



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Orientamento: Biomeccanica

A.a. 2021/2022

Sessione di Laurea marzo/aprile 2022

Tesi di laurea Magistrale

Sviluppo di algoritmi per la generazione automatica di modelli numerici personalizzati di femore umano

Relatori:

Cristina Bignardi

Mara Terzini

Federico Andrea Bologna

Candidato:

Antonio Colucci

“Anni fa, uno studente chiese all’antropologa Margaret Mead quale riteneva che fosse il primo segno di civiltà in una cultura. Lo studente si aspettava che Mead parlasse di ami, pentole di terracotta o macine di pietra.

Ma non fu così.

Mead disse che il primo segno di una civiltà in una cultura antica era un femore rotto e poi guarito. Spiegò che nel regno animale, se ti rompi una gamba, muori. Non puoi scappare dal pericolo, andare al fiume a bere qualcosa o cercare cibo. Sei carne per bestie predatrici che si aggirano attorno a te. Nessun animale sopravvive a una gamba rotta abbastanza a lungo perché l’osso guarisca.

Un femore rotto che è guarito è la prova che qualcuno si è preso il tempo di stare con colui che è caduto, ne ha bendato la ferita, lo ha portato in un luogo sicuro e lo ha aiutato a riprendersi.

Mead disse che aiutare qualcun altro nelle difficoltà è il punto preciso in cui la civiltà inizia.

Noi siamo al nostro meglio quando serviamo gli altri. Essere civili è questo.”

Ira Byock

Indice

ABSTRACT	1
ABSTRACT (versione inglese)	2
1. INTRODUZIONE	3
1.1 Femore: caratteristiche generali.....	4
1.2 Classificazione dei punti notevoli del femore.....	5
1.2.1 Inserzioni muscolari.....	5
1.2.2 Inserzioni dei legamenti.....	8
1.2.3 Punti di repere.....	11
1.2.4 Assi femorali.....	12
1.3 Sistemi di riferimento locali.....	14
1.4 Classificazione delle fratture femorali.....	18
1.4.1 Fratture prossimali.....	18
1.4.2 Fratture diafisarie.....	22
1.4.3 Principali trattamenti ortopedici e mezzi di sintesi utilizzati.....	27
1.5 Cenni ad approcci computazionali in ortopedia.....	31
2. MATERIALI E METODI	33
2.1 Metodi per l'individuazione dei punti di repere.....	33
2.2 Algoritmo per l'individuazione dei punti di repere.....	36
2.2.1 Sintassi del codice.....	36
2.2.2 Descrizione del codice.....	38
2.3 Algoritmo per l'individuazione delle inserzioni muscolari.....	42
2.3.1 Sintassi del codice.....	42
2.3.2 Descrizione del codice.....	43
2.4 Generazione del modello FE.....	48
2.4.1 Algoritmi per la generazione della mesh.....	48
2.4.2 Algoritmi per il controllo qualità degli elementi.....	51
2.4.3 Algoritmi per la creazione della rima di frattura.....	54
2.4.4 Descrizione delle condizioni al contorno.....	60
3. RISULTATI	62
3.1 Risultati dell'applicazione dei codici MATLAB.....	62
3.2 Risultati prova FEM.....	66

4. DISCUSSIONE.....	69
4.1 Discussione sui metodi implementati in MATLAB.....	69
4.2 Discussione sui risultati FEM: confronto con prova di letteratura.....	70
5. CONCLUSIONI.....	74
6. BIBLIOGRAFIA.....	76
7. RINGRAZIAMENTI.....	80

ABSTRACT

In ambito biomeccanico, sono sempre più in fase di sviluppo tecniche computazionali di diversa natura per l'individuazione delle caratteristiche anatomiche e meccaniche dell'osso, dalla cui conoscenza è possibile prendere delle decisioni cliniche oppure realizzare dei modelli patient-specific nell'ambito della progettazione meccanica di componenti protesiche. L'obiettivo principale di questa tesi è lo sviluppo di un codice in linguaggio MATLAB per l'individuazione automatica di alcune caratteristiche anatomiche del femore e per la realizzazione della mesh da esportare in software dedicati per condurre analisi meccaniche. La peculiarità di questi algoritmi consiste nell'automatizzare l'elaborazione di un qualsiasi femore umano.

Nella prima parte sono state sviluppate delle funzioni applicate ad un modello di femore umano in formato *STL* per identificare i principali punti di repere presenti in letteratura ortopedica e per il tracciamento automatico di una terna locale di riferimento avente origine sul centro della testa del femore utile per descrivere i carichi meccanici ai quali l'osso è sottoposto quotidianamente. Sulla conoscenza di tali punti sono state individuate con un nuovo algoritmo le coordinate delle inserzioni femorali di tre principali gruppi muscolari che svolgono un ruolo principale nella maggior parte dei movimenti giornalieri, ovvero i muscoli abduttori, il Tensor Fascia Lata, il Vastus Lateralis ed il Vastus Medialis. La necessità di avere questi punti è legata alla creazione di un modello il più dettagliato possibile del femore del soggetto, in modo da condurre analisi successive con un modello personalizzato dell'osso del paziente.

Nella seconda parte sono stati sviluppati degli algoritmi per la realizzazione della mesh volumetrica dello stesso modello di femore ed in seguito è stata valutata la qualità degli elementi generati. Per simulare l'effetto della frattura del femore, evento molto comune soprattutto nei soggetti più anziani, è stato sviluppato un codice che consente, a discrezione dell'utente, di creare una rima di frattura sulla diafisi femorale e considerarne l'effetto in analisi successive. Infine, per verificare il corretto funzionamento degli algoritmi sviluppati, sono state condotte alcune analisi agli elementi finiti (FE) tramite il software Abaqus a partire dalle mesh realizzate. I risultati delle simulazioni svolte sono stati confrontati con quelli di modelli presenti in letteratura: dal confronto dei risultati è stato possibile validare il modello realizzato.

ABSTRACT (ENG)

On biomechanical field, new computational approaches of different nature have been developed to identify anatomical and mechanical features of human bone, by which is possible to take clinical decision or to build patient-specific models about the mechanical design of prosthesis. The main purpose of this work is the development of a computational code, using the MATLAB language, for the automatic identification of some anatomical features of the femoral bone and the automatic mesh generation for subsequent finite element analysis. The peculiarity of these algorithms is the automatic elaboration of any human femur.

In the first part of the work, different functions were applied on a *STL* femur model, in order to automatically recognize the most important femoral landmarks, available on orthopedical field, and to draw automatically a local coordinate system that origins on the centre of femoral head: this step can be useful to describe daily loadings acting on femur. By the knowledge of these landmarks, a new algorithm was developed to identify the coordinates of three abductor muscle insertions that are involved in several daily movements: the Tensor Fascia Lata, the Vastus Lateralis and the Vastus Medialis. The need to know these points is linked to the creation of a detailed model of the subject's femur, to conduct subsequent analyses with a custom-made model of the patient's bone.

