



UNIVERSITÀ DI PARMA

DIPARTIMENTO DI SCIENZE MEDICO-VETERINARIE

Corso di Laurea Magistrale a Ciclo Unico in Medicina Veterinaria

CHIDO INTRA-MIDOLLARE BLOCCATO PER LA RIPARAZIONE DELLE FRATTURE DI TIBIA NEL PULEDDRO: REVIEW DELLA LETTERATURA E STUDIO PRECLINICO

LOCKED INTRAMEDULLARY NAIL FOR THE REPAIR OF TIBIAL FRACTURES IN FOAL: LITERATURE REVIEW AND PRECLINICAL STUDY

Relatore: Chiar.ma Prof.ssa Marina Martano

Correlatore: Dott. Marcello Pallante

Laureanda:

Camilla Guidetti

Matricola N°: 325172

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

*A mio papà:
perché il mio traguardo è anche il tuo.*

INDICE

ABSTRACT	1
RIASSUNTO	2
INTRODUZIONE	3
 <u>PARTE GENERALE:</u>	
1. CENNI DI ANATOMIA DELLA TIBIA.....	4
1.1. STRUTTURA OSSEA	4
1.2. ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO.....	7
 2. FRATTURE DELLA TIBIA NEL CAVALLO.....	11
2.1. BIOMECCANICA.....	11
2.2. EZIOLOGIA.....	12
2.3. CONFIGURAZIONE	15
2.3.1. Fratture incomplete o fissurazioni.....	15
2.3.2. Fratture fisarie	17
2.3.3. Fratture della cresta tibiale	18
2.3.4. Fratture diafisarie.....	19
2.4. DIAGNOSI	21
2.5. TRATTAMENTO.....	22
2.5.1. Gestione non chirurgica.....	22
2.5.2. Gestione chirurgica.....	24
 3. CHIODO INTRA-MIDOLLARE	30
3.1. CHIODO INTRA-MIDOLLARE IN MEDICINA UMANA	30
3.1.1. Storia del chiodo intra-midollare in medicina umana	30
3.1.2. Proprietà biomeccaniche del chiodo intra-midollare attuale	33

3.1.3. Utilizzo del chiodo intra-midollare nelle fratture di tibia	35
3.2. CHIODO INTRA-MIDOLLARE IN MEDICINA VETERINARIA	37
3.2.1. Storia del chiodo intra-midollare in medicina veterinaria	37
3.2.2. Utilizzo del chiodo intra-midollare nel cavallo	38
3.2.2.1. Utilizzo del chiodo intra-midollare bloccato nelle fratture diafisarie della tibia nel cavallo	40

PARTE SPECIALE:

4. OBIETTIVO DEL LAVORO	42
5. MATERIALI E METODI	45
5.1. RACCOLTA DEI CAMPIONI	45
5.2. ELABORAZIONE DEI DATI	46
6. RISULTATI	47
7. DISCUSSIONE	51
CONCLUSIONI	57
BIBLIOGRAFIA	59
RINGRAZIAMENTI	64

ABSTRACT

Equine tibial fractures are relatively uncommon in horses, and limitations in successful treatment of tibial fractures result in relatively high mortality compared with other musculoskeletal injuries.

For these reasons, treatment of tibial fractures in horses appears to be a surgical challenge. The size of the animal and the requirement of immediate load on the repaired fracture make fracture fixation extremely difficult.

Compression and locking plates are the implants available to perform tibial fracture repair, but their limitations in terms of mechanical resistance make them unsuitable for tibial osteosynthesis. Considering the physical and biomechanical properties of the blocked intra-medullary nail and its wide acceptance in human and small animal orthopaedics, its use in the repair of diaphyseal and metaphyseal fractures of the tibia in foals has been proposed with this work.

The aim of this study is to perform a preclinical evaluation to make a prototype of intra-medullary nail, specific for repair of tibial fracture in foals. Implant needs to be easily implantable by obtaining precise measurements of the bone segment using CT scan and by defining and standardizing surgical access for its implantation.

RIASSUNTO

Le fratture della tibia nel cavallo sono relativamente infrequenti ma, a causa delle difficoltà che si riscontrano nell'ottenere un trattamento di successo, presentano un'alta mortalità se comparate con le altre fratture nel cavallo.

Le fratture della tibia nella specie equina sono una sfida per la chirurgia ortopedica. La mole somatica del soggetto, l'esuberanza e la necessità di caricare immediatamente l'arto riparato rendono difficoltosa la riuscita di un trattamento chirurgico con i mezzi di fissazione attualmente disponibili, portando spesso all'inevitabile abbattimento di questi animali.

Le placche a compressione o le placche bloccate sono gli impianti più resistenti disponibili al momento, ma i loro limiti in termini di resistenza meccanica al peso di questi pazienti le rendono spesso inadeguate per un'osteosintesi di successo della tibia. Viste le proprietà fisiche e biomeccaniche del chiodo intra-midollare bloccato e il suo ampio consenso nel settore dell'ortopedia umana e dei piccoli animali, in questo lavoro viene proposto il suo utilizzo nella riparazione delle fratture diafisarie e metafisarie della tibia nel puledro.

L'obiettivo di questo studio è eseguire una valutazione preclinica, attraverso la creazione di un prototipo di chiodo intra-midollare, specifico per la tibia del puledro, facilmente impiantabile grazie a misure precise del segmento osseo di interesse. Il nostro scopo in questa fase è anche quello di definire un corridoio di accesso standard per l'impianto del chiodo nel canale midollare.

INTRODUZIONE

Le fratture della tibia nel cavallo sono relativamente infrequenti, ma rappresentano anche uno dei traumi più gravi che possono verificarsi, spesso derivanti da sforzi e sollecitazioni durante l'attività fisica o da incidenti [1].

A causa delle grandi difficoltà che si riscontrano nell'ottenere un trattamento di successo, le fratture di tibia nel cavallo, e in particolare nell'adulto, causano un'elevata mortalità se comparate con le altre lesioni dell'apparato muscolo scheletrico [2].

Le opzioni terapeutiche per le fratture di tibia complete sono ad oggi limitate; nel corso degli anni sono stati ideati numerosi approcci chirurgici e dispositivi di fissazione interna, ma la maggior parte di questi ha dato scarsi risultati. Il chiodo intra-midollare bloccato si è dimostrato un'opzione terapeutica per il trattamento di fratture complesse delle ossa lunghe in medicina umana e nei piccoli animali, dove consente una stabilizzazione ottimale di fratture estremamente complesse e un miglioramento dei risultati post-operatori [1], [3]. Per questo motivo l'obiettivo principale di questo studio è esaminare a fondo questo dispositivo per il trattamento di fratture della tibia nel cavallo.

Ci proponiamo di fornire una panoramica completa delle evidenze scientifiche attuali a favore dell'impiego del chiodo bloccato nel cavallo, come possibile opzione di trattamento per le fratture di tibia. Pertanto, verranno valutate diverse variabili, come le caratteristiche anatomiche specifiche del paziente equino, il tipo di frattura che coinvolge la tibia del cavallo, le modalità di applicazione del dispositivo e verranno discussi potenziali vantaggi e svantaggi del chiodo intra-midollare bloccato rispetto alle altre opzioni terapeutiche disponibili.

L'obiettivo di questo lavoro è porre le basi per lo sviluppo di un dispositivo di fissazione interna ottimale per la riparazione delle fratture diafisarie del puledro, oltre che fornire una revisione della letteratura scientifica pubblicata sull'argomento fino ad oggi, con la finalità di agevolare le decisioni progettuali.

PARTE GENERALE

1. CENNI DI ANATOMIA DELLA TIBIA

1.1. STRUTTURA OSSEA

La tibia è un osso lungo che costituisce la base scheletrica della gamba; nel cavallo è di forma prismatica, quasi triangolare e si presenta in direzione obliqua disto-caudale.

Essa presenta due estremità (epifisi) collegate da un lungo corpo (diafisi). L'estremità prossimale si articola con i condili del femore e concorre alla formazione dell'articolazione del ginocchio; l'estremità distale invece prende rapporto con l'astragalo [4].

La tibia si sviluppa a partire da quattro centri di ossificazione: uno dà origine alla diafisi, due formano l'epifisi prossimale e il quarto dà origine all'epifisi distale. Il cavallo presenta inoltre dei centri diafisari soprannumerari più piccoli che appartengono però alla fibula. Dei centri epifisari quello che si sviluppa prima è il prossimale, già a partire dal settimo mese di gestazione, poche settimane dopo compare anche il centro epifisario distale. Al contrario invece sarà proprio il centro dell'epifisi distale a saldarsi prima, intorno ai due anni di età, mentre i prossimali inizieranno a saldarsi quando il puledro avrà tre anni e mezzo di età [4].

Il corpo della tibia, o diafisi, presenta tre facce (mediale, laterale e caudale), separate da dei margini che nella porzione distale diventano meno marcati e si fondono tra di loro, dando alla tibia un aspetto prismatico nella porzione prossimale e un aspetto cilindroide nella porzione distale. La faccia laterale è liscia, tranne che nella sua porzione prossimale dove si presenta incavata, prendendo il nome di fossa della tibia. La faccia mediale si presenta rugosa e convessa. La faccia caudale è la più larga, divisa in due aree dalla linea poplitea. Il margine craniale è quello più saliente, infatti prende il nome di cresta tibiale, mentre quello laterale si presenta concavo. Il margine mediale è il più grosso [4].

L'estremità prossimale è di maggiore importanza per il presente lavoro, in quanto costituisce il punto di repere ideale per l'inserimento del chiodo intra-midollare bloccato. L'estremità prossimale è molto più voluminosa della distale, essa viene suddivisa in tre grosse tuberosità: laterale, mediale e craniale. Le tuberosità laterale e mediale, anche

dette condilo laterale e condilo mediale, hanno una superficie articolare leggermente convessa, tramite la quale prendono rapporto con i condili del femore, con interposizione di una struttura fibro-cartilaginea, il menisco.

Tra la tuberosità laterale e quella mediale si delimita l'incisura poplitea, nella quale scorre il muscolo omonimo. Al contrario delle precedenti, la tuberosità craniale non possiede alcuna superficie articolare, essendo infatti la più piccola delle tre; essa è costituita dalla tuberosità della tibia, la quale è separata dalla tuberosità laterale dal solco dell'estensore, una depressione che permette il passaggio del tendine del muscolo lungo estensore delle dita. La tuberosità della tibia negli equidi presenta una seconda depressione, un solco verticale dove si inserisce il legamento patellare intermedio [4].

La superficie articolare della tibia prossimale viene anche definita piatto tibiale, proprio perché la tuberosità laterale e mediale presentano una superficie pianeggiante. Tra le due tuberosità si eleva un importante rilievo, l'eminenza intercondiloidea, che, impegnandosi nella fossa intercondiloidea del femore, conferisce stabilità all'articolazione del ginocchio. L'eminenza intercondiloidea è a sua volta divisa in due tubercoli intercondiloidei, laterale e mediale, sui quale prende attacco il legamento crociato craniale dell'articolazione femoro-tibiale [4].

Bisogna rammentare anche la presenza di una seconda superficie articolare prossimale, ovvero quella tra il versante laterale del tubercolo laterale e la fibula [5].

L'estremità distale, o epifisi distale, è più piccola della prossimale; essa è costituita dalla coclea tibiale bipartita, che si articola con la troclea dell'astragalo. Viene definita bipartita perché è formata da due profonde gole, separati da una cresta articolare intermedia. Nel cavallo, la coclea tibiale presenta un'inclinazione cranio-laterale, al contrario delle altre specie in cui è orientata in senso dorso-caudale.

A livello della faccia mediale e laterale dell'epifisi distale si sviluppa rispettivamente il malleolo mediale e il malleolo laterale, delle sporgenze rilevabili alla palpazione dell'arto [5].

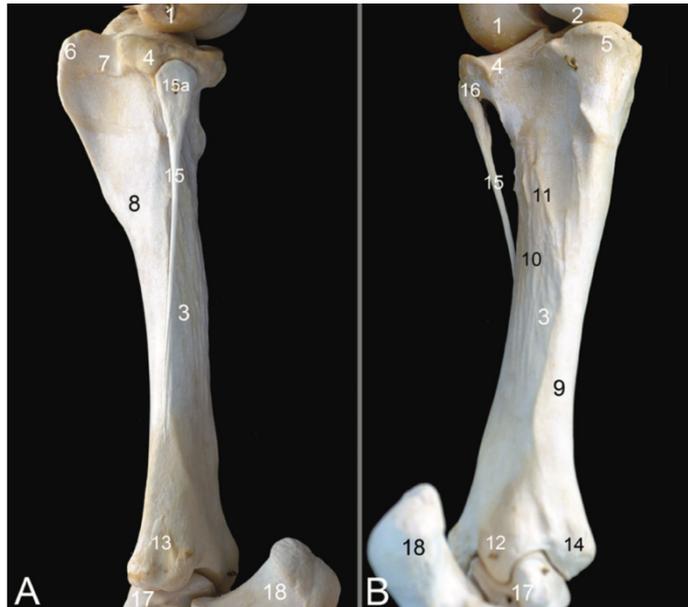


Figura 1 – Proiezione laterale (A) e caudomediale (B) della tibia e della fibula. 1-condilo femorale laterale; 2-condilo femorale mediale; 3-corpo della tibia; 4-condilo laterale della tibia; 6-tuberosità tibiale; 7-solco dell'estensore; 8-faccia laterale della tibia; 9-faccia mediale della tibia; 10-faccia caudale della tibia; 11-incisura poplitea; 12-coclea tibiale; 13-malleolo laterale; 14-malleolo mediale; 15-fibula; 16-giunzione tra tibia e fibula; 17-tarso; 18-calcaneo. Da "Essentials of Clinical Anatomy of the Equine Locomotor System", Jean-Marie Denoix.

La sostanza compatta del tessuto osseo della tibia è più spessa nella diafisi e si assottiglia verso le estremità. All'estremità prossimale le trabecole ossee partono da ciascun condilo e si portano sia in direzione verticale, verso la parete della diafisi corrispondente, sia in direzione obliqua, verso la parete della diafisi opposta. Le trabecole ossee oblique, che partono da ciascun condilo, si incrociano creando una disposizione ogivale che assicura una salda coesione dell'osso. All'estremità distale, le trabecole ossee prendono origine a livello di ciascuna gola della coclea tibiale e anch'esse si portano sia in direzione verticale che in direzione obliqua, verso la parete diafisaria opposta [4].

Le forze che agiscono sulla tibia e che contribuiscono al suo rimodellamento sono determinate dall'azione di capi muscolari che prendono inserzione sull'estremità prossimale, ma anche dall'azione delle inserzioni legamentose (un forte contributo è dato dall'inserzione del legamento patellare sulla tuberosità, ma non da meno è l'azione dei menischi e dei legamenti crociati dell'articolazione femoro-tibiale) [4], [5].

1.2. ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO

In medicina veterinaria viene anche definita come articolazione della grassella e corrisponde all'articolazione femoro-tibio-rotulea. Si tratta di un'articolazione complessa, costituita da due parti: l'articolazione femoro-rotulea che permette il rapporto tra la rotula e la troclea del femore e l'articolazione femoro-tibiale, che connette ai condili del femore l'estremità prossimale della tibia [4], [5].



Figura 2 – Proiezione lateromediale della grassella sinistra. Da "Essentials of Clinical Anatomy of the Equine Locomotor System", Jean-Marie Denoix.

Essendo i condili femorali convessi, al contrario di quelli della tibia che sono pianeggianti, l'articolazione femoro-tibiale viene descritta come incongruente e imperfetta; a dare stabilità concorrono i menischi articolari, uno per ogni condilo.

I menischi sono formati da cartilagine fibrosa e presentano una superficie concava rivolta verso i condili femorali (faccia prossimale) ed una superficie pianeggiante rivolta verso i condili della tibia (faccia distale). Essi sono ancorati alla tibia per mezzo di legamenti craniali e caudali, i legamenti menisco-tibiali craniali che si estendono dall'estremità craniale dei menischi fino all'area intercondilodea della tibia e i legamenti menisco-tibiali caudali che collegano l'estremità caudale del menisco fino all'incisura poplitea della tibia. Il menisco laterale, inoltre, è fissato al femore mediante il legamento menisco-femorale, che collega l'estremità caudale del menisco laterale al versante mediale della fossa intercondiloidea del femore [5].

L'articolazione femoro-tibiale permette movimenti di flesso-estensione, e, in maniera molto limitata, di rotazione. Oltre ai menischi sono presenti i legamenti femoro-tibiali, anch'essi concorrono a dare stabilità all'articolazione femoro-tibiale, in particolare questi ultimi limitano gli eccessivi movimenti di flessione e sono [5]:

- I legamenti collaterali laterale e mediale: uniscono i condili femorali ai condili della tibia. Il legamento collaterale mediale, al contrario di quello laterale, prende contatto con il corrispondente menisco mediale.
- I legamenti crociati del ginocchio: si trovano al centro dell'articolazione tra i due sacchi sinoviali. Il legamento crociato craniale prende contatto sul versante laterale della fossa intercondiloidea femorale e termina nell'area intercondiloidea centrale della tibia; quello caudale origina dal versante mediale della fossa intercondiloidea femorale e termina sull'incisura poplitea della tibia.

L'articolazione femoro-rotulea è un'articolazione a slitta, in quanto la rotula scivola sulla troclea femorale ogni volta che l'animale compie un movimento [5].

La troclea femorale, anche definita superficie patellare, presenta una depressione verticale che ha il compito di accogliere la rotula ed è limitata da due labbri: il labbro mediale, che nel cavallo si presenta più prominente rispetto a quello laterale, tanto da formare un tubercolo nella sua estremità prossimale. Anche in questa articolazione c'è una formazione complementare che, come per i menischi nell'articolazione femoro-tibiale, ha il compito di dare stabilità, creando una connessione maggiore tra la superficie articolare della rotula e la troclea femorale: si tratta dell'apparato fibrocartilagineo della rotula. Esistono due fibrocartilagini parapatellari, una mediale e l'altra laterale, in continuità con il margine corrispondente della rotula, che si incontrano sopra la base di quest'osso. Nel cavallo, la fibrocartilagine parapatellare mediale è più estesa e, insieme al legamento rotuleo mediale, crea un vero e proprio apparato di sostegno per il meccanismo di uncinamento della rotula. Grazie a questo apparato di sostegno durante il movimento di estensione la rotula si blocca sul tubercolo del labbro mediale della troclea del femore evitando al cavallo di dover contrarre il quadricipite femorale per rimanere in stazione [4].

La capsula articolare non presenta lo stesso spessore in tutta la sua superficie, in quanto, in alcuni punti si rinforza per la presenza di legamenti superficiali o fasce.

I legamenti collaterali dividono la capsula articolare in due porzioni: la capsula peripatellare, craniale, e la femoro-rotulea, caudale. La capsula peripatellare è molto ampia e lassa, riveste prossimalmente la rotula e si rinforza lateralmente fino alla tibia creando i retinacoli patellari (uno per lato), che hanno la funzione di mantenere la rotula frontalmente alla troclea femorale; essi sono dei rinforzi che si estendono tra il tendine terminale del quadricipite femorale, la rotula e la tibia [4], [5].

