 3=molto diminuita 4= atrofica
6. Esame Radiografico – X-Ray examination	
R1.	Segni radiografici di artrosi 0=assente 1=lieve 2=moderato 3=grave 4=estremo
TEMPO DI RECUPERO FUNZIONALE	
L1.	Tempo rec. funz.: carico dell'arto gg 0= 5-10gg 1=11-15gg 2=16-20gg 3=21-25gg 4=oltre 26gg
L2.	Tempo rec. funz. al passo gg 0=20-27gg 1=28-34gg 2=35-41gg 3=42-48gg 4=oltre 49gg
L3.	Tempo rec. funz. al trotto gg 0=40-55gg 1=56-70gg 2=71-85gg 3=86-100gg 4=oltre 101gg

Nome e Firma del Medico

24 domande + 11 cliniche = Totale 35

Sommare il totale del punteggio di ogni sottoscala e dividere per il punteggio massimo possibile per la sottoscala. Il punteggio viene normalizzato ottenendo una scala di valori dove 0 indica la presenza grave di problemi e 100 indica assenza di problemi.

$$100 - \frac{\text{totale score subscala} \times 100}{\text{possibile score massimo subscala}} = 100 - \frac{\dots}{\text{possibile score massimo subscala}} = \dots$$

1. PAIN	$100 - \frac{\text{total score P1-P12} \times 100}{48}$	$= 100 - \frac{\dots}{48}$	=
2. STIFFNESS	$100 - \frac{\text{total score S1-S5} \times 100}{20}$	$= 100 - \frac{\dots}{20}$	=
3. FUNCTION	$100 - \frac{\text{total score F1-F7} \times 100}{28}$	$= 100 - \frac{\dots}{28}$	=
4. ESAME MANUALE	$100 - \frac{\text{total score H1-H7} \times 100}{28}$	$= 100 - \frac{\dots}{28}$	=
5. ESAME ISPETTIVO	$100 - \frac{\text{total score I1-I3} \times 100}{12}$	$= 100 - \frac{\dots}{12}$	=
6. ES. RADIOGRAFICO	$100 - \frac{\text{total score R1} \times 100}{4}$	$= 100 - \frac{\dots}{4}$	=
totale	$100 - \frac{\text{total score P1-R1(oI3)} \times 100}{140 (o136)}$	$= 100 - \frac{\dots}{140 (o136)}$	=

Fig 14. Questionario di valutazione clinica del paziente e per la valutazione da parte del proprietario.

2. Studio Ex-Vivo

Materiali e Metodi

Preparati Anatomici

Quattordici arti posteriori sono stati ottenuti da 7 emipelvi ricavati da cani deceduti per motivi non correlati a questo studio. Dopo la morte tutti gli animali sono stati donati all'Università per scopi didattici e di ricerca. I cani inclusi nello studio erano complessivamente 7 di cui 4 maschi e 3 femmine, di età compresa tra 8-15 anni, tra i 20-40 kg di peso e di 6 razze canine diverse di media e grossa taglia (1 Dogue de Bordeaux, 1 Pastore Tedesco, 2 Labrador, 1 Pastore Maremmano, 1 Spinone Italiano, 1 Meticcio). I campioni sono stati sezionati a livello della sesta vertebra lombare, così per avere entrambi gli arti posteriori completi. Prima della prova, un veterinario esperto ha esaminato, ispezionato e radiografato tutti gli arti per escludere qualsiasi patologia a carico di tessuti molli, tessuti duri, presenza di precedenti interventi chirurgici o qualsiasi anomalia morfologica. Ciascuna emipelvi è stata sigillata in un doppio sacchetto di plastica e immediatamente congelata dopo sezionamento a - 18 ° C. Tutti i campioni sono stati scongelati 48 ore prima del test. Dopo lo scongelamento, gli arti sono stati preparati per i test, è stata quindi rimossa la pelle ma conservati i muscoli degli arti e tessuti periarticolari dell'articolazione del ginocchio. Ogni campione è stato fissato ad un supporto in legno con chiodi filettati Steinmann Ø 4 mm a livello di sacro, mantenendo gli arti liberi per simulare la normale posizione in stazione del treno posteriore. Questo supporto in legno è stato poi fissato all'estremità di un tavolo utilizzando dei morsetti a "C" per stabilizzare il preparato ma consentendo il movimento completo dell'anca e dell'intero arto durante i test.

Equipaggiamento

Per le acquisizioni anatomiche e cinematiche è stato utilizzato un sistema di navigazione su misura composto da un localizzatore ottico (*Optical localizer - Polaris, NDI, Canada*) e software di acquisizione dedicati (*Matlab, Mathwors, USA*) in esecuzione su un computer portatile commerciale. Il localizzatore ottico garantisce una radice 3D quadratico medio (RMS) con precisione volumetrica di 0.350 millimetri e un ripetibilità volumetrica RMS 3D di 0.200 millimetri a 20 ° C (*Wiles AD. et al., 2004*). Il collegamento seriale standard RS232 usato come interfaccia tra il POLARIS system e il computer portatile ha garantito una frequenza di campionamento di 15 Hz. Sistemi simili sono già stati ampiamente utilizzati nella pratica chirurgica comune applicata agli esseri umani (*Marelli S. et al., 2007; Zaffagnini S. et al., 2007; Lopomo N. et al., 2010*). Al fine di monitorare il movimento relativo tra il femore e la tibia 2 trackers dotati di marcatori ottici passivi sono stati fissati con dei chiodi filettati da Ø 3 mm direttamente sulle ossa corrispondenti: il tracker femorale è stato collocato sulla parte prossimale della diafisi femorale circa 50 mm distalmente alla testa femorale verso la parte antero-laterale del femore, mentre il tracker tibiale è stato fissato sulla parte distale della diafisi tibiale, circa 30 mm prossimale al garretto, verso la parte antero-laterale della tibia. Un ulteriore sonda tracker (denominata Probe) dotata sempre di marcatori ottici passivi è stata utilizzata per identificare i punti anatomici di riferimento specifici, come descritto nella sezione seguente. L'apparecchiatura proposta per la valutazione assistita computerizzata non influisce sulla tecnica di ricostruzione del LCCr, che può essere eseguita con attrezzature standard.

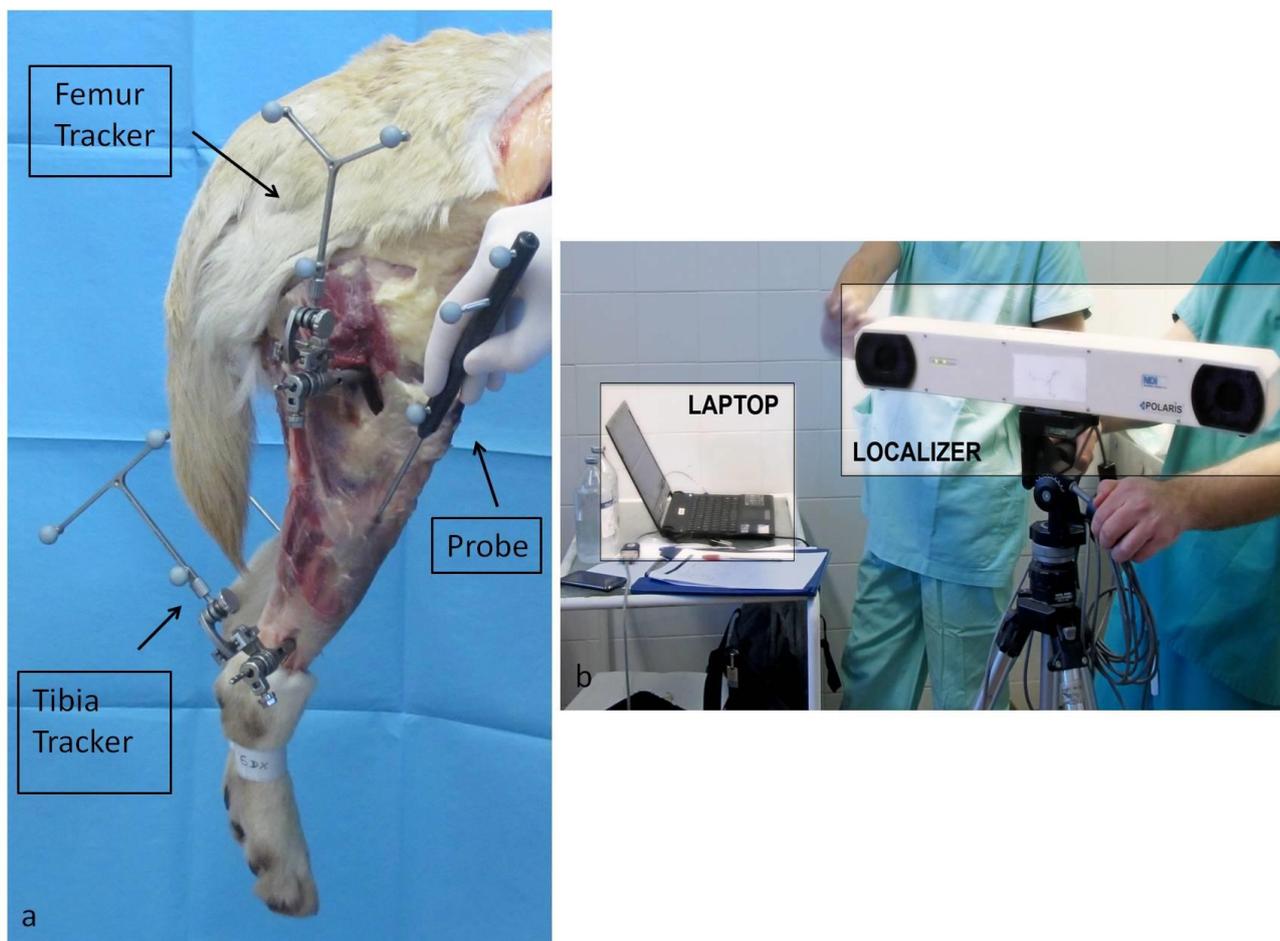


Fig 15. Fase di Set up. Dispositivi integrati del nostro sistema di navigazione per la valutazione cinematica articolare passiva: due supporti (tracker) per i localizzatori di riferimento (uno per la tibia e uno per il femore) e una sonda localizzatrice (Probe). Ciascun supporto trackers è dotato di marcatori passivi (a). Sistema di tracciatura optoelettronico (localizzatore ottico, localizer), computer per acquisizione dati (laptop) (b).

La validazione di questo nuovo sistema di navigazione intraoperatoria in Medicina Veterinaria è stata dimostrata dall'autore in collaborazione con la Dott.ssa Signorelli durante le analisi sperimentali di questo progetto di ricerca. Per la ricostruzione del LCCr abbiamo utilizzato una tecnica extracapsulare TR, che prevede l'utilizzo dell'impianto TR costituito da: ago-chiodo guida dell'impianto Ø 1.6 mm, bottone in titanio piccolo, bottone in titanio grande e suture FiberTape. Altri strumenti necessari per la tecnica sono rappresentati da una punta canulata Ø 3.5 mm, chiodo guida Ø 1.2 mm, Tensionatore, kit strumentazione chirurgica e trapano a batteria.

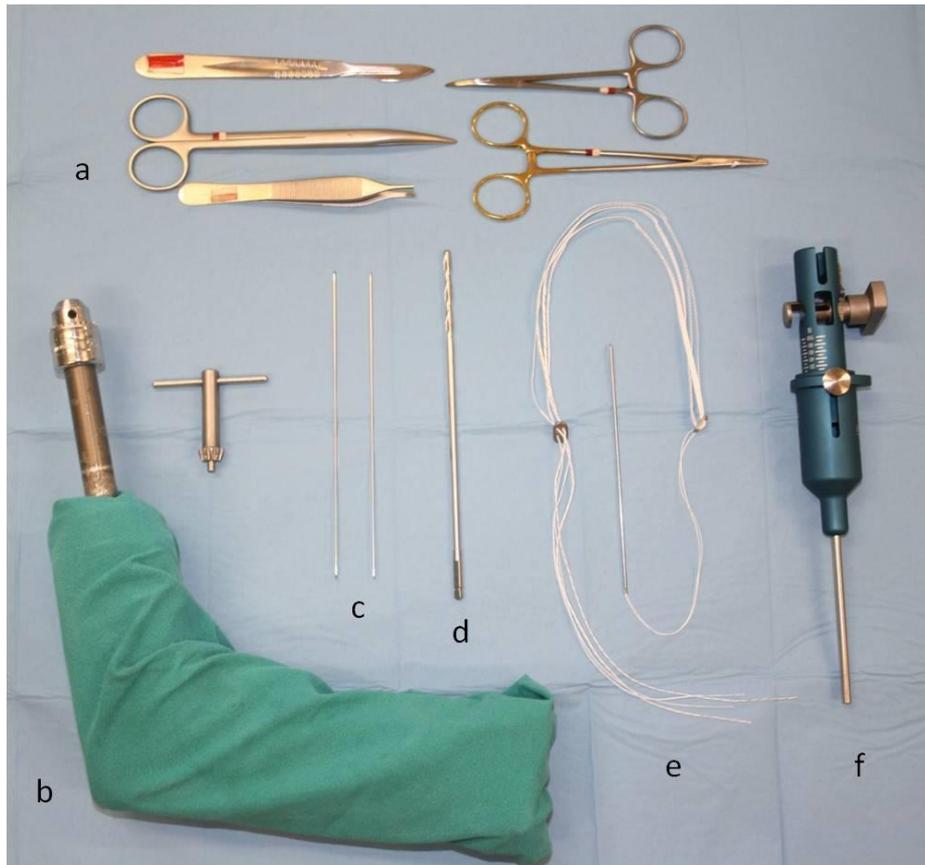


Fig 16. Strumenti e impianti: kit strumentazione chirurgica (a), trapano a batteria (b), chiodo guida Ø 1.2 mm (c), punta da trapano canulata da Ø 3.5 mm (d), impianto TightRope (e) e Tensionatore Arthrex (f).

Fase di Registrazione Anatomica

L'applicazione del sistema di navigazione richiede una fase di registrazione anatomica. I punti di riferimento anatomici richiesti sono: centro della testa femorale (HJC), malleoli mediale e laterale, punti laterali e mediali del plateau tibiale, epicondili femorali mediale e laterale. Questi punti anatomici sono necessari per definire i punti di riferimento femorali e tibiali per le letture. Tutti i punti anatomici sono stati acquisiti utilizzando una sonda dotata di indicatori ottici passivi (denominata Probe), tranne per il centro della testa del femore individuata attraverso un movimento basculante dell'arto (Lopomo N. et al., 2010).

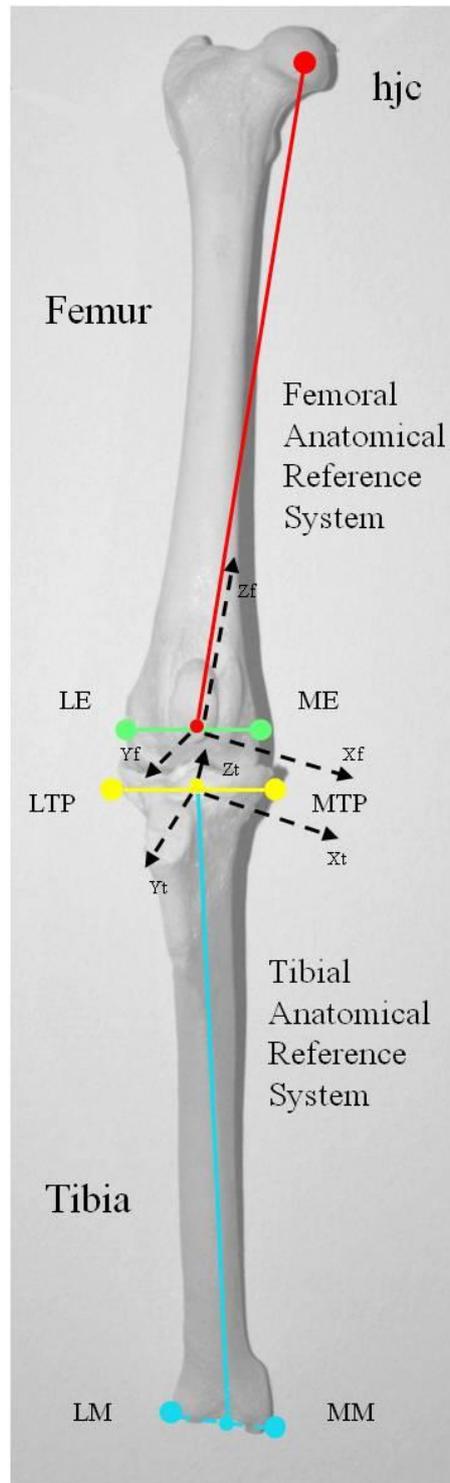


Fig 17. Punti di riferimento anatomici e sistemi di riferimento corrispondenti. LE: Epicondilo Laterale, ME: Epicondilo Mediale, LTP: punto laterale del piatto tibiale, MTP: punto mediale del piatto tibiale, LM: Malleolo laterale, MM: Malleolo mediale.

Inoltre, al fine di valutare l'isometria abbiamo anche acquisito il riferimento F2 situato caudalmente sul condilo femorale laterale adiacente alla linea di cartilagine articolare 3 mm distale all'articolazione del condilo femorale e fabella, il riferimento T2 situato nella protuberanza ossea (Tubercolo del Gerdy) 2 mm cranialmente al solco dell'EDPL e il riferimento T3 situato nella protuberanza ossea 2 mm caudale al solco dell'EDPL.