In the second part of the work, different algorithms were developed to generate a volumetric mesh from the initial femoral model and to evaluate the quality of the generated elements. To simulate the effect of femoral fractures, a very common occurrence in older subjects, a script was developed to allow the insertion of a fracture on femoral shaft. The created models were finally exported and used as input for finite element analysis, to evaluate the applicability of the different types of mesh. The results of the simulations were compared with the result available on scientific literature about standardized femur model to validate the realized model.

1.1 Femore: caratteristiche generali

Il femore rientra nella classe delle ossa lunghe del corpo, è situato nella coscia ed è l'osso dal più alto valore di volume dell'intero scheletro umano. Nelle sue estremità, si articola differentemente: nella porzione prossimale, si articola con l'acetabolo dell'anca, nella porzione distale invece, con la tibia e la patella. Come tutte le ossa lunghe, esso è formato da una parte centrale denominata diafisi, e da due estremità denominate epifisi.

Posto in posizione eretta, l'estremità distale presenta una leggera pendenza verso la parte mediale del corpo; al contrario, la diafisi, si presenta rispetto a tale porzione femorale orientata lateralmente. L'osso è caratterizzato da una convessità anteriore e da una sezione prismatica triangolare. È possibile individuare tre facce all'interno del femore: una anteriore, una posterolaterale e l'altra posteromediale. Esse sono lisce e sono divise l'una dall'altra da tre margini ovvero laterale, mediale e posteriore: i primi due margini elencati si classificano come smussi, mentre il margine posteriore è comunemente chiamato linea aspra. Tale linea è composta da due labbra (laterale e mediale), molto prossimi tra loro verso il centro della diafisi, e a mano a mano più distanti scorrendo verso le due estremità del femore. Lungo la linea aspra è possibile individuare alcune inserzioni muscolari, tra cui quella del muscolo adduttore lungo, dei setti intermuscolari del femore e del capo breve del bicipite femorale. La biforcazione laterale di tale margine, a livello prossimale, individua la tuberosità glutea in cui si inserisce il muscolo grande gluteo, mentre la biforcazione mediale forma la linea pettinea del femore in cui si trova il muscolo pettineo. Tali biforcazioni, in sede distale, proseguono individuando le linee sopracondilari laterale e mediale che si propagano fino al raggiungimento dei due epicondili definendo la faccia poplitea. In prossimità della linea aspra si trova il forame nutrizio [1].

La parte prossimale del femore è composta dalla testa femorale, dal collo femorale e dal piccolo e dal grande trocantere. La testa è rivestita da tessuto cartilagineo, la cartilagine ialina, per buona parte della sua superficie; data la sua forma, è approssimata ad una sfera nello spazio, che si articola con l'acetabolo dell'anca generando l'articolazione d'anca. Sulla testa, si trova una fossetta sulla quale non è presente tessuto cartilagineo e si origina il legamento della testa femorale. La testa è intracapsulare, ed è collegata con un volumetto cilindrico, il collo anatomico del femore. È presente un'inclinazione di circa 130 gradi tra l'asse della testa e del collo, ed asse della diafisi femorale; oltre a questo è presente una lieve torsione di circa 12 gradi. Alla base del collo si trovano due importanti località anatomiche: il piccolo ed il grande trocantere. Il grande trocantere è di forma quadrangolare ed è posto superiormente a livello della congiunzione tra collo e corpo femorale; il piccolo trocantere invece è una proiezione di forma conica in direzione posteromediale della diafisi, in una zona limitrofa al collo femorale. I due trocanteri sono punti in cui si inseriscono un numero importante di muscoli, sono uniti nella porzione anteriore dalla linea intertrocanterica e nella parte posteriore dalla cresta trocanterica. In prossimità del piccolo trocantere, sorge il collo chirurgico del femore, considerato il punto di demarcazione tra epifisi e diafisi femorale; invece, nella porzione mediale del gran trocantere è situata la fossa trocanterica [1].

La parte distale del femore è piuttosto ampia ed è la porzione superficiale che scarica la forza peso sulla tibia. È composta prevalentemente da due corpi di forma ovoidale convessa, con

l'asse di prevalenza in direzione anteroposteriore, denominati condili rispettivamente laterale e mediale. Nella porzione anteriore, essi proseguono nella diafisi; nella porzione posteriore sono separati da una profonda rientranza denominata fossa intercondilare. Si proiettano dietro il piano descritto dalla faccia poplitea da cui sono divisi per la presenza della linea intercondilare. Anche la superficie articolare a contatto con la tibia è ricoperta da tessuto cartilagineo, ed è descritta come un'area ampia che assume le sembianze di una U al contrario. La porzione anteriore dei condili si articola con la patella, mentre la posteriore con la tibia, con aree non uniformi delle varie superfici a contatto su ambedue i condili. Superiormente ai condili si trovano due rilievi denominati epicondili, rispettivamente laterale e mediale, nei quali si trovano i punti d'inserzione di alcuni legamenti. In prossimità dei due epicondili mediale e laterale, si trovano rispettivamente il tubercolo addattorio, nel quale si inserisce il muscolo grande adduttore, ed il solco popliteo in cui si trova il punto d'attacco del muscolo popliteo [1].