Nello spessore dei retinacoli si visualizzano i legamenti della rotula [5]:

- Due legamenti femoro-patellari: laterale e mediale; svolgono una funzione di rinforzo ai retinacoli rotulei. Originano dal rispettivo condilo femorale e si inseriscono sull'angolo della rotula; quello laterale è il più robusto.
- Tre legamenti patellari (o tibio-rotulei): Si distingue il legamento patellare intermedio, mediale e laterale; essi hanno origine lateralmente, al centro e medialmente sulla rotula, terminando sulla tibia. Il legamento patellare laterale termina sul margine craniale della tuberosità della tibia, infatti, è palpabile come prolungamento della tibia stessa. Il legamento patellare intermedio termina nel solco della tuberosità della tibia, mentre quello mediale sul suo versante mediale. Il legamento patellare intermedio e mediale nel cavallo hanno un'importante funzione nel mantenimento della stazione a riposo, ovvero con un minimo consumo di energia. Questo è possibile perché, insieme alla rotula e alla sua cartilagine d'inserzione, formano un'ansa, che si solleva e si fissa sopra il labbro mediale della troclea femorale durante la contrazione del muscolo quadricipite femorale.

Tra la rotula e la tibia, i due retinacoli sono separati dal legamento patellare intermedio; nel cavallo i retinacoli vanno a fondersi cranialmente formando la fascia patellare o rotulea, che nasconde il legamento stesso anche a causa di una deposizione di tessuto adiposo. Infatti, in questa specie, il legamento patellare intermedio non si trova sullo stesso piano del legamento patellare mediale e laterale, ma si trova più in profondità, essendo nascosto dalla fascia patellare [4].

Nonostante queste due articolazioni vengano descritte separatamente, funzionano in modo così complementare che è preferibile considerarle come un'unica articolazione, un'articolazione sinoviale composta [4].

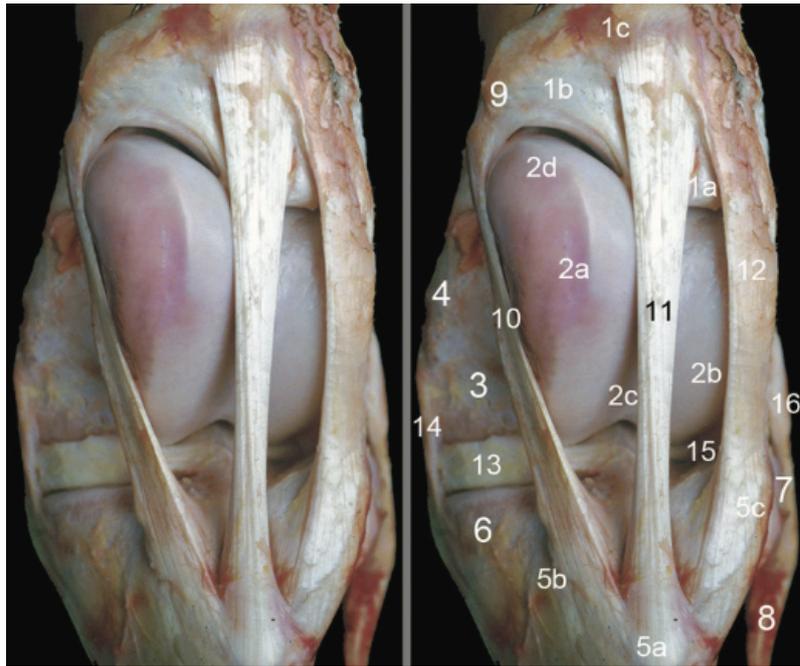


Figura 3 – Aspetto craniale della grassella sezionata. 1-patella; 2-troclea femorale; 3-condilo femorale mediale; 4-epicondilo femorale mediale; 5-tuberosità tibiale; 6-condilo tibiale mediale; 7-condilo tibiale laterale; 8-fibula; 9-fibrocartilagine parapatellare mediale; 10-legamento patellare mediale; 11-legamento patellare intermedio; 12-legamento patellare laterale; 13-menisco mediale; 14-legamento collaterale mediale; 15-menisco laterale; 16-legamento collaterale laterale. Da "Essentials of Clinical Anatomy of the Equine Locomotor System", Jean-Marie Denoix.



Figura 4 – Aspetto caudale della grassella sezionata. 1-superficie articolare della patella; 2-base della patella; 3-apice della patella; 4-angolo mediale della patella; 5-fibrocartilagine parapatellare mediale; 6-fibrocartilagine parapatellare laterale; 10-legamento patellare laterale; 11-legamento femoropatellare laterale; 12-tendine distale del muscolo gluteofemorale. Da "Essentials of Clinical Anatomy of the Equine Locomotor System", Jean-Marie Denoix.

2. FRATTURE DELLA TIBIA NEL CAVALLO

Le fratture della tibia nel cavallo, specialmente nell'adulto, sono di difficile gestione, e per questo motivo questi pazienti devono essere abbattuti per lo più sottoposti ad eutanasia per ragioni umanitarie. Come per tutte le fratture, anche per quelle di tibia l'obiettivo è quello di raggiungere un recupero funzionale completo dell'animale che richiede una riduzione anatomica e degli impianti che supportino il paziente fino al consolidamento della frattura stessa [2].

2.1. BIOMECCANICA

L'osso è composto da una matrice organizzata di fibre di collagene mineralizzate (collagene di tipo I) e da una matrice mineralizzata inorganica disposta in lamelle.

La forza e la resistenza dell'osso dipendono da come le fibre di collagene si orientano e dal grado di mineralizzazione. In generale, le fibre orientate longitudinalmente sono più resistenti alle forze di torsione mentre quelle orientate trasversalmente sono più resistenti a quelle di compressione. Le fibre di collagene longitudinali prevalgono nella corticale dorsale, mentre quelle disposte trasversalmente prevalgono nella corticale plantare. [6], [7]

L'osso può essere descritto come un materiale anisotropo e viscoelastico. Per anisotropia si intende che le caratteristiche dell'osso dipendono dalla direzione lungo la quale vengono considerate, ovvero si riferisce ad una risposta variabile dell'osso alle sollecitazioni meccaniche a seconda della direzione di carico e della geometria nel punto di sollecitazione. La viscoelasticità invece si riferisce alla risposta variabile dell'osso allo stress meccanico in base al tasso di carico. La geometria della tibia è poco uniforme e, come essa, anche i tessuti molli circostanti; questa irregolarità è considerata una fonte di stress intrinseco. A seguito di analisi biomeccaniche, infatti, si è scoperto che ad ogni passo la tibia del cavallo subisce una rotazione esterna, che origina dall'articolazione del ginocchio, la quale però non è condivisa dall'articolazione tibio-tarsica; ciò significa che la parte prossimale e distale della tibia subiscono movimenti rotazionali disuguali durante la camminata, con conseguente stress torsionale [2], [8].

2.2. EZIOLOGIA

Le fratture di tibia possono essere distinte in fratture complete od incomplete.

L'eziologia di queste fratture può essere di natura traumatica, come lesioni accidentali, oppure da stress/fatica [2].

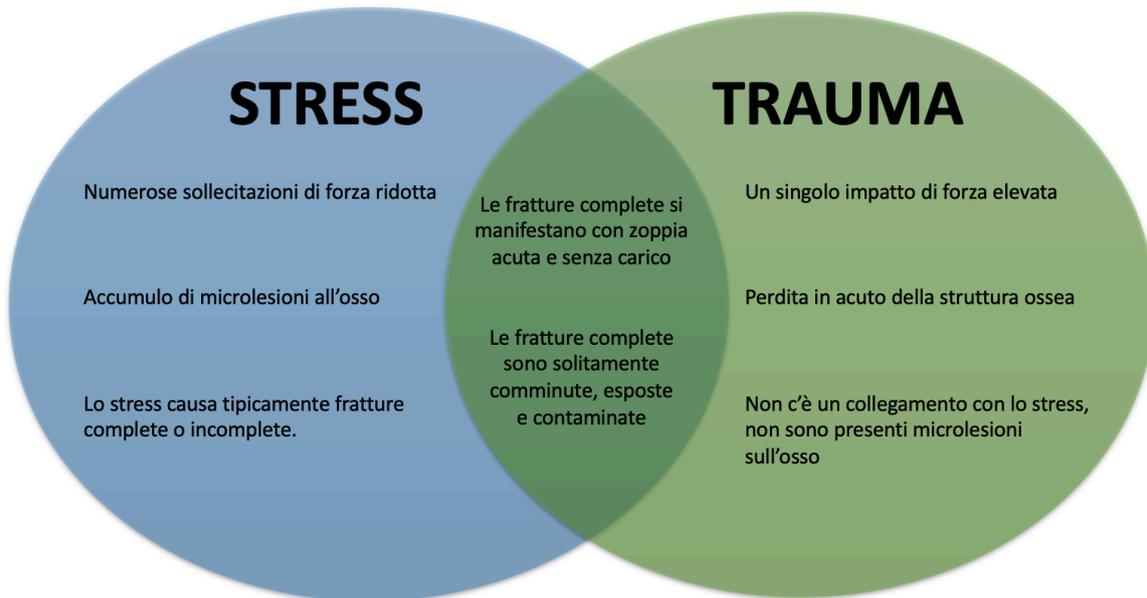


Figura 5 – Panoramica dell'eziologia e della presentazione clinica delle fratture tibiali. Tradotto da "A review of equine tibial fractures", Equine Vet J.

Le fratture traumatiche che provocano fratture della tibia sono causate generalmente da un singolo impatto di forza elevata (calci) ed hanno come principale fattore di rischio la gestione dei cavalli in gruppi, in cui si stabilisce una gerarchia sociale. Nei puledri le fratture di tibia possono essere causate anche da pestoni della madre nel box o nel paddock, quando il puledro dorme; si tratta per lo più di traumi da schiacciamento causati dalla fattrice [2].

Il calcio di un altro cavallo è tra le cause principali di una frattura della tibia. In un articolo di B. Donati et al. è emerso che il 43.6% delle fratture di tibia prese in esame sono state causate da un calcio proveniente da un altro equide; le ossa maggiormente colpite sono proprio radio, ulna e tibia e solitamente esitano in fratture fissurate o fratture complete comminute [9], [10].

Un calcio rappresenta un urto di intensità elevata, che supera di gran lunga la resistenza intrinseca dell'osso, infatti secondo uno studio di Bowers K. et al. la forza risultate dall'impatto di un singolo zoccolo non ferrato è di circa 9807 N, mentre la soglia di resistenza della tibia ad un trauma diretto si attesta tra i 1100 e i 2300 N [2], [11].

Oltre alle fratture, un calcio può avere anche altre conseguenze, come danni periostali e lesioni ai tessuti molli che causano in seguito osteomieliti. Il tipo di trauma dipende dall'area interessata dal calcio, le aree maggiormente coperte da muscoli, come il comparto laterale della tibia, hanno meno probabilità di subire traumi ossei, rispetto ad aree più esposte, come la superficie mediale della tibia [12].

Al contrario delle fratture traumatiche, le fratture da stress della tibia sono causate dall'allenamento nei cavalli da corsa. Esse sono tipiche dei purosangue sottoposti ad intensi allenamenti; infatti, in questa razza si osserva la prevalenza maggiore di questo tipo di fratture. Durante l'esercizio fisico la fatica muscolare riduce la capacità del muscolo stesso di neutralizzare le sollecitazioni sull'osso [2], provocando un accumulo di microtraumi che esitano in una frattura da stress.

Quando il rimodellamento eccede alla riparazione ossea si può incorrere in fratture da stress. L'equilibrio può essere alterato da diversi fattori di rischio, come l'età, il genere, la conformazione fisica e il tipo di attività fisica, come distanze percorse ad elevata velocità (Tabella 1) [2].

FATTORI DI RISCHIO	
FRATTURE DA STRESS	FRATTURE TRAUMATICHE
<ul style="list-style-type: none"> • Età • Attitudine sportiva • Lesioni preesistenti • Sesso • Gestione del riposo tra un'attività e l'altra • Tipologia del terreno • Direzione della corsa 	<ul style="list-style-type: none"> • Gestione del cavallo • Cavalli in gruppo • Gerarchia sociale

Tabella 1 – Panoramica dei fattori di rischio per le fratture di tibia (quelli in corsivo significa che sono fattori di rischio proposti ma non dimostrati). Tradotto da "A review of equine tibial fractures", Equine Vet J.

I cavalli con fratture da stress della tibia presentano una zoppia acuta e marcata di grado 3-4/5 [13], che spesso si risolve spontaneamente tra un esercizio e l'altro, per poi riapparire nuovamente; solo occasionalmente si osserva un grado 5/5 [13], con l'incapacità del cavallo di supportare il carico. Le sedi dove si riscontrano più frequentemente sono la metafisi distale e la diafisi caudale della tibia. Se queste fratture persistono per molto tempo senza essere diagnosticate, può svilupparsi un callo periostale; che permette eseguire una diagnosi ricorrendo ad esami radiografici e scintigrafia nucleare. Il trattamento di queste fratture è per lo più conservativo, e si basa sulla cessazione dell'attività sportiva in associazione all'uso di antinfiammatori; la guarigione richiede un paio di mesi, ma la prognosi è buona per il ritorno alla prestazione atletica [14].

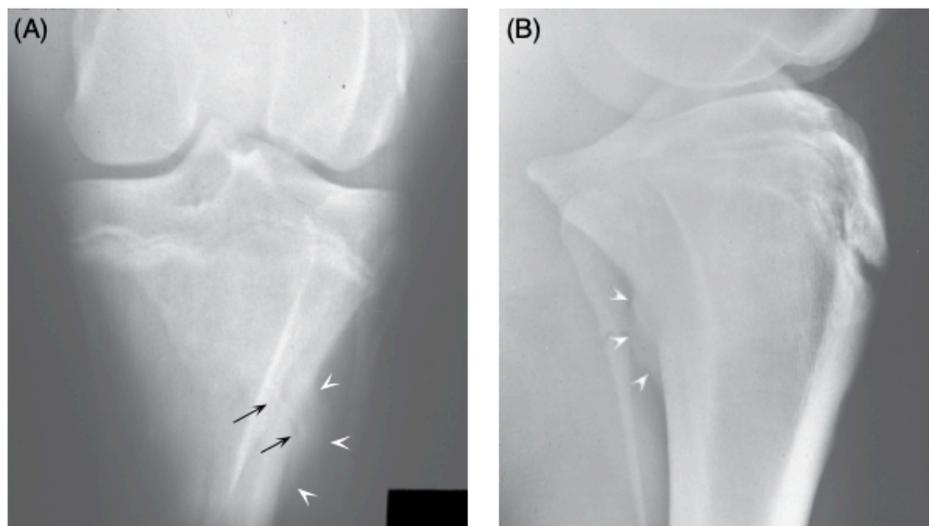


Figura 6 – (A) proiezione caudocraniale che mostra frattura da stress (frecce nere) associata a formazione di nuovo osso periostale della tibia (frecce bianche). (B) proiezione obliqua craniomediale-caudolaterale che mostra l'estensione del callo periostale formatosi a seguito di una frattura da stress. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

Recentemente Samol M.A. et al. hanno eseguito un'analisi retrospettiva *post-mortem* in cavalli da corsa con fratture tibiali ed hanno descritto una correlazione tra fratture traumatiche e fratture da stress; In questo studio, su 119 casi, il 64% dei cavalli presentava un callo periostale, evidenza di un rimodellamento attivo da microfratture da stress; Da questo punto di vista, i calli periostali sono spesso associati ad osteopenia corticale, e da questo punto di vista sono ritenute un fattore di rischio per la propagazione della frattura e lo sviluppo di fratture tibiali catastrofiche durante le competizioni [15]. Questo tipo di fratture viene scarsamente trattato dal punto di vista chirurgico per la loro eziologia improvvisa durante le competizioni e l'esito fatale per l'animale.

2.3. CONFIGURAZIONE

Le fratture complete di tibia esito di un trauma possono presentarsi in cavalli di qualsiasi età ed avere configurazioni differenti. Nella maggior parte dei casi le fratture si presentano come complete e comminute; l'area maggiormente colpita è la diafisi, e la linea di frattura si presenta spesso come obliqua o trasversa incompleta [1].

Sempre nello studio di Samol M.A. et al, già citato nel precedente paragrafo, 119 cavalli da corsa sono stati soppressi a causa di fratture di tibia; il 93% sono state classificate come complete e comminute e l'82% di queste erano fratture diafisarie, delle quali la maggior parte coinvolgeva la porzione prossimale della diafisi [15].

Nello studio di B. Donati et al., in cui sono state simulate delle lesioni da calcio, è emerso che le fratture risultanti erano per la maggioranza incomplete [9]. Le fratture di tibia si presentano spesso come fratture non esposte, raramente possono essere esposte specialmente quando la causa della frattura è un calcio sulla faccia mediale della tibia, dove i tessuti molli sono scarsi.

[12].

Di seguito è riportata una classificazione delle fratture di tibia secondo la loro configurazione [1], [14]:

- Fratture incomplete o fissurazioni
- Fratture fisarie
- Fratture della cresta tibiale
- Fratture diafisarie

2.3.1. Fratture incomplete o fissurazioni

Nel cavallo le fratture incomplete o fissurazioni della tibia sono lesioni prettamente traumatiche, esito di calci. Per fissurazione si intende una linea di frattura che si estende lungo tutta la superficie ossea, ma senza attraversarla e senza causare una perdita del sostegno della colonna ossea [16].

Le fratture incomplete della tibia permettono al paziente di mantenere il carico, senza perdere la stabilità dell'arto, ma nel 50% dei casi queste lesioni possono evolvere in fratture complete, con o senza lacerazione dei tessuti molli, già nel primo mese a seguito del trauma, minimizzando la possibilità di un ritorno all'attività agonistica [1].



Figura 7 – Proiezione cranio-caudale a sinistra; proiezione lateromediale a destra di una fissurazione nella metafisi prossimale della tibia di un cavallo adulto. Da "Equine Surgery" 5th edition, Jorg A. Auer.

La diagnosi di fissurazione è possibile grazie ad una valutazione clinica del paziente il cavallo si presenta con zoppia grave, dolore alla palpazione e gonfiore localizzato, è possibile anche avere una ferita nel punto dell'impatto, ma, nonostante ciò, l'instabilità dell'arto non viene persa (grado di zoppia 3/5 o 4/5) [13]. La frattura viene confermata mediante l'esame radiografico, anche se potrebbe non evidenziare nessuna lesione per i primi dieci giorni dal trauma; in tal caso, se il sospetto clinico rimane, sarà opportuno eseguire altri esami radiografici ripetuti nel tempo oppure una scintigrafia [14].

Il trattamento più comune è quello conservativo che verrà trattato nel capitolo 2.5.1.

È opportuno tenere monitorato il paziente, in quanto è possibile incorrere in un'evoluzione catastrofica, perché la frattura tibiale incompleta potrebbe diventare completa e scomposta. L'utilizzo di antiinfiammatori, come il fenilbutazone, è consigliato per ridurre il dolore, ma è necessario prestare attenzione per evitare che il sollievo possa comportare un uso eccessivo dell'arto fratturato [1], [14].

2.3.2. Fratture fisarie

Durante la crescita del puledro, le fisi costituiscono un punto di debolezza dell'osso e possono andare incontro a frattura; questo tipo di fratture sono classificate utilizzando il sistema di Salter-Harris [1]:

- Tipo 1: frattura che interessa solo la placca di crescita, senza coinvolgimento dell'epifisi o della metafisi
- Tipo 2: frattura che attraversa la fisi, coinvolgendo la metafisi
- Tipo 3: frattura che attraversa la fisi, coinvolgendo l'epifisi, penetrando nell'articolazione
- Tipo 4: frattura che attraversa la fisi, coinvolgendo sia la metafisi che l'epifisi
- Tipo 5: frattura da schiacciamento o compressione, con spostamento minimo o nullo.