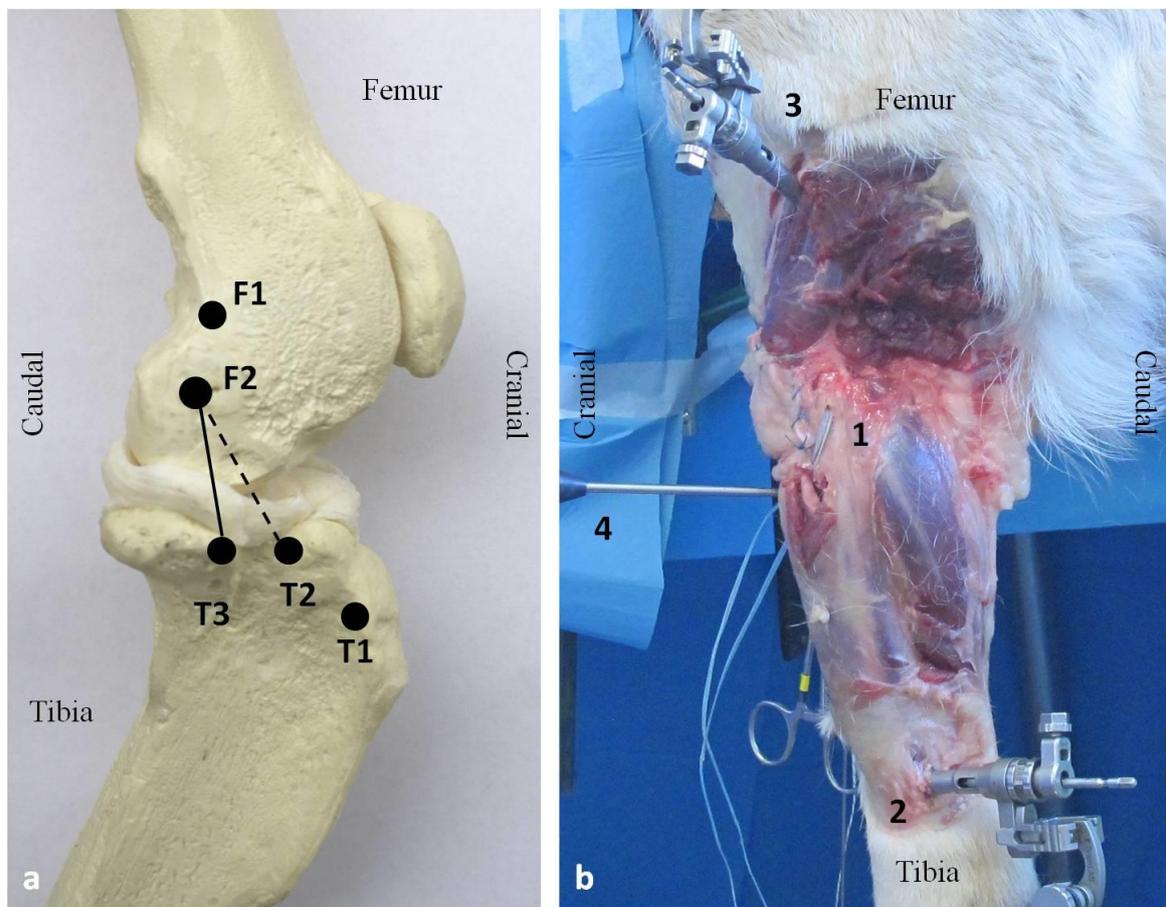


Fig 18. Visione laterale del ginocchio. Punti isometrici femorali e tibiali (F1, F2, T1, T2 e T3). F2-T2 e F2-T3 indicati come i punti maggiormente utilizzati nella tecnica TR (a). Immagine laterale del ginocchio di un preparato anatomico durante l'analisi dei punti isometrici dopo ricostruzione TR: impianto TR (1), Tibia Tracker (2), Femore Tracker (3) e Sonda Probe (4) (b).

Procedura Chirurgica

Il protocollo, come descritto in seguito, prevede le analisi delle articolazioni con LCCr integro, LCCr rotto e dopo ricostruzione chirurgica TR nei diversi punti isometrici. La sequenza procedurale del protocollo prevedeva di eseguire le acquisizioni del ginocchio, prima con LCCr integro (valutato precedentemente dallo stesso chirurgo esaminatore). Successivamente si eseguiva una mini-artrotomia, resezione del LCCr e ricostruzione della capsula articolare con filo 2-0 polifilamento non riassorbibile eseguendo una sutura continua. Una volta eseguite tutte le rilevazioni cinematiche passive con LCCr rotto, si passava alla ricostruzione con tecnica TR. In tutte le chirurgie eseguite sui preparati anatomici abbiamo utilizzato l'originale tecnica TR descritta da Cook et al (*Cook JL. et al., 2010*) ma con la modifica dell'esecuzione del nodo, eseguendolo non sul femore ma a livello della superficie mediale della tibia (*Choate CJ. et al., 2013*). Dopo un approccio laterale classico al ginocchio abbiamo inserito i fili (o chiodi) guida Ø 1.2 mm nei punti isometri del femore e della tibia (F2-T2 ed F2-T3). In ciascun arto è stata quindi eseguita la tecnica chirurgica TR e le analisi (test) specifiche sfruttando prima una coppia di punti isometrici e successivamente l'altra. La coppia di punti di inizio è stata scelta casualmente caso per caso. Una volta inseriti i chiodi guida Ø 1.2 mm nei corrispettivi punti isometrici (con inclinazione di 45°) si è poi proceduti alla creazione dei tunnel ossei utilizzando le punte canulate Ø 3.5 mm. Dopo la rimozione del filo guida e punta da trapano canulata, l'ago guida del TR viene inserito attraverso il foro tibiale da mediale a laterale e fatto avanzare attraverso i tessuti molli sul lato laterale. Nella parte laterale a livello della tibia prossimale è importante che il l'ago guida e impianto stesso corra sotto il tendine dell'EDPL. Successivamente l'ago guida è stato fatto avanzare nel tunnel osseo nella parte distale del femore dalla parte laterale a quella mediale. Dopo il corretto inserimento dell'impianto e controllato il giusto posizionamento dei bottoni in titanio i quali devono essere perfettamente aderenti alle rispettive corticali ossee si è proceduti alla tensionatura. Abbiamo

quindi usato il tensionatore dedicato dell'Arthrex® per tensionare l'impianto a 22 N, 44 N e 99 N, eseguendo ad ogni N di tensionatura test e analisi specifiche.

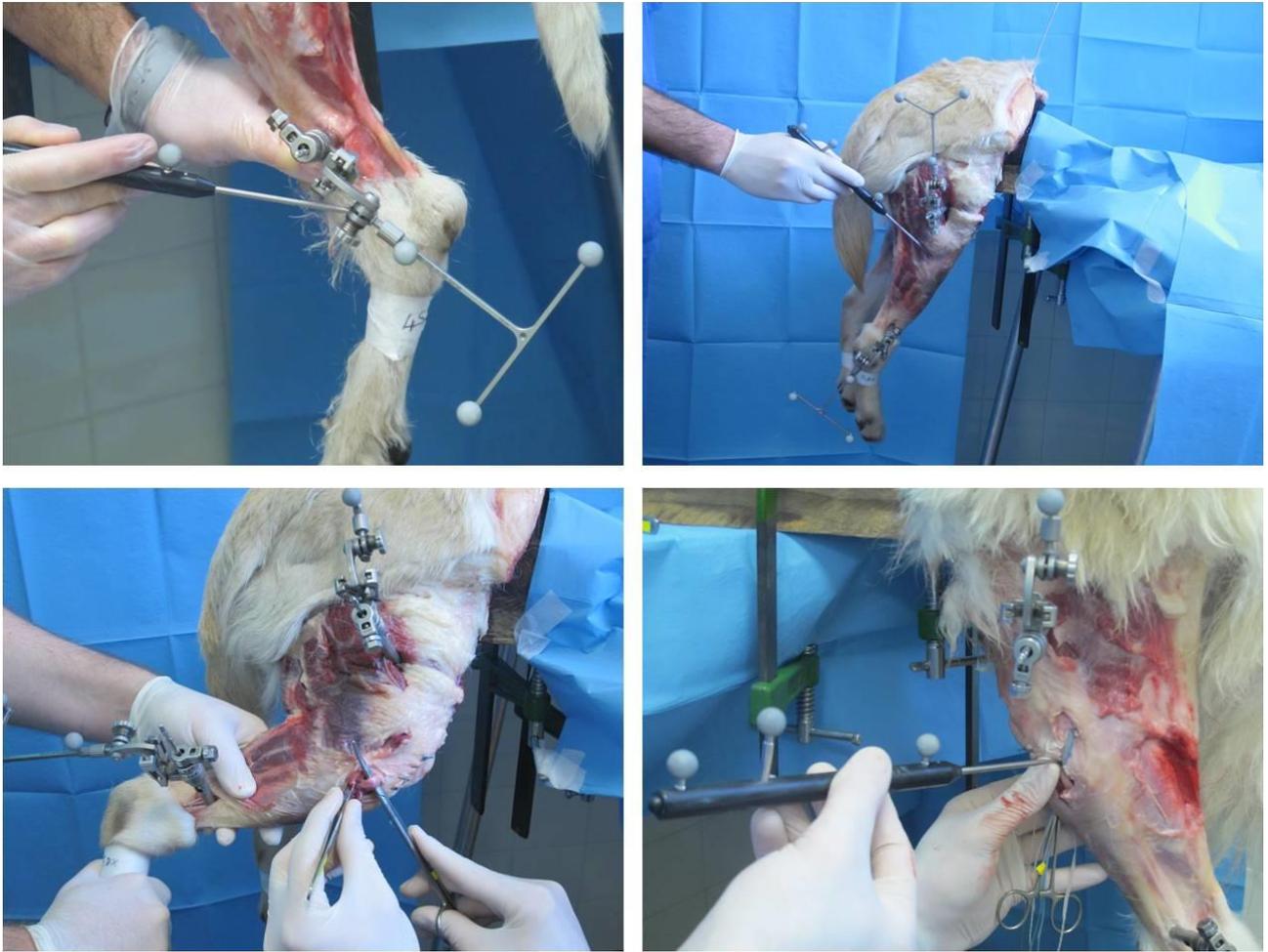


Fig 19. Immagine delle prove Ex- Vivo. Fasi della ricostruzione TR e delle acquisizioni con sonda (probe).

Test Cinematici

Un solo chirurgo veterinario qualificato ha eseguito una serie di manovre cinematiche passive applicando nel miglior modo possibile i carichi durante la prova di stress. Per affrontare al meglio le finalità di ricerca delle prove cinematiche passive, sono state eseguite le stesse manovre standard utilizzate nella valutazione quotidiana dell'instabilità del LCCr (*Muir P., 2010*). Sono quindi state incluse le cinque prove utilizzate come riferimento per questo studio, tra cui:

- Test del cassetto a 120° di flessione;
- Test di compressione tibiale (TCT) a 120° di flessione;
- Rotazione interna/esterna (IE) a 120° di flessione;
- Flesso/estensione (ROM – range on motion);
- Varo/Valgo (VV) la rotazione a 120° di flessione;

Queste prove sono state condotte in diverse condizioni: LCCr intatto, LCCr rotto, dopo ricostruzione con TR F2 - T2 e tensionato a 22N, 44N, 99N e dopo ricostruzione con TR F2 – T3 e tensionato a 22N, 44N, 99N. Tutte le manovre cinematiche passive sono state ripetute tre volte per ogni condizione, individuato ed verificato il valore medio è stato scelto come parametro indicativo. La ripetibilità di tale test in questo metodo applicato alla specie canina è stata già valutata e verificata durante lo svolgimento di questa ricerca. In tutti i preparati sono state eseguite le ricostruzioni sia in F2-T2 e ricostruzione in F2-T3. Con coppia di punti di inizio scelta casualmente caso per caso. Durante l'intera serie di prove e ricostruzioni, l'esaminatore era sempre lo stesso importante per avere risultati quantitativi, al fine di evitare distorsioni di acquisizione.

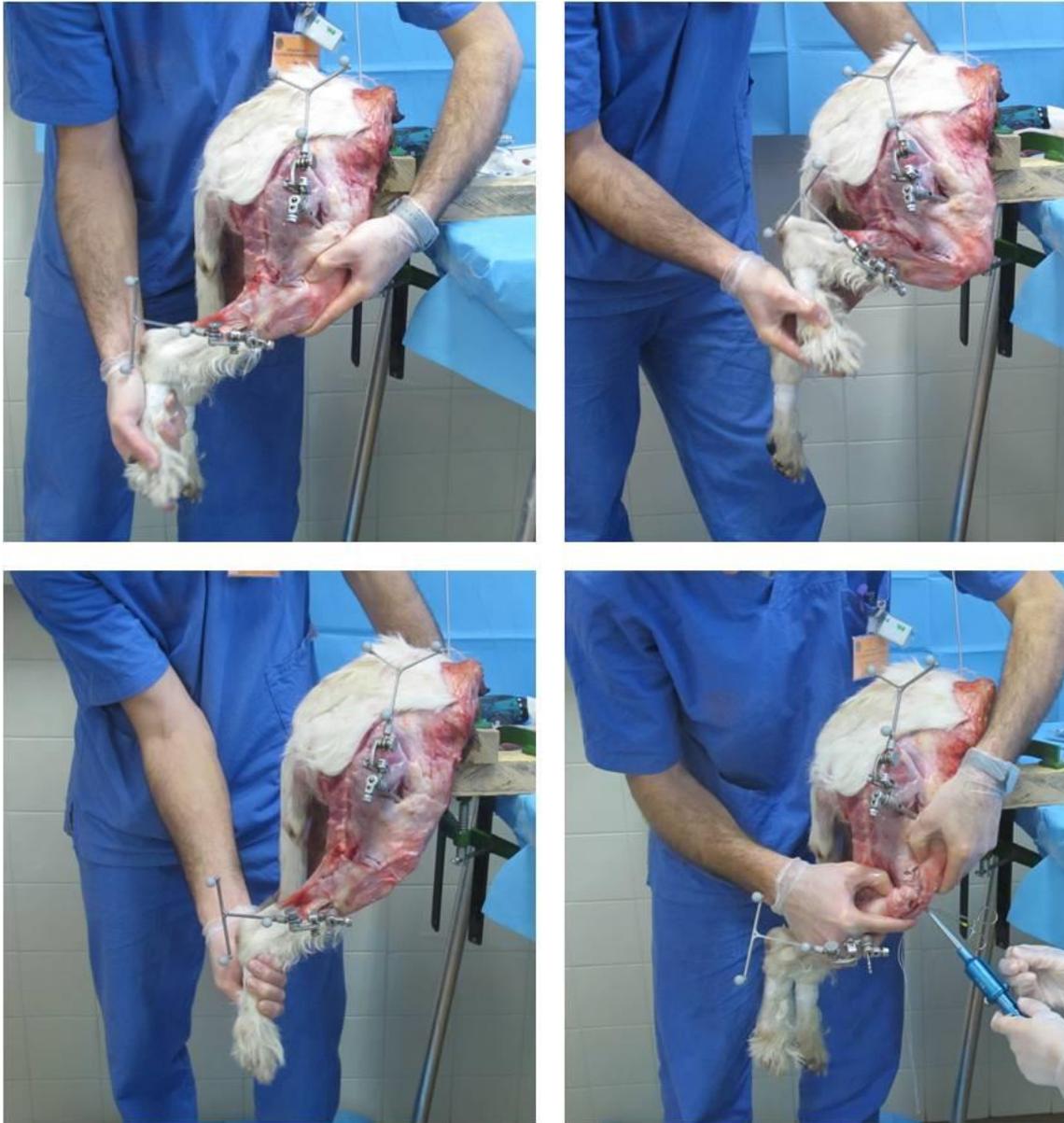


Fig 20. Immagini dei test cinematici passivi eseguiti nei preparati anatomici prima e dopo ricostruzione TightRope (TR).

Dati ed Analisi Statistica della Ricerca Ex-Vivo

L'insieme dei dati cinematici sono stati acquisiti ed elaborati utilizzando un sistema MATLAB appositamente sviluppato (*The MathWorks Inc. Natick, MA, USA*). Al fine di valutare la lassità articolare del ginocchio in seguito a lesione del LCCr, dopo sua successiva stabilizzazione grazie a due diversi tipi di ricostruzione TR (F2-T2; F2-T3) con tensione protesica a tre diversi livelli di forza (22N, 44N e 99N). Per poi determinare e calcolare la quantità totale di spostamento antero-posteriore (AP) [mm] della tibia rispetto al femore durante i test del cassetto e TCT test oltre alla rotazione IE [deg], la rotazione VV [deg] e flessione-estensione ROM [deg] nelle diverse condizioni precedentemente descritte. I dati sono stati analizzati con metodo di deviazione standard e T-test, l'analisi statistica è stata considerata significativa a $p < 0.05$. Tutte le analisi statistiche sono state effettuate utilizzando Analyse-it (*Excel, Microsoft, Redmond, WA, USA*).

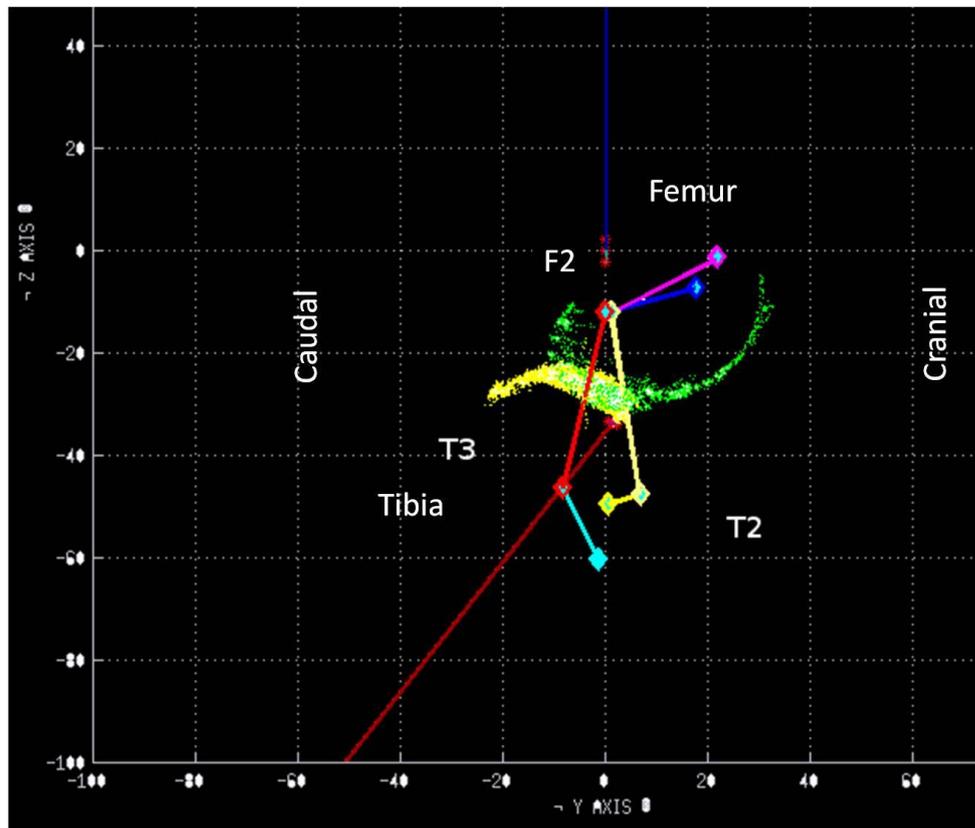


Fig 21. Immagine dello Screenshot dell'elaborazione dati durante i test Ex-Vivo.

Risultati

-Risultati Casi Clinici

I risultati dei 18 casi clinici sono stati valutati utilizzando il test del Chi-quadrato. Sono stati analizzate diverse combinazioni di dati. Nessuno delle combinazioni ha evidenziato dei valori statisticamente significativi ($P < 0.05$). I dati sono stati riportati in istogrammi a colonna con riferimento in % (Figure 22-37).