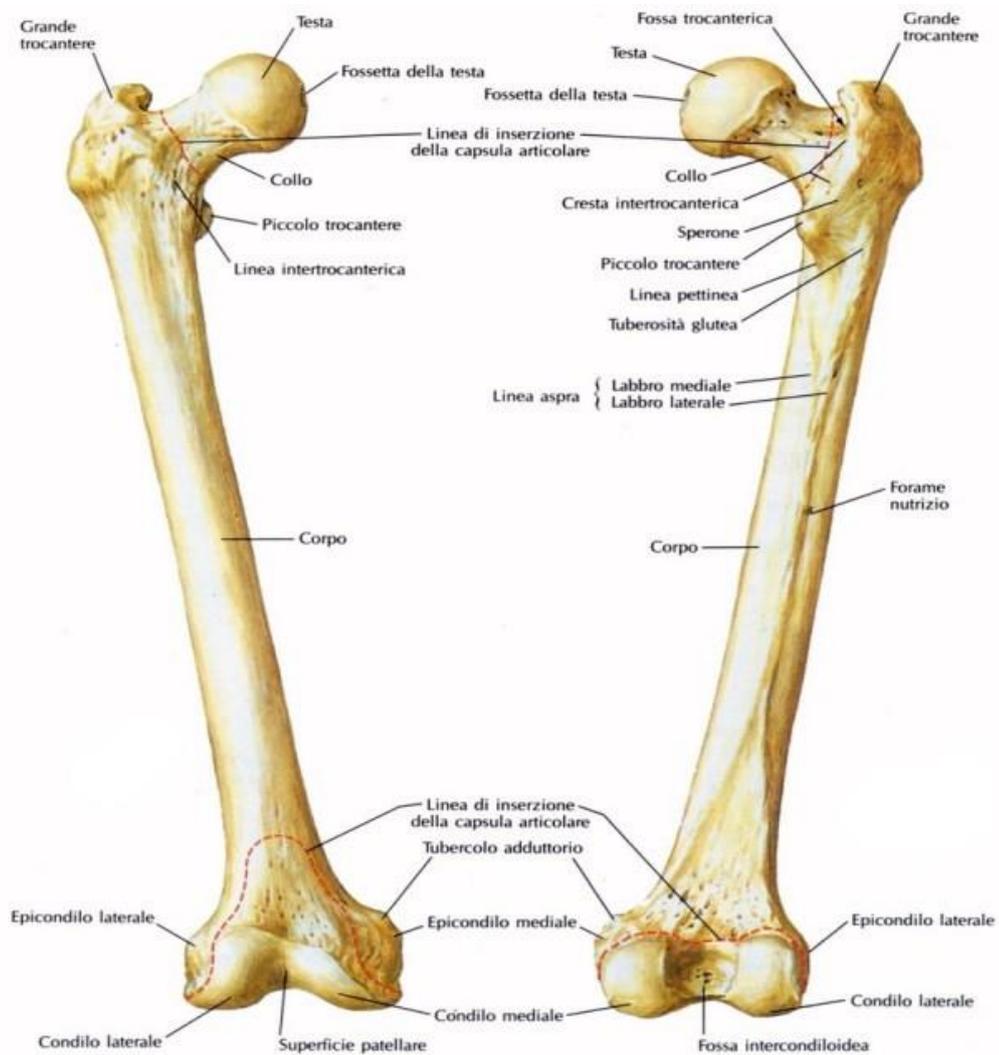


Figura 1.1: Anatomia del femore [2]

1.2 Classificazione dei punti notevoli del femore

1.2.1 Inserzioni muscolari

Il femore è situato all'interno dell'arto inferiore, la cui principale azione consiste nella locomozione dell'intero corpo: a differenza della muscolatura presente all'interno dell'arto superiore, principalmente coinvolta nella realizzazione di movimenti fini e complessi, la muscolatura presente deve garantire forza e stabilità per la realizzazione della sua funzione.

I muscoli presenti all'interno dell'arto inferiore si dividono in diversi gruppi funzionali a seconda dell'azione da essi consentita. Si classificano principalmente in base al movimento consentito (abduzioni, adduzioni, flessori, estensori, etc.) ed in base al tipo di azione che svolgono (agonisti, antagonisti, fissatori, neutralizzatori, etc.). Si riporta, in Tabella 1.1, l'elenco di tutti i muscoli che presentano origine/inserzione sul femore, esplicitando la sede di contatto [3].

Tabella 1.1: Elenco di tutti i muscoli che presentano inserzione sul femore [2]

MUSCOLO	CAPO TERMINALE/INIZIALE	SEDE DI CONTATTO SUL FEMORE
Muscolo iliaco	Capo terminale	Piccolo trocantere
Muscolo grande psoas	Capo terminale	Piccolo trocantere
Muscolo grande gluteo	Capo terminale	Tuberosità glutea
Muscolo medio gluteo	Capo terminale	Superficie laterale del grande trocantere
Muscolo piccolo gluteo	Capo terminale	Parte anteriore del grande trocantere
Muscolo piriforme	Capo terminale	Margine superiore del grande trocantere
Muscolo gemello superiore	Capo terminale	Grande trocantere
Muscolo otturatore interno	Capo terminale	Superficie mediale del grande trocantere
Muscolo gemello inferiore	Capo terminale	Grande trocantere
Muscolo quadrato femorale	Capo terminale	Cresta intertrocanterica posteriore
Muscolo otturatore esterno	Capo terminale	Fossa trocanterica
Muscolo pettineo	Capo terminale	Linea pettinea
Muscolo adduttore lungo	Capo terminale	Parte mediale della linea aspra
Muscolo adduttore breve	Capo terminale	Parte mediale della linea aspra
Muscolo grande adduttore	Capo terminale	Parte mediale della linea aspra e tubercolo adduttore
Muscolo vasto laterale	Capo iniziale	Grande trocantere e parte laterale della linea aspra
Muscolo vasto intermedio	Capo iniziale	Superficie frontale e laterale del femore
Muscolo vasto mediale	Capo iniziale	Sezione distale della linea intertrocanterica e parte mediale della linea aspra
Bicipite femorale	Capo iniziale	Parte laterale della linea aspra
Muscolo popliteo	Capo iniziale	Sotto l'epicondilo laterale

Muscolo gastrocnemio	Capo iniziale	Dietro il tubercolo adduttore
Muscolo plantare	Capo iniziale	Sopra il condilo laterale

L'articolazione coxo-femorale è quella che consente il maggior numero di movimenti possibili. La flessione dell'anca è dovuta all'azione simultanea di tre muscoli che si trovano anteriormente alla colonna vertebrale e all'osso pelvico e sono il muscolo iliaco, lo psoas major e lo psoas minor (Figura 1.2). Quest'ultimo è un muscolo variabile all'interno della popolazione che risulta assente nel 40% circa di quest'ultimi. Dato che le inserzioni di questi tre muscoli si trovano fuse all'altezza del piccolo trocantere, molto spesso essi sono identificati come un unico muscolo chiamato ileopsoas. Oltre alla flessione della coscia, essi coadiuvano il movimento di rotazione laterale di questo segmento corporeo. Il sartorio, il retto femorale e il tensor fasciae latae sono anche flessori d'anca, i primi due contribuiscono pochissimo all'azione, mentre l'ultimo agisce da antagonista nei confronti del muscolo gluteo massimo [3].

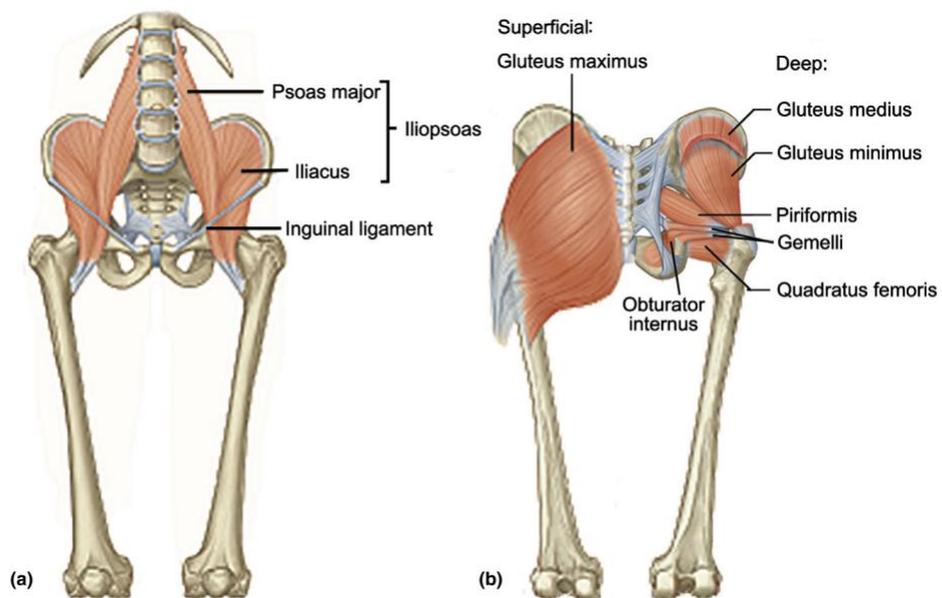


Figura 1.2: Principali muscoli dell'articolazione d'anca [3].