Queste fratture nel puledro si riscontrano pressoché unicamente nella fisi prossimale, mentre quelle della fisi distale sono più rare. Tra le più comuni fratture della fisi prossimale della tibia ci sono le Salter-Harris di tipo 2, con formazione del frammento metafisario nella porzione laterale; si verificano spesso a seguito di un calcio sulla porzione laterale dell'arto mentre il puledro si trova in carico, il calcio fornisce tensione alla parte mediale della fisi, creando una frattura che si propaga da mediale a laterale [17].



Figura 8 – tipico aspetto di una frattura della fisi tibiale prossimale, Salter Harris di tipo 2 con frammento metafisario laterale. Da "Physeal fractures in foals"



Figura 9 – proiezione caudo-craniale frattura di Salter Harris di tipo 2 con frammento metafisario laterale. Da Equine Fracture Repair, Alan J. Nixon (2019)

Di fronte a queste fratture è indispensabile agire in fretta per evitare danni alla fisi di accrescimento; infatti, il continuo carico sull'arto porterebbe ad una chiusura prematura [17].

Il trattamento per le fratture della fisi prossimale può essere eseguito mediante diverse tipologie di fissazione interna, trattate in seguito nel paragrafo 2.5.2.; la guarigione è rapida e l'impianto potrà essere rimosso già dopo un paio di mesi per permettere alla fisi di continuare a crescere [14].

Se per le fratture della fisi prossimale della tibia si opta per una gestione chirurgica, per quelle della fisi distale si predilige il trattamento conservativo con un gesso in fibra di vetro, poiché l'articolazione tibio-tarsica rende difficoltoso il posizionamento di un impianto [1].

2.3.3. Fratture della cresta tibiale

Le fratture della cresta tibiale sono generalmente il risultato di un trauma diretto alla regione della grassella nei cavalli atleti; più raramente possono essere il risultato di lesioni da avulsione, dovute allo stiramento dei legamenti patellari [1], [14].

Solitamente queste fratture sono composte e non coinvolgono l'articolazione; in questi casi non è richiesta una gestione chirurgica, ma semplicemente un trattamento conservativo che permetta di dare una stabilità adeguata alla guarigione (Figura 10). Al contrario se la frattura è scomposta o presenta un interessamento articolare, essa deve essere stabilizzata chirurgicamente (Figura 11) [14].

Le fratture più estese sono dovute ad un'avulsione e coinvolgono la maggior parte dell'inserzione dei legamenti patellari. A seconda delle dimensioni del frammento, la fissazione interna può essere ottenuta utilizzando viti corticali o impianti più complessi come placche singole o accoppiate [1].

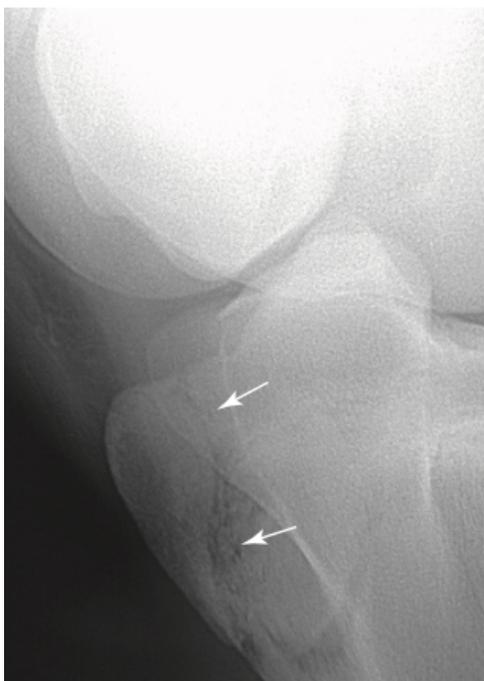


Figura 10 – proiezione latero-mediale di una frattura della cresta tibiale non articolare e non scomposta. Da "Equine Surgery" 5th edition, Jorg A. Auer.



Figura 11 – proiezione latero-mediale di una frattura della cresta tibiale articolare e scomposta. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

2.3.4. Fratture diafisarie

Nel cavallo adulto le fratture diafisarie della tibia si verificano solitamente a seguito di traumi esterni, come calci o cadute, però nei cavalli da corsa sono state riportate delle fratture diafisarie secondarie a preesistenti fratture da stress. Nell'adulto sono tendenzialmente lesioni catastrofiche, comminute ed aperte; il grado di comminuzione è spesso così grave che la possibilità di una ricostruzione soddisfacente dell'osso è minima (Figura 12). La fissazione interna può essere ulteriormente complicata dalla posizione della frattura, frequentemente infatti la lesione interessa la porzione distale della tibia, che impedisce un inserimento adeguato di un impianto (Figura 13) [1], [14].

Dopo queste premesse, è chiaro che qualsiasi tentativo di riparazione presenta una prognosi sfavorevole, o addirittura infausta; la riparazione di fratture tibiali più comminute nei soggetti adulti può essere eseguita solo in razze di cavalli di piccole dimensioni, come i pony [14].

Nel puledro le fratture diafisarie sono le più comuni dopo quelle della fisi prossimale[14]. Esse si presentano con una zoppia improvvisa di grado 5/5 [13], senza supporto del carico, significativo gonfiore dei tessuti molli, instabilità dell'arto ed un elevato rischio di esposizione del focolaio di frattura medialmente; al contrario degli adulti, nei puledri

queste fratture raramente sono comminute ed esposte, inoltre presentano una configurazione più semplice, obliqua o a spirale, che li rende dei candidati migliori alla riparazione chirurgica [18].

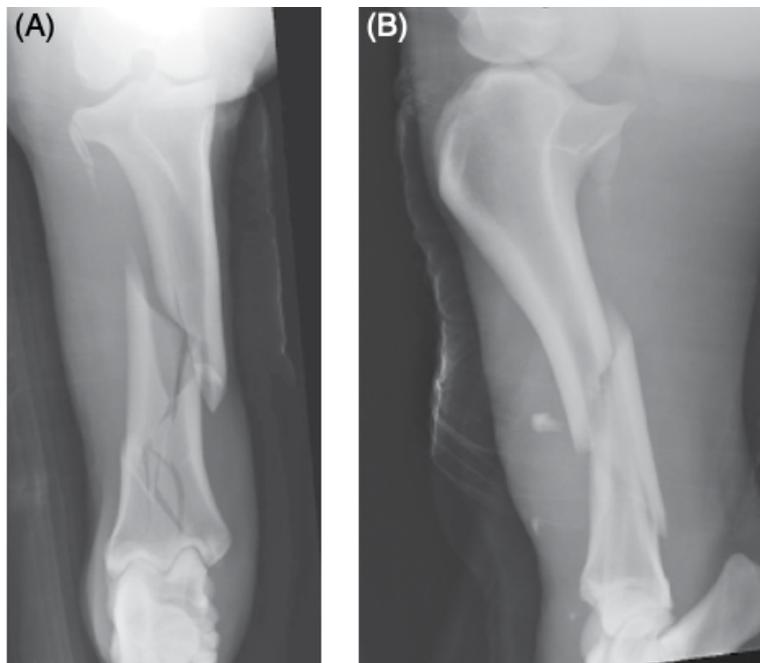


Figura 12 - (A) proiezione craniocaudale e (B) lateromediale di una frattura estesa e comminuta della diafisi di tibia. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

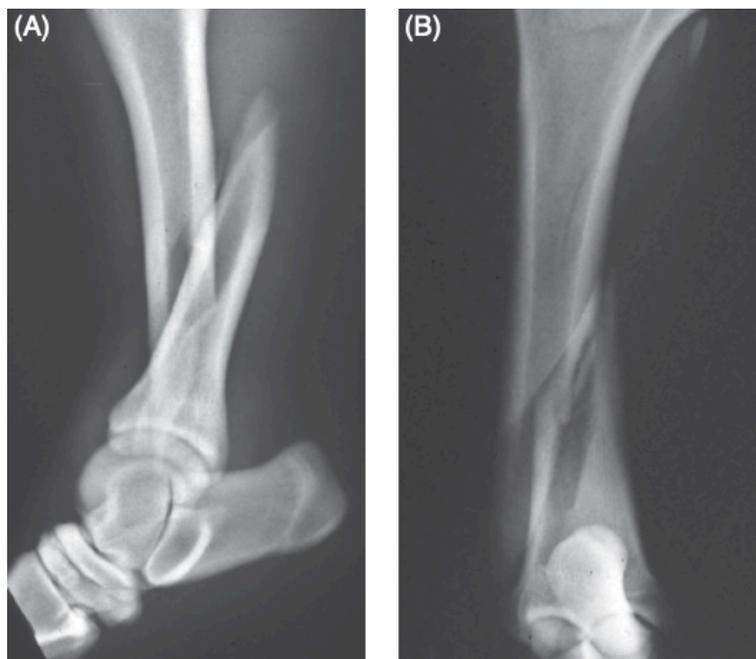


Figura 13 - (A) proiezione lateromediale e (B) craniocaudale di una frattura lunga e obliqua della porzione distale della diafisi di tibia. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

2.4. DIAGNOSI

Come per tutte le patologie, più precocemente viene effettuata la diagnosi migliore sarà la prognosi.

Una corretta diagnosi si basa su:

- Anamnesi
- Visita clinica
- Diagnostica per immagini

L'anamnesi è la raccolta di tutte le informazioni relative alla storia clinica del paziente.

In questa fase precoce della diagnosi è importante ascoltare il proprietario, aiutandolo con delle domande specifiche per creare una possibile lista di diagnosi differenziali.

La visita clinica si basa su un esame fisico specialistico dell'area interessata.

Al termine di essa si potrà definire la presenza o meno di una zoppia, con il relativo grado. I cavalli adulti con score di zoppia > 4/5 [13], in caso di frattura della tibia, presentano una probabilità significativamente maggiore di essere abbattuti [12].

Nel corso di una generica visita ortopedica potrebbe essere necessario eseguire delle anestesie diagnostiche, ma in caso di sospetta frattura questa è una pratica che deve essere totalmente evitata, pena il peggioramento della lesione, in quanto la desensibilizzazione dell'area andrebbe ad indurre un normale carico, determinando una evoluzione catastrofica [19].

La diagnostica per immagine è l'ultima fase della diagnosi, in quanto prima è necessario avere chiara la localizzazione della lesione.

- Radiologia: la più utilizzata come metodo di screening. Le proiezioni che devono essere acquisite per il sospetto di frattura della tibia sono cinque: una proiezione latero-mediale, una caudo-craniale, una obliqua caudolaterale-craniomediale, una obliqua caudomediale-craniolaterale ed infine una obliqua plantaro 15°-disto-85°-latero dorso-proximale [2].
- Scintigrafia nucleare: nelle fratture da stress è diagnostica se viene identificato un marcato assorbimento focale a livello di metafisi o di diafisi [14].

2.5. TRATTAMENTO

Il trattamento delle fratture nel cavallo segue spesso le stesse linee guida sviluppate per la medicina umana e per i piccoli animali, anche se alcuni principi applicati al trattamento delle fratture delle ossa lunghe equine sono molto specifici [14].

2.5.1. Gestione non chirurgica

Anche definita “terapia conservativa”, può essere utilizzata sia come terapia a lungo termine che in situazioni di emergenza, in attesa di un trattamento chirurgico.

Nel caso delle fratture di tibia, il trattamento conservativo è l’opzione terapeutica elettiva per le fissurazioni [14].

Negli adulti le fratture di tibia sono molto più complesse rispetto a pazienti di taglia più piccola, e per questi casi si predilige in una fase iniziale il trattamento conservativo, che prevede l’immobilizzazione dell’arto mediante un bendaggio compressivo di Robert Jones rinforzato con una stecca o mediante coaptazione esterna con l’utilizzo del gesso (Figura 14). È essenziale il riposo del cavallo in box legato in modo che non possa coricarsi fino alla guarigione [12].

Le indicazioni per l’utilizzo delle stecche come unico mezzo di trattamento sono limitate; più comunemente vengono utilizzate come immobilizzazione di emergenza per evitare l’esposizione del focolaio di frattura, o nel periodo post-operatorio durante il risveglio dall’anestesia e come passaggio intermedio dopo la rimozione del gesso [14].

Il gesso utilizzato per l’immobilizzazione d’emergenza e per il periodo post-operatorio è in fibra di vetro, ma è necessario eseguire frequenti rinnovi e valutare la tollerabilità, soprattutto nei puledri, che spesso richiedono la sostituzione più frequente, ogni 10-14 giorni [14].

Quando si intraprende per il trattamento conservativo è necessario eseguire periodicamente degli esami radiografici per valutare il decorso della guarigione della frattura. In caso di peggioramento delle condizioni cliniche è preferibile, se possibile, ricorrere al trattamento chirurgico [14].

Uno dei fattori che condiziona maggiormente la prognosi del trattamento conservativo è la prevenzione del decubito per ridurre la probabilità di un movimento dei monconi di frattura. Per ridurre questo rischio è possibile mantenere il cavallo legato in box o utilizzare un’imbragatura che consente il mantenimento della stazione, permettendo al paziente di scaricare parzialmente il peso (Figura 15) [12].



Figura 14 – differenti tipologie di stecche per l'arto posteriore. Da L.L. Southwood et al., 2015)

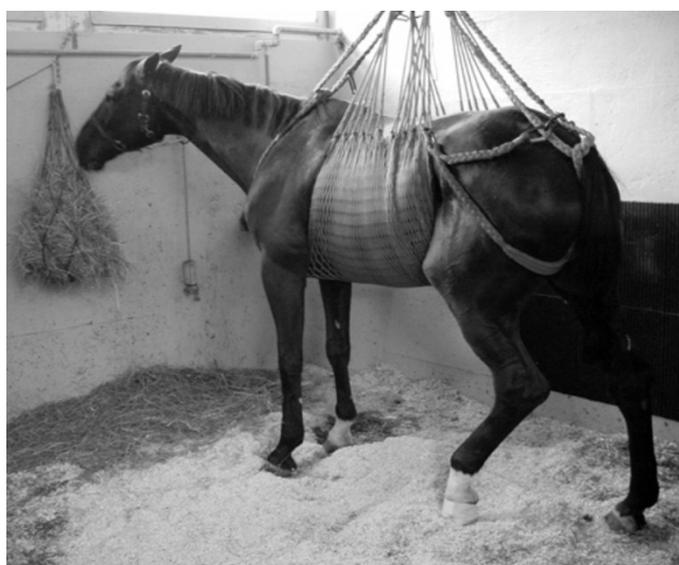


Figura 15 – cavallo adulto affetto da frattura da fissurazione della tibia sostenuto da un'imbragatura. Da "Equine Surgery" 5th edition, Jorg A. Auer.

2.5.2. Gestione chirurgica

Il trattamento conservativo ha dei vantaggi, come visto nel paragrafo 2.5.1., ma senza una fissazione interna i monconi della frattura non sono stabili; perciò, il trattamento chirurgico è certamente preferibile per tutti i casi di fratture complete. Negli adulti il trattamento chirurgico non è quasi mai consigliabile per le fratture diafisarie complete, mentre nei puledri la prognosi può essere favorevole [14].

Esistono materiali differenti per eseguire un'osteosintesi di tibia in un puledro in base al tipo di frattura riscontrata: il *multiple-pinning* è utilizzabile unicamente in soggetti neonati, mentre l'impiego di placche è obbligatorio nei puledri più grandi. Esistono placche DCP (*dynamic compression plate*), LC-DCP (*low contact-dynamic compression plate*), ma la scelta tecnicamente migliore è la LCP (*locking compression plate*) [1].

Il trattamento di scelta per le fratture della fisi prossimale (Salter-Harris di tipo II) è la fissazione interna con una placca mediale a "T"; ne esistono diverse tipologie in commercio, tra cui [14]:

- Placca a "T" a quattro fori
- Placca a "L" ad angolo retto

La placca a "T" ad uso veterinario sembra essere la soluzione ideale, è una placca LCP, a compressione bloccante; essa determina una buona stabilizzazione e una neutralizzazione della componente compressiva, torsionale ed angolare (Figura 16) [1].

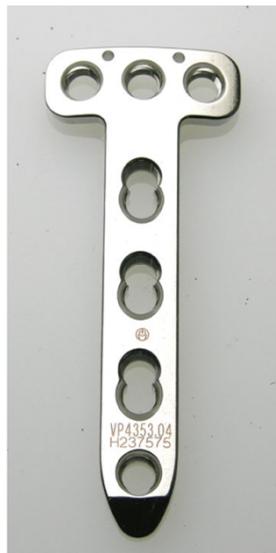


Figura 16 – placca a "T" a compressione bloccante da 4,5 mm, adatta per la riparazione delle fratture della fisi tibiale prossimale nei puledri. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

Durante la chirurgia, il puledro viene posizionato in decubito laterale, con l'arto lesionato rivolto verso il tavolo, poiché la pressione verso il basso facilita la riduzione della frattura. L'accesso chirurgico avviene lungo il margine caudale della tibia, con posizionamento della placca sulla faccia mediale. È necessario inserire almeno una delle viti di bloccaggio nel frammento metafisario per aumentare la stabilità dell'impianto, ponendo attenzione a non compromettere la superficie articolare ed evitando un posizionamento della placca troppo prossimalmente. La fisi, a seguito della rimozione della vite, potrà continuare nella sua normale crescita; è possibile che si verifichi la chiusura prematura della fisi, ma ciò accade raramente (Figura 17) [14].

Le complicanze che possono verificarsi sono: cedimento dell'impianto, infezione e deiscenza della ferita. La scarsità dei tessuti molli nella faccia mediale della tibia aumenta il rischio che si verifichino queste complicanze, poiché l'impianto si troverà in continuità stretta con la cute [1].



Figura 17 – proiezione (A) latero-mediale e (B) caudocraniale di una frattura della fisi prossimale della tibia. Proiezione (C) latero-mediale e (D) caudocraniale dopo 11 giorni dalla riparazione mediante placca LCP a “T”. (E) Follow up a 6 mesi dalla rimozione dell'impianto, visibile la ripresa della crescita della fisi. Da “Equine Surgery” 5th edition, Jorg A. Auer.

Nell'immediato post-operatorio non viene utilizzato nessun supporto esterno, il puledro viene semplicemente aiutato ad alzarsi durante il risveglio dall'anestesia.

Il puledro dovrebbe caricare sull'arto fin da subito dopo l'intervento, iniziando a camminare entro pochi giorni. Il trattamento antibiotico e antinfiammatorio viene continuato fino alla scomparsa del gonfiore dei tessuti molli.

È importante confinare i puledri per quattro settimane in box; dopodiché se le radiografie di follow-up mostrano una guarigione, l'esercizio viene progressivamente aumentato nel mese successivo. Se non si riscontrano complicazioni, gli impianti possono essere rimossi dopo circa otto settimane per consentire alla fisi di riprendere la crescita [14].

Per i puledri neonati, altri autori consigliano di utilizzare dei cross-pin per limitare l'esposizione chirurgica, essendo un approccio meno invasivo rispetto all'inserimento di una placca; inoltre, causano un danno minore agli strati germinali della fisi consentendo la crescita ossea longitudinale fisiologica dell'osso [1].