Codes X	Punti_Isometrici Punti Isometrici		
Codes Y	Zoppia_a_6_mesi Zoppia a 6 mesi		
	Codes X		
Codes Y	2	3	
0	9	7	16 (88,9%)
1	1	1	2 (11,1%)
	10 (55,6%)	8 (44,4%)	18
Chi-squared	0,345		
DF	1		
Significance level	P = 0,5572		
Contingency coefficient	0,137		

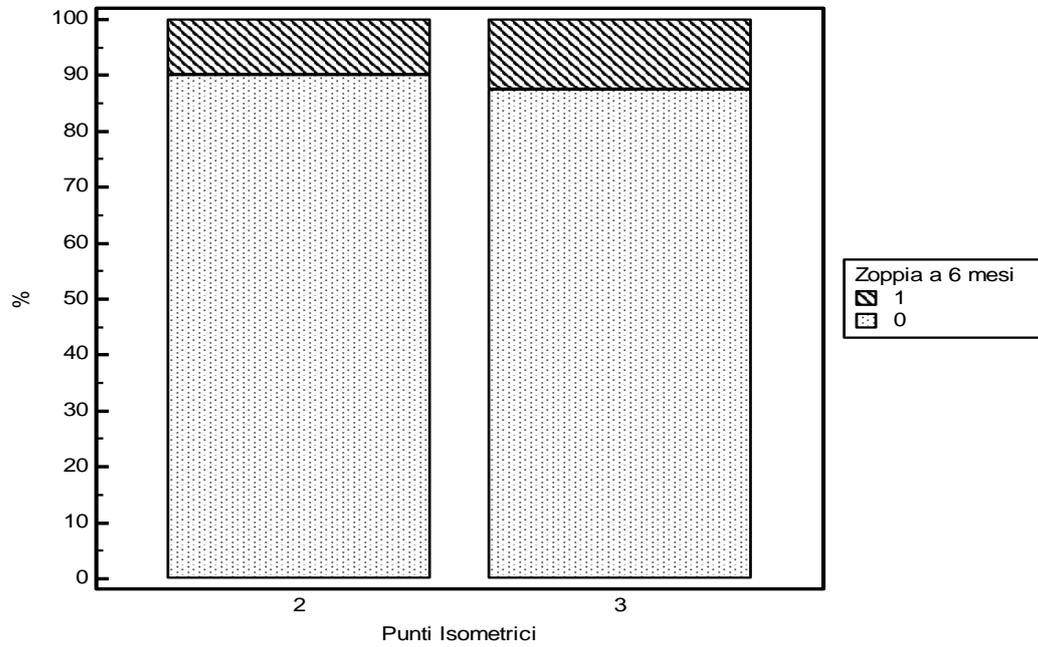


Fig. 22. Confronto fra Puntis Isometrici (2=T2, 3=T3) e Zoppia a 6 mesi (0= assenza zoppia; 1=1° zoppia al trotto).

Codes X	Punti_Isometrici Punti Isometrici		
Codes Y	ROM_post_op ROM post op		
	Codes X		
Codes Y	2	3	
0	9	5	14 (77,8%)
1	1	3	4 (22,2%)
	10 (55,6%)	8 (44,4%)	18
Chi-squared	0,679		
DF	1		
Significance level	P = 0,4099		
Contingency coefficient	0,191		

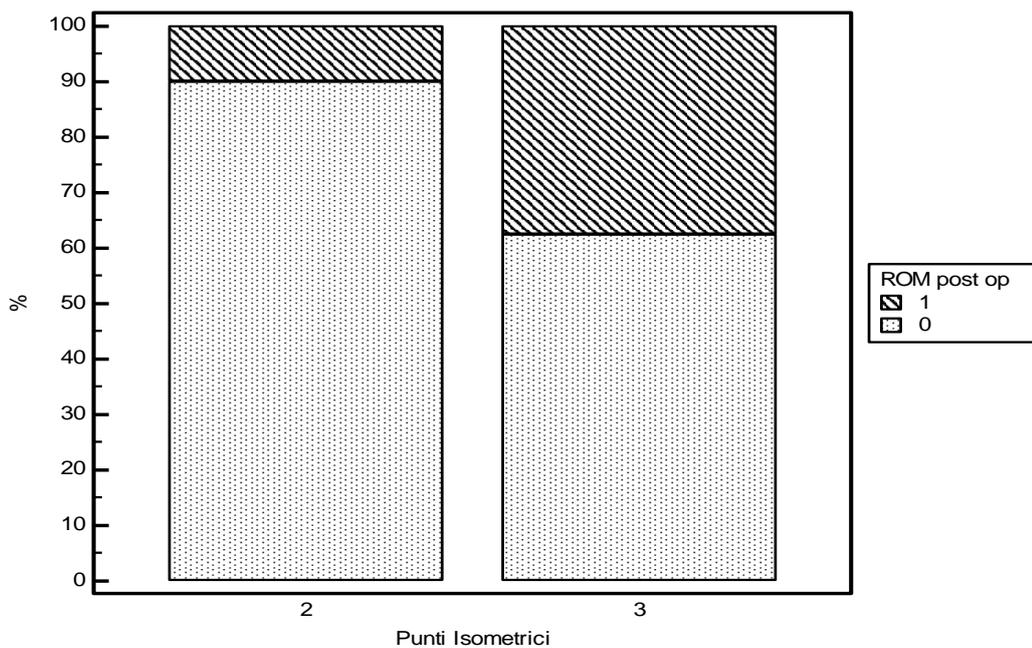


Fig. 23. Confronto fra Puntis Isometrici (2=T2, 3=T3) e ROM post operatoria (0= nessuna variazione, 1=diminuzione ROM 5°÷).

Codes X	Punti_Isometrici Punti Isometrici		
Codes Y	Tensione		
	Codes X		
Codes Y	2	3	
1	5	3	8 (44,4%)
2	1	2	3 (16,7%)
3	4	2	6 (33,3%)
4	0	1	1 (5,6%)
	10 (55,6%)	8 (44,4%)	18
Chi-squared	2,306		
DF	3		
Significance level	P = 0,5113		
Chi-squared test for trend			
Chi-squared (trend)	0,225		
DF	1		
Significance level	P = 0,6353		

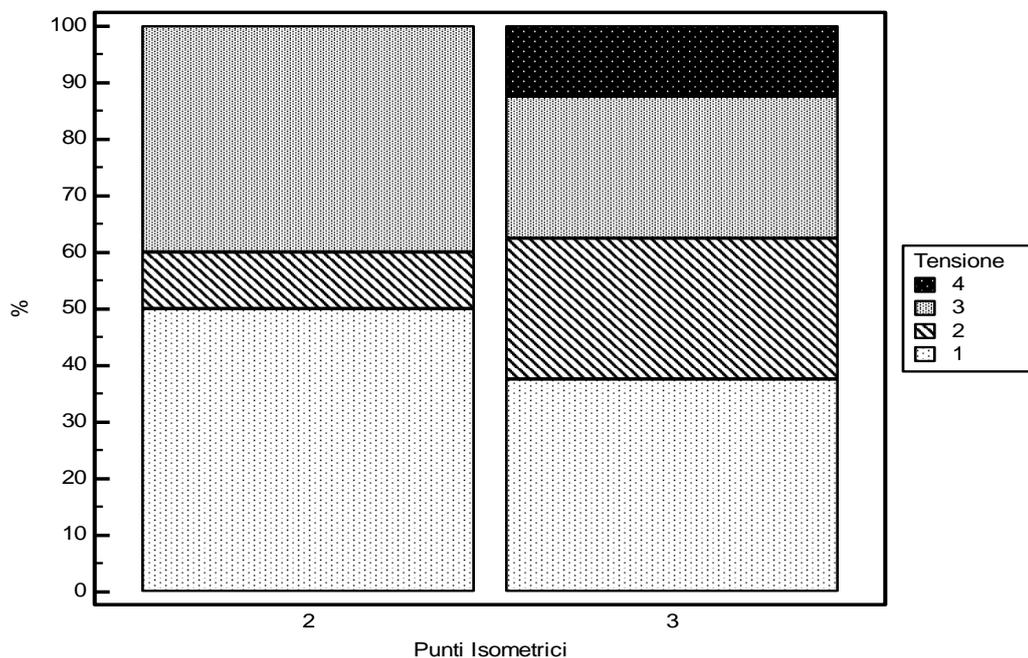


Fig. 24. Confronto fra Punti Isometrici (2=T2, 3=T3) e Tensione TR intra-operatoria(1= 10 LBf – 44.48N, 2= 14 LBf -62.27N, 3= 15 LBf – 66.72N, 4= 18 LBf -80.06N).

Codes X	Punti_Isometrici Punti Isometrici		
Codes Y	Stabilità_AP_6_mesi_ Stabilità AP (6 mesi)		
	Codes X		
Codes Y	2	3	
0	8	5	13 (72,2%)
1	2	3	5 (27,8%)
	10 (55,6%)	8 (44,4%)	18
Chi-squared	0,087		
DF	1		
Significance level	P = 0,7686		
Contingency coefficient	0,069		

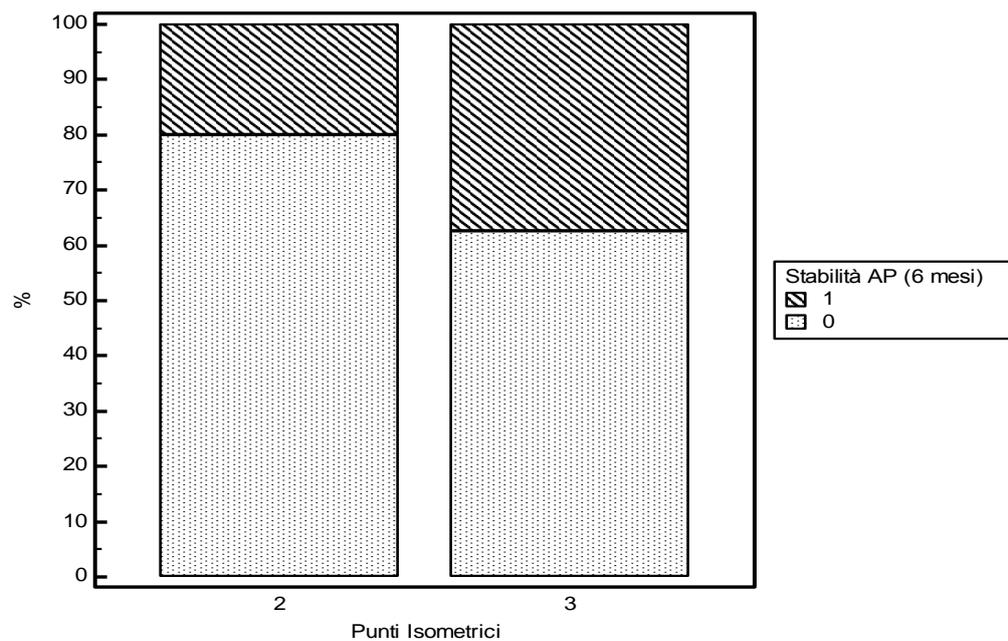


Fig. 25. Confronto fra Punti Isometrici (2=T2, 3=T3) e Stabilità Antero Posteriore a sei mesi (0=stabile, 1=non stabile ≤ 1 mm).

Codes X	Punti_Isometrici Punti Isometrici		
Codes Y	Artrosi_6_mesi_ Artrosi (6 mesi)		
	Codes X		
Codes Y	2	3	
0	5	3	8 (44,4%)
1	5	5	10 (55,6%)
	10 (55,6%)	8 (44,4%)	18
Chi-squared	0,003		
DF	1		
Significance level	P = 0,9577		
Contingency coefficient	0,012		

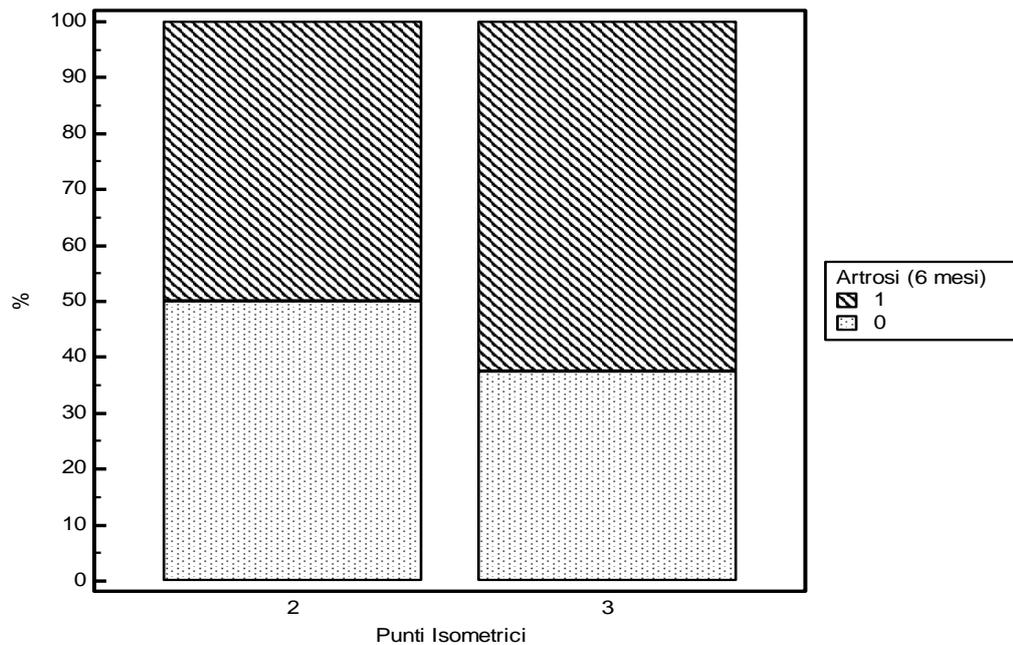


Fig. 26. Confronto fra Punti Isometrici (2=T2, 3=T3) e Artrosi a sei mesi (0=nessun cambiamento dalla situazione iniziale, 1=lieve progressione dell'artrosi +).

Codes X	Punti_Isometrici Punti Isometrici		
Codes Y	Peso_Kg Peso Kg		
	Codes X		
	2	3	
1	3	1	4 (22,2%)
2	3	2	5 (27,8%)
3	3	4	7 (38,9%)
4	1	1	2 (11,1%)
	10 (55,6%)	8 (44,4%)	18
Chi-squared	1,135		
DF	3		
Significance level	P = 0,7687		
Chi-squared test for trend			
Chi-squared (trend)	0,888		
DF	1		
Significance level	P = 0,3461		

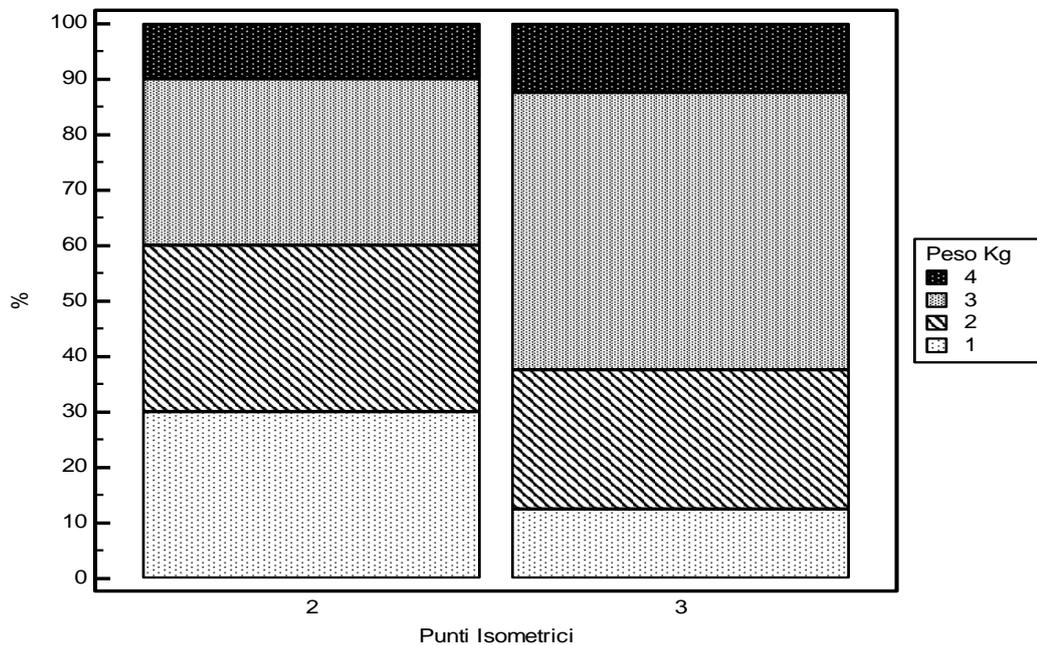


Fig. 27. Confronto fra Punti Isometrici (2=T2, 3=T3) e Peso del paziente (0=<10 kg, 1=10-20 Kg, 2=21-30 kg, 3= 31-40kg, 4= > 40 kg).

Codes X	Zoppia_a_6_mesi Zoppia a 6 mesi		
Codes Y	Peso_Kg Peso Kg		
	Codes X		
	0	1	
1	3	1	4 (22,2%)
2	5	0	5 (27,8%)
3	7	0	7 (38,9%)
4	1	1	2 (11,1%)
	16 (88,9%)	2 (11,1%)	18
Chi-squared	5,344		
DF	3		
Significance level	P = 0,1483		
Chi-squared test for trend			
Chi-squared (trend)	0,031		
DF	1		
Significance level	P = 0,8609		

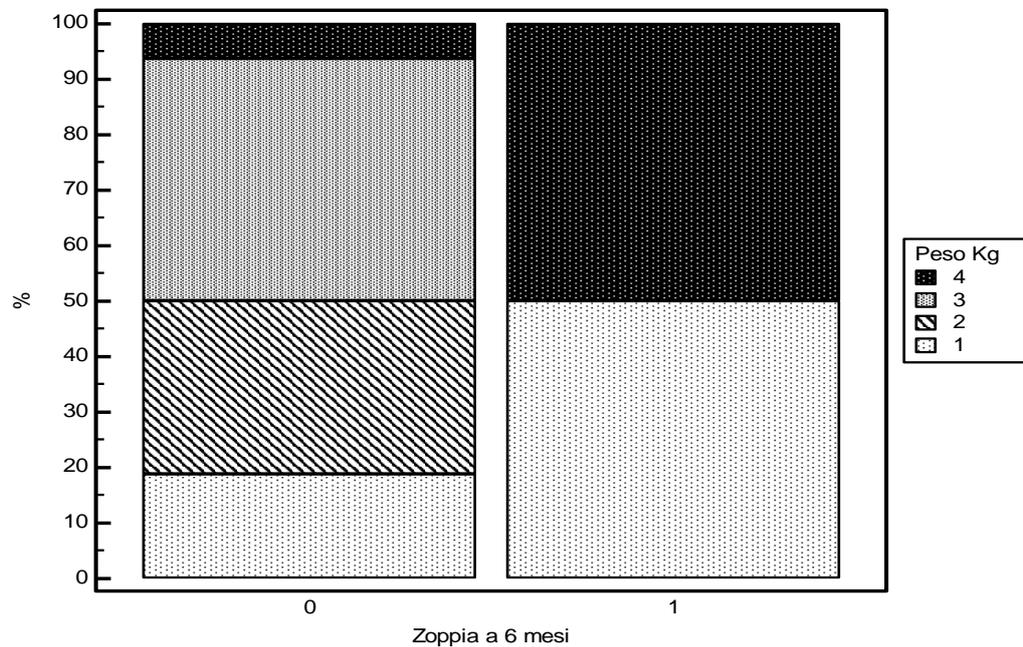


Fig. 28. Zoppia a 6 mesi (0= assenza zoppia; 1=1° zoppia al trotto) e Peso del paziente (0=<10 kg, 1=10-20 Kg, 2=21-30 kg, 3= 31-40kg, 4= > 40 kg).