L'estensione dell'anca descritta in alcuni movimenti di tipo sportivo in prevalenza (arrampicata, esercizi di palestra), è accompagnata prevalentemente dall'azione del muscolo gluteo massimo (Figura 1.2); nel normale ciclo del passo, invece, i principali muscoli responsabili di questo movimento sono i muscoli flessori posteriori della coscia.

L'abduzione del femore è accompagnata primariamente dall'azione dei muscoli gluteo medio e gluteo minimo, che consentono, inoltre, la rotazione mediale del femore.

Il tensor fascia latae e le fibre del gluteo massimo possono intervenire nei movimenti di abduzione. Il tensor fascia latae si connette al tratto ileo-tibiale su un ampio foglietto superficiale di tessuto connettivo (Figura 1.3); esso si collega anche al muscolo gluteo massimo e ad alcuni muscoli presenti sulla porzione anterolaterale del femore, e termina sul condilo laterale della tibia. La contrazione di diversi muscoli presenti all'interno di questo tratto serve principalmente per rafforzare l'articolazione di ginocchio durante le attività di corsa e camminata [3].

I cinque grandi adduttori del femore sono: il muscolo gracilis, il muscolo pettineo, l'adduttore lungo, l'adduttore breve ed il grande adduttore (Figura 1.4). Il muscolo gracilis è il più lungo di tutti, e si estende dall'osso pubico alla tibia, in prossimità del condilo mediale. Di conseguenza esso flette il ginocchio. Gli altri quattro muscoli presenti in questo gruppo sono coinvolti nella rotazione laterale della coscia. Un piccolo gruppo di sei piccoli muscoli vicini all'articolazione d'anca ruotano il femore lateralmente e sono il muscolo piriforme, l'otturatore interno, l'otturatore esterno, il gemello superiore, il gemello inferiore ed il muscolo quadrato femorale [3] (Figura 1.4).

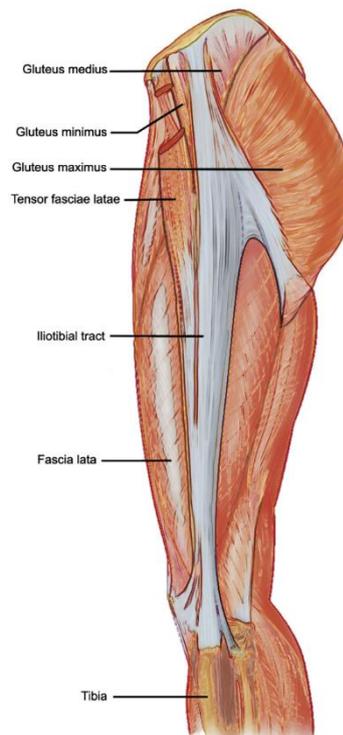


Figura 1.3: Definizione del tratto ileo-tibiale [3].

Questo piccolo gruppo muscolare può spostare la rotazione mediale che si verifica in diverse azioni come, ad esempio, l'abduzione dell'anca dovuta dai muscoli gluteo medio e gluteo minimo. I muscoli che movimentano la gamba sono organizzati in due gruppi funzionali, anteriore (1) e posteriore (2), presenti sulla coscia. Il gruppo anteriore (1) include il sartorio, il muscolo più lungo del corpo, ed il quadricipite femorale che si divide in quattro separati capi muscolari: il retto femorale, il vasto laterale, il vasto mediale ed il vasto intermedio (Figura 1.4). Il sartorio si estende dall'ileo in diagonale sopra la superficie anteriore della coscia, attraversando il lato mediale del ginocchio. Esso consente di muovere sia la coscia che la gamba attraverso la flessione dell'anca e del ginocchio. I quattro muscoli quadricipiti si fondono all'interno di un'unica inserzione tendinea denominata tendine patellare, che circonda la patella e prosegue con il legamento patellare che si inserisce sulla tuberosità tibiale. I muscoli quadricipiti, i più potenti estensori di ginocchio, sono coinvolti in diverse attività quali la corsa, la camminata e il calcio. Per rimanere in posizione eretta, è necessario che questi estensori mantengano costante il livello di tensione sviluppata. Il retto femorale è coinvolto nella

flessione dell'anca. Gli antagonisti di questo gruppo muscolare formano il gruppo posteriore (2) dei muscoli della coscia, spesso riferiti ai muscoli posteriori della coscia. Essi consistono in tre muscoli: il bicipite femorale, il semitendinoso ed il semimembranoso, che si originano sulla tuberosità ischiatica (Figura 1.4). Le inserzioni dei loro tendini si trovano posteriormente al ginocchio, il bicipite lateralmente e gli altri due medialmente. Estendono l'anca e flettono il ginocchio. Infine, anche il muscolo piccolo popliteo flette il ginocchio [3].

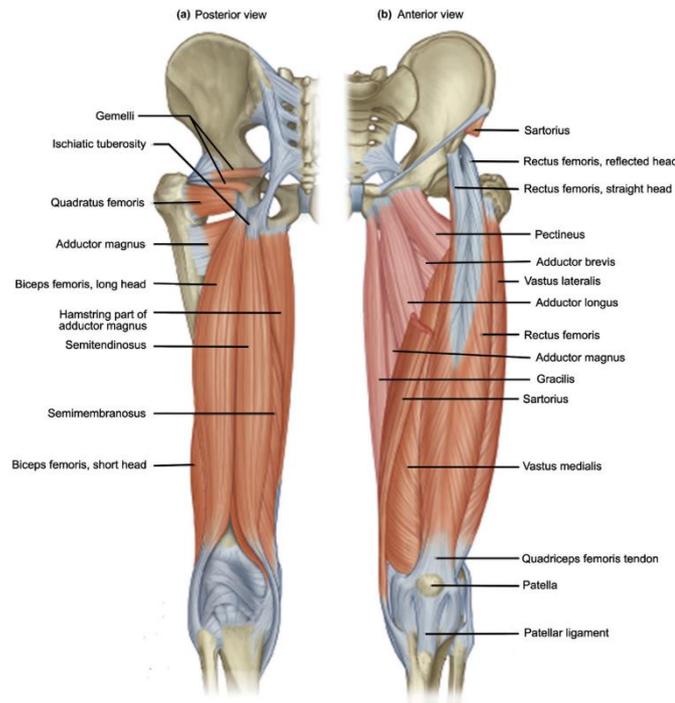


Figura 1.4: Muscolatura presente sul femore (vista anteriore e posteriore) [3].