La fissazione con cross-pin richiede l'accesso sia alla parte mediale che a quella laterale della regione del ginocchio. Se inizialmente non è possibile un adeguato riallineamento mediante manipolazione manuale dei monconi, è necessario optare per una fissazione interna con placca. Lo svantaggio principale è la minor resistenza che i cross-pin offrono rispetto alla fissazione con la placca a "T", oltre a non permettere una facile riduzione della frattura, motivi per i quali non vengono consigliati per l'utilizzo nei puledri più grandi [1].

La prognosi dopo la riparazione delle fratture della fisi prossimale nei puledri è generalmente favorevole quanto più è piccolo il puledro: nella maggior parte dei casi, infatti, si prevede una guarigione della frattura tale da consentire il ritorno all'attività sportiva.

Più raramente si incorre in un danno importante alla fisi e in tal caso si crea un callo transfisario che porta a deformità angolare o discrepanza nella lunghezza degli arti [14].

Per le fratture della cresta tibiale scomposte e con interessamento articolare è necessario eseguire un intervento chirurgico di fissazione interna mediante una tecnica simile a quella che si utilizza per le fratture fisarie prossimali della tibia. A causa della configurazione anatomica della cresta tibiale è necessario orientare la placca obliquamente. Un numero eccessivo di viti posizionate come *lag screw* sullo stesso asse longitudinale può portare ad un indebolimento e ad una secondaria frattura sagittale;

pertanto, è opportuno inserire un numero adeguato di viti disposte in maniera alternata (Figura 18) [1].

Qualora fossero presenti piccoli frammenti è possibile fissarli con delle viti a compressione [14].

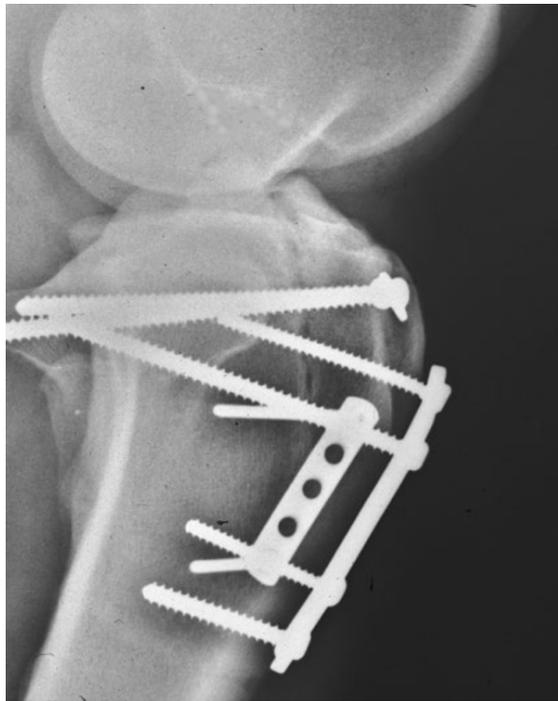


Figura 18 – fissazione interna di una frattura da avulsione della tuberosità tibiale. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

Le fratture diafisarie della tibia nel puledro hanno meno probabilità di essere comminute e, come già detto precedentemente, presentano una configurazione più semplice, obliqua o a spirale; ciò ne rende più semplice la riparazione mediante trattamento chirurgico. Qualora la frattura fosse aperta e contaminata, a causa di una perforazione dei tessuti molli e della pelle sovrastante, il potenziale di successo si riduce [18].

Con l'aumento della taglia del paziente aumenta la configurazione delle fratture che si presentano più complesse e la probabilità di successo nella riparazione diminuisce, soprattutto di fronte a fratture molto comminute, per le quali è necessario ricorrere all'eutanasia [1].

Le fratture diafisarie vengono stabilizzate al meglio mediante fissazione a cielo aperto con un sistema di doppia placca (due LCP, due DCP o una combinazione delle due) [1], [14].

Il posizionamento del puledro sul tavolo operatorio è a discrezione del chirurgo, alcuni prediligono il decubito dorsale per avere un migliore accesso a entrambi i lati dell'arto, altri preferiscono il decubito laterale con l'arto posizionato contro il tavolo. È di comune accordo invece l'utilizzo del paranco come aiuto per distrarre e riallineare i monconi della frattura [1], [14].

L'intervento chirurgico per la riparazione delle fratture diafisarie della tibia deve tenere in considerazione l'anatomia, per preservare l'arteria tibiale craniale, il tendine estensore digitale lungo a livello della parete prossimale e laterale della tibia e i tendini estensori digitali con inserzione distale vicino all'articolazione tarso-cruale [14].

Sono disponibili tre approcci chirurgici: l'approccio mediale, l'approccio laterale tra l'estensore digitale lungo e il muscolo tibiale craniale e l'approccio craniale, in cui l'incisione viene praticata sopra il muscolo tibiale craniale. Quest'ultimo è di fatto l'accesso maggiormente utilizzato, essendo il più versatile: entrambi gli impianti possono essere posizionati con un'unica incisione, a differenza degli altri due approcci, che richiederebbero una doppia incisione. Difficilmente si utilizza solo l'approccio mediale, in quanto la scarsa copertura del sito chirurgico da parte dei tessuti molli aumenta il rischio di infezione e deiscenza della ferita [1], [14].

Nei puledri giovani è indispensabile, per una buona riuscita dell'intervento, minimizzare la manipolazione intraoperatoria per evitare la devascularizzazione dell'osso e di fatto l'approccio craniale ne facilita la riuscita [1].

Una volta incisa la cute e il muscolo tibiale craniale, è necessario retrarre le fasce muscolari per esporre la frattura e procedere alla riduzione. Viene eseguita una stabilizzazione temporanea della frattura ridotta tramite pinze da riduzione o preferibilmente utilizzando due viti temporanee.

Le placche vengono posizionate perpendicolarmente l'una all'altra sull'asse longitudinale dell'osso per assicurare un'adeguata stabilità. La prima placca viene applicata dorsalmente, sul margine cranio-laterale della tibia, in modo da neutralizzare le forze di torsione durante il carico, l'altra può essere posizionata medialmente.

La stabilità della fissazione è massimizzata dalla lunghezza delle placche, che devono coprire la distanza tra la fisi prossimale e quella distale; la stabilità viene conferita anche dall'inserimento di un numero adeguato di viti [1].

È necessario intraprendere una terapia prolungata con antibiotici e antinfiammatori, poiché questo tipo di intervento a cielo aperto necessita di un tempo operativo abbastanza lungo durante il quale il focolaio resta esposto al rischio di infezione. Inoltre,

l'importante dissezione operatoria causa un notevole danno vascolare. È importante mantenere il puledro a riposo in box senza esercizio per 6-8 settimane, eseguendo al termine di questo periodo delle radiografie di follow-up [14].

La complicanza più comune per questo tipo di trattamento chirurgico è il cedimento e la rottura dell'impianto: questo rischio aumenta esponenzialmente se la frattura in partenza è comminuta. Un singolo sovraccarico acuto di solito è la causa del cedimento dell'osso, al contrario il carico ciclico è causa di rottura degli impianti [14].

Altre possibili complicanze sono l'infezione e la deiscenza della ferita; in tal caso, se la fissazione rimane stabile, la frattura guarirà anche se contaminata o infetta [1], [14].

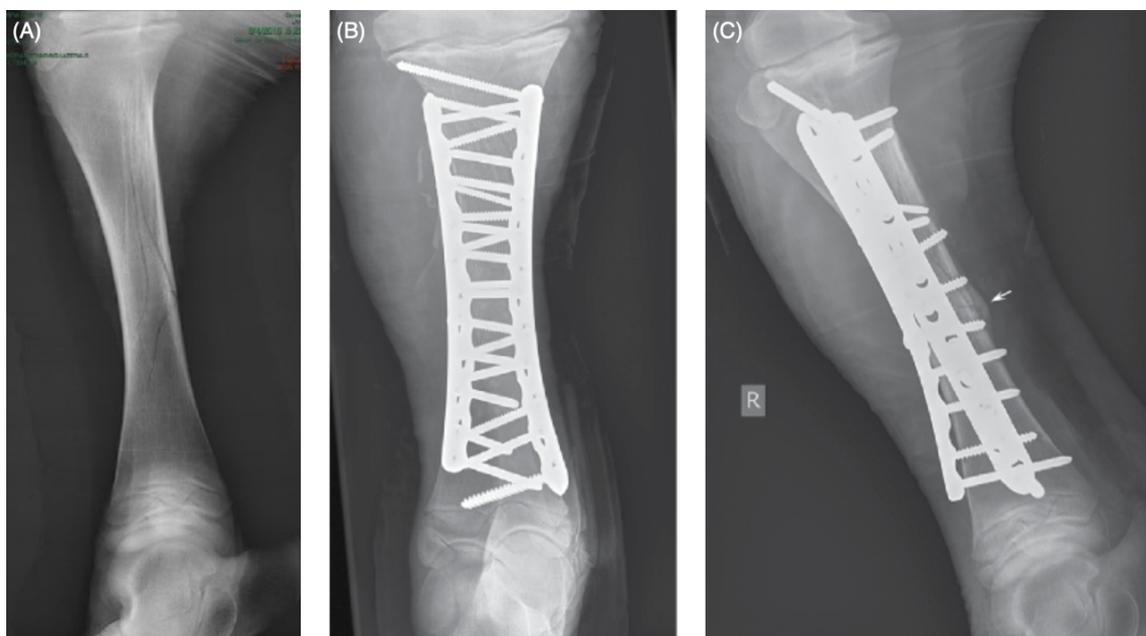


Figura 19 – Utilizzo di due placche di compressione LCP per stabilizzare una lunga frattura a spirale della diafisi mediana della tibia di un puledro di 5 mesi. Da "Equine Fracture Repair" 2th edition, Alan J. Nixon.

3. CHIODO INTRA-MIDOLLARE

La ricerca in ambito ortopedico ha dimostrato come sia utile arrecare meno danno possibile al focolaio di frattura, a favore di un'osteosintesi biologica. Il chiodo intra-midollare bloccato è emerso come un'alternativa interessante all'utilizzo di placche e, per alcuni chirurghi, è diventato il mezzo di sintesi di scelta per la riparazione della maggior parte delle fratture diafisarie comminute in pazienti umani [3].

3.1. CHIODO INTRA-MIDOLLARE IN MEDICINA UMANA

3.1.1. Storia del chiodo intra-midollare in medicina umana

Il chiodo intra-midollare ha rivoluzionato il mondo della chirurgia ortopedica nell'uomo, come metodo di osteosintesi per le fratture delle ossa lunghe, in quanto comporta un'ottima stabilizzazione, permettendo al contempo una mobilizzazione immediata del paziente e un minimo trauma chirurgico per i tessuti molli [20].

Il primo utilizzo di un dispositivo intra-midollare è stato riportato all'epoca nell'Antico Egitto, quando dei tasselli di ebano venivano utilizzati per stabilizzare l'articolazione del ginocchio nelle mummie [21].

Il primo vero chiodo fu creato nel 1800 da Temistocle Gluck, in avorio e con dei fori all'estremità, quindi già predisposto per essere bloccato. Nello stesso periodo un medico norvegese, Julius Nicolaysen, iniziò a studiare i principi di biomeccanica del chiodo nelle fratture del femore prossimale: evidenziò la necessità di aumentarne la lunghezza per fornire stabilità alla quasi totalità dell'osso, inoltre perfezionò l'idea del bloccaggio sulla porzione prossimale e distale. Per tutti questi motivi, Nicolaysen viene considerato il padre del chiodo intra-midollare bloccato [22].

Solo agli inizi del 1900 fu proposto di creare il chiodo intra-midollare in un materiale diverso dall'avorio. Fu il chirurgo inglese Ernest Hay Groves a produrlo in diverse leghe metalliche, alluminio, magnesio e acciaio. Inoltre, fu il primo a descrivere una tecnica chirurgica minimamente invasiva che consentì l'inserimento dell'impianto. Nonostante le innovazioni che Groves apportò al mondo della chirurgia ortopedica, fu apprezzato poco dai suoi contemporanei per gli elevati tassi di infezione riportati a seguito dei suoi interventi. Furono di fatto i primi anni in cui si studiavano i principi dell'asepsi [20].

Al contrario di quest'ultimo, lo statunitense Smith Peterson qualche anno più tardi catturò l'interesse di molti suoi colleghi: diede vita ad un chiodo intra-midollare in acciaio

inossidabile per il trattamento delle fratture intra-capsulari del collo del femore. Mediante un approccio a cielo aperto, Peterson ridusse la frattura e successivamente inserì il chiodo attraverso testa del femore. Fu proprio grazie al successo della sua tecnica che Steve Johansson inventò un prototipo di chiodo cannulato, che prevedeva l'uso di fili di Kirshner per consentire l'inserimento sotto guida radiologica [20].

Qualche anno più tardi in Germania, Gerhard Küntsher applicò il dispositivo di Peterson nelle fratture diafisarie del femore, ottenendo buoni risultati; solo nel secondo dopo guerra estese l'utilizzo di tale chiodo anche a fratture di tibia e omero.

Küntsher viene ricordato anche per la creazione di alesatori midollari, strumenti atti ad allargare la cavità midollare per permettere l'utilizzo di impianti di diametro maggiore, al fine di ottenere una fissazione più stabile della frattura. La tecnica di Küntscher ottenne un riconoscimento internazionale, in un breve periodo sempre più medici iniziarono a adottare i suoi metodi. Il suo chiodo midollare rivoluzionò il trattamento delle fratture, riducendo i tempi di recupero del paziente di quasi un anno, permettendo una ripresa funzionale in pochi giorni [20].

Durante gli anni '60 si è assistito ad un abbandono del chiodo intra-midollare e ad un ritorno all'utilizzo delle placche, perché iniziarono ad essere evidenti gli svantaggi del chiodo: Küntscher riconobbe che i problemi del suo impianto erano proprio nella mancata stabilizzazione delle fratture comminute e oblique delle ossa lunghe, per l'assenza di un bloccaggio. Per questo motivo propose una nuova idea di chiodo: "*detention nail*", ovvero l'utilizzo di viti bloccanti per la sua stabilizzazione. In questo modo il chiodo assunse una resistenza alle forze di flessione e torsione che si generavano durante il movimento [23]. Partendo dalle idee di Küntscher, Klaus Klemm e Wolf-Dieter Schellmann implementarono il progetto del chiodo intra-midollare bloccato creando dei fori per le viti alle estremità prossimale e distale. Per l'inserimento delle viti nei fori dell'estremità prossimale veniva utilizzata una guida, la quale però non poteva essere utilizzata per l'estremità distale in quanto il chiodo durante l'inserimento andava incontro ad una deformazione rotazionale. L'unica soluzione per il bloccaggio distale prevedeva l'esecuzione di radiografie intraoperatorie, esponendo però lo staff ad un gran numero di radiazioni [24].

A seguito di queste modifiche, negli anni '70 il chiodo intra-midollare ritornò in auge, in particolare divenne oggetto di nuovi studi, dando vita ai "chiodi di seconda generazione".

Grosse e Kempf crearono un chiodo parzialmente scanalato nella porzione centrale, lasciando integre le estremità prossimale e distale per l'inserimento delle viti di bloccaggio [20].

Nella prima metà degli anni '90 nacque il chiodo Marchetti-Vicenzi, un sistema intra-midollare flessibile caratterizzato dalla presenza di sei chiodi pre-curvati posizionati in direzione centrifuga rispetto all'asse longitudinale dell'impianto. Questi chiodi erano tenuti uniti e paralleli da una ghiera, che aveva la funzione di mantenerli in asse tra loro durante l'introduzione del dispositivo nel canale midollare. Una volta posizionato, questo anello veniva ritirato e i chiodi erano liberi di espandersi elasticamente nella cavità midollare, stabilizzando la frattura e aumentando il contatto osso-impianto. Nel corso degli anni fu dimostrato il suo potenziale nelle fratture diafisarie dell'omero, in quanto si evidenziò un rapido recupero della motilità della spalla. Al contrario per la riparazione delle fratture femorali non riscontrò gli stessi risultati, in quanto questo sistema non sembrò in grado di fornire una stabilità sufficiente [25], [26].

Sull'onda dell'innovazione introdotta da Marchetti e Vicenzi, nel 1999 fu proposto il chiodo intra-midollare espandibile *Fixon IMN* (CarbonFix Orthopaedics NC¹); questo presentava una struttura idraulicamente espandibile per permettere una maggiore superficie di contatto osso-chiodo senza dover ricorrere all'alesatura e a chiodi di diametro eccessivo. L'espansione inoltre permetteva una maggiore resistenza alle forze torsionali e rotazionali, riducendo la necessità di un bloccaggio. Nonostante tutti i vantaggi riportati, l'utilizzo di questo dispositivo fu minimo [22].

L'evoluzione del chiodo intra-midollare non riguardò solo la sua struttura e la biomeccanica, ma anche la biocompatibilità del materiale con cui fu costruito: dall'avorio all'acciaio inossidabile fino ad arrivare alle nuove leghe in titanio. Il titanio è ad oggi il materiale più utilizzato, vista la maggiore forza specifica e la minor rigidità rispetto all'acciaio inossidabile; inoltre, è compatibile con la risonanza magnetica.

Un'innovazione si è riscontrata nell'utilizzo delle fibre di carbonio, per la loro elasticità e per la loro grande resistenza [20].

Ad oggi il chiodo intra-midollare è diventato un trattamento standard per la riparazione della maggior parte delle fratture delle ossa lunghe in medicina umana, essendo

¹ CarboFix Orthopedics, Inc. 9983 Traders Lane, Ext. 1 Calabash NC 28467 USA: e-mail: usa@carbo-fix.com

ampiamente apprezzato dai chirurghi per il suo approccio minimamente invasivo. Come per tutti i dispositivi utilizzati nel mondo della medicina, la strada per crearne uno ottimale è ancora lunga e ci si aspetta che le innovazioni, soprattutto nel campo dei biomateriali, diano vita a nuovi impianti [20].

3.1.2. Proprietà biomeccaniche del chiodo intra-midollare attuale

I chiodi bloccati sono degli impianti cilindrici, costituiti da un'asta intra-midollare solida dotata di fori trasversali ad entrambe le estremità, atti ad accogliere delle viti di bloccaggio [3].

Come per tutti gli impianti di osteosintesi, anche questo ha la funzione di stabilizzare i segmenti della frattura permettendo il trasferimento del carico dal sito di frattura all'impianto nell'immediato post-operatorio. A tal proposito, sebbene le viti siano essenziali per il bloccaggio del chiodo all'osso, i fori destinati ad accoglierle sono dei punti dove lo stress meccanico si accumula in modo evidente, sovraccaricando la corticale ossea fino a causare il possibile cedimento dell'impianto. A questo scopo sono state realizzati dei chiodi con fori filettati che una volta inserite le viti riempiono completamente il foro, incorporandosi alla perfezione con il chiodo. Il contatto completo tra viti e chiodo permette di condividere maggiormente il carico, fornendo una fissazione più stabile [3].

Nella maggior parte delle fratture nell'uomo, la fissazione interna con il chiodo intra-midollare bloccato viene eseguita utilizzando tecniche chirurgiche chiuse, con un singolo punto di accesso distante dal focolaio di frattura. Questa modalità di inserimento rappresenta il vantaggio principale di questa tecnica ed apporta un trauma minimo ai tessuti molli sovrastanti e alla vascolarizzazione periostale, indispensabile per favorire una buona guarigione ossea. Di conseguenza, si crea un ambiente biologico e meccanico che supporta la guarigione della frattura consentendo anche la mobilizzazione precoce dell'arto fratturato. Inoltre, il punto di accesso per l'impianto è extra-articolare, ciò è da considerarsi un grande vantaggio poiché permette di mantenere inalterate tutte le strutture articolari [3], [14].