Codes X	TPA			
Codes Y	Stabilità AP 6 mesi Stabilità AP (6 mesi)			
	Codes X			
Codes Y	0	1	2	
0	2	9	2	13 (72,2%)
1	2	2	1	5 (27,8%)
	4 (22,2%)	11 (61,1%)	3 (16,7%)	18
Chi-squared	1,536			
DF	2			
Significance level	P = 0,4640			
Chi-squared test for trend				
Chi-squared (trend)	0,374			
DF	1			
Significance level	P = 0,5406			

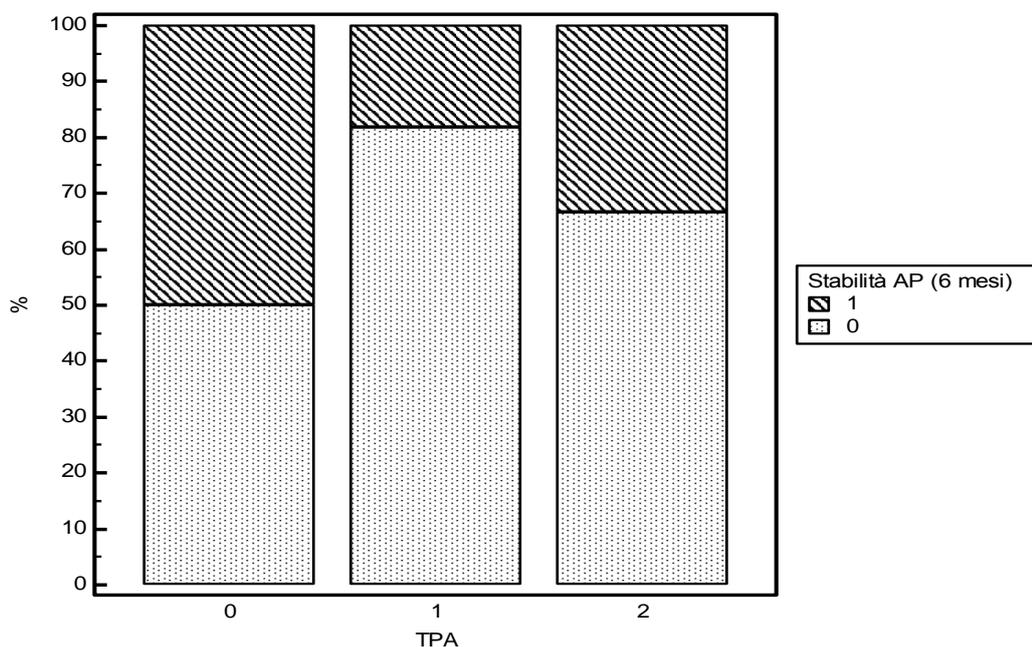


Fig. 29. Tibial Plateau Angle (0= <20°, 1= 21-25°, 2= 26-30°) e Stabilità Antero Posteriore a sei mesi (0=stabile, 1=non stabile ≤1mm).

Codes X	Tensione				
Codes Y	Stabilità AP 6 mesi				
	Stabilità AP (6 mesi)				
	Codes X				
Codes Y	1	2	3	4	
0	6	2	5	0	13 (72,2%)
1	2	1	1	1	5 (27,8%)
	8 (44,4%)	3 (16,7%)	6 (33,3%)	1 (5,6%)	18
Chi-squared	3,046				
DF	3				
Significance level	P = 0,3846				
Chi-squared test for trend					
Chi-squared (trend)	0,277				
DF	1				
Significance level	P = 0,5987				

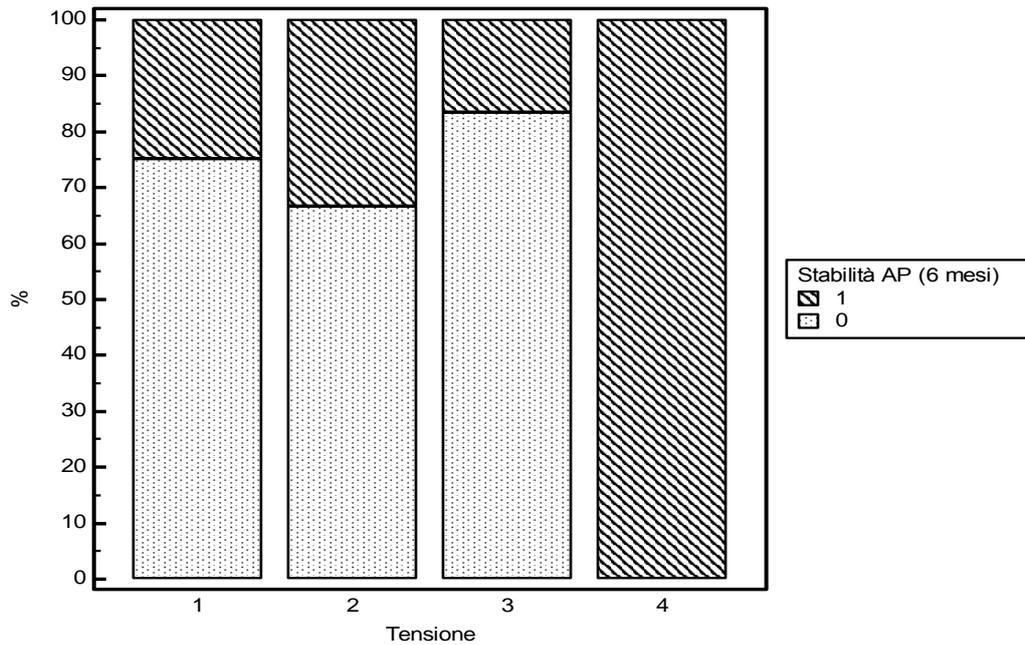


Fig. 30. Tensione TR intra-operatoria(1= 10 LBf – 44.48N, 2= 14 LBf -62.27N, 3= 15 LBf – 66.72N, 4= 18 LBf -80.06N) e Stabilità Antero Posteriore a sei mesi (0=stabile, 1=non stabile $\leq 1\text{mm}$).

Codes X	ROM_post_op ROM post op		
Codes Y	Tensione		
	Codes X		
Codes Y	0	1	
1	7	1	8 (44,4%)
2	2	1	3 (16,7%)
3	4	2	6 (33,3%)
4	1	0	1 (5,6%)
	14 (77,8%)	4 (22,2%)	18
Chi-squared	1,366		
DF	3		
Significance level	P = 0,7135		
Chi-squared test for trend			
Chi-squared (trend)	0,321		
DF	1		
Significance level	P = 0,5708		

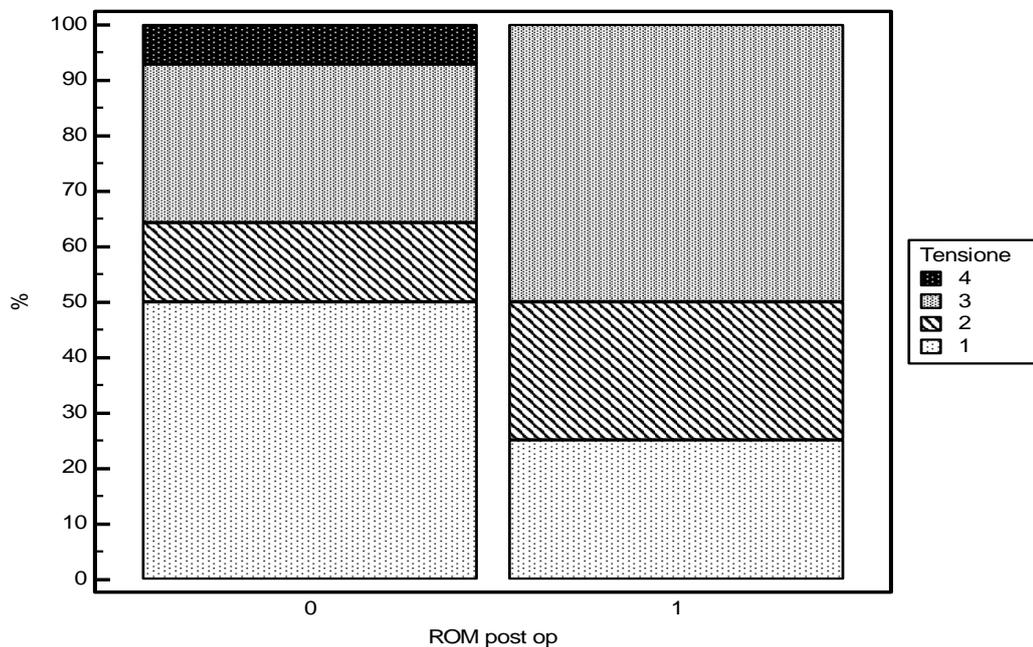


Fig. 31. ROM post operatoria (0= nessuna variazione, 1=diminuzione ROM 5°÷) e Tensione TR intra-operatoria(1= 10 LBf – 44.48N, 2= 14 LBf -62.27N, 3= 15 LBf – 66.72N, 4= 18 LBf - 80.06N).

Codes X	Stabilità_AP_6_mesi_ Stabilità AP (6 mesi)		
Codes Y	Peso_Kg Peso Kg		
	Codes X		
Codes Y	0	1	
1	2	2	4 (22,2%)
2	4	1	5 (27,8%)
3	5	2	7 (38,9%)
4	2	0	2 (11,1%)
	13 (72,2%)	5 (27,8%)	18
Chi-squared	1,907		
DF	3		
Significance level	P = 0,5920		
Chi-squared test for trend			
Chi-squared (trend)	1,158		
DF	1		
Significance level	P = 0,2819		

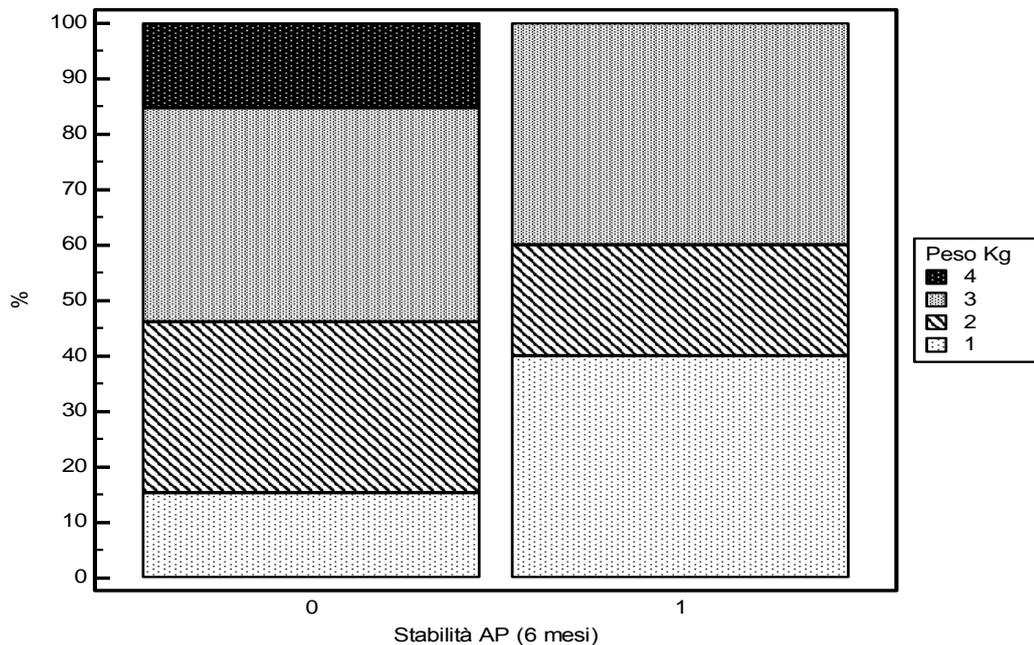


Fig. 32. Stabilità Antero Posteriore a sei mesi (0=stabile, 1=non stabile ≤ 1 mm) e Peso del paziente (0= <10 kg, 1=10-20 Kg, 2=21-30 kg, 3= 31-40kg, 4= > 40 kg).

Codes X	Artrosi_6_mesi_ Artrosi (6 mesi)		
Codes Y	Stabilità_AP_6_mesi_ Stabilità AP (6 mesi)		
	Codes X		
	0	1	
0	6	7	13 (72,2%)
1	2	3	5 (27,8%)
	8 (44,4%)	10 (55,6%)	18
Chi-squared	0,087		
DF	1		
Significance level	P = 0,7686		
Contingency coefficient	0,069		

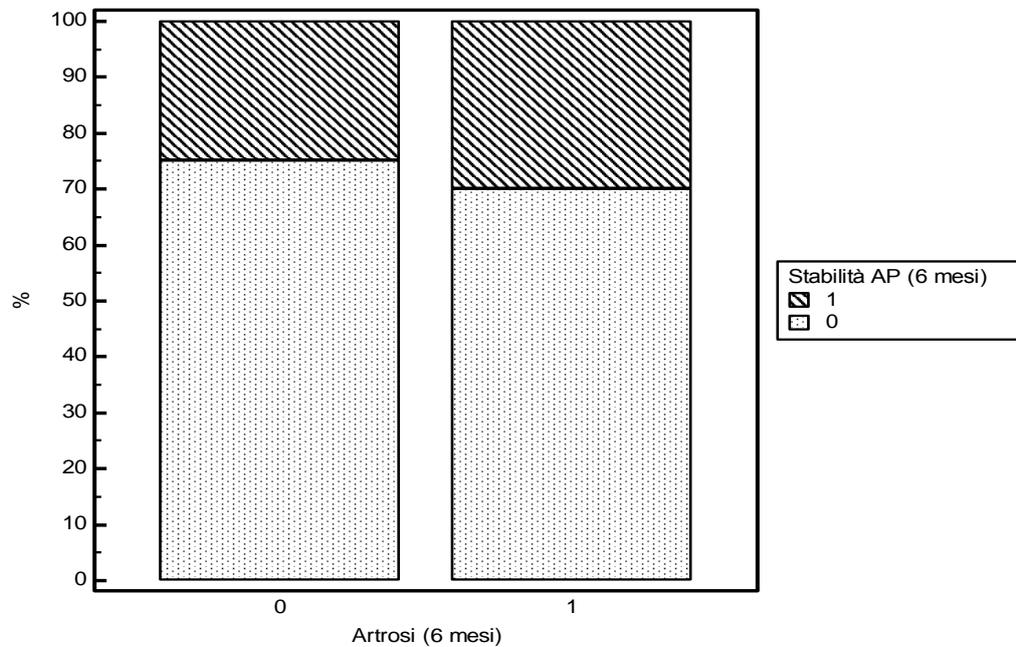


Fig. 33. Artrosi a sei mesi (0=nessun cambiamento dalla situazione iniziale,1=lieve progressione dell'artrosi +) e Stabilità Antero Posteriore a sei mesi (0=stabile, 1=non stabile ≤ 1 mm).

Codes X	Tensione				
Codes Y	Stabilità AP 6 mesi				
	Stabilità AP (6 mesi)				
	Codes X				
Codes Y	1	2	3	4	
0	6	2	5	0	13 (72,2%)
1	2	1	1	1	5 (27,8%)
	8 (44,4%)	3 (16,7%)	6 (33,3%)	1 (5,6%)	18
Chi-squared	3,046				
DF	3				
Significance level	P = 0,3846				
Chi-squared test for trend					
Chi-squared (trend)	0,277				
DF	1				
Significance level	P = 0,5987				

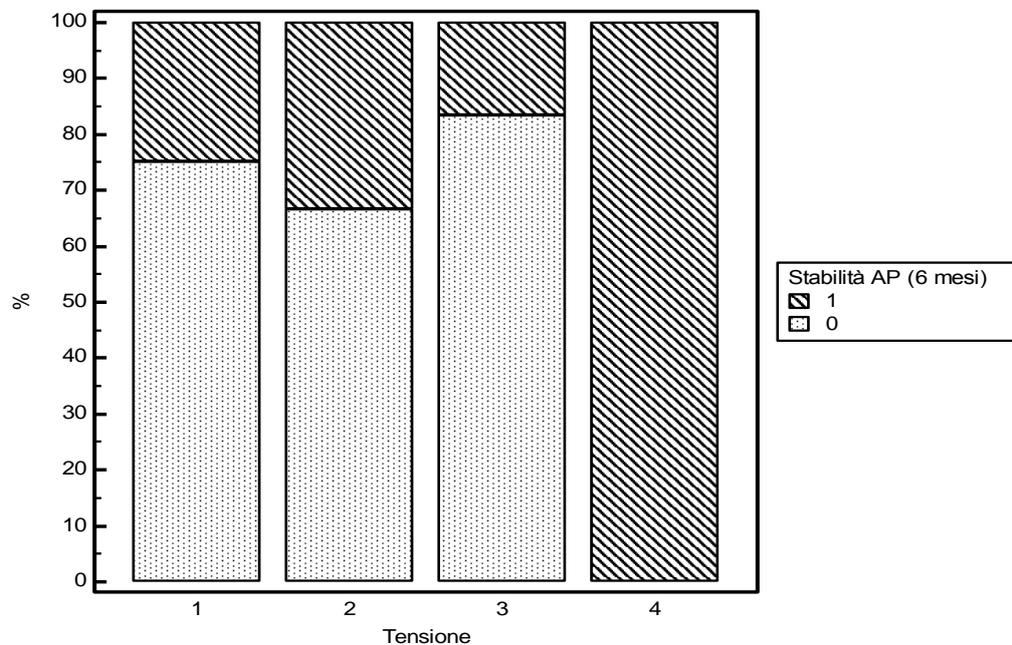


Fig. 34. Tensione TR intra-operatoria(1= 10 LBf – 44.48N, 2= 14 LBf -62.27N, 3= 15 LBf – 66.72N, 4= 18 LBf -80.06N) e Stabilità Antero Posteriore a sei mesi (0=stabile, 1=non stabile $\leq 1\text{mm}$).