L'inserzione di tutti i muscoli citati in precedenza, presenta una numerosa variabilità tra tutti i femori a seconda di numerosi fattori presenti. Per cui molto spesso più che individuare dei punti precisi in cui sono presenti le inserzioni, si identificano delle aree al cui interno ricade l'inserzione muscolare considerata [4].

1.2.2 Inserzioni dei legamenti

Il femore, dal punto di vista biomeccanico, si inserisce in due articolazioni differenti: la sua estremità prossimale si articola con l'anca individuando l'articolazione coxo-femorale, la sua estremità distale, invece, si articola con rotula e piatto tibiale originando l'articolazione di ginocchio.

L'articolazione coxo-femorale consente il movimento relativo tra la coscia ed il bacino, ed è classificata come un' enartrosi, un' articolazione mobile, di tipo "a palla e a cavità" (ball on socket) secondo una soluzione ad incastro [5]. Questo tipo di articolazione consente di effettuare tutti i movimenti possibili, e dal punto di vista biomeccanico, è quella caratterizzata da un numero maggiore di gradi di libertà. La testa del femore ruota all'interno dell'acetabolo presente nell'osso iliaco, movimento prevalentemente limitato dalla presenza di legamenti e

muscoli. L'articolazione è costituita dalla capsula articolare, dal legamento della testa femorale e dai legamenti di rinforzo [5].

La capsula articolare è caratterizzata da diversi punti di ancoraggio sul femore: sul labbro dell'acetabolo ed in prossimità della porzione posteriore del collo anatomico. È costituita da diversi tipi di fibre (longitudinali, oblique, arciformi e circolari) che individuano un corpo cilindrico.

Il legamento della testa femorale si estende per una lunghezza di circa 3.5 cm ed è di forma piatta e robusta. Si trova tra la fossa della testa del femore alla fossa acetabolare. Ha la funzione di vascolarizzare la testa femorale in quanto sono presenti dei rami arteriosi all'interno del legamento. Sebbene non eserciti un controllo meccanico sull'articolazione, presenta un carico di rottura attorno ai 45 kg [5].

I legamenti di rinforzo dell'articolazione d'anca sono: il legamento ileo-femorale, il legamento pubo-femorale ed il legamento ischio-femorale.

Il legamento ileo-femorale si genera nella porzione anteriore dell'osso coxale e si inserisce lungo la linea intertrocanterica del femore. Prima di raggiungere l'osso femorale, si divide in due fasci: superiore e inferiore. Il primo arriva sul margine anteriore del grande trocantere, il secondo nella parte inferiore della linea intertrocanterica.

Il legamento pubo-femorale si genera in corrispondenza della zona ileopettinea del bacino inserendosi in prossimità della porzione anteriore del piccolo trocantere. I due legamenti descritti costituiscono la superficie anteriore dell'articolazione d'anca.

Il legamento ischio-femorale si genera a livello dell'acetabolo, scorre lungo la faccia posteriore della capsula articolare e termina in prossimità della superficie interna del grande trocantere e della fossetta digitale [5] [6].

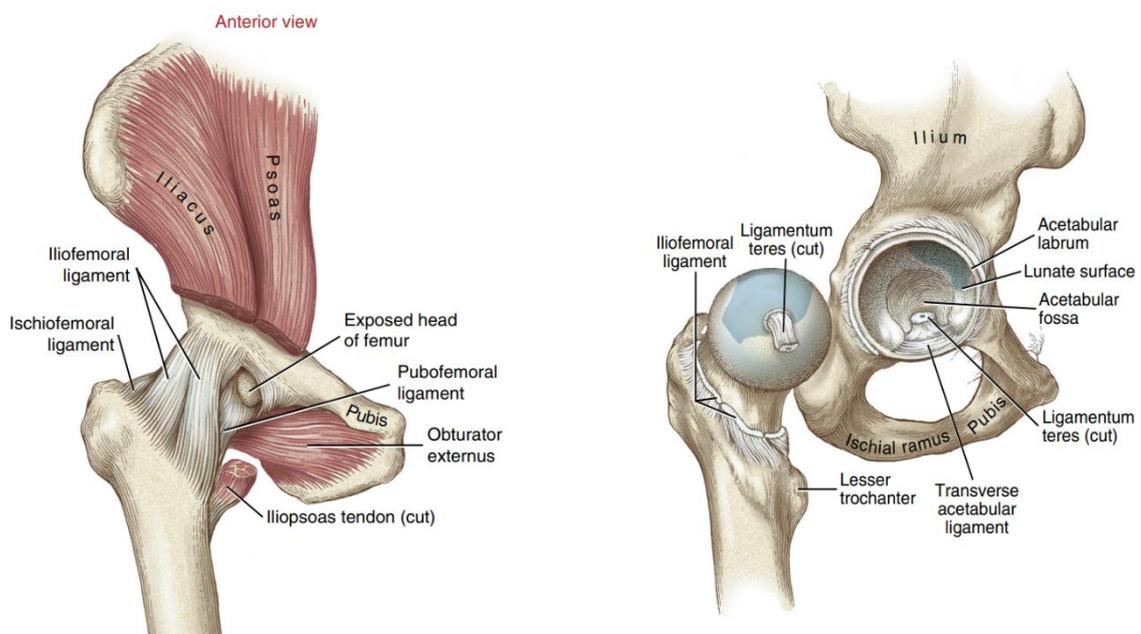


Figura 1.5: Legamenti dell'estremità prossimale del femore [6].

Il femore è coinvolto attraverso la sua estremità distale con piatto tibiale e patella, nell'articolazione di ginocchio. Tale articolazione rientra nelle trocleoartosi, o articolazione a cerniera, in quanto limita il movimento relativo di coscia e gamba ad un solo grado di libertà, cioè la rotazione sul piano sagittale.

I principali legamenti in tale articolazione sono: il legamento crociato posteriore, il legamento crociato anteriore, il legamento collaterale mediale ed il legamento collaterale laterale.

Il legamento crociato posteriore trae origine in un'area compresa nella superficie inferiore dell'estremità distale del femore tra la fossa intercondilare ed il condilo mediale, e si inserisce sulla superficie della tibia, nella sua porzione prossimale, in un punto chiamato tubercolo intercondiloideo posteriore.