La tecnica chirurgica maggiormente impiegata ad oggi negli esseri umani prevede l'utilizzo di un chiodo leggermente elastico che viene impiantato nella cavità midollare pre-alesata. Recentemente sono entrati in commercio chiodi intra-midollari bloccati che eliminano la necessità di alesare il canale midollare [14].

Tradizionalmente si è sempre consigliato l'inserimento di un chiodo dal diametro più grande possibile, per massimizzare il contatto tra osso e chiodo. Tuttavia, studi recenti eseguiti sull'utilizzo di questo dispositivo nelle fratture diafisarie di femore hanno dimostrato che il tempo di consolidamento non varia in modo significativo sia che venga utilizzato un chiodo di dimensioni maggiori che uno di dimensioni minori. L'utilizzo di un chiodo di diametro ridotto non compromette la resistenza intrinseca dell'impianto ed al contempo riduce la necessità di alesatura del canale, preservando maggiormente la trama ossea e la vascolarizzazione endostale. [55] [27]

Le attuali linee guida in campo umano suggeriscono un alesaggio minimo del canale midollare, pari a 0.5-1 mm, con un diametro del chiodo che deve essere di 1-1.5 mm inferiore rispetto al diametro del canale midollare alesato, facendo riferimento al diametro midollare più stretto [28].

Proseguendo nella tecnica chirurgica, a seguito dell'inserimento del chiodo nel canale midollare viene eseguito il bloccaggio dello stesso nel frammento prossimale utilizzando una guida "jig" che, fissata all'estremità del chiodo, si posiziona in corrispondenza dei fori attraverso i quali vengono inserite le viti; mentre per i fori dell'estremità distale si ricorre alla tecnica "a mano libera", sfruttando la diagnostica per immagini, in particolare la fluoroscopia.

Il chiodo bloccato con le viti sia all'estremità prossimale che distale consente una fissazione rigida ed è in grado di neutralizzare tutte le forze che agiscono sull'osso: flessione, compressione assiale e torsione [3], [29], [30]

Il bloccaggio del chiodo all'osso previene l'instabilità torsionale nelle fratture prossimali o distali e il cedimento assiale nelle fratture comminute. Esistono tre tipi di bloccaggio [30]:

- Bloccaggio statico: quello appena descritto. Il chiodo è bloccato sia all'estremità prossimale che all'estremità distale
- Bloccaggio dinamico: il chiodo è bloccato o nell'estremità prossimale o in quella distale. È consigliato per fratture semplici e stabili, nelle quali viene sollecitato subito il carico per favorire un rapido processo di guarigione.
- Dinamizzazione del sistema statico: a seguito di un bloccaggio statico, si toglie uno dei due sistemi di bloccaggio, o il prossimale o il distale, convertendo il sistema in dinamico. È un sistema che combina la rigidità del bloccaggio statico alla rapidità della guarigione del dinamico.

L'inserimento di un chiodo al centro dell'osso, vicino a quello che è l'asse neutro della diafisi, conferisce un significativo vantaggio meccanico rispetto alla fissazione con placca in posizione eccentrica. "L'asse neutro" di un osso è la posizione in cui i carichi che agiscono su di esso vengono neutralizzati; più un impianto è posizionato distante dall'asse neutro, più sarà sensibile alle forze di trazione, compressione e flessione a cui le ossa sono naturalmente soggette [3].

Studi in vitro, eseguiti su una frattura femorale sotto-trocanterica, hanno dimostrato che il chiodo intra-midollare bloccato supporta carichi più elevati, circa il 300-400% del peso corporeo, mentre i sistemi di fissazione con placche falliscono con carichi equivalenti al 100-200% del peso corporeo. Di conseguenza l'utilizzo del chiodo intra-midollare bloccato riduce la necessità di eseguire una riduzione anatomica perfetta della frattura, richiesta invece per le altre forme di fissazione interna [31].

Uno svantaggio di questo mezzo di sintesi è la difficoltà nella sua rimozione. Di fatto è un impianto che nella maggior parte dei casi viene mantenuto in sede, e questo può essere considerato come un vantaggio, a meno che non si verificano complicazioni post-operatorie, come infezioni, migrazione del chiodo stesso o gravi irritazioni dei tessuti molli sovrastanti. In ambito umano, la rimozione è possibile entro due anni dall'impianto, perché con il passare del tempo l'incorporazione ossea dell'impianto la rende difficoltosa, o con complicanze molto gravi, come rischio di ri-frattura ed ematomi post-operatori [3], [24].

3.1.3. Utilizzo del chiodo intra-midollare nelle fratture di tibia

Le fratture della tibia nell'uomo sono traumi di difficile gestione a causa dell'anatomia di questa regione: la copertura dei tessuti molli circostanti è scarsa, in particolare nella porzione mediale e craniale [32], [33].

Il chiodo intra-midollare sembra essere il miglior metodo per trattare la maggior parte di queste fratture: il trattamento conservativo, la fissazione con placca e viti o con fissatori esterni presentano un'alta incidenza di complicanze [32].

È molto importante il planning preoperatorio: identificare la configurazione della frattura; e la valutazione delle indicazioni per l'utilizzo del chiodo intra-midollare che sono rivolte a fratture diafisarie (trasversali, oblique, a spirale), fratture comminute, fratture esposte, pseudoartrosi ipertrofiche o atrofiche non infette. Le uniche fratture che non possono essere trattate con questo dispositivo sono quelle articolari [32], [33].

Il paziente viene posizionato supino con trazione trans-scheletrica calcaneare su di un letto ortopedico con l'amplificatore di brillantezza per la fluoroscopia. Il punto di repere per l'inserimento del chiodo intra-midollare in chirurgia umana è la tuberosità tibiale; [32].

Prima dell'inserimento del chiodo bisogna ridurre la frattura; dopodiché si deve ampliare il canale midollare utilizzando particolari alesatori; si inizia con una fresa da 9 mm, aumentando il diametro progressivamente (0.5 mm per volta). Nelle fratture comminute si deve evitare di alesare in corrispondenza del focolaio di frattura, in modo da non interrompere la vascolarizzazione dei frammenti; per lo stesso motivo nelle fratture esposte è preferibile la tecnica non alesata. A seguito dell'alesatura, un filo guida con punta sferica viene fatto passare centralmente attraverso la frattura fino al livello della fisi tibiale distale, su questo filo scivolerà il chiodo intra-midollare e la sua posizione verrà confermata radiograficamente. È necessario verificare che non si sia verificata una frattura nel punto d'ingresso e che la lunghezza scelta del dispositivo non sia eccessiva, e che non abbia quindi causato una protrusione prossimale o distale [32], [33].

Dopo aver introdotto il chiodo, bisogna valutare quale tipologia di bloccaggio richiede la frattura [21], [32]:

- le fratture del terzo medio stabili (ad es. fratture trasversali e brevi fratture oblique) possono essere trattate con fissazione intra-midollare convenzionale senza bloccaggio. Per garantire una stabilità alle forze di rotazione, il chiodo deve avere un contatto di almeno 10 cm in lunghezza con il canale midollare, solo in questo caso si può evitare il bloccaggio;
- le fratture trasversali o oblique corte del terzo prossimale devono essere trattate con chiodo intra-midollare dinamico bloccato prossimalmente;
- le fratture del terzo distale devono essere trattate con chiodo intra-midollare dinamico bloccato distalmente;
- le fratture instabili comminute o le fratture spirali lunghe devono essere trattate con chiodo intra-midollare statico bloccato prossimalmente e distalmente.

Il bloccaggio prossimale, come già detto nel precedente sotto-capitolo, è di più facile esecuzione rispetto al distale, grazie alla presenza di una guida che permette di identificare a cielo chiuso i fori trasversali del chiodo per l'inserimento delle viti. Per il bloccaggio distale la tecnica standard, ad oggi, prevede l'utilizzo di una guida fluoroscopica [30].

Le complicanze sono dovute principalmente a una tecnica chirurgica scorretta.

Se si sbaglia il punto di ingresso o il posizionamento del chiodo si determina un'alterazione dell'asse anatomico. La scelta di un chiodo di diametro troppo grande comporta un'eccessiva alesatura che può causare comminazione intraoperatoria, inoltre un eccessivo contatto chiodo-osso a livello del focolaio di frattura può predisporre a pseudoartrosi; al contrario un chiodo di diametro troppo piccolo non garantisce un'adeguata stabilità alle forze rotazionali e assiali per insufficiente contatto chiodo-osso [27], [32].

3.2. CHIODO INTRA-MIDOLLARE IN MEDICINA VETERINARIA

L'utilizzo del chiodo intra-midollare come trattamento per le fratture delle ossa lunghe in medicina umana è considerato il "gold standard" per l'osteosintesi. [3].

Grazie ai miglioramenti nel design del chiodo e del meccanismo di bloccaggio è stato possibile creare un dispositivo applicabile al campo della medicina veterinaria.

3.2.1. Storia del chiodo intra-midollare in medicina veterinaria

Nel corso degli anni, il design del chiodo intra-midollare e la tecnica per l'impianto sono stati adattati alle specifiche esigenze delle diverse specie animali, ottenendo un sempre più ampio consenso in ortopedia veterinaria. L'utilizzo di questo impianto è stato ritardato a causa della necessità di impiegare la fluoroscopia per il bloccaggio distale, essa infatti è un mezzo diagnostico poco utilizzato in medicina veterinaria [34].

Il primo approccio della medicina veterinaria al chiodo intra-midollare risale agli ultimi decenni del XX secolo. Di fatti il primo utilizzo fu riportato nel 1981 in Australia, il veterinario Huckstep utilizzò un chiodo intra-midollare umano modificato per riparare una frattura in un puledro. Dopodiché, diversi veterinari decisero di utilizzare lo stesso dispositivo personalizzandolo a seconda delle esigenze; nel 1993 Muir e colleghi ripararono con questo dispositivo una frattura tibiale in un cane [35].

Nel 1989 il veterinario statunitense Dueland progettò un sistema di inchiodamento endomidollare specifico per la medicina veterinaria. Inizialmente l'impianto richiedeva un approccio a cielo aperto per il suo inserimento, ma qualche anno dopo sviluppò una guida che permise di renderla una tecnica minimamente invasiva e soprattutto senza la necessità di dover ricorrere all'ausilio della fluoroscopia, rendendo la fissazione con

chiodo bloccato intra-midollare un'alternativa pratica per la stabilizzazione delle fratture nei cani e nei gatti [34].

Oggi in commercio sono disponibili quattro generazioni di chiodi intra-midollari, proposti da Innovative Animal Products² per l'uso in cani e gatti. Le prime tre generazioni di chiodi sono utilizzate per le fratture delle ossa lunghe, mentre la quarta è studiata per il trattamento delle fratture metafisarie. A loro volta si suddividono a seconda del numero di fori: i modelli a tre fori sono progettati per la riparazione delle fratture più prossimali o distali, in modo che il foro per la vite non sia posizionato vicino alla linea di frattura [35].

La tecnica di fissazione con il chiodo intra-midollare è diventata una procedura chirurgica comune in veterinaria per i suoi molteplici vantaggi, in particolare permette un accesso minimamente invasivo che consente una guarigione più rapida, minori rischi di infezione, accelera il recupero del paziente grazie all'elevata stabilità e alla possibilità di dinamizzare l'impianto, consentendo un carico progressivo sul callo osseo; inoltre, questa tecnica, essendo minimamente invasiva, riduce il dolore associato alla dissezione dei tessuti, migliorando il benessere animale. Inizialmente veniva utilizzato per il trattamento delle fratture diafisarie non esposte del femore, della tibia e dell'omero nel cane, ma le indicazioni odierne ne permettono l'utilizzo anche per fratture esposte contaminate e infette [34].

3.2.2. Utilizzo del chiodo intra-midollare nel cavallo

Ad oggi la tecnica standard per la riparazione chirurgica delle fratture delle ossa lunghe è la riduzione a cielo aperto con fissazione interna (*Open reduction internal fixation - ORIF*) con due placche DCP o LCP o una combinazione delle due, poste su due piani perpendicolari [1], [2].

Il chiodo intra-midollare potrebbe essere una valida alternativa all'utilizzo delle placche, in quanto permette la riparazione delle fratture mediante una tecnica minimamente invasiva ed a cielo chiuso, ma sono necessari ulteriori passaggi e approfondimenti per sviluppare l'impianto ideale e specifico per questa specie. Nel cavallo è infatti necessario superare alcune problematiche tecniche specifiche: è molto complesso per il chirurgo ottenere una riduzione a cielo chiuso della frattura tibiale in questa specie, il punto di inserimento del chiodo non è definito e la presenza di tre legamenti patellari rende il piatto

² 6256 34th Ave NW Rochester, Mn 5590; e-mail: info@innovativeanimal.com

tibiale non utilizzabile per l'inserimento dell'impianto; inoltre, il canale midollare della tibia non ha un andamento rettilineo.

In letteratura è riportato l'utilizzo di chiodi intra-midollari prodotti per la chirurgia ortopedica dell'uomo per la riparazione di fratture nei cavalli, ma con risultati non costanti [1], [14].

Numerosi studi *in vivo* e *in vitro* sono stati effettuati nel corso degli anni per valutare l'efficacia del chiodo intra-midollare bloccato nelle fratture equine: i risultati migliori sono stati evidenziati nel trattamento delle fratture del femore e dell'omero nei puledri. Uno studio *in vitro* sul cavallo ha dimostrato che la fissazione con questo dispositivo fornisce una stabilità rotazionale significativamente maggiore rispetto agli altri metodi di fissazione interna e studi *in vivo* hanno evidenziato che l'alesaggio midollare non ha ripercussioni negative sulla crescita e sullo sviluppo dell'omero e del femore del puledro.

Al contempo è stato confermato che l'utilizzo di placche a compressione fornisce maggiore forza e rigidità se paragonato alla fissazione con il chiodo, ma in ogni caso la stabilità offerta dal chiodo bloccato non è significativamente diversa rispetto a quella dell'osso intatto, per tale motivo questo metodo di fissazione potrebbe essere una valida alternativa [1], [14], [36], [37].

Come per tutte le forme di fissazione interna, anche per il chiodo intra-midollare bloccato, la posizione e la configurazione della frattura influiscono in modo significativo sulla capacità del chirurgo di raggiungere la stabilità e la successiva guarigione dell'osso fratturato. L'opzione migliore nel puledro è inserire almeno tre viti su ogni segmento osseo e la distanza tra le due viti inserite più vicine alla frattura dovrebbe essere il più breve possibile. Se la frattura si trova vicino all'epifisi l'utilizzo del chiodo intra-midollare bloccato potrebbe aumentare il rischio di frattura secondaria del segmento epifisario a causa dei fori delle viti posizionati in corrispondenza alla frattura. Per questo caso infatti, è auspicabile introdurre un secondo sistema di fissazione, come una placca DCP posizionata a 90 gradi rispetto alle viti.

Le fratture oblique lunghe rendono difficoltoso l'inserimento delle viti prossime alla linea di frattura, di conseguenza aumenta il rischio di fallimento dell'impianto per la ciclicità delle forze di flessione che intervengono. L'integrazione del chiodo intra-midollare bloccato con una placca DCP o LCP favorisce la stabilità della riparazione di fratture oblique lunghe dell'omero [1], [14].

3.2.2.1. Utilizzo del chiodo intra-midollare bloccato nelle fratture diafisarie della tibia nel cavallo

Le fratture diafisarie della tibia nel cavallo adulto hanno una prognosi sfavorevole, nel puledro però presentano nella maggioranza dei casi una configurazione più semplice, solitamente a spirale o obliqua, che le rende trattabili chirurgicamente [1], [38].

Si è evidenziato in molti casi un fallimento dell'impianto dopo 3-4 settimane dall'intervento chirurgico a seguito di complicazioni, quali la rottura dell'impianto, osteomieliti o rottura delle viti. Inoltre, la loro applicazione prevede una lunga anestesia generale, seguita da un lungo periodo di recupero prima della guarigione. Per tutti questi motivi, le placche DCP o LCP presentano delle proprietà biomeccaniche non ottimali per la riparazione delle fratture tibiali nel puledro [1], [39].

Per avere successo nella riparazione di queste fratture nel cavallo è necessario utilizzare una tecnica chirurgica che permetta di avere stabilità meccanica e guarigione veloce, in modo da diminuire il tempo in cui l'impianto deve sopportare il carico [39].

Il chiodo intra-midollare potrebbe essere un'opzione di trattamento; esso ha una funzione di *load-sharing* e di *load-bearing*, ovvero di condivisione del carico con l'apparato scheletrico e di struttura portante, minimizzando l'azione delle forze di compressione, flessione e torsione dirette sull'osso fratturato. Inoltre, è un dispositivo che viene impiantato mediante una tecnica chirurgica a cielo chiuso minimamente invasiva, che riduce la durata dell'intervento, minimizza il trauma ai tessuti molli e conserva la vascolarizzazione periostale. [40].

Come già evidenziato nel paragrafo precedente, se nell'uomo si può optare per l'utilizzo di un chiodo di piccolo diametro, per preservare maggiormente la vascolarizzazione dell'endostio dall'alesaggio, purtroppo nel cavallo ciò è meno applicabile, in quanto ci si avvicina al limite fisico di resistenza dei materiali che costituiscono gli impianti [27], [41]

I chiodi utilizzati in medicina umana non possono essere adattati per i cavalli adulti, a differenza dei puledri e dei pony, nei quali le dimensioni ridotte lo potrebbero consentire[41].

Laurie A. McDuffe nel suo lavoro di dottorato presso la *School of Veterinary Medicine, University of California*, sviluppò tra il 1994 e il 2000 il primo prototipo di dispositivo intra-midollare specifico per la specie equina: *Equine Interlocking Nail* (EIN), un chiodo cavo, che permetteva ad un'asta rigida di guidare il suo inserimento. Secondo lo studio condotto *in vitro* per la creazione di questo prototipo, il diametro massimo per riuscire ad entrare

nel canale midollare di un cavallo adulto era di 16 mm, con uno spessore della parete di 4 mm e una lunghezza media di 32-34 mm; erano presenti quattro fori per le viti, due prossimali e due distali, con un diametro di 7.5 mm per massimizzare la resistenza, ma al contempo per minimizzare la probabilità di creare osteolisi [39], [40].

Sempre McDuffe et al. si prefissarono di rilevare *in vitro* la resistenza di questo dispositivo alle varie forze a cui l'osso è sollecitato, sia durante il singolo carico, come il risveglio dall'anestesia, sia durante la *fatigue life*, ovvero durante la ciclicità del carico.

A tal proposito il chiodo EIN, impiantato in tibie osteotomizzate nella porzione diafisaria, fu sottoposto a quattro test meccanici: compressione assiale, flessione cranio-caudale a tre punti, flessione cranio-caudale a quattro punti e torsione. La tibia stabilizzata con il chiodo EIN dimostrò di avere un'adeguata resistenza per sopportare i carichi compressivi e i movimenti di flessione durante le andature al passo e al trotto, ma il test di torsione causò una rotazione del chiodo, deformazione delle viti e apertura dell'osteotomia, con cedimento dell'osso e dell'impianto. Ne derivò che il chiodo EIN non supportava a sufficienza le forze di torsione [39].