Codes X	ROM_post_op ROM post op		
Codes Y	Artrosi_6_mesi_ Artrosi (6 mesi)		
	Codes X		
Codes Y	0	1	
0	5	3	8 (44,4%)
1	9	1	10 (55,6%)
	14 (77,8%)	4 (22,2%)	18
Chi-squared	0,679		
DF	1		
Significance level	P = 0,4099		
Contingency coefficient	0,191		

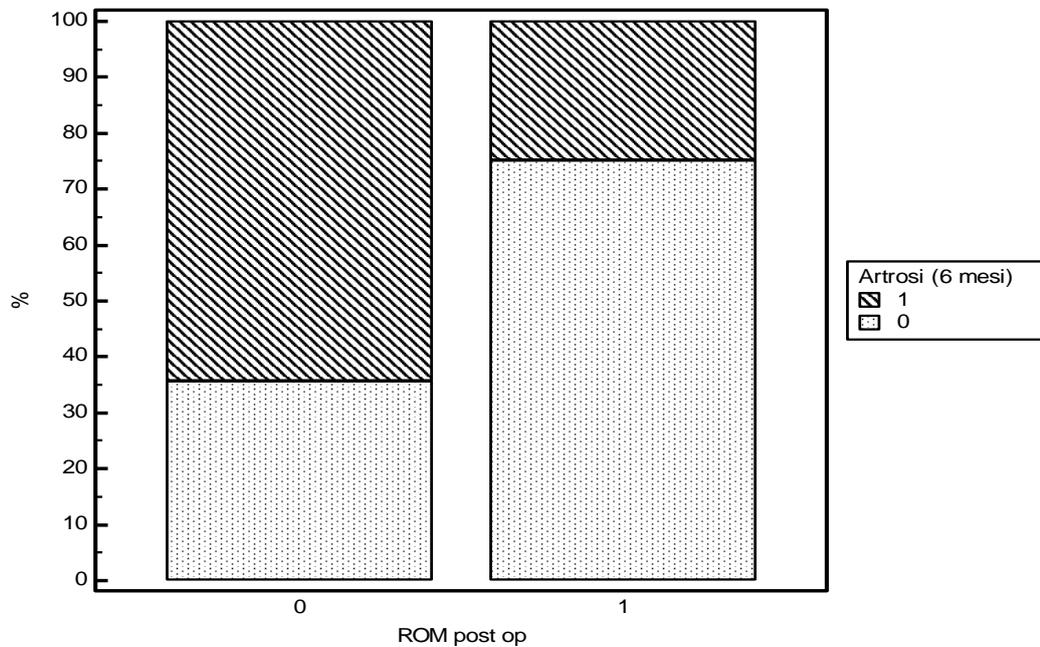


Fig. 35. ROM post operatoria (0= nessuna variazione, 1=diminuzione ROM 5°÷) e Artrosi a sei mesi (0=nessun cambiamento dalla situazione iniziale,1=lieve progressione dell'artrosi +).

Codes X	Tensione				
Codes Y	TPA				
	Codes X				
Codes Y	1	2	3	4	
0	3	0	1	0	4 (22,2%)
1	5	3	3	0	11 (61,1%)
2	0	0	2	1	3 (16,7%)
	8 (44,4%)	3 (16,7%)	6 (33,3%)	1 (5,6%)	18
Chi-squared	10,290				
DF	6				
Significance level	P = 0,1130				
Contingency coefficient	0,603				

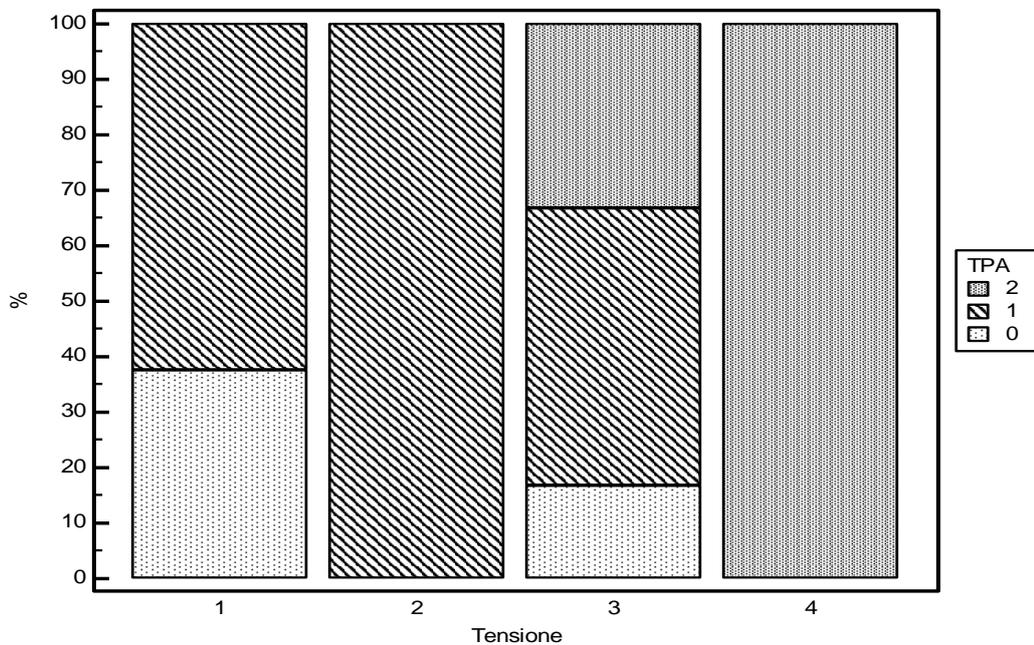


Fig. 36. Tensione TR intra-operatoria(1= 10 LBf – 44.48N, 2= 14 LBf -62.27N, 3= 15 LBf – 66.72N, 4= 18 LBf -80.06N) e Tibial Plateau Angle (0= <20°, 1= 21-25°, 2= 26-30°).

Codes X	Artrosi_6_mesi_ Artrosi (6 mesi)		
Codes Y	Zoppia_a_6_mesi Zoppia a 6 mesi		
	Codes X		
	0	1	
0	7	9	16 (88,9%)
1	1	1	2 (11,1%)
	8 (44,4%)	10 (55,6%)	18
Chi-squared	0,345		
DF	1		
Significance level	P = 0,5572		
Contingency coefficient	0,137		

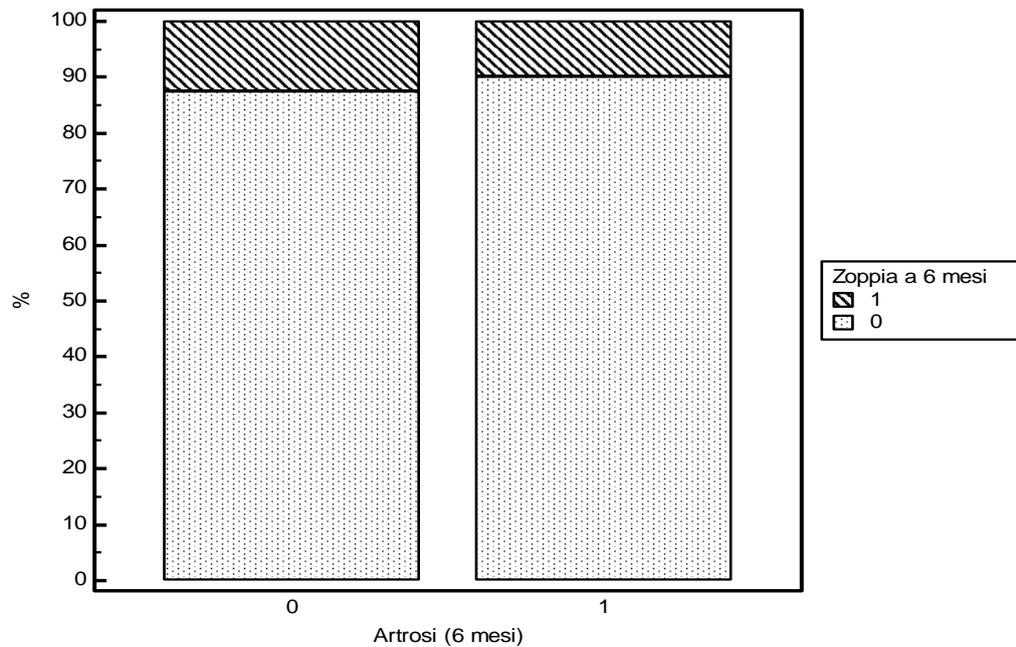


Fig. 37. Artrosi a sei mesi (0=nessun cambiamento dalla situazione iniziale,1=lieve progressione dell'artrosi +) e Zoppia a 6 mesi (0= assenza zoppia; 1=1° zoppia al trotto).

Risultati questionario

Il questionario d'indagine segue le linee guida del KOOS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score) (Ross E. and Toksvig-Larsen S., 2003). Tale questionario (Fig. 14) è composto da una parte per il proprietario formata da tre sottoclassi: Dolore (Pain), Rigidità (Stiffness), Funzione (Function) e da una parte per il Veterinario composta a sua volta da tre sottoclassi: Esame Ispettivo (Visual Examination), Esame Manuale (Manual Examination) ed Esame Radiografico (X-Ray Examination). L'analisi finale prevede l'applicazione di una formula per ciascun sottogruppo. I 18 casi sono stati quindi analizzati come gruppo unico calcolando i dati forniti nei diversi controlli: tempo 0 pre-op, tempo 1 mese, 3 mesi e 6 mesi post-op; oltre che valutati come singoli casi per determinare il successo o il fallimento del trattamento. Lo score di punteggio prevede dei valori da 0-40 punti= fallimento; 41-60 punti= sufficiente (ma con lungo tempo di recupero oltre 6 mesi); 61-80 punti= buono (breve tempo di recupero sei mesi); 81-100 ottimo (senza complicazioni e rapida ripresa meno di sei mesi). (Registriamo che per soli 2 casi non è stato possibile eseguire la compilazione del questionario a tre mesi e in 4 casi non è stato possibile eseguire i controlli radiografici a sei mesi).

24 domande + 11 cliniche = Totale 35			
Sommare il totale del punteggio di ogni sottoscala e dividere per il punteggio massimo possibile per la sottoscala. Il punteggio viene normalizzato ottenendo una scala di valori dove 0 indica la presenza grave di problemi e 100 indica assenza di problemi.			
$100 - \frac{\text{totale score subscala} \times 100}{\text{possibile score massimo subscala}} = 100 - \frac{\dots}{\text{possibile score massimo subscala}} = \dots$			
1. PAIN	$100 - \frac{\text{total score P1-P12} \times 100}{48}$	$= 100 - \frac{\dots}{48}$	=
2. STIFFNESS	$100 - \frac{\text{total score S1-S5} \times 100}{20}$	$= 100 - \frac{\dots}{20}$	=
3. FUNCTION	$100 - \frac{\text{total score F1-F7} \times 100}{28}$	$= 100 - \frac{\dots}{28}$	=
4. ESAME MANUALE	$100 - \frac{\text{total score H1-H7} \times 100}{28}$	$= 100 - \frac{\dots}{28}$	=
5. ESAME ISPETTIVO	$100 - \frac{\text{total score I1-I3} \times 100}{12}$	$= 100 - \frac{\dots}{12}$	=
6. ES. RADIOGRAFICO	$100 - \frac{\text{total score R1} \times 100}{4}$	$= 100 - \frac{\dots}{4}$	=
totale	$100 - \frac{\text{total score P1-R1(oI3)} \times 100}{140 \text{ (o136)}}$	$= 100 - \frac{\dots}{140 \text{ (o136)}}$	=

Fig. 38. Schema di calcolo del questionario.

I risultati complessivi dei 18 casi clinici hanno evidenziato un buon andamento in tutti i soggetti e una buona valutazione da parte dei proprietari nei controlli post-operatori. Solo 5 casi presentavano uno spostamento AP a sei mesi $\leq 1\text{mm}$ ma nella maggior parte dei casi (4/5) con una buona andatura e assenza di zoppia, inoltre solo 2 casi hanno presentato una lieve zoppia di 1° al trotto a sei mesi dall'intervento (uno di questi rientrava nei 5 con spostamento AP). In solo sei casi si presentava una leggera evoluzione osteoartrosica OA (comunque in pazienti che partivano con una situazione già conclamata di OA), mentre nei restanti casi (12) non si è avuta nessuna comparsa di OA o aggravamento dalla condizione iniziale. La ROM si presentava diminuita in soli 4 casi (casi di grave OA). Nella maggior parte dei pazienti si presentava una buona ripresa funzionale già a 1 mese e ottima a 3 mesi, solo in 2 pazienti persisteva una leggera zoppia al trotto a 6 mesi. Si registra solo un caso di infezione da *Pseudomonas* (20 giorni post-op) trattato con terapia antibiotica con risoluzione a 2 settimane dall'inizio del trattamento. Tuttavia dal calcolo di ciascun questionario per ognuno dei nostri 18 casi si presenta un punteggio > 81 indicando un ottimo valore in ciascuna voce del questionario e confermando il successo clinico a sei mesi per ognuno dei nostri pazienti.

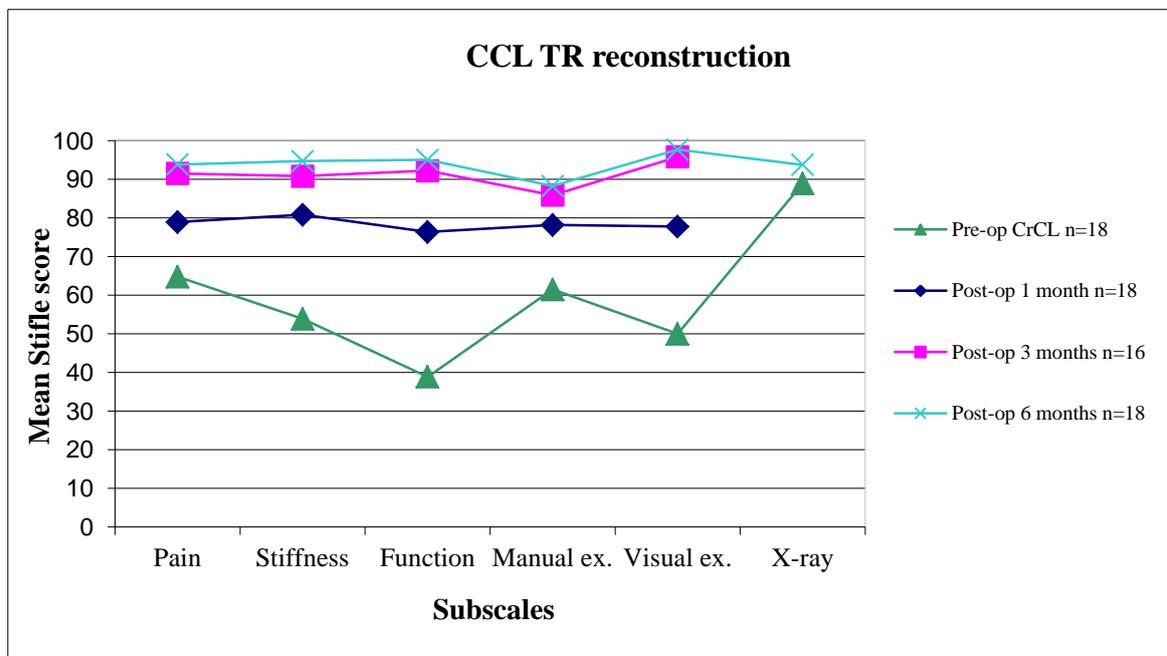


Fig. 39. Rappresentazione grafica dell'andamento clinico secondo il questionario a tempo 0 (pre-operatorio), tempo 1 (post-op 1 mese), tempo 3 (post-op 3 mesi) e tempo 6 (post-op 6 mesi). Valutazione KOOS: 0 indica gravi problemi e 100 indica assenza di problemi (*KOOS Profile. 0 indicates extreme problems and 100 indicate no problems*)

-Risultati Esami Ex-Vivo

Ogni cane presentava una completa maturità scheletrica e non mostrava evidenze radiografiche di malattie ortopediche o alterazioni ossee. Non sono state osservate complicanze nella procedura chirurgica in nessun preparato anatomico.

Valutazione della lassità articolare:

Gli esiti quantitativi dei test di lassità per ciascuna condizione del ginocchio sono riportati nelle figure 40-44 (Grafici ad Istogramma, * rosso rappresenta i valori statisticamente significativi [P<0.05]).