Il legamento crociato anteriore trae origine nella porzione distale del femore, in una zona tra la fossa intercondilare ed il condilo laterale. A differenza del legamento precedente, il crociato anteriore si inserisce sulla superficie della tibia in un punto denominato tubercolo intercondiloideo anteriore.

Il legamento collaterale mediale, o collaterale interno, è il legamento del ginocchio situato sul suo lato interno; esso si origina a livello dell'epicondilo mediale del femore e si inserisce sul condilo mediale della tibia.

Il legamento collaterale laterale, o collaterale esterno, è il legamento del ginocchio situato sul suo lato esterno; si origina a livello dell'epicondilo laterale del femore e termina sulla testa del perone (esso non è compreso nell'articolazione del ginocchio) [5] [7].

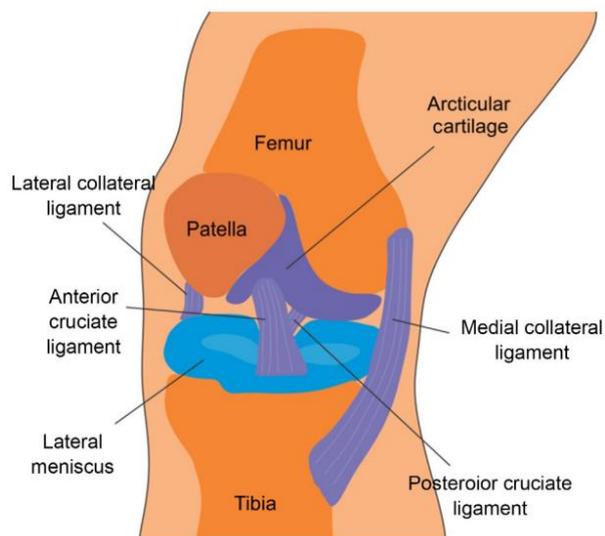


Figura 1.6: Legamenti dell'estremità distale del femore [7].

1.2.3 Punti di reperi

I punti di reperi sono dei punti facilmente individuabili direttamente al tatto e visivamente utili alla descrizione e caratterizzazione di un determinato distretto corporeo. Il loro aspetto fondamentale è quello di localizzare univocamente una regione dell'osso. Sono utili per la descrizione dell'osso sia dal punto di vista anatomico, che dal punto di vista puramente meccanico. Per quanto concerne il femore, sono stati classificati in letteratura ortopedica [8] i principali punti di reperi: alcuni servono per descrivere il femore dal punto di vista morfologico, mentre altri sono utili per caratterizzarlo dal punto di vista funzionale. Sono punti in cui, con buona approssimazione, possono essere applicati i carichi meccanici giornalieri oppure concorrono alla definizione di assi e sistemi di riferimento locali utili per caratterizzare il femore. La finalità per cui vengono utilizzati è principalmente dovuta a scopo di cura, diagnosi e prevenzione di patologie legate a tale articolazione.

In letteratura scientifica, i punti di reperi vengono definiti in maniera diversa coerentemente con chi ha condotto lo studio di ricerca. Possono essere individuati in diverse modalità, manualmente, visivamente oppure mediante tecniche computazionali.

I principali punti di reperi utilizzati in letteratura sono riportati nella Tabella 1.2:

Tabella 1.2: Tabella riassuntiva dei punti di reperi anatomici, dei centri e degli assi di riferimento caratterizzanti il femore e la tibia [8].

Reference axes		Anatomical landmarks of tibia	
AA _F	Anatomical axis of the femur	MM _T	Medial malleolus point
AA _T	Anatomical axis of the tibia	MP _T	Medial prominence of plateau
CA _F	Condylar axis of the distal femur	MS _T	Medial tibial spine
FNA	Femoral neck axis	LM _T	Lateral malleolus point
LA _L	Longitudinal axis of the limb	LP _T	Lateral prominence of plateau
MA _F	Mechanical axis of the femur	LS _T	Lateral tibial spine
MA _T	Mechanical axis of the tibia	TT _T	Tibial tuberosity
PA _T	Plateau axis of the proximal tibia		
TEA	Transsepicondylar axis of femur		
TMA	Transmalleolar axis of tibia		
Reference centres		Anatomical landmarks of femur	
AC _A	Articulating centre of the ankle	GT _F	Greater trochanter
AC _F	Articulating centre of the distal femur	LC _F	Lateral distal point of condyle
AC _T	Articulating centre of the proximal tibia	LE _F	Lateral femoral epicondyle
C _{HF}	Centre of the femur head	LP _F	Lateral anterior point of condyle
C _K	Knee centre	LT _F	Lesser trochanter
		MC _F	Medial distal point of condyle
		ME _F	Medial femoral epicondyle
		MP _F	Medial anterior point of condyle

I punti di reperi a loro volta si suddividono in punti di reperi (1) anatomici, ovvero dei punti facilmente visibili al tatto e alla vista di un soggetto, (2) centri articolari, utili alla descrizione delle due articolazioni in cui il femore si trova (d'anca e di ginocchio), ed altri punti utili per individuare degli assi che sono adibiti alla (3) descrizione meccanica e morfologica dell'osso.

I punti di reperi anatomici sono i primi punti che vengono individuati, tramite imaging, ispezione tattile e visiva o software dedicati, dalla cui osservazione è possibile fare delle considerazioni preliminari su eventuali patologie che coinvolgono il femore.

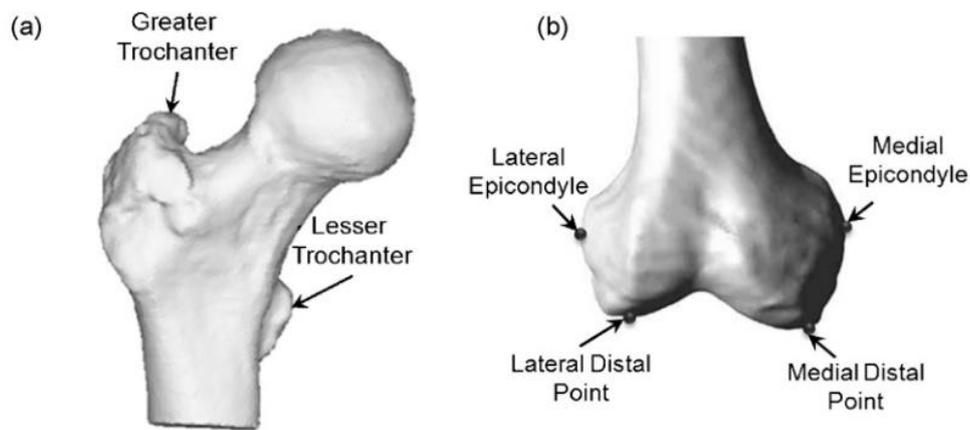


Figura 1.7: Punti di reperi anatomici del femore in vista distale e prossimale [8].