Lo stesso gruppo di ricercatori volle eseguire un'ulteriore valutazione preclinica per testare le capacità di carico ciclico dell'osso con tale impianto; per fare ciò furono stimati 740,000 cicli di carico che corrispondevano a un periodo di 6 mesi per la guarigione ossea. Anche in questo studio, come nel precedente, il chiodo EIN riuscì a sopportare le forze di compressione e di flessione, ma risultò inadeguato per sostenere le forze di torsione. Da queste valutazioni *in vitro* risultò che il chiodo EIN non aveva le caratteristiche idonee per favorire la corretta guarigione della frattura della tibia e cambiamenti nella geometria e nel materiale avrebbero potuto renderlo più resistente, dando una svolta alla chirurgia ortopedica di questa specie [42].

PARTE SPECIALE

4. OBIETTIVO DEL LAVORO

Le fratture di tibia nel cavallo causano un'elevata mortalità se comparate con le altre lesioni dell'apparato muscolo scheletrico [2] poiché ad oggi non è presente in commercio un dispositivo di fissazione interna ottimale a contrastare gli elevati carichi assiali e torsionali cui la tibia è sottoposta.

Dopo una attenta ricerca sulle proprietà del chiodo intra-midollare nella letteratura scientifica, è emerso che i vantaggi di questo dispositivo sono numerosi; da qui nasce la volontà di progettare un chiodo intra-midollare bloccato specifico per la specie equina.

Visti i risultati poco soddisfacenti riportati da diversi studi *in vitro* eseguiti su tibie di cavalli adulti, questo lavoro si pone l'obiettivo di creare di un prototipo di chiodo per il puledro di peso inferiore ai 250 kg e per equini di taglia ridotta. [39], [40], [42].

Per questo scopo è iniziata una collaborazione con il Dipartimento di Scienze Veterinarie di Torino e un'azienda italiana leader nel settore ortopedico-traumatologico (Intrauma - VET, S.p.a.³) sia nel settore veterinario dei piccoli animali che umano per la messa a punto di un prototipo di chiodo intra-midollare bloccato per il trattamento delle fratture tibiali metafisarie e diafisarie nei puledri. In un primo studio preliminare è stato modificato un modello di impianto proposto da Intrauma VET S.p.a. per la tibia dell'uomo, realizzato in titanio e cannulato, per permettere il suo inserimento tramite l'ausilio di un filo guida. Il chiodo è stato pensato per essere inserito con una tecnica mininvasiva e per facilitare questa operazione è stato creato con un angolo di 12 gradi allo scopo di adattarsi al canale midollare della tibia. Infine, il dispositivo è stato completato con la realizzazione di un bloccaggio prossimale e distale mediante viti bloccate, per conferire maggiore stabilità, soprattutto alle forze di torsione. Le viti prossimali possono essere inserite con l'ausilio di una guida, al contrario quelle distali devono essere posizionate sotto guida radiologica.

³ Via Genova, 19 – 10098 Rivoli (To); e-mail: info@intrauma.com

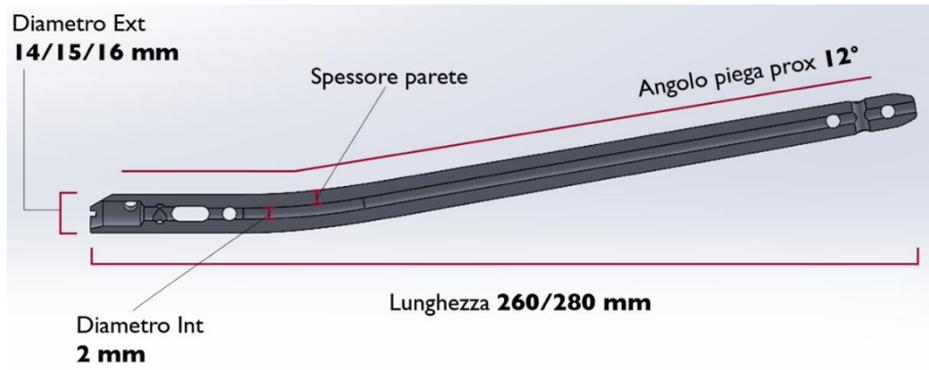


Figura 20 - progetto del chiodo sezionato con indicate le possibili misure



Figura 21 – foto del modello definitivo

La tecnica chirurgica è stata eseguita mediante una prova *ex-vivo* su arti conservati presso il Dipartimento di Scienze Veterinarie di Torino. Il punto di accesso è stato individuato sulla faccia dorsale della tibia, a livello del margine ventrale del piatto tibiale, posteriormente all'inserzione del legamento tibiale medio. Una volta individuato il punto di accesso si è proceduto con l'inserimento di un filo guida nel canale midollare, controllandone la posizione radiograficamente. Successivamente, attraverso il filo guida, è stato creato l'accesso al canale midollare mediante una punta da trapano elicoidale cannulata. Dopodiché si è eseguita l'alesatura del canale midollare, fino al raggiungimento del diametro desiderato per permettere l'inserimento del chiodo. La testa del dispositivo endomidollare è stata collegata ad un manico ad archetto di inserzione mediante una vite cannulata.

Dopo aver inserito il chiodo e rimosso il filo guida è stato necessario monitorare tramite una radiografia la sua posizione, soprattutto per controllare un eventuale disallineamento dei monconi della frattura.

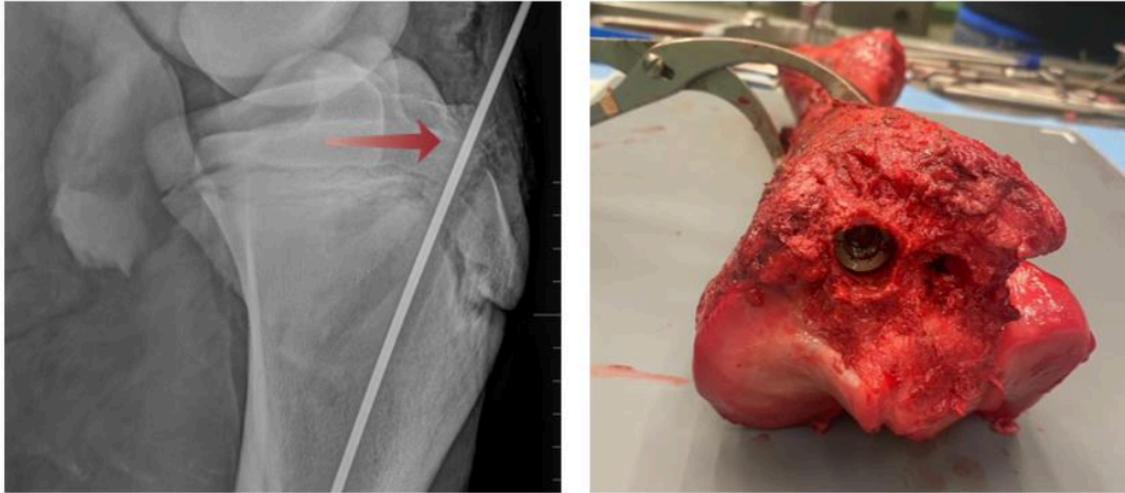


Figura 22 – punto di inserimento del chiodo. A sinistra la radiografia eseguita durante la prova ex vivo, a destra la foto della tibia con il chiodo inserito.

In fine si è eseguito il bloccaggio prossimale e distale mediante l'utilizzo di una guida per i fori prossimali e con l'ausilio della radiologia per quelli distali.

Questa prova ha evidenziato delle difficoltà nell'impianto di questo prototipo di chiodo; le cause principali sono da attribuire al punto di accesso, posizionato troppo prossimale, e l'ingombro fisico dato dal margine distale della rotula che limita lo spazio a disposizione del chirurgo e all'angolo di curvatura scelto per il chiodo.

Alla luce delle difficoltà e delle limitazioni riscontrate in questo precedente studio, è sorta la necessità di effettuare ulteriori indagini precliniche.

In particolare, con il presente lavoro ci si è focalizzati sui seguenti obiettivi:

- Standardizzare e modellizzare le tibie dei puledri al fine di ottenere delle misure precise del diametro e della lunghezza del canale midollare per dimensionare adeguatamente il chiodo;
- Identificare e standardizzare il punto di accesso ideale che consenta un inserimento dell'impianto semplice e rapido per il chirurgo, con una minima dissezione dei tessuti;
- Analizzare le nuove tecnologie del settore della chirurgia ortopedica umana e veterinaria, valutando la loro possibile applicazione nell'impianto soggetto di questo studio.

5. MATERIALI E METODI

5.1. RACCOLTA DEI CAMPIONI

In una prima fase dello studio sono stati raccolti e catalogati gli arti posteriori di puledri deceduti o sottoposti ad eutanasia per svariate cause.

I puledri, i cui arti si è scelto di includere nello studio, sono di razza Trotter, con un'età compresa tra 0 e 18 mesi.

Gli arti sono stati espianati entro 24 ore dal decesso mediante disarticolazione coxofemorale, dopo aver ottenuto il consenso specifico da parte dei proprietari.

Gli arti sono stati conservati mediante congelamento a -20°C e successivamente sono stati sottoposti a scansione tomografica computerizzata (TC).

N°	ETA al decesso	PESO	ARTO	NOME	RAZZA
1	3 settimane	80 Kg	Post DX	/	Trotter
2	3 settimane	80 Kg	Post SX	/	Trotter
3	7 giorni	45 Kg	Post DX	NN Z****a	Trotter
4	7 giorni	45 Kg	Post SX	NN Z****a	Trotter
5	45 giorni	/	Post SX	NN M***a	Trotter
6	7/8 mesi	210 Kg	Post DX	B***i	Trotter
7	7/8 mesi	225 Kg	Post DX	All. F*****e	Trotter
8	2-5 mesi	/	Post DX	/	Trotter
9	2-5 mesi	/	Post SX	/	Trotter

Tabella 2 – segnalamento dei puledri inseriti in questo studio. I dati sono stati raccolti dal database ProVet, utilizzato dall'Ospedale Veterinario Universitario di Torino

5.2. ELABORAZIONE DEI DATI

Si è poi proceduto all'elaborazione di scansioni TC (Siemens Somatom Emotion 16; parametri: 110 Kw, 130 mA, slice 1,5 mm).

Con l'ausilio del software *3DSlicer*⁴, a partire dalle scansioni TC è stato effettuato un processo di segmentazione delle ossa dell'arto posteriore di interesse per lo studio: rotula, femore, tibia e porzione prossimale del tarso.

3DSlicer è un software per la visualizzazione scientifica e l'analisi delle immagini; permette di creare "stacks di immagini", partendo da immagini DICOM, trasformandole in blocchi di dati tri, quadri e penta-dimensionali, ad esempio mostrando la contemporanea variazione di due parametri, in un reticolo tridimensionale nel tempo. *3DSlicer* viene utilizzato in molte applicazioni medicali, principalmente nella biomeccanica ortopedica.

È quindi stato ricavato un modello tridimensionale virtuale per ogni preparato che mantenesse le proporzioni e la reciproca posizione dei segmenti d'interesse ed è stato inoltre ricostruito, segmentato ed inserito nel modello virtuale il canale midollare della tibia. Per fare ciò è stato necessario individuare il valore soglia nella funzione "Threshold" del software per distinguere i tessuti duri dai tessuti molli nelle scansioni TC; questo valore è stato individuato e standardizzato a 115/130 unità della scala Hounsfield (>115/130 per i tessuti duri, <115/130 per i tessuti molli) per aumentare la riproducibilità della procedura.

Successivamente dal modello virtuale tridimensionale sono state ricavate le misure di interesse per la progettazione del chiodo endomidollare:

- Lunghezza della tibia
- Lunghezza del canale midollare:
- Diametro maggiore del canale midollare:
- Diametro minore del canale midollare

Per raggiungere il secondo obiettivo del lavoro, cioè l'individuazione e la standardizzazione del punto di accesso per l'impianto del chiodo in modo da favorire la velocità e la semplicità della procedura chirurgica, si è proceduto, mediante l'ausilio del software *Blender*⁵, a studiare l'ingombro fisico delle strutture circostanti al punto

⁴ *3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network*. <http://www.slicer.org/> - Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J-C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F.M., Sonka M., Buatti J., Aylward S.R., Miller J.V., Pieper S., Kikinis R. *Magnetic Resonance Imaging*. 2012 Nov;30(9):1323-41. PMID: 22770690. PMCID: PMC3466397.

⁵ Community, B. O. (2018). *Blender - a 3D modelling and rendering package*. Stichting Blender Foundation, Amsterdam. Retrieved from <http://www.blender.org>

d'accesso chirurgico. Con lo scopo di individuare un punto d'accesso chirurgico al canale midollare della tibia il più assiale possibile ad esso, il femore e il margine distale della rotula costituiscono un notevole ingombro fisico nello spazio a disposizione del chirurgo per la manipolazione degli strumenti necessari all'intervento. È stata individuata la porzione più prossimale del canale midollare come "target" del primo foro che la procedura chirurgica prevede. La traiettoria di tale foro è stata semplificata come una retta che origina da tale punto "target" e che passa attraverso la tuberosità tibiale dorsale in un punto sulla sua superficie, al di fuori della capsula articolare, in modo da permettere di mantenere una distanza da rotula e femore tale da consentire le manovre chirurgiche.

6. RISULTATI

Sono stati raccolti un totale di 9 arti disponibili per lo studio. I puledri da cui sono stati espianati i suddetti arti sono di razza Trotter, di età compresa tra 0 e 18 mesi e con un peso massimo di 225 Kg.

Dai modelli tridimensionali virtuali ottenuti con il programma *3Dslicer* è stato possibile ricavare le misure seguenti misure utili allo studio:

- Lunghezza della tibia:
 - Campione N° 6: 332.4 mm (Figura 23 – Pannello A)
 - Campione N° 7: 342.6 mm (Figura 24 – Pannello A)
- Lunghezza del canale midollare:
 - Campione N° 6: 205.8 mm (Figura 23 – Pannello B)
 - Campione N° 7: 228.7 mm (Figura 24 – Pannello B)
- Diametro maggiore del canale midollare:
 - Campione N° 6: 23.09 mm (figura 23 – Pannello C)
 - Campione N° 7: 27.07 mm (figura 24 – Pannello C)
- Diametro minore del canale midollare
 - Campione N° 6: 11.64 mm (figura 23 – Pannello C)
 - Campione N° 7: 13.97 mm (figura 24 – Pannello C)

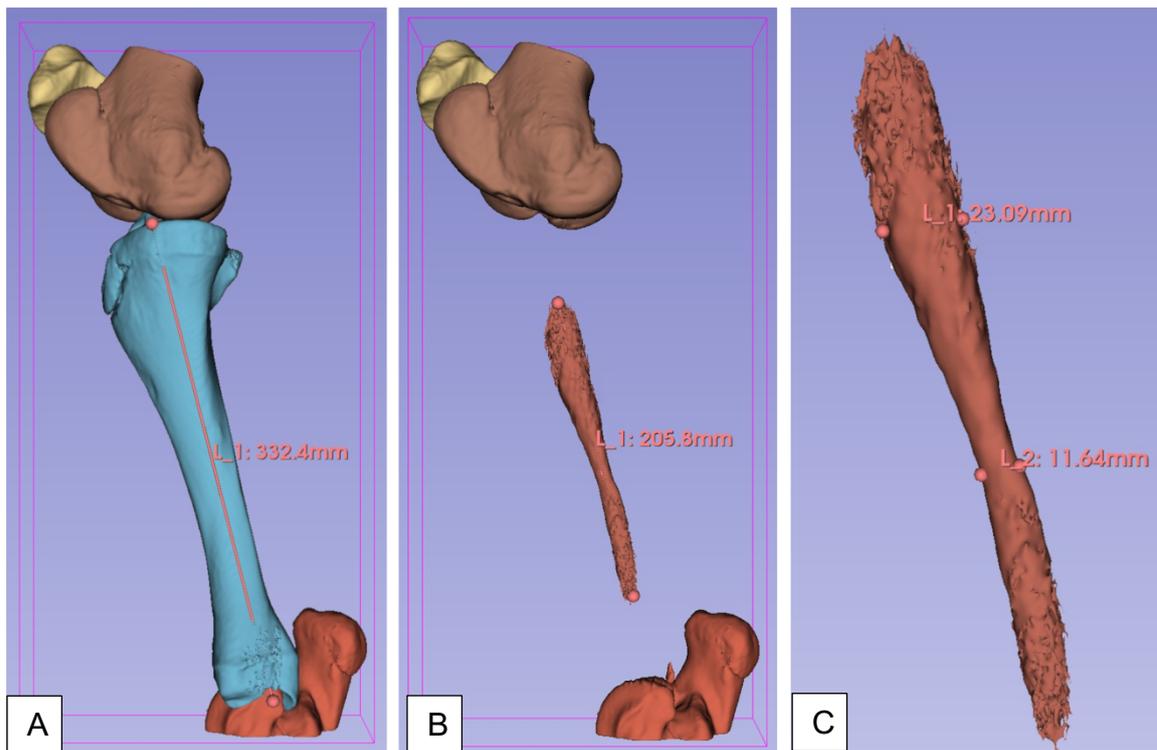


Figura 23 – Ricostruzione tridimensionale a partire dalla TC del campione 6. Pannello A: lunghezza della tibia; Pannello B: lunghezza del canale midollare della tibia; Pannello C: diametro maggiore e minore del canale midollare

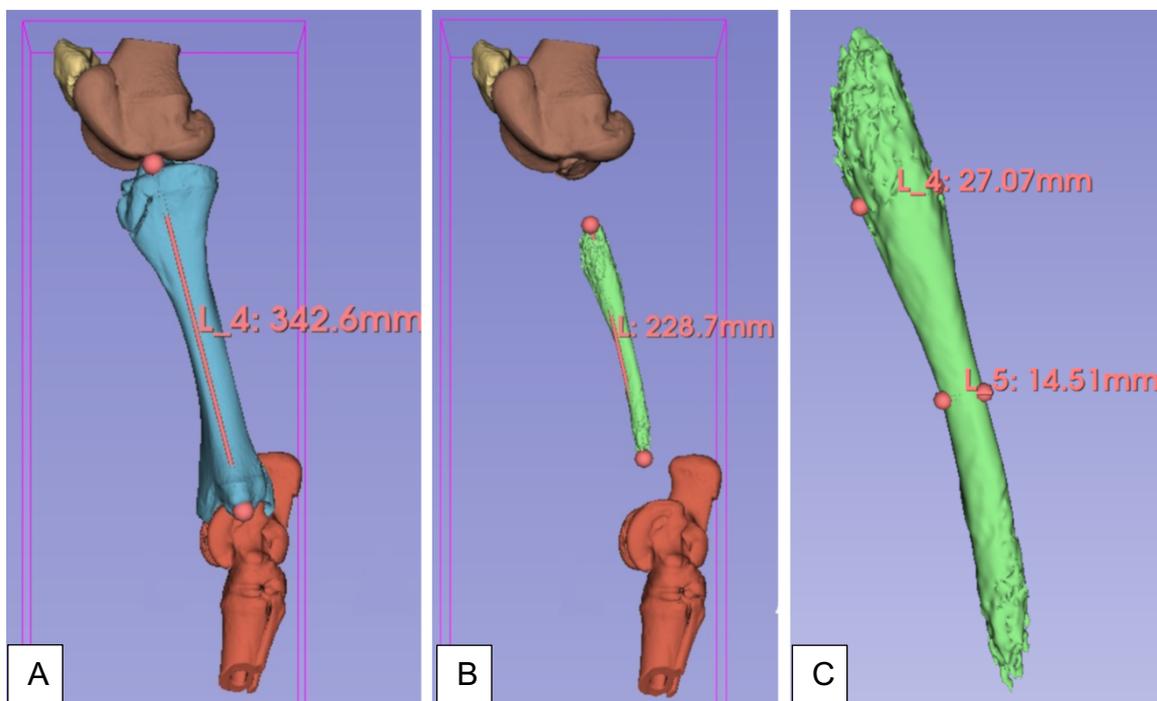


Figura 24 – Ricostruzione tridimensionale a partire dalla TC del campione 7. Pannello A: lunghezza della tibia; Pannello B: lunghezza del canale midollare della tibia; Pannello C: diametro maggiore e minore del canale midollare

Le misure ottenute permettono di ipotizzare, per pazienti di 7/8 mesi di età e di 220 Kg circa di peso, un chiodo con una lunghezza di 240/250 mm, ottenuta sommando la lunghezza del canale con la distanza della porzione prossimale di quest'ultimo dalla tuberosità della tibia.