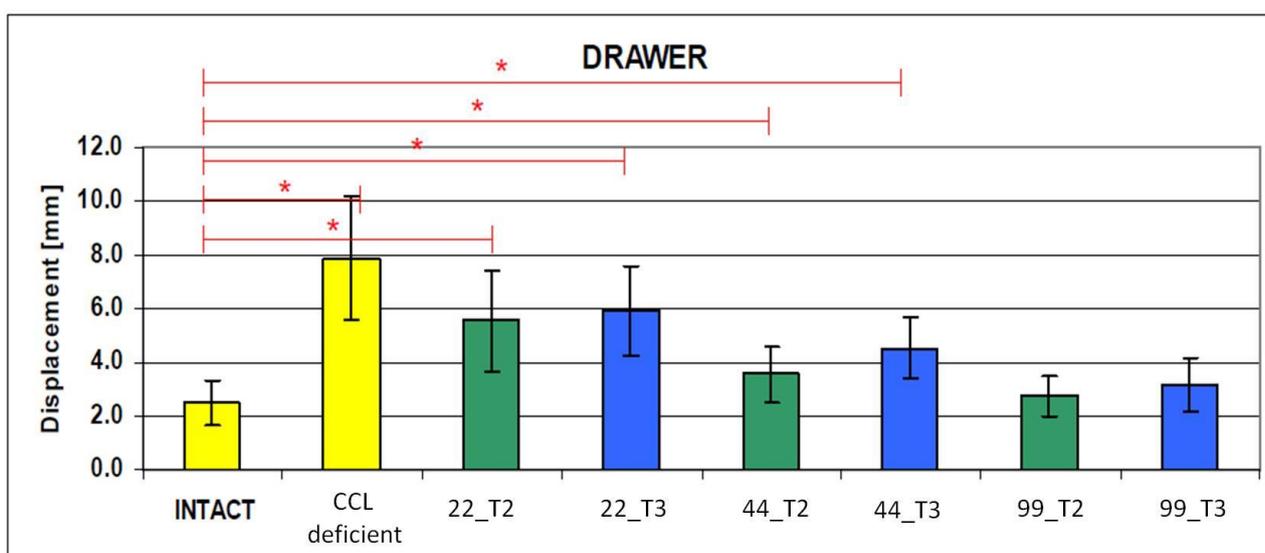


Fig. 40

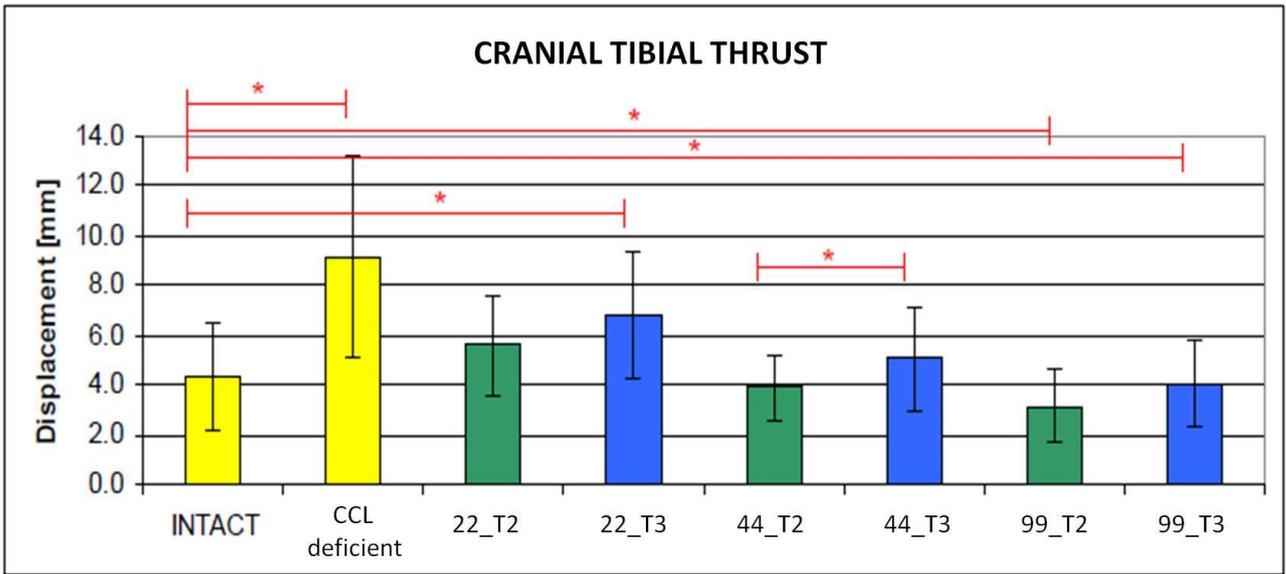


Fig. 41

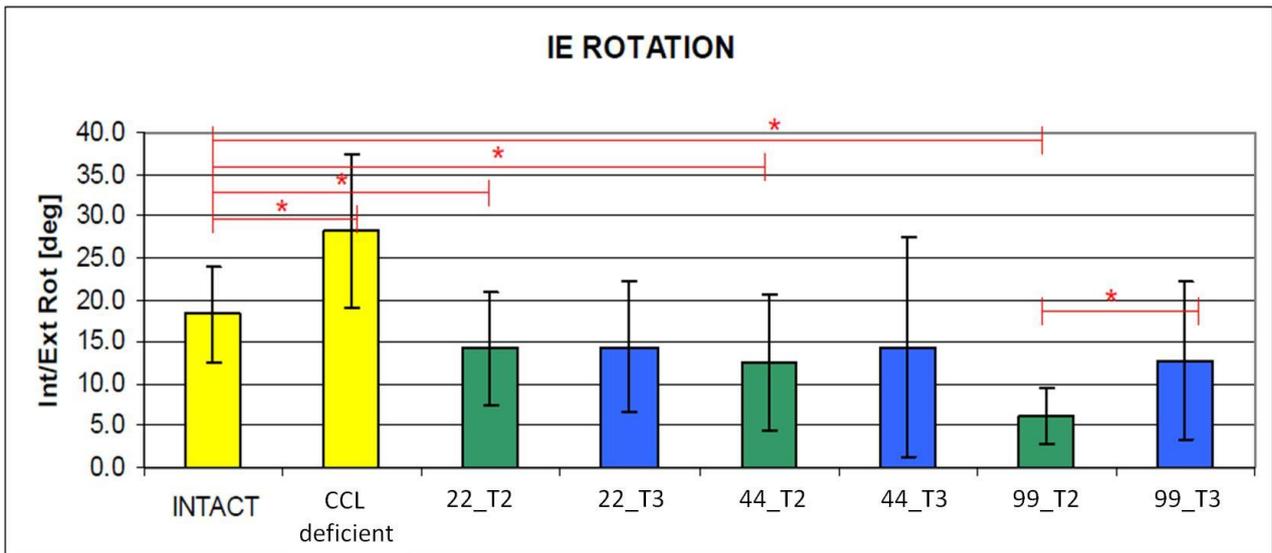


Fig. 42

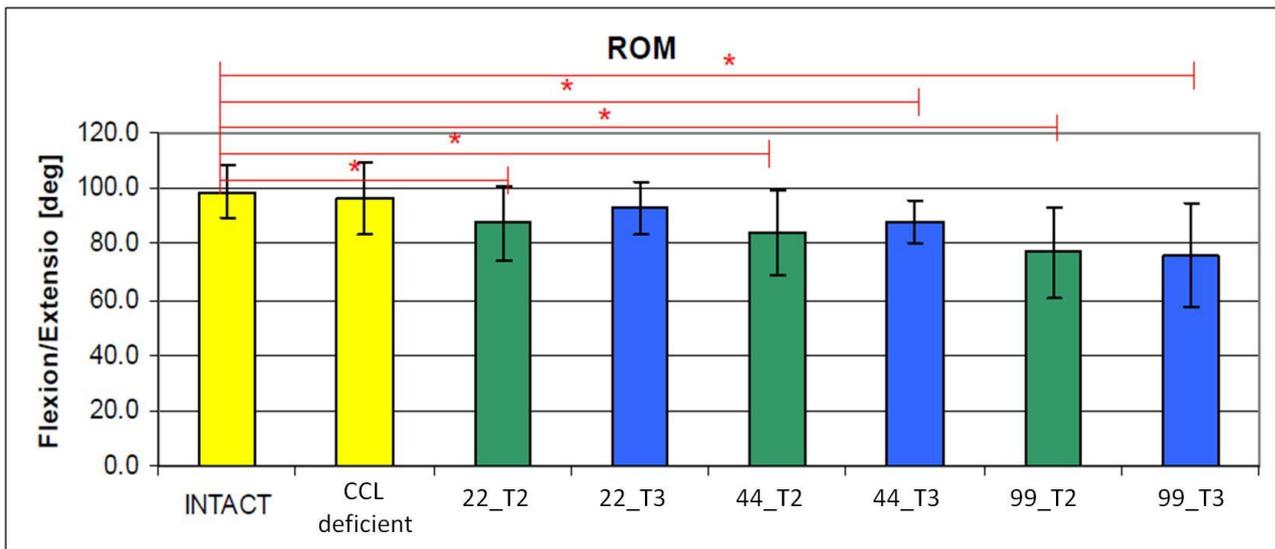


Fig. 43

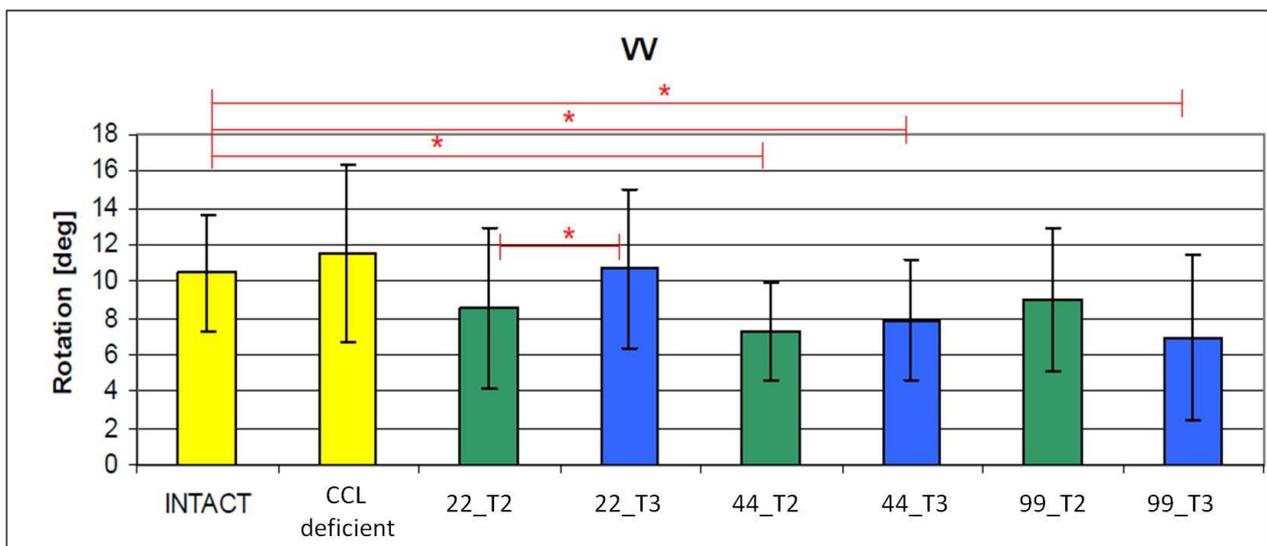


Fig. 44

Il test del cassetto presenta valori statisticamente significativi ($P < 0.05$) con aumento in spostamento AP rispettivamente dopo resezione del LCCr, dopo ricostruzione T2 a 22 N, ricostruzione T3 a 22 N, ricostruzione T2 a 44 N e ricostruzione T3 a 44 N (Fig. 40). Per quanto riguarda il test di compressione tibiale valori statisticamente significativi ($P < 0.05$) di aumenti di

spostamento in AP, rispetto al ginocchio intatto, è stato riscontrato dopo la resezione del LCCr e ricostruzione T3 a 22 N, mentre una notevole diminuzione è stata trovata sia dopo ricostruzione in T2 e T3 a 99 N di tensione. La comparazione tra la ricostruzione in T2 e T3 a 44 N ha mostrato un maggiore valore di spostamento AP in seguito alla ricostruzione a livello di T3 (Fig. 41). L'analisi di rotazione IE ha riportato una diminuzione statisticamente significativa ($P < 0.05$) di lassità dopo la ricostruzione in T2 a 22 N, 44 N e 99 N di tensione. Oltre ad un aumento statisticamente significativo osservato dopo resezione del LCCr. Confronto tra le ricostruzioni in T2 e T3 a 99 N mostrato a maggiori valori di rotazione IE dopo ricostruzione in T3 (Fig. 42). La valutazione della flessione-estensione sottolinea valori statisticamente significativi ($P < 0.05$) della ROM in seguito a ricostruzione in T2 a tutte le tensioni valutate della protesi ed inoltre dopo ricostruzione in T3 ma limitato a 44 N e 99 N di tensione (Fig. 43). Per quanto riguarda la valutazione della rotazione VV valori di diminuzione della lassità (o rotazione) statisticamente significativi ($P < 0.05$), rispetto allo stato integro del LCCr, sono stati trovati dopo la ricostruzione in T2 a 44 N e ricostruzione in T3 sia a 44 N che a 99 N. Confronto tra T2 e T3 rispetto la ricostruzione a 22 N mostrato valori maggiori di rotazione VV dopo la ricostruzione in T3 (Fig. 44).

Valutazione dell'isometria:

La variazione percentuale di lunghezza tra il punto a livello della femorale (F2) e ciascun punto tibiale (T2 e T3) per ogni angolo di flessione nell'intervallo tra 20° - 160° e per tutti i livelli di tensione protesica (TR) valutati (22N, 44N, 99N) ha evidenziato una maggiore isometria nella coppia di punti F2-T2. Il grafico illustra in ascisse il valore di angolo di flessione mentre l'asse y l'allungamento corrispondente (+) o accorciamento (-) rispetto alla condizione iniziale (Fig. 45). Come condizione iniziale è stato assunto il punto di partenza della prova flessione-estensione. Viene riportato un grafico per ciascuna prova isometrica eseguita a diversi N di tensione della protesi (Fig. 45).

Comparison of Isometric Points

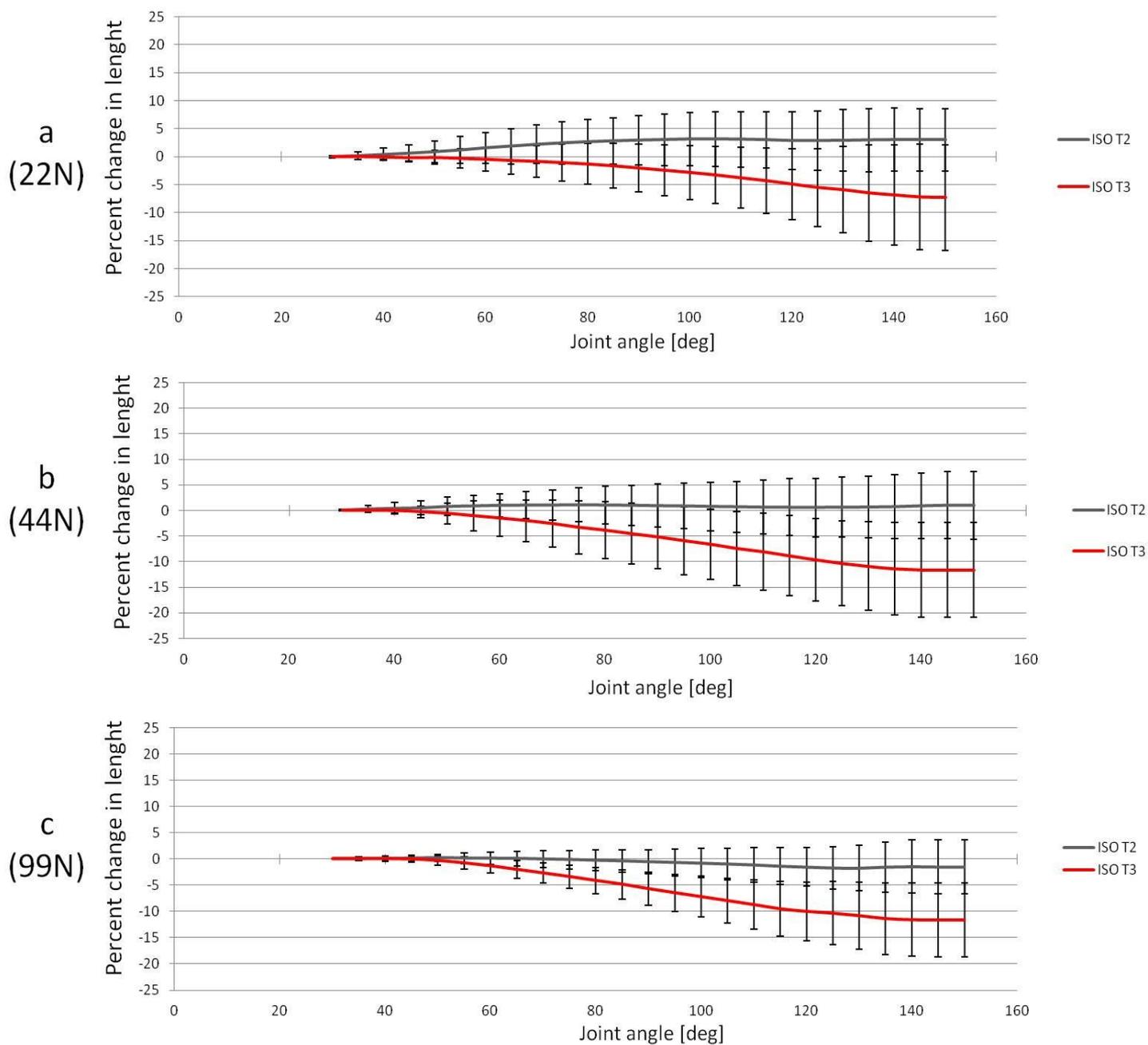


Fig. 45. Grafici che rappresentano la variazione percentuale di lunghezza tra F2 e T2-T3 valutati a diversi N ti tensione protesica e a diversi angoli di flessione-estensione.

Validazione del Sistema di Navigazione in Medicina Veterinaria

La validazione del sistema di navigazione computerizzato in Medicina Veterinaria, utilizzato in questo progetto di ricerca, è stata dimostrata dall'autore in collaborazione con la Dott.ssa Signorelli e il Dott. Lopomo. Per la validazione sono state analizzate le letture di n=14 arti posteriori di diverse razze di cani, soppressi per ragioni non correlate a questo studio, preparando gli arti con il medesimo protocollo (ex-vivo) descritto in precedenza e raccogliendo i dati cinematici passivi del ginocchio sano e dopo rottura del LCCr. Il ginocchio è stato sottoposto in entrambe le condizioni (LCCr sano e rotto) a test specifici, quali il test del cassetto e movimenti di rotazione interna/esterna (IE). I test sono stati ripetuti tre volte per ciascun movimento e per ciascuna condizione del LCCr. La ripetibilità e l'affidabilità della gamma di movimenti sono stati analizzati per determinare se questa metodologia di analisi della lassità intraoperatoria può essere applicata alla chirurgia del LCCr nel cane. Al fine di quantificare la ripetibilità e la precisione sono stati valutati: il coefficiente di correlazione inter-classe (ICC) e l'errore percentuale medio, eseguendo calcoli per ogni singolo campione di test ($\Delta_r\%$ =errore percentuale medio) e sul totale dei campioni analizzati ($\Delta_r^t\%$ =errore percentuale medio totale). Lo studio ha mostrato una buona correlazione intra-classe sia prima che dopo la resezione del LCCr per le due prove cinematiche. In particolare, è stato rinvenuto un minimo ICC=0.73 durante la rotazione interna/esterna con LCCr intatto e un valore massimo di ICC=0.97 per lo spostamento AP con LCCr rotto. Rotazione IE con LCCr integro rappresenta la condizione con il massimo $\Delta_r\%$ =14%, mentre è stato ottenuto il più basso $\Delta_r\%$ =6% per spostamento AP con LCCr rotto. La precisione nell'analisi inter-campioni è risultata decisamente inferiore, anzi il $\Delta_r^t\%$ era in un intervallo compreso tra 46% e 70%. Tutti i dati sono stati analizzati grazie a un sistema di calcolo appositamente sviluppato MATLAB (*Mathworks Inc. Natick, Massachusetts, USA*). In particolare, il movimento (traslazione e rotazione) della tibia rispetto al femore è stato calcolato adattando l'algoritmo di Grood and Suntay (*Grood ES. and Suntay WJ.,*

1983) all'articolazione del ginocchio del cane. Questa analisi ha permesso di considerare il metodo proposto utile sia per gli studi biomeccanici che per le applicazioni cliniche relative alla quantificazione della lassità in chirurgia veterinaria. Proposta futura dell'applicazione di questo sistema, dopo opportune modificazioni riguardanti i trackers (utilizzando K-wire di \varnothing inferiore), riguarda il suo possibile utilizzo in sala operatoria per assistere il chirurgo veterinario nelle procedure ortopediche di impianti protesici sia per il ginocchio ma soprattutto per gomiti ed anche. Questa metodica di navigazione permetterà di assistere e guidare il chirurgo veterinario nelle procedure più complesse ad altissima precisione, come già avviene in chirurgia umana.