Per quanto riguarda gli assi ed i centri di riferimento, essi possono essere individuati direttamente o indirettamente da questi punti anatomici.

I centri di riferimento sono fondamentali per la valutazione dell'allineamento dei segmenti appartenenti all'arto inferiore, e per la descrizione della meccanica articolare dei vari segmenti. Sono dei punti utili per valutare la cinematica articolare dei vari segmenti attraverso opportune tecniche (es: markers, stereofotogrammetria) [7],[9]. Non tutti sono dei punti appartenenti alla superficie esterna del femore o facilmente individuabili al tatto: alcuni di questi sono difficili da individuare tramite i sensi oppure sono punti interni alla superficie esterna, per cui possono essere computati solo tramite tecniche specifiche. Ad esempio, il centro di riferimento presente in tabella 1.2, il centro della testa femorale (FHC, 'Femoral Head Centre'), in diversi algoritmi, è individuato attraverso un meccanismo di fitting di tipo sferico [7]. Tale punto è coinvolto nella definizione dell'asse meccanico del femore, ed in diversi studi bibliografici [10],[11], è l'origine del sistema di riferimento locale del femore.

Un altro centro di riferimento utilizzato è l'ACF, ovvero l'Articulating Centre of Distal Femur, il centro articolare del femore distale. Esso consiste nel punto medio della linea che collega i punti più distali degli epicondili mediale e laterale del femore [8].

1.2.4 Assi femorali

Gli altri punti di reperi che possono essere individuati sul femore presenti in letteratura [8], sono utili per individuare degli assi di riferimento necessari per delle valutazioni cliniche più dettagliate del femore. In generale, tali assi sono utilizzati per definire le deformità angolari e rotazionali [8] dei segmenti appartenenti all'arto inferiore. I principali assi definiti a tale scopo in letteratura sono:

- Asse meccanico femorale
- Assi vari tracciati a partire dai punti di reperi anatomici
- Asse anatomico del femore
- Asse del collo femorale

Tali assi possono essere individuati e valutati attraverso definizioni specifiche.

Ad esempio, l'asse meccanico del femore è definito come la linea retta che congiunge i centri delle due articolazioni con cui il femore si interfaccia, ovvero l'articolazione d'anca e di

ginocchio. I due punti identificativi sono il centro della testa femorale e il punto in cui si inseriscono i legamenti nell'articolazione di ginocchio.

A partire dai punti di repere anatomici sono stati identificati due assi anatomici, ovvero l'asse femorale condilare, ottenuto congiungendo il punto condilare più laterale e più distale e l'asse transepicondylare, ottenuto congiungendo i due epicondili laterale e mediale.

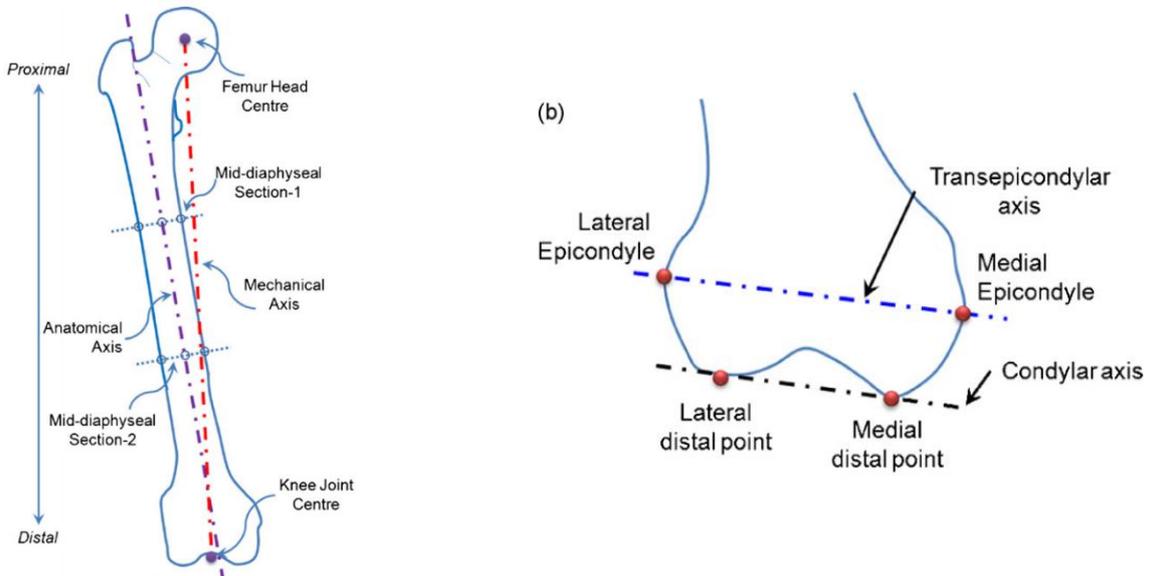


Figura 1.8: A sinistra sono raffigurati gli assi meccanico ed anatomico, a destra gli assi femorale condilare e transepicondylare [8].

Altri assi presenti in letteratura sono: l'asse mediale, individuato tramite algoritmi di natura geometrica [12], l'asse anatomico del femore, individuato dividendo il femore in tre sezioni e utilizzando solo quella mediale, ed infine l'asse della testa femorale, tracciato a partire dal centro della testa femorale e il punto medio della sezione di area minore del collo. Quest'asse è di comune utilizzo per valutare l'orientazione della testa femorale.

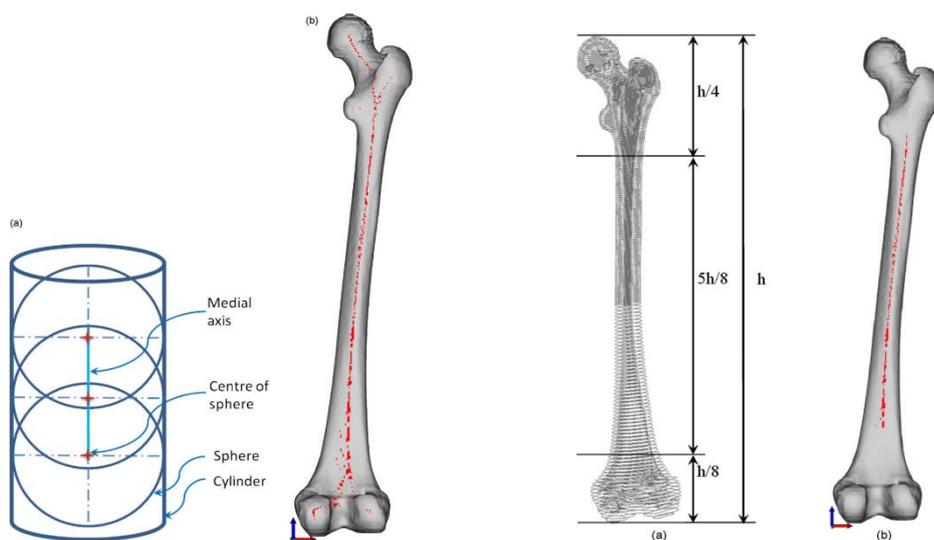


Figura 1.9: Identificazione dell'asse mediale (sx) e ad anatomico (dx) [8].