Riguardo il diametro, prendendo spunto dal lavoro di Shih C. et al., si considera la possibilità di alesare il canale midollare con una fresa di 0.5/1 mm di diametro più grande del punto più stretto del canale, inserendo a seguire un chiodo di 1 mm più piccolo del diametro di alesatura, che nei due campioni utilizzati per lo studio risulta essere di 14 mm [27].

Il punto di accesso per l'inserimento del chiodo intra-midollare è stato individuato distalmente alla capsula articolare dell'articolazione femoro-tibiale, sulla tuberosità tibiale con il metodo descritto in precedenza. Tenendo fisso il punto di accesso si ipotizza un angolo di inserimento del chiodo di circa 150° rispetto al piano assiale della tibia, calcolato mantenendo una distanza fissa di 3 cm dalle troclee femorali e dalla rotula. Per permettere di standardizzare questo angolo a ogni intervento chirurgico è stato previsto di realizzare in stampa 3D una guida d'inserimento per gli strumenti chirurgici.



Figura 25 – Immagine tridimensionale di tibia, femore e rotula. Viene riportata l'angolatura necessaria per l'inserimento del chiodo, mantenendo una distanza fissa di 3 cm dalle troclee femorali e dalla rotula. Il target per l'inserimento è il canale midollare, evidenziato dalla linea arancione

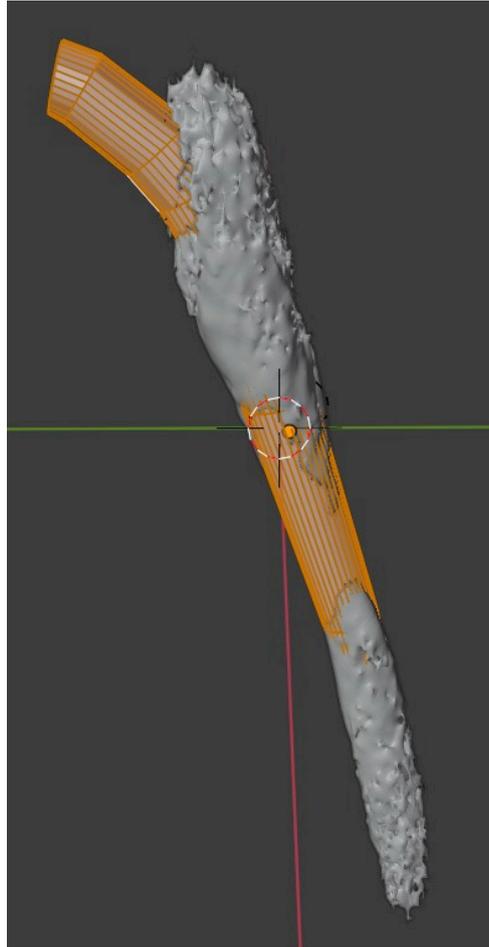


Figura 26 – la figura mostra il canale midollare con la forma del prototipo del chiodo disegnato all'interno

Come si può vedere dalla Figura 26, il chiodo presenta una curvatura: questa è necessaria per agevolare l'impianto poiché il punto di accesso per il suo inserimento non è assiale al canale midollare. Il raggio di curvatura e la sua posizione sono in fase di definizione.

I bloccaggi sono stati ideati ispirandosi a quelli utilizzati nei chiodi per il trattamento delle fratture diafisarie della tibia in medicina umana:

- Prossimalmente: un foro sul piano medio-laterale e due sul piano antero-posteriore
- Distalmente: due fori medio-laterali e uno antero-posteriore.

I fori sono destinati a ricevere delle viti da 4.8-6 mm di diametro, a seconda delle dimensioni del chiodo e quindi del puledro. La presenza di viti bloccate su due differenti piani (medio-laterale e antero-posteriore) aumenta la resistenza alle forze di torsione.

7. DISCUSSIONE

Il presente lavoro si limita a presentare l'elaborazione e la modellizzazione dei risultati derivati dai campioni N° 6 e 7 della Tabella 2. I campioni N° 6 e 7 sono stati elaborati per primi poiché appartenenti a puledri di età e peso simili, al fine di testare la riproducibilità delle misure effettuate.

Con questo lavoro si è voluta approfondire la ricerca per lo sviluppo di un impianto adeguato alla riparazione delle fratture diafisarie di tibia nel puledro che al momento non è disponibile sul mercato.

Si è scelto, in prima battuta, di riconsiderare lavori preesistenti, alcuni rimasti inconclusi, altri che hanno ottenuto risultati insoddisfacenti e altri ancora che hanno ottenuto buoni risultati ma con delle problematiche da risolvere, per metterne in luce i punti di forza e di debolezza.

Di particolare interesse si è rivelata la ricerca del gruppo svizzero di Beat Schutz et al., in cui vengono prese in considerazione le variazioni di morfologia ossea intra- e interpopolazione, in quanto queste rendono difficoltoso l'adattamento delle placche in commercio non essendo anatomicamente specifiche. Il gruppo svizzero ha creato un prototipo di placca per l'osteosintesi di tibia basandosi su un modello osseo tridimensionale ottenuto dalla media delle dimensioni di quarantacinque tibie provenienti da cadaveri di uomini giapponesi [43].

Allo stesso modo anche per la medicina veterinaria esistono differenze morfologiche, dettate da fattori quali l'età e le differenze di razza, nonché quelle individuali, e ciò rende inevitabilmente difficoltoso l'utilizzo di un solo impianto standard, che deve quindi essere adattato volta per volta dal chirurgo.

Per valutare quanto ampio fosse il divario legato alle differenze individuali dei pazienti nel nostro studio, sono state per prima cosa paragonate tibie appartenenti a soggetti della stessa età, di razza e peso simile. Dai risultati ottenuti si è riscontrata una buona ripetibilità delle misure, considerando la limitazione dovuta alla bassa numerosità campionaria.

L'obiettivo sul quale questo lavoro si è poi concentrato è stato quello di ottenere delle misure precise del segmento osseo di nostro interesse, così da poter creare un prototipo di chiodo che potesse essere facilmente impiantabile, considerate le difficoltà riscontrate nei precedenti studi. Per fare ciò si è scelto di utilizzare la tomografia computerizzata, tecnologia con la quale è possibile eseguire misure precise e ricostruzioni tridimensionali

che consentano di estrapolare anche la posizione reciproca dei diversi segmenti ossei di interesse.

Per quanto riguarda i campioni da elaborare si è preferito utilizzare arti di puledri deceduti, in primo luogo per semplificare la routine di lavoro rispetto all'esecuzione di scansioni CT su pazienti vivi e secondariamente per consentire di effettuare delle prove di impianto su questi stessi arti.

Questa metodologia di lavoro ha consentito di iniziare con successo la prototipazione di un primo modello di chiodo endomidollare che è attualmente in fase di completamento. Inoltre, i dati ottenuti hanno consentito di definire il punto di accesso per l'inserimento dell'impianto: la tuberosità tibiale è risultata il punto di accesso migliore per mantenere uno spazio sufficiente di manovra al chirurgo. Per standardizzarne la posizione è in corso la progettazione di una guida di inserimento.

Un limite di questa ricerca è stato sicuramente il numero dei campioni analizzati; si è analizzato un solo range di età, di una sola razza.

Alla luce dei risultati ottenuti da questo studio, si prevede di espandere la numerosità campionaria analizzando un database più ampio di scansioni TC, espandendo la variabilità del campione ad altre razze di cavalli e a range di età più ampi. Per fare ciò è in corso di definizione la collaborazione con altri Ospedali Veterinari europei per la condivisione dei rispettivi database.

La ricerca sia in campo umano che in campo veterinario prosegue, dando vita a nuove innovazioni che potrebbero essere applicate alla generazione di mezzi di sintesi di domani.

Un gruppo di ricerca di Monaco ha eseguito degli esperimenti *in vitro* per valutare le proprietà meccaniche di un chiodo intra-midollare "rinforzato". Questo studio è stato condotto utilizzando dei femori equini osteotomizzati e riparati successivamente con tale dispositivo. Per il rinforzo è stato usato un palloncino riempito di poliuretano (PU) per supportare il frammento prossimale; è stato utilizzato il PU al posto del cemento osseo standard per la maggiore disponibilità nel laboratorio di ricerca e poiché ha proprietà di manipolazione e polimerizzazione simili, nonché caratteristiche meccaniche comparabili. Il palloncino viene inserito attorno al chiodo, nel moncone prossimale, attraverso il focolaio di frattura mediante una tecnica chirurgica a cielo aperto. Dopo la polimerizzazione il poliuretano crea un supporto circolare tra l'osso e il chiodo, il contatto tra chiodo-rinforzo-osso è garantito dal materiale in lattice del palloncino che si adatta

perfettamente alla geometria e supporta la posizione dell'impianto e il trasferimento del carico (Figura 27).

I risultati ottenuti sono stati soddisfacenti per il grande ausilio che questo rinforzo ha dato nei momenti di sovraccarico. Questo è un importante risultato poiché il sovraccarico è uno dei principali fattori di criticità per la corretta riparazione e guarigione delle fratture di femore nel cavallo.

Naturalmente, prima di poter utilizzare questo dispositivo in vivo sono necessarie ulteriori indagini, soprattutto riguardanti la biocompatibilità del lattice e del poliuretano con l'osso; ma se ciò portasse a risultati soddisfacenti potrebbe essere un grande ausilio alla chirurgia ortopedica del cavallo, traslandone l'utilizzo anche per fratture di altri segmenti ossei, come la tibia [41].

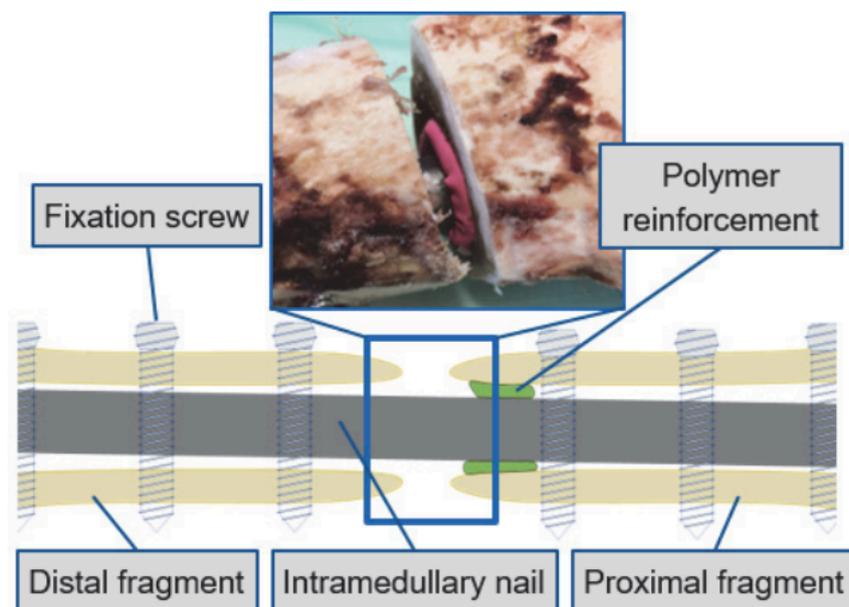


Figura 27 – Supporto del moncone prossimale mediante un rinforzo in poliuretano. Da "Improving Equine Intramedullary Nail Osteosynthesis via Fracture Adjacent Polymer Reinforcement", di Jan L. Lang et al.

Un materiale di particolare interesse, prodotto da Arthrex Vet Systems⁶, un'azienda all'avanguardia nel campo ortopedico umano e veterinario, è "INNOTERE Paste-CPC"⁷, un sostituto osseo costituito da cemento iniettabile, pronto all'uso, al fosfato di calcio a base di liquido non miscibile con acqua. INNOTERE Paste-CPC è già in commercio per il cavallo ed è per altro già stato oggetto di uno studio sulla pecora e di diversi studi in campo umano.

⁶ Erwin-Hielscher-Str. 9 – 81249, Munich Germany; e-mail: info@arthrex.de

⁷ Arthrex Vet Systems – numero articolo: 111VX2

Nel chiodo oggetto del presente studio si prevede di considerare la progettazione di un sistema che consenta di erogare il materiale di rinforzo, non attraverso un accesso a cielo aperto a livello del focolaio di frattura che farebbe venir meno i vantaggi discussi dell'utilizzo di tale impianto, ma attraverso il chiodo stesso e i suoi strumenti di inserimento.

Un'ulteriore innovazione apportata però dalla medicina umana riguarda la possibilità di creare un percorso di riabilitazione specifico per il singolo paziente, grazie ad un dispositivo che permette di valutare in tempo reale e in modo continuativo la guarigione della frattura attraverso misurazione diretta dello stress cui è sottoposto l'impianto durante il carico. La valutazione della guarigione della frattura è ancora segnata dalla soggettività dell'operatore a causa della mancata rilevazione di misure oggettive e quantificabili clinicamente. Senza informazioni affidabili sulla progressione della guarigione e criteri uniformi per la valutazione dell'unione o mancata unione della frattura, il processo terapeutico legato alla riabilitazione dipende solo ed esclusivamente dalla valutazione soggettiva dei medici.

Con gli attuali progressi e la tendenza integrare le tecnologie emergenti anche nella medicina, la quantificazione del livello di guarigione delle fratture è un argomento di crescente interesse. I cosiddetti "impianti smart" sono in fase di sviluppo, il loro obiettivo è quello di fornire un riscontro tempestivo e affidabile delle competenze meccaniche del callo osseo per valutare lo stadio della guarigione.

La guarigione di una frattura trattata con mezzi di fissazione interna è un processo lento e progressivo, a volte le ossa possono consolidarsi in poche settimane nelle condizioni ottimali; tuttavia, il decorso individuale della guarigione varia notevolmente a seconda di diversi fattori, come la sede anatomica della frattura, il tipo di frattura e la presenza di comorbidità.

L'immediata mobilitazione dell'arto fratturato è fondamentale per la formazione del callo osseo, ma il carico precoce può causare un fallimento dell'impianto o un disallineamento secondario dei monconi. Questa evenienza in campo veterinario è ancora più catastrofica poiché spesso in questi casi, sia per ragioni economiche che tecniche, non è possibile re-intervenire.

La ricerca sulle innovazioni del settore ortopedico pone la sua attenzione su un dispositivo che da indicazioni chiare, quindi basate su valori quantitativi, sul processo di guarigione.

L'applicazione di un sensore al mezzo di fissazione è stata identificata come un valido sistema per estrapolare informazioni sulla maturità del tessuto di riparazione. Rispetto ai primi sistemi di misurazione, quelli più recenti prevedono sensori miniaturizzati (13 x 0,5 mm), che possono integrarsi senza problemi con i mezzi di fissazione interna attualmente utilizzati e i dati forniti possono essere letti per via telemetrica.

Questi sensori vengono applicati su placche; sono costituiti da una bobina planare rettangolare posizionata sopra uno strato magnetostrittivo di Galfenolo, nel complesso essi formano un circuito elettrico risonante: in questo modo non necessitano di una fonte di alimentazione.

Questi sensori sono degli estensimetri, ovvero inoltrano al trasduttore delle misure legate alla deformazione flessoria dell'impianto a seguito dell'applicazione di un carico.

Quando la frattura è ancora giovane e instabile, il carico viene sostenuto principalmente dall'impianto, il quale, essendo costruito in titanio, ha un certo grado di elasticità e il sensore ne rileva questi le deformazioni riportandole in valori numerici. Quando la frattura presenta un callo osseo che permette un buon supporto del carico, la placca o il chiodo sono meno sollecitati e si deformano meno (Figura 28).

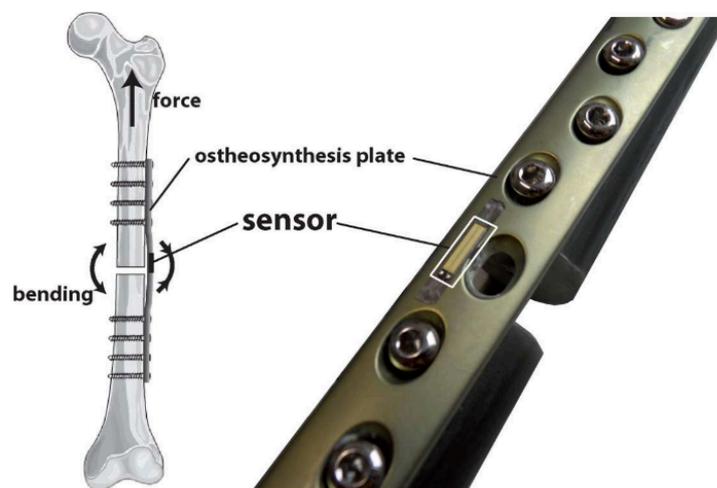


Figura 28 – Applicazione del sensore per il monitoraggio del processo di guarigione ossea misurando indirettamente la flessione della placca. Da "Passive Wireless Resonant Galfenol Sensor for Osteosynthesis Plate Bending Measurement", di Sebastian Sauer et al.

Basandosi su questi valori quantificabili, il chirurgo può prendere delle decisioni basate su un dato oggettivo, determinando lo stato della guarigione della frattura per permettere un piano terapeutico di riabilitazione tempestivo e soprattutto specifico per il paziente.

Questo tipo di sensori potrà essere traslato anche alla medicina veterinaria dove, rispetto all'uomo, il carico immediato dell'arto è inevitabile e potrebbe essere utile valutare in tempo reale la resistenza dell'impianto e la possibilità di introdurre sia la dinamizzazione degli impianti per favorire una più rapida guarigione, sia l'applicazione di un piano riabilitativo più consapevole.

Gli autori del presente lavoro ritengono di particolare interesse l'utilizzo di questa nuova tecnologia da integrare nell'impianto in fase di sviluppo. Da approfondire è certamente la posizione di questo sensore sul chiodo e l'interpretazione dei dati da esso forniti [44]–[46]. A tal proposito, il gruppo di ricerca di Darren J. Wilson et al. ha già eseguito nel 2009 uno studio sperimentale *in vivo* sull'utilizzo di un sensore inglobato nel chiodo intra-midollare, per misurare le deformazioni di flessione antero-posteriore e per determinare se queste forze andassero incontro a diminuzione durante la guarigione della frattura.