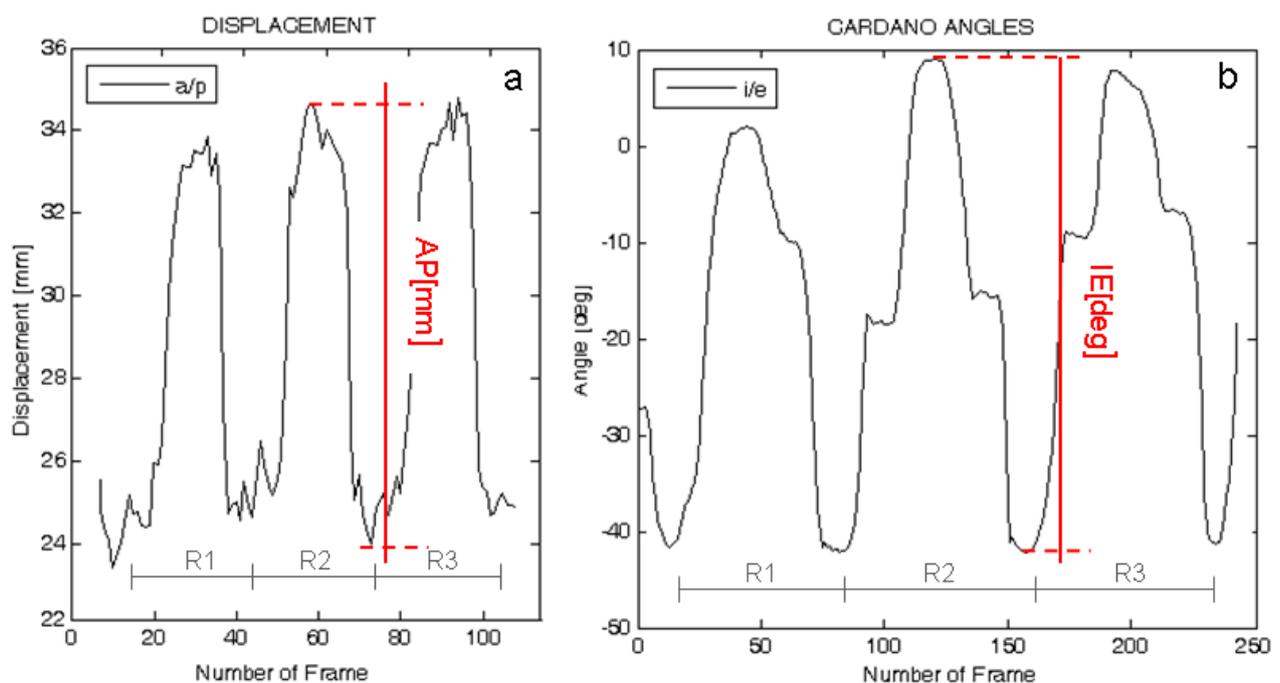
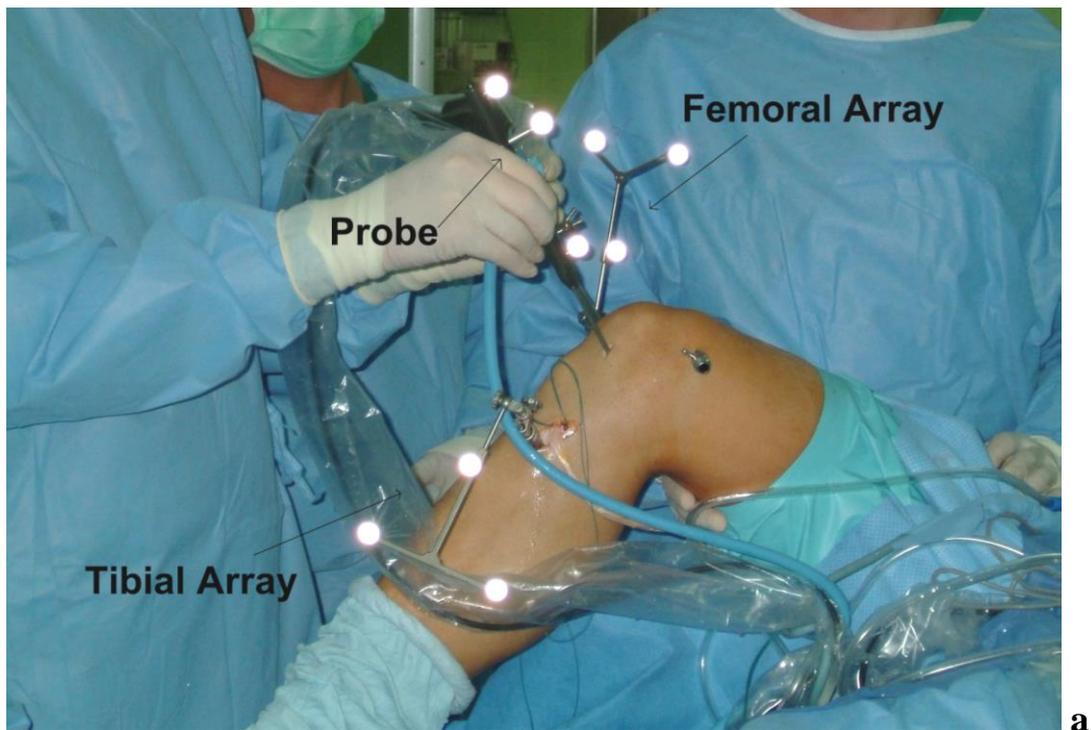
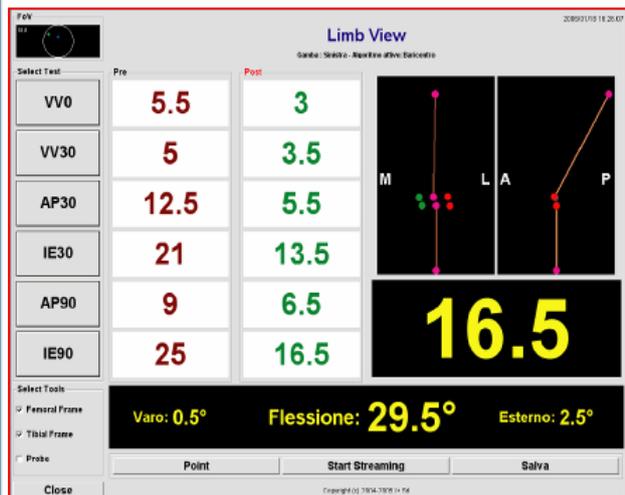
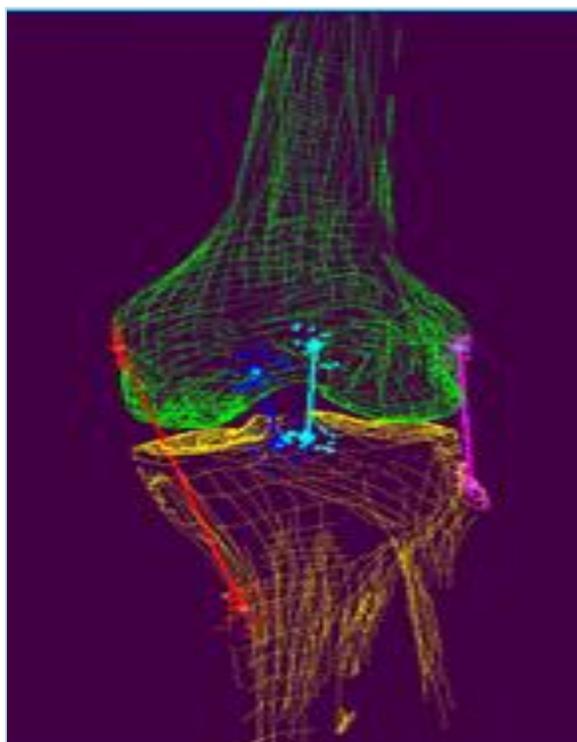


Fig. 46. Esempio di parametri di lassità analizzati durante la validazione del sistema: Spostamento AP [mm] e angolo di rotazione IE [deg] durante le tre ripetizioni (R1,R2,R3) del test del cassetto craniale (a) e test di rotazione esterno/interno (b). (Tratto dagli studi di validazione del sistema di navigazione per gentile concessione della Dott.ssa Signorelli e Dott. Lopomo).



a



b

Fig. 47. Fase di registrazione durante intervento di ricostruzione del LCCr in Umana. Presenza del tibial array (o traker), femor array (o traker) e del probe (a). Screenshot dell'elaborazione dati durante i test (b). (Tratto da: Quantitative assessment of knee stability during surgery and evaluation of joint restored functionalities after the reconstruction. Per gentile concessione del Dott. Nicola Francesco Lopomo).

Discussione

Lo studio clinico rileva nella maggior parte dei casi trattati con tecnica TR una buona ripresa già a 1 mese e una ottima ripresa a 3 mesi. Infatti a un mese dalla chirurgia si presentavano 4/18 casi con una zoppia di 1°, 2/18 casi con zoppia di 3°. A 3 mesi dalla chirurgia 2/18 casi presentavano zoppia di 2°. Soltanto 2 dei 18 casi presentavano ancora una zoppia di 1° al trotto a sei mesi. Questo può essere correlato allo stato di artrosi avanzata in cui si trovavano i pazienti già all'inizio della chirurgia oppure in uno di questi due casi correlato alla leggera instabilità AP residua a sei mesi. Inoltre si presentava in 5 casi un residuo di instabilità AP $\leq 1\text{mm}$ a sei mesi, di questi come descritto precedentemente, solo 1 rientrava nei due casi con zoppia mentre gli altri non presentavano alcuni deficit deambulatori ne dolore. Questo spostamento AP residuo può essere attribuito o ad un allentamento protesico e più specificatamente del nodo per una cattiva gestione nel periodo postoperatorio oppure più raramente a una rottura protesica. La riduzione della ROM ($\leq 5^\circ$ dalla situazione iniziale) si presentava in 4 casi ma tutti già con una condizioni OA di partenza medio-grave. In tutti i casi abbiamo quindi confrontato T2 vs T3 registrando diversi valori. T2 presenta 1 caso di zoppia e 2 casi di instabilità AP a sei mesi; mentre T3 presenta 1 caso di zoppia e 3 casi di instabilità AP a sei mesi. Si registrano dei valori di tensione protesica differenti, tra 44 N-62 N nel punto T2 mentre valori più alti tra 62 N-80 N sono stati registrati principalmente in T3. Tuttavia il questionario evidenzia uno score (*KOOS Profile*) in ciascun caso > 81 punti (rapida ripresa) classificando in maniera ottimale tutti i pazienti. Solo una infezione da *Pseudomonas* si è verificata nei nostri 18 casi ed è stata trattata con terapia antibiotica sistemica e intra-articolare con risoluzione clinica nell'arco di 2 settimane (comparsa al primo controllo a circa 20 giorni post-op). Dalla nostra esperienza clinica registriamo un miglior approccio chirurgico, rapida ripresa e minor complicanze nei soggetti operati in T2. Inoltre il punto T3 necessita, nella maggior parte dei casi di tensioni protesiche troppo elevate $>60\text{N}$, essendo i due punti F2-T3 ravvicinati, aumentando così il rischio di riduzione della ROM post-op, eccessivo schiacciamento del comparto laterale intra-

articolare e rotazione esterna dell'arto. Tuttavia precisiamo che non si sono presentate differenze statisticamente significative tra le due coppie di punti isometrici F2-T2 e F2-T3, confermando il nostro sospetto iniziale. Quindi a parte qualche differenza precedentemente citata, registriamo una eguale possibilità di successo clinico nello sfruttamento di queste due coppie di punti isometrici. Dal punto di vista dello studio Ex-Vivo dopo la resezione del LCCr lo spostamento AP durante il test del cassetto e il test di compressione tibiale nonché la rotazione IE della tibia rispetto al femore erano significativamente differenti confrontati con i valori del LCCr integro. La tecnica TR ha dimostrato di essere efficace nella ricostruzioni del LCCr limitando lo spostamento craniale e la rotazione interna-esterna della tibia. Tuttavia, abbiamo registrato che un basso grado di tensione del TR come quello a 22 N in entrambi i punti tibiali T2 - T3 risulta in una persistenza (positività) di un leggero cassetto. I risultati di questo studio sono in accordo con gli studi precedenti del TR per quanto riguarda l'efficacia nella riduzione dello spostamento AP dopo ricostruzione con una corretta tensionatura protesica (*Cook JL. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2013*). Anche se per quanto riguarda il grado di lassità dopo ricostruzione in T2 rispetto a T3 le differenze statistiche rilevate sono molto poche, il risultato migliore dai nostri studi dopo la ricostruzione TR che presenta una funzione simile al LCCr intatto (ridurre cassetto craniale e la rotazione interna) risulta essere nel punto in T2 a 44 N di tensione. Questa scelta di punto isometrico tibiale e grado di tensione, rappresenta una buona soluzione per avere una buona stabilità e basse complicanze. Inoltre l'eccessiva tensione delle protesi nelle procedure extracapsulari potrebbe portare a rotazione esterna e soprattutto ad una compressione eccessiva del compartimento intra-articolare laterale del ginocchio con schiacciamento e danni meniscali (*Chailleux N. et al., 2007; Hulse D. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2010*). Il risultato di rotazione IE e VV mostrato una maggiore riduzione in T2, ma T3 presenta un valore simile al LCCr intatto. La flessione-estensione presenta differenze statisticamente significative tra LCCr intatto e dopo la ricostruzione TR soprattutto dopo ricostruzione in T2 a tutti i valori di tensioni della protesi, tuttavia queste differenze statisticamente significative non ci sono tra i due tipi di ricostruzioni (T2 vs T3). Inoltre, come detto in precedenza,

in seguito al nostro studio la valutazione della migliore isometria risulta essere nei punti F2-T2. Questo tuttavia risulta essere in disaccordo con un recente studio che identifica F2-T3 come punti maggiormente isometrici (*Hulse D. et al., 2010*). Una spiegazione potrebbe essere che nel nostro studio i siti isometrici sono stati esaminati con un nuovo sistema di navigazione ad altissima precisione mentre la raccolta dei dati nello studio indicato è stata eseguita con un dinamometro manuale che misurava la tensione di un filo tra le varie coppie di punti esaminati (*Hulse D. et al., 2010*). Questo potrebbe quindi aver creato delle letture meno precise rispetto al nostro sistema di analisi. Un altro motivo per la differenza dei risultati tra il nostro studio e lo studio di riferimento (*Hulse D. et al., 2010*), può essere che nel nostro studio i siti isometrici sono stati valutati con gli arti (n = 14 rispetto ai n=6 dello studio di Hulse et al 2010) in quattro diverse condizioni del LCCr: LCCr intatto, LCCr rotto, dopo ricostruzione TR in F2-T2 a 22 N, 44 N, 99 N di tensione e dopo ricostruzione TR in F2-T3 a 22 N, 44 N, 99 N di tensione. Inoltre sono stati usati cinque test per le analisi del LCCr: test del cassetto a 120° di flessione, test di compressione tibiale (TCT) a 120° di flessione, rotazione interno/esterno (IE) a 120° di flessione, Range on Motion (ROM) e Varo/valgo a 120° di flessione. Risultando quindi più completo e con maggiori informazioni. Altro studio eseguito da Roe et al del 2008 identifica invece T2 come uno dei punti di migliore isometria. Punto utilizzato originariamente nella tecnica TR da alcuni autori (*Cook JL. et al., 2010; Tonks CA. et al., 2010; Choate CJ. et al., 2013*). Tuttavia questo studio di Roe et al non include nelle sue analisi T3, quindi non permette di eseguire una comparazione adeguata. Un altro punto da indicare nel suddetto studio (*Roe SC. et al., 2008*) riguarda le rilevazioni dei dati che vengono fatte bidimensionalmente eseguendo le misurazioni per valutare l'isometria fra i punti su radiografie aumentando la probabilità di errori. Anche se questi studi forniscono informazioni utili, queste considerazioni indicano delle possibili limitazioni in queste analisi di Roe et al 2008 e di Hulse et al 2010. Ad ogni modo la nostra ricerca identifica una minima differenza tra le variazioni nella % di lunghezza delle due coppie di punti analizzate a diversi N di tensione protesica e a diversi angoli di flessione-estensione (fig.45). Ed anche se questi risultati sono a favore della coppia F2-T2 questo, come già

affermato precedentemente, non esclude l'utilizzo per la tecnica TR di entrambi i punti isometrici analizzati (F2-T2 o F2-T3). I limiti del nostro studio sono invece rappresentati dalla variabilità di ciascun soggetto analizzato (sia per lo studio clinico che ex-vivo) e dallo stadio iniziale di OA in cui si trovavano i vari pazienti al momento della chirurgia. Inoltre sarebbe utile implementare maggiormente la casistica per potere eseguire un esame statistico più accurato. Infine abbiamo riscontrato alcune difficoltà nell'eseguire la procedura TR. Tra queste citiamo la difficoltà nell'applicare il bottone in titanio nella corretta posizione a livello della parte mediale del femore. Inoltre il punto isometrico T3 presenta alcuni problemi tecnici quando il chirurgo procede alla creazione del tunnel osseo tibiale questo per la conformazione anatomica di questo sito che risulta di più difficile approccio rispetto al punto T2.

Conclusioni

La procedura TR rappresenta una buona tecnica extracapsulare che dalla nostra esperienza clinica permette una efficace diminuzione dello spostamento craniale e rotazione interna della tibia rispetto al femore. Questa procedura, a differenza di altre tecniche extracapsulari, determina una minore o assenza di alterazione della ROM e dell'allineamento dell'arto preservandone la normale biomeccanica (*Chailleux N. et al., 2007; Tonks CA. et al., 2010*). Dai nostri risultati si presentano solo poche differenze statisticamente significative, soprattutto nelle prove ex-vivo, tra le due combinazioni di punti isometrici (F2-T2; F2-T3) ma in risposta alle nostre analisi i siti F2-T2 risultano i migliori punti isometrici dopo ricostruzione TR. Inoltre, la tensione della sutura a 44N ha rappresentato il miglior risultato in termini di efficacia nel ridurre lo spostamento tibiale craniale e la rotazione degli arti (IE, VV). Tuttavia, in accordo con alcuni autori l'applicazione chirurgica di una delle due coppie (F2-T2 o F2-T3) può portare ad un buon successo chirurgico e clinico (*Roe SC. et al., 2008; Hulse D. et al., 2010; Cook JL. et al., 2010; D'Amico LL. et al., 2013; Choate CJ. et al., 2013; Roe SC., 2013*). Il sistema utilizzato per queste rilevazioni ed analisi dati rappresenta già oggi una realtà concreta in Medicina Umana, utilizzato durante le procedure di ricostruzione del LCCr e procedure protesiche di ginocchio, gomito ed anca. Potrebbe quindi rappresentare in futuro un mezzo di assistenza computerizzato al chirurgo veterinario in quelle procedure che necessitano di altissima precisione. Nelle tecniche extracapsulari quindi il chirurgo deve valutare in maniera critica l'isometria di ciascuna sutura protesica prima di fissarla in modo permanente, al fine di garantire il posizionamento ottimale. Poiché l'applicazione non corretta della sutura in punti non isometrici può comportare delle riduzioni nella flessione-estensione dell'arto (riduzione della ROM) o non contenere completamente la sublussazione craniale tibiale. La corretta applicazione dei punti isometrici e la corretta tensione dell'impianto rappresentano il giusto approccio per il successo nelle tecniche extracapsulari per la ricostruzione del legamento crociato craniale nel cane.

Bibliografia

1. Alvarez A. Treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs-an overview. *Veterinary Focus* 2011; 21:39-45.
2. Anderson CC, Tomlinson JL, Daly WR, Carson WL, Payne JT, Wgner-Mann CT. Biomechanical evaluation of a crimp clamp system for loop fixation of monofilament nylon leader material used for stabilization of canine stifle joint. *Veterinary Surgery* 1998; 27: 533-539.
3. Angelini FJ, Albuquerque RFM, Sasaki SU, Camanho GL, Hernandez AJ. Compareate study on anterior cruciate ligament reconstruction: determination of isometric points with and without navigation. *Clinics* 2010;65:683-688.
4. Arnoczky SP, Tarvin GB, Marshall JL, et al. Overthe- top procedure - technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 1979; 15: 283-290.
5. Arthrex Vet Systems Surgical Technique: Canine Cranial Cruciate Ligament Repair Anchor System. Study From Arthrex Vet Systems, Bonita Springs, FL. [homepage on internet] 2008, Available from: www.Arthrexvet.com.
6. 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.