La suddetta prova è stata realizzata su 11 pecore, alle quali è stata eseguita un'osteotomia trasversale del femore, stabilizzata utilizzando un chiodo intra-midollare che incorporava un estensimetro nel piano antero-posteriore. L'analisi dell'andatura *in vivo* è stata effettuata settimanalmente per valutare le forze di carico sul chiodo tramite il sensore e radiografie bisettimanali per valutare la progressione della guarigione della frattura. Gli animali sono stati soppressi 12 settimane dopo l'intervento. La formazione del callo è stata valutata mediante tomografia computerizzata e il grado di condivisione del carico tra l'osso e il chiodo è stato determinato *post-mortem* mediante test di flessione a tre punti.

Al termine dello studio, non è stata osservata alcuna chiara correlazione tra la deformazione dell'impianto e la guarigione della frattura utilizzando il sensore quando sottoposto a un regime di carico esterno (fase di appoggio della gamba). Tuttavia, i test biomeccanici *ex vivo* hanno dimostrato che i cambiamenti nella condivisione del carico potevano essere rilevati quando i carichi venivano applicati direttamente all'osso in assenza di forze muscolari e legamentose. Questi dati sottolineano la necessità di dover eseguire i test biomeccanici valutando l'intero apparato muscolo-scheletrico per riuscire a determinare le variazioni di carico derivanti dalla guarigione della frattura [47], motivo per cui per il nostro studio si è scelto di utilizzare in futuro una metodica di test con un modello ad elementi finiti per testare la resistenza dell'impianto.

Il modello paziente-specifico ad elementi finiti si ricava attraverso una procedura di segmentazione delle immagini TC per ottenere la geometria tridimensionale dell'oggetto

studiato, inclusiva di tutti i tessuti, duri e molli. Alle varie geometrie (ossa, tendini, legamenti, muscoli) vengono assegnate delle proprietà meccaniche eterogenee secondo un modello lineare elastico [48].

Nel nostro specifico caso vengono applicate le forze derivanti da questi elementi al fine di replicare le condizioni di carico che un puledro esercita sull'impianto durante l'andatura, per valutare la resistenza dell'impianto in una situazione fisiologica ricreata virtualmente.

CONCLUSIONI

Dalla ricerca eseguita in letteratura è emerso che il trattamento delle fratture di tibia del puledro con il chiodo intra-midollare bloccato potrebbe essere l'opzione più indicata in considerazione della tecnica chirurgica mini-invasiva, della qualità della riparazione e delle proprietà biomeccaniche del mezzo di sintesi.

Ad oggi non è disponibile un chiodo adeguato a tale scopo e studiato appositamente per il cavallo che tenga conto delle sollecitazioni meccaniche specifiche nel puledro e che sia progettato per il canale midollare di un equino. Questo lavoro si colloca in questo ambito specifico con l'intento di aggiungere informazioni utili in una fase progettuale del nuovo impianto.

I risultati ottenuti indicano che è possibile realizzare una linea di chiodi bloccati intra-midollari progettati su misura a partire da un modello tridimensionale che si avvale della tomografia computerizzata su un gruppo di puledri nel loro primo anno di vita. Questi dati permettono di standardizzare le dimensioni e la forma del chiodo alla taglia del puledro, riducendo la necessità del chirurgo di adattare intra-operativamente l'impianto al paziente e risparmiando tempo operativo e danni ai tessuti. Si tratta di un lavoro preliminare che deve tenere conto della variabilità individuale tra il canale midollare nella specifica razza. Un limite di questa ricerca è stato sicuramente il numero dei campioni finora analizzati e la carenza di lavori recenti sulla fissazione intra-midollare nel cavallo: è stata analizzata la letteratura anche in campo umano su questo argomento per valutare come il lavoro di progettazione si è realizzato.

Non appena sarà definito un prototipo definitivo del chiodo, con esso verranno eseguite delle prove di impianto su arti analizzati per questa prima fase di studio per definire e testare la tecnica chirurgica.

Oltre ad ampliare il numero di campioni oggetto di studio, ci si propone anche di eseguire dei test di resistenza biomeccanica del nostro prototipo tramite l'analisi ad elementi finiti prima del suo utilizzo in vivo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] A. J. Nixon, *Equine fracture repair*. 2019.
- [2] K. Bowers, J. T. Weinhandl, and D. E. Anderson, 'A review of equine tibial fractures', *Equine Vet J*, vol. 55, no. 2, pp. 171–181, Mar. 2023, doi: 10.1111/EVJ.13599.
- [3] L. M. Déjardin, K. L. Perry, D. J. F. von Pfeil, and L. P. Guiot, 'Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis', *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, vol. 50, no. 1, pp. 67–100, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.CVSM.2019.09.003.
- [4] Robert. Barone, R. Bortolami, and E. Callegari, *Anatomia comparata dei mammiferi domestici*, 3rd ed., vol. 1, Osteologia. 2006.
- [5] H. E. König and H.-G. Liebich, *Anatomia dei mammiferi domestici*, 2nd ed. 2016.
- [6] C. M. Riggs, L. C. Vaughan, G. P. Evans, L. E. Lanyon, and A. Boyde, 'Mechanical implications of collagen fibre orientation in cortical bone of the equine radius', *Anat Embryol (Berl)*, vol. 187, no. 3, pp. 239–248, Mar. 1993, doi: 10.1007/BF00195761.
- [7] N. Reznikov, H. Chase, V. Brumfeld, R. Shahar, and S. Weiner, 'The 3D structure of the collagen fibril network in human trabecular bone: relation to trabecular organization', *Bone*, vol. 71, pp. 189–195, Feb. 2015, doi: 10.1016/J.BONE.2014.10.017.
- [8] V. L. Ferguson, 'Deformation partitioning provides insight into elastic, plastic, and viscous contributions to bone material behavior', *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 2, no. 4, pp. 364–374, Aug. 2009, doi: 10.1016/J.JMBBM.2009.01.004.
- [9] B. Donati, A. E. Fürst, M. Hässig, and M. A. Jackson, 'Epidemiology of fractures: The role of kick injuries in equine fractures', *Equine Vet J*, vol. 50, no. 5, pp. 580–586, Sep. 2018, doi: 10.1111/EVJ.12819.
- [10] A. E. Fürst, S. Oswald, S. Jäggin, G. Piskoty, S. Michel, and J. A. Auer, 'Fracture configurations of the equine radius and tibia after a simulated kick', *Vet Comp Orthop Traumatol*, vol. 21, no. 1, pp. 49–58, 2008, doi: 10.3415/VCOT-07-03-0022.
- [11] G. Piskoty, S. Jäggin, S. A. Michel, B. Weisse, G. P. Terrasi, and A. Fürst, 'Resistance of equine tibiae and radii to side impact loads', *Equine Vet J*, vol. 44, no. 6, pp. 714–720, Nov. 2012, doi: 10.1111/J.2042-3306.2012.00560.X.
- [12] O. E. Schroeder, H. W. Aceto, and A. G. Boyle, 'A field study of kick injuries to the radius and tibia in 51 horses (2000-2010)', *Can Vet J*, vol. 54, no. 3, pp. 271–275,

- Mar. 2013, Accessed: Oct. 02, 2023. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23997265/>
- [13] 'LAMENESS EXAMS: Evaluating the Lamé Horse | AAEP'. Accessed: Oct. 08, 2023. [Online]. Available: <https://aaep.org/horsehealth/lameness-exams-evaluating-lame-horse>
- [14] J. A. Auer, J. A. Stick, J. M. Kümmerle, and T. Prange, *Equine Surgery*, 5th ed. 2019.
- [15] M. A. Samol, F. A. Uzal, A. E. Hill, R. M. Arthur, and S. M. Stover, 'Characteristics of complete tibial fractures in California racehorses', *Equine Vet J*, vol. 53, no. 5, pp. 911–922, Sep. 2021, doi: 10.1111/EVJ.13375.
- [16] L. R. Bramlage, D. W. Richardson, M. D. Markel, and B. von Salis, *AO Principles of Equine Osteosynthesis*, 1st ed. 2021.
- [17] D. G. Levine and M. R. Aitken, 'Physeal Fractures in Foals', *Vet Clin North Am Equine Pract*, vol. 33, no. 2, pp. 417–430, Aug. 2017, doi: 10.1016/J.CVEQ.2017.03.008.
- [18] K. Glass and A. E. Watts, 'Diagnosis and Treatment Considerations for Nonphyseal Long Bone Fractures in the Foal', *Vet Clin North Am Equine Pract*, vol. 33, no. 2, pp. 431–438, Aug. 2017, doi: 10.1016/J.CVEQ.2017.03.013.
- [19] L. Southwood and P. A. Wilkins, *Equine Emergency and Critical Care Medicine*, 1st ed. 2014.
- [20] A. Bekos, S. Sioutis, A. Kostroglou, T. Saranteas, and A. F. Mavrogenis, 'The history of intramedullary nailing', *Int Orthop*, vol. 45, no. 5, pp. 1355–1361, May 2021, doi: 10.1007/S00264-021-04973-Y/FIGURES/5.
- [21] I. Kempf and A. Grosse, *Practice of Intramedullary Locked Nails: Scientific Basis and Standard Techniques Recommended by AIOD*. 2002.
- [22] N. W. W. Kang *et al.*, 'Intramedullary nail: the past, present and the future - a review exploring where the future may lead us', *Orthop Rev (Pavia)*, vol. 13, no. 2, 2021, doi: 10.52965/001C.25546.
- [23] D. Seligson, 'History of Intramedullary Nailing', in *Intramedullary Nailing: A Comprehensive Guide*, P. M. Rommens and M. H. Hessmann, Eds., 2015, pp. 3–12.
- [24] T. Decoster, 'A Brief History of Medullary Nailing, New Mexico Prospective', *UNM Department of Orthopaedics & Rehabilitation*, 2012.

- [25] G. Pascoletti, F. Cianetti, G. Putame, M. Terzini, and E. M. Zanetti, 'Numerical simulation of an intramedullary Elastic Nail: Expansion phase and load-bearing behavior', *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 6, p. 420734, Nov. 2018, doi: 10.3389/FBIOE.2018.00174/BIBTEX.
- [26] G. Vicenzi, 'Intramedullary Pin With Self-Locking End for Metadiaphyseal Fractures of Long Bones', 1994.
- [27] C. Y. Shih, C. T. Kor, C. P. Hsieh, C. L. Chen, and Y. C. Lo, 'Does nail size or difference between canal and nail diameter influence likelihood of union or time to union of femoral shaft fractures treated with intramedullary nailing? A retrospective cohort study', *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 23, no. 1, Dec. 2022, doi: 10.1186/S12891-022-05781-0.
- [28] W. M. Ricci, B. Gallagher, and G. J. Haidukewych, 'Intramedullary nailing of femoral shaft fractures: current concepts', *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 17, no. 5, pp. 296–305, 2009, doi: 10.5435/00124635-200905000-00004.
- [29] N. Rosa *et al.*, 'Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective', *Ann N Y Acad Sci*, vol. 1408, no. 1, 2017, doi: 10.1111/NYAS.13524.
- [30] N. Rosa *et al.*, 'Intramedullary nailing biomechanics: Evolution and challenges', *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 233, no. 3, pp. 295–308, Mar. 2019, doi: 10.1177/0954411919827044.
- [31] S. Perren, 'Biomechanics of intramedullary nailing', in *The Science and Practice of Intramedullary Nailing*, B. D. Browner and C. C. Edwards, Eds., 1987, pp. 67–75.
- [32] 'Inchiodamento endomidollare per le fratture diafisarie non esposte di tibia', *EMC - Tecniche Chirurgiche - Chirurgica Ortopedica*, vol. 1, no. 1, pp. 1–5, Jan. 2005, doi: 10.1016/S2211-0801(05)70320-4.
- [33] X. Duan, M. Al-Qwbani, Y. Zeng, W. Zhang, and Z. Xiang, 'Intramedullary nailing for tibial shaft fractures in adults', *Cochrane Database Syst Rev*, vol. 1, Jan. 2012, doi: 10.1002/14651858.CD008241.PUB2.
- [34] J. Wheeler, W. Stubbs, A. Cross, and S. Guerin, 'Intramedullary Interlocking Nail Fixation in Dogs and Cats: Biomechanics and Instrumentation', 2005.
- [35] D. Patil, Z. Adamiak, and A. Piórek, 'Veterinary interlocking nailing and its augmentation for fracture repair.', *Pol J Vet Sci*, 2008.
- [36] S. R. McClure, J. P. Watkins, and R. B. Ashman, 'In vivo evaluation of intramedullary interlocking nail fixation of transverse femoral osteotomies in foals',

- Veterinary Surgery*, vol. 27, no. 1, pp. 29–36, 1998, doi: 10.1111/J.1532-950X.1998.TB00094.X.
- [37] R. M. Radcliffe, M. J. Lopez, T. A. Turner, J. P. Watkins, C. H. Radcliffe, and M. D. Markel, 'An in vitro biomechanical comparison of interlocking nail constructs and double plating for fixation of diaphyseal femur fractures in immature horses', *Vet Surg*, vol. 30, no. 2, pp. 179–190, 2001, doi: 10.1053/JVET.2001.21396.
- [38] W. H. CRAWFORD and P. B. FRETZ, 'Long Bone Fractures in Large Animals A Retrospective Study', *Veterinary Surgery*, vol. 14, no. 4, pp. 295–302, Oct. 1985, doi: 10.1111/J.1532-950X.1985.TB00889.X.
- [39] L. A. McDuffee, S. M. Stover, J. M. Bach, and K. T. Taylor, 'An in vitro biomechanical investigation of an equine interlocking nail', *Vet Surg*, vol. 29, no. 1, pp. 38–47, 2000, doi: 10.1111/J.1532-950X.2000.00038.X.
- [40] L. A. Mcduffee, S. M. Stover, D. Acvs, K. T. Taylor, and C. M. Les, 'An In Vitro Biomechanical Investigation of an Interlocking Nail for Fixation of Diaphyseal Tibia1 Fractures in Adult Horses'.
- [41] J. J. Lang *et al.*, 'Improving Equine Intramedullary Nail Osteosynthesis via Fracture Adjacent Polymer Reinforcement', *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 129–132, Aug. 2022, doi: 10.1515/CDBME-2022-1034/MACHINEREAADABLECITATION/RIS.
- [42] L. A. McDuffee, S. M. Stover, and K. T. Taylor, 'In Vitro Cyclic Biomechanical Properties of an Interlocking Equine Tibial Nail', *Veterinary Surgery*, vol. 29, no. 2, pp. 163–172, Mar. 2000, doi: 10.1111/J.1532-950X.2000.00163.X.
- [43] B. Schmutz, K. Rathnayaka, and T. Albrecht, 'Anatomical fitting of a plate shape directly derived from a 3D statistical bone model of the tibia', *J Clin Orthop Trauma*, vol. 10, no. Suppl 1, p. S236, Oct. 2019, doi: 10.1016/J.JCOT.2019.04.019.
- [44] S. Sauer, U. Marschner, B. Adolphi, B. Clasbrummel, and W. J. Fischer, 'Passive wireless resonant galfenol sensor for osteosynthesis plate bending measurement', *IEEE Sens J*, vol. 12, no. 5, pp. 1226–1233, 2012, doi: 10.1109/JSEN.2011.2167747.
- [45] M. Ernst, R. G. Richards, and M. Windolf, 'Smart implants in fracture care – only buzzword or real opportunity?', *Injury*, vol. 52, pp. S101–S105, Jun. 2021, doi: 10.1016/J.INJURY.2020.09.026.

- [46] M. Windolf *et al.*, 'Continuous Implant Load Monitoring to Assess Bone Healing Status—Evidence from Animal Testing', *Medicina (Lithuania)*, vol. 58, no. 7, Jul. 2022, doi: 10.3390/MEDICINA58070858/S1.
- [47] D. J. Wilson, R. L. Morgan, K. L. Hesselden, J. R. Dodd, S. W. Janna, and M. J. Fagan, 'A single-channel telemetric intramedullary nail for in vivo measurement of fracture healing', *J Orthop Trauma*, vol. 23, no. 10, pp. 702–709, Nov. 2009, doi: 10.1097/BOT.0B013E3181B01C49.
- [48] A. Herrera *et al.*, 'Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery', *World J Orthop*, vol. 3, no. 4, p. 25, Apr. 2012, doi: 10.5312/WJO.V3.I4.25.

RINGRAZIAMENTI

Primi tra tutti desidero ringraziare i miei genitori, per loro provo una profonda gratitudine per avermi supportata e sopportata con il loro amore in questo lungo viaggio.

Ringrazio mia mamma per il grande sostegno che da sempre mi ha dato durante il mio percorso scolastico e accademico, lei è stata la mia roccia; la sua dedizione, il suo sacrificio, la sua saggezza e il suo amore incondizionato mi hanno guidata attraverso ogni fase della vita e se oggi posso festeggiare il raggiungimento di questo traguardo lo devo in gran parte a lei.

Ringrazio mio papà, a cui ho voluto dedicare questa tesi, perché la sua fiducia in me è stata una costante fonte di ispirazione e forza, i suoi continui stimoli e incoraggiamenti hanno reso di me la persona che sono oggi e quella che ho sempre voluto essere.

Vi voglio bene.

Devo ringraziare il mio Correlatore, il Dott. PhD Student Marcello Pallante, per il suo prezioso contributo e per la sua guida durante tutto il mio percorso di ricerca e di scrittura della tesi; la sua pazienza e il suo impegno sono stati fondamentali per la riuscita di questo lavoro.

A seguire, vorrei ringraziare il Prof. Andrea Bertuglia e il Dott. PhD Student Luca Manassero del Dipartimento di Scienze Veterinarie di Torino per il grande aiuto datomi nell'elaborazione di questo progetto.

Un sentito ringraziamento lo vorrei dedicare a tutti i miei amici e alle persone che mi sono state vicine durante questo percorso, le loro parole di incitamento, i consigli e le risate condivise sono state fondamentali per me, non aspetto altro che celebrare insieme a loro questo traguardo e di ricambiare tutto l'affetto e il supporto che mi hanno donato.

In particolare, ci terrei a ringraziare Serena per avermi sempre sostenuto nei momenti di dubbio, per aver condiviso con me il peso delle scadenze e per avermi incoraggiato quando la strada sembrava più difficile, le sue parole sono sempre state per me una fonte di positività e di sostegno.

Inoltre, vorrei dire grazie a Laura, senza di lei non sarei mai riuscita a iscrivermi a questa facoltà perché, presa dalla demoralizzazione, ci avevo rinunciato, ma lei più di me ha creduto nella realizzazione dei miei sogni. Grazie per essere stata al mio fianco

nel corso degli anni ed ora che raggiungo la fine di questo percorso non posso fare a meno di pensare a quanto la nostra amicizia abbia influenzato positivamente il mio cammino.

Vorrei ringraziare anche i miei compagni di corso, in particolare Elisa, Mariangela e Angelo che sono stati i migliori accompagnatori in questo viaggio pieno di emozioni.

Ed infine, desidero dedicare un ringraziamento speciale a Klaudian, la sua presenza è stata un costante sostegno e una fonte inesauribile di comprensione durante questo lungo percorso, ad ogni mio passo era a fianco a me per sostenermi con la sua amorevolezza e la sua pazienza, dandomi la forza nei momenti di difficoltà e condividendo con me ogni mio successo e ogni mia sfida, grazie.