7. Barone R. Articolazione del ginocchio nel cane. In: Anatomia comparata dei mammiferi domestici. vol 2, Barone R. (eds). Edagricole 2004; 6: 261-299.
8. 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.
9. Boudrieau RJ. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Veterinary Surgery* 2009; 38:1-22.
10. Budras KD, McCarthy PH, Fricke W, Richter R. Articolazioni del ginocchio. In: Anatomia del cane. vol 1. Budras KD (eds). Antonio Delfino Editore 2011; 8: 76-87.
11. Burgess R, Elder S, McLaughlin R, Constable P. In Vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, and Nylon Leader Line for Potential Use During Extraarticular Stabilization Of Canine Cruciate Deficient Stifles. *Veterinary Surgery* 2010; 39:208–215.
12. Burton NJ, Ellis JR, Burton KJ, Wallace AR, Colborne GR. An ex vivo investigation of the effect of the TATE canine elbow arthroplasty system on kinematics of the elbow. *Journal of Small Animal Practice* 2013; 54, 240–247.
13. Cabano NR, Troyer KL, Palmer RH, Puttlitz CM, Santoni BG. Mechanical Comparison of Two Suture Constructs For Extra-Capsular Stifle Stabilization. *Veterinary Surgery* 2011; 40: 334–339.

14. Caylor KB, Zumpano CA, Evans LM, Moore RW. Itra-and Interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. *Journal of the American Animal Hospital Association* 2001; 37: 263-298.
15. Caporn TM, Roe SC. Biomechanical evaluation of the suitability of monofilament nylon fishing and leader line for extra-articular stabilization of the canine cruciate deficient stifle. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 1996; 9: 126-133.
16. Chailleux N, Lussier B, De Guise J, et al. In vitro 3-dimensional kinematic evaluation of 2 corrective operations for cranial cruciate ligament-deficient stifles. *Canadian Journal of Veterinary Research* 2007; 71: 175–180.
17. Choate CJ, Pozzi A, Lewis DD, Hudson CC, Conrad BC. Mechanical properties of isolated loops of nylon leader material, polyethylene cord, and polyethylene tape and mechanical properties of those materials secured to cadaveric canine femurs via lateral femoral fabellae, toggles placed through bone tunnels, or bone anchors. *American Journal of Veterinary Research* 2012;73(10):1519-1529.
18. Choate CJ, Lewis DD, Conrad BP, Horodyski MB, Pozzi A. Assessment of the Craniocaudal Stability of Four Extracapsular Stabilization Techniques During Two Cyclic Loading Protocols: A Cadaver Study. *Veterinary Surgery* 2013;42(7): 853-859.
19. Christopher SA, Beetem J, Cook JL. Comparison of long-term outcomes associated with three surgical techniques for treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs. *Veterinary Surgery* 2013;42:329-334.

20. Cook JL, Luther JK, Beetem J, Cook CR. TightRope CCL for treatment of cranial cruciate deficiency in dogs. Technique and results of a prospective comparison to TPLO using a validated outcome measures Study From Arthrex Vet Systems, Bonita Springs, FL. [homepage on internet] 2007, Available from: www.Arthrexvet.com.
21. Cook JL, Luther JK, Beetem J, et al. Clinical Comparison of a Novel Extracapsular Stabilization Procedure and Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs. *Veterinary Surgery* 2010; 39: 315–323.
22. Cook JL. Multicenter outcomes study for evolution of TightRope CCL for treatment of cranial cruciate deficiency in dogs: The first 1000 cases. *Veterinary Orthopedic Society 37th Annual Conference [Abstract]* 2010; 70.
23. Cook J. Epidemiology of Cranial Cruciate Ligament Rupture. In: *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*. vol 1. Muir P (eds). Wiley-Blackwell 2010; 3:95-100.
24. D’Amico LL, Aulakh KS, Lanz OI, et al. The effects of a novel lateral extracapsular suture system on the kinematics of the cranial cruciate deficient canine stifle. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2013; 26: 271-279.
25. DeAngelis M, Lau RE. A lateral retinacular imbrications technique for the surgical correction of anterior cruciate ligament rupture in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 1970; 157: 79-84.

26. Dismukes DI, Tomlison JL, Fox DB, Cook JL, Eddy Song KJ. Radiographic measurement of the proximal and distal mechanical joint angles in the canine tibia. *Veterinary Surgery* 2007; 699-704.
27. De Rooster H, De Bruin T, Van Bree H. Morphology and Function features of the canine Cruciate Ligaments. *Veterinary Surgery* 2006; 35: 769-780.
28. De Sousa R, Knudsen CS, Holmes MA, Langley-Hobbs SJ. Quasi-Isometric points for the technique of lateral suture placement in the feline stifle joint. *Veterinary Surgery* 2014; 43(2):120-126.
29. Duval JM, Budsberg SC, Flo GL, et al: Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 1999; 215: 811-814.
30. Fischer C, Cherres M, Grevel V, et al. Effects of Attachment Sites and Joint Angle at the Time of Lateral Suture Fixation on Tension in the Suture for Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament Deficient Stifle in Dogs. *Veterinary Surgery* 2010; 39: 334–342.
31. Flo GL. Modification of the lateral retinacular imbrications technique for stabilizing cruciate ligament injuries. *Journal of the American Animal Hospital Association* 1975; 11: 570-576.
32. Flo GL. Meniscal injuries. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 1993; 23:831-843.

33. Grierson J, Sanders M, Guitan J, Pead M. Comparison of anatomical tibial plateau angle versus observer measurement from lateral radiographs in dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2005; 18: 215–219.
34. Griffon DJ. A Review of the Pathogenesis of Canine Cranial Cruciate Ligament Disease as a Basis for Future Preventive Strategies. *Veterinary Surgery* 2010; 39: 399–409.
35. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983; 105(2):136–144.
36. 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. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2008; 21:125-128.
37. Guénégo L, Zahra A, Madelénat A, et al. Cranial cruciate ligament rupture in large and giant dogs. A retrospective evaluation of a modified lateral extracapsular stabilization. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2007; 20: 43-50.
38. Harasen G. A retrospective study of 165 cases of rupture of the canine cranial cruciate ligament. *Canadian Veterinary Journal* 1995; 36: 250-251.
39. Harasen G. Walking the TightRope. *Canadian Veterinary Journal* 2010; 51: 1167-1168.
40. Having ME, Dyce J, Kowaleski MP, Reynolds LR, Budsberg SC. Relationship of Tibial Plateau Slope to Limb Function in Dogs Treated with a Lateral Suture Technique for Stabilization of Cranial Cruciate Ligament Deficient Stifles. *Veterinary Surgery* 2007; 36:245–251.

41. Hyman W, Hulse DS, Saunders B, et al. Strain analysis of femoral and tibial anchorage sites for extra-articular reconstruction of the cranial cruciate deficient stifle joint. Proceedings of the 28th Annual Conference of the Veterinary Orthopedic Society; February 24-26; Lake Louise, Canada. 2001, [Abstract], 32.
42. Hulse D, Hyman W, Beale B, et al. Determination of isometric points for placement of a lateral suture in treatment of the cranial cruciate ligament deficient stifle. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2010; 23: 163–167.
43. Hulse D, Saunders B, Beale B, et al. Extra-articular stabilization of the cranial cruciate deficient stifle with anchor systems. *Tierärztl Prax* 2011; 39: 363–367.
44. Hutter EE, Granger JF, Beal MD, Siston RA. Is There a Gold Standard for TKA Tibial Component Rotational Alignment? *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471:1646–1653.
45. Johnson JA, Austin C, Breur GJ. Incidence of canine musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospital from 1980 through 1989. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 1994; 7: 56-69.
46. Johnson KA, Francis DJ, Manley PA. Comparison of the effects of caudal pole hemimenisectomy and complete medial menisectomy in the canine stifle joint. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2004; 65: 1053-1060.
47. Kim SE, Pozzi A, Banks SA, Kowaleski MP, Lewis DD. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Veterinary Surgery* 2008; 37: 111-125.

48. Kowaleski MP, Boudrieau RJ, Pozzi A. Stifle Joint In: *Veterinary Surgery Small Animal* vol 1. Tobias KM., Johnston SA. (eds). Elsevier 2012, 906-998.
49. Lampman TJ, Lund EM, Lipowitz AJ. Cranial cruciate disease: current status of diagnosis, surgery, and risk for disease. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2003; 16: 122–126.
50. Lee JS, Kim TH, Yong Kang S, et al. How Isometric Are the Anatomic Femoral Tunnel and the Anterior Tibial Tunnel for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2012; 28:1504-1512.
51. Lewis DD, Milthroe BK, Bellenger CR. Mechanical comparison of materials used for extra-capsular stabilization of the stifle joint in dogs. *Australian Veterinary Journal* 1997; 75: 890-896.
52. Lister SA, Roush JK, Remberg WC. Digital measurement of radiographic tibial plateau angle. A comparison to measurement on printed digital images. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2008; 21:129-132.
53. Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, et al. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: an in vitro analysis. *Clinical Biomech* 2010; 25(3):206-212.
54. Lopomo N, Zaffagnini S, Bignozzi S et al. Pivot-shift test: analysis and quantification of knee laxity parameters using a navigation system. *Journal of the Orthopaedics Research* 2010; 28(2):164-169.

55. Luther JK, Cook CR, Coe JL. Meniscal release in cruciate ligament intact stifles causes lameness and medial compartment cartilage pathology in dogs 12 weeks postoperatively. *Veterinary Surgery* 2009; 38: 520-529.
56. Martelli S, Lopomo N, Bignozzi S, et al. Validation of a new protocol for navigated intraoperative assessment of knee kinematics. *Comput Biol Med* 2007;37(6):872-878.
57. Montavon PM, Damur DM, Tepic S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress; September 5-8; Munich, Germany. 2002, 152.*
58. Morris E, Lipowitz AJ. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 2001; 218: 363-366.
59. Muir P. History and Clinical Signs of Cruciate Ligament Rupture. In: *Advances In The Canine Cranial Cruciate Ligament. vol 1. Muir P. (eds). Wiley-Blackwell 2010; 101-104.*
60. Olmstead ML. The use of orthopedic wire as a lateral suture for stifle stabilization. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 1993; 23: 735-753.
61. Osmond CS, Marcellin-Little DJ, Harrysson OLA, Kidd LB. Morphometric assessment of the proximal portion of the tibia in dogs with and without cranial cruciate ligament rupture. *Veterinary Radiology & Ultrasound* 2006; 47:136-141.

62. Paatsama S. Ligament injuries in the canine stifle joint: A clinical and experimental study. [DVM Dissertation]. Presentation in Helsinki (Finland): University of Helsinki Faculty of Veterinary Medicine; 1952.
63. Pond MJ, Campbell JR. The canine stifle joint, rupture of the anterior cruciate ligament: An assessment of conservative and surgical treatment. *Journal of Small Animal Practice* 1972; 1-13.
64. Pozzi A, Kowaleski MP, Apelt D. Effect of medial meniscal release on tibial translation after tibial plateau leveling osteotomy. *Veterinary Surgery* 2006;35:486-494.
65. Pozzi A, Hildreth BE, Rajala-Schultz PJ. Comparison of arthroscopy and arthrotomy for the diagnosis of meniscal pathology: an in vitro study. Proceedings of the 34th annual Conference Veterinary Orthopaedic Society, Sun Valley, USA. 2007; 48.
66. Pozzi A, Litsky A, Field JR. Pressure distributions on medial tibial plateau after medial meniscal surgery and tibial plateau leveling osteotomy in dogs. *Veterinary and Comparative Orthopedics and Traumatology* 2008; 21: 8-14.
67. Pozzi A, Cook J. Meniscal Structure and Function. In: *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*. vol 1. Muir P (eds). Wiley-Blackwell. 2010; 1:29-37.
68. Read RA, Robins LM. Deformity of the proximal tibia in dogs. *Veterinary Record* 1982; 111: 295-298.

69. 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. *Veterinary Surgery* 2004;33:368-375.
70. Roe SC, Kue J, Gemma J. Isometry of potential suture attachment sites for the cranial cruciate ligament deficient canine stifle. *Veterinary and Comparative Orthopedics and Traumatology* 2008; 21: 215–220.
71. Roe SC. The challenge of isometry for extracapsular devices. *Veterinary and Comparative Orthopedics and Traumatology* [VII. Abstract] 2013; 26(4): 2.
72. Roos E, Toksvig-Larsen S. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - validation and comparison to the WOMAC in total knee replacement. *Health and Quality of Life Outcomes* 2003; 1-3.
73. Sanchez-Bustinduy M, deMedeiros MA, Radke H, Langley-Hobbs S, McKinley T, Jeffery N. Comparison of Kinematic Variables in Defining Lameness Caused by Naturally Occurring Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs. *Veterinary Surgery* 2010;39: 523-530.
74. Shires PK, Hulse DA, Liu W. The under-and-over fascial replacement technique for anterior cruciate ligament rupture in dogs – a retrospective study. *Journal of the American Animal Hospital Association* 1984; 20: 69-77.
75. Sicard GK, Hayashi K, Manley PA. Evaluation of 5 types of fishing material, 2 sterilization methods, and a crimp-clamp system for extra-articular stabilization of the canine stifle joint. *Veterinary Surgery* 2002; 31(1):78-84.

76. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 1993; 23: 777-795.
77. Slocum B, Devine T. *TPLO Course & VetLab*, Monaco, Germania, 2001.
78. Smith GK, Torg JS. Fibular head transposition for repair of cruciate-deficient stifle in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 1985; 187: 375-383.
79. Soares LFM, Nunes TA, De Andrade MAP, Neyret P, Badet R. The effect of computerized navigation on component alignment in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2013;47:8-13.
80. Stannard JP, Hammond A, Tunmire D, et al. Determining the Isometric Point of the Knee. *Journal of Knee Surgical* 2012; 25:71–74.
81. Stork CK, Gibson NR, Owen MR, Li A, Schwarz T, Bennett D, Carmichael S. Radiographic features of a lateral extracapsular wire suture in the canine cranial cruciate deficient stifle. *Journal of Small Animal Practice* 2001; 42: 487-490.
82. Tamburro R, Pinna S, Tribuiani AM, Panacea A, Carli F, Venturini A. Biceps femoris muscle trans position for treatment of cranial cruciate ligament rupture in small breed dogs. *Journal of Veterinary Science* 2012; 13: 93-98.

83. Tashman S, Anderst W, Kolowich P, Havstad S, Arnoczky S. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years. *Journal of Orthopaedic Research* 2004; 22, 931-941.
84. Thieman KM, Tomlinson JL, Fox DB. Effect of meniscal release on rate of subsequent meniscal tears and owner-assessed outcomes in dogs with cruciate disease treated with tibial plateau leveling osteotomy. *Veterinary Surgery* 2006; 35:705-710.
85. Tonks CA, Pozzi A, Ling H-Y, et al. The effects of extra-articular suture tension on contact mechanics of the lateral compartment of cadaveric stifles treated with the TightRope CCL® or lateral suture technique. *Veterinary Surgery* 2010; 39: 343-349.
86. Tonks CA, Lewis DD, Pozzi A. A review of extra-articular prosthetic stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Veterinary and Comparative Orthopedics and Traumatology* 2011; 24: 167–177.
87. Torres BT, Punke JP, Fu Y-C, Navik JA, Speas AL, Sornborger A, Budsberg SC. Comparison of Canine Stifle Kinematic Data Collected with Three Different Targeting Models. *Veterinary Surgery* 2010; 39: 504-512.
88. Unis MD, Jhonson AL, Griffon DJ, Schaeffer DJ, Ragetly GR, Hoffer MJ, Ragetly CA. Evaluation of intra-and interobserver variability and repeatability of tibial plateau angle measurements with digital radiography using a novel digital radiographic program. *Veterinary Surgery* 2010; 39: 187-194.

89. Vasseur PD. Clinical results following nonoperative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Veterinary Surgery* 1984; 13: 243-246.
90. Warzee CC, Dejardin LCM, Arnoszky SP, Perry RL. Effect of tibial plateau leveling on cranial caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate deficient stifles: An In Vitro experimental study. *Veterinary Surgery* 2001; 30: 278-286.
91. Wiles AD, Thompson DG, Frantz DD. Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems light-emitting diodes: research manufacturing and applications VIII. In: *Proceedings of the SPIE*, vol 5367. Stockman SA, Yao HW (eds). Saunders 2004; 421–432.
92. Wüst DM, Meyer DC, Favre P, Gerber C. Mechanical and Handling Properties of Braided Polyblend Polyethylene Sutures in Comparison to Braided Polyester and Monofilament Polydioxanone Sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2006; 22(11): 1146-1153.
93. Young SW, Safram MR, Clatworthy M. Applications of computer navigation in sports medicine knee surgery: an evidence-based review. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2013; 6:150–157.
94. Zaffagnini S, Bignozzi S, Martelli S, et al. New intraoperative protocol for kinematic evaluation of ACL reconstruction: preliminary results. *Knee Surgical Sports Traumatology Arthroscopy* 2006;14(9):811-816.

Ringraziamenti

Al mio Tutor e amico Dott. Pisoni grazie per avermi seguito e affiancato in questi anni accademici tra Laurea e Dottorato.

Al Dott. Dondi grazie per l'aiuto nella parte statistica e Dott.ssa Pinna per l'aiuto nella casistica di questa tesi e per l'applicazione del questionario per il LCCr.

Un grande ringraziamento a tutta l'equipe del Prof. Zaffagnini e soprattutto al Dott. Lopomo, Dr.ssa Signorelli e Dott. Baracchi per il grande aiuto nella parte sperimentale Ex-Vivo.

A Marika per i consigli, il supporto e l'amore di questi anni e che sempre mi dai.

A mia Mamma che sempre mi sostiene e mi accompagna in ogni mia scelta di studio e non, un grazie di cuore.

A Eleonora che mi sostiene sempre e che c'è sempre nel momento del bisogno.

A Nonna Gorgia grazie per le parole il sostegno e i preziosi consigli.

A mio Padre grazie perché finalmente mi sei vicino e mi sostieni.

A Fabio grazie per questi altri tre anni passati assieme sei un gran amico.

A Sara che sempre mi sei vicina, grazie di questi anni.

A Fiorelli grazie per la tua semplicità e per le mille risate e battute fatte assieme.

Ad Armando grazie per le tante giornate passate assieme e per la tua amicizia genuina.

A Enea grazie per l'amicizia di questi anni.

Grazie al Prof. Gandini per il suo sostegno e amicizia.

A tutte le interne di Pisoni grazie per la compagnia e l'aiuto di tutti i giorni.

A Elena e Melania grazie per l'aiuto della raccolta dati....

A tutti i ragazzi dell'Ospedale Marco, Stefano, Sara, Terry, Anto, Ele, Roberta, Lucia, Magda, Carlotta, Domenico, Chiara, Massimo, Fede, Francesco, Samanta, Serena, Marta, Alpino, Nikolina ecc Grazie di Tutto!

Grazie a Foschi ed Arthrex.

Naturalmente... grazie a Clara detta Faki... perché sei così, non cambiare mai....