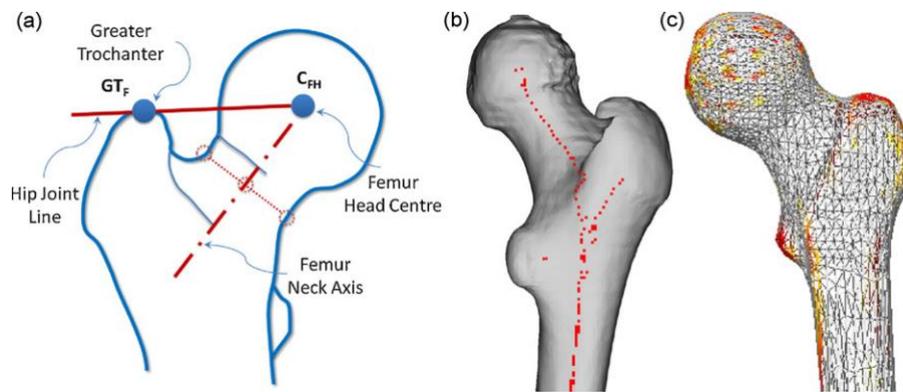


Figura 1.10: Identificazione dell'asse del collo femorale [6].

Tutti i punti di repere ed assi descritti sono utili per valutare tramite tecniche computazionali le deformità dell'arto inferiore, in particolare la valutazione della torsione femorale, le varie deformazioni angolari rispetto agli assi di riferimento e la curvatura della porzione diafisaria del femore [8]. Inoltre, la conoscenza di tali punti è utile per poter effettuare delle valutazioni di follow-up clinico più accurato, per l'individuazione di eventuali fratture, per la definizione della cinematica articolare del segmento coscia [9], e per una valutazione più accurata della biomeccanica di tanti movimenti dell'arto inferiore che comunemente vengono svolti [7]. Essi possono anche essere usati a scopo predittivo [11], oppure in campo operatorio sono utilizzati per l'esecuzione di tecniche specifiche nei pressi della loro posizione [14]. Sono anche utilizzati per valutare la morfogenesi di determinati segmenti ossei, e quindi valutare la crescita ossea a varie fasi della crescita, sia a scopo di diagnostica che di ricerca [15]. Lo studio combinato degli assi e dei punti di repere è di rilievo in alcuni aspetti della progettazione di protesi d'anca realizzate a partire dalla geometria del paziente [5].

1.3 Sistemi di riferimento locali

A partire da questi punti è possibile individuare degli assi che costituiscono una terna locale di riferimento utile alla descrizione del femore dal punto di vista meccanico. In generale, durante le acquisizioni di un femore, o qualunque altro segmento corporeo, le coordinate in cui sono espressi i risultati e le posizioni di alcuni punti notevoli, sono nel sistema di riferimento del macchinario con cui vengono svolte le acquisizioni. In diverse applicazioni, è utile definire un sistema di riferimento locale sul segmento osseo in questione a cui riferire le posizioni di alcuni punti come i punti di repere o le inserzioni muscolari. Questo è necessario perché si semplifica notevolmente il calcolo della cinematica articolare nel caso della 'gait analysis' [9], [16] e l'individuazione dei punti dove, nelle varie prove di laboratorio [17] e FEM [18], qualunque altro segmento osseo può essere soggetto a carichi meccanici. Motivo per cui, diversi studi [10], [11], [19], hanno individuato dei sistemi di riferimento locali posizionati sul femore, ciascuno di essi aventi le loro peculiarità.

In diversi ambiti di ricerca, tali sistemi di riferimento sono utili per definire delle direzioni x,y,z lungo le quali valutare tensioni e deformazioni alle quali è soggetto il femore in determinate condizioni di carico [20]. Quest'approccio è stato spesso utilizzato per valutare i carichi abituali ai quali è soggetto il femore e per valutare la stabilità e la resistenza meccanica di protesi e mezzi di sintesi.

anatomicamente. Per quanto riguarda l'articolazione dell'anca, in particolare del segmento femore, sono state individuate [11] le seguenti caratteristiche:

- o: origine della terna coincidente con il centro di rotazione dell'anca sx o dx
- y: la linea congiungente il punto medio tra i due epicondili femorali mediale e laterale e l'origine, diretto in direzione craniale
- z: linea perpendicolare all'asse y che giace nel piano definito dall'origine e dagli epicondili femorali, diretto verso destra
- x: linea perpendicolare ai due assi y e z, diretta anteriormente.

Lungo tali assi è possibile descrivere la cinematica articolare [9], in termini di rotazioni e spostamenti lungo determinati assi, individuati a partire dalla definizione degli assi di questa terna xyz e di un'altra terna XYZ, quest'ultima appartenente invece alla porzione pelvica del paziente.

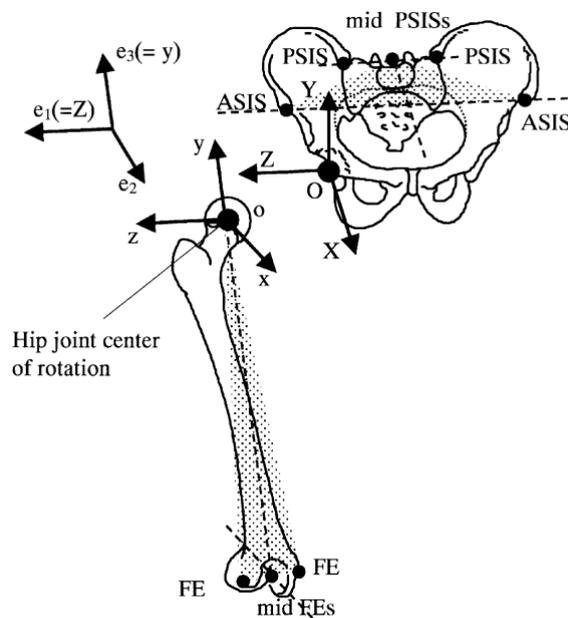


Figura 1.12: Rappresentazione del sistema di riferimento locale e di quello cinematico utilizzato nello studio [11].

Un'altra definizione di sistema di riferimento locale è quella definita attraverso il TTP, il TopTable Plane, un piano definito a partire dai punti più posteriori dei condili e dal punto posteriore del gran trocantere [19]. Per definire delle direzioni di riferimento è importante anche definire la proiezione su tale piano di due punti: la fossa trocanterica ed il centro della testa femorale. In particolare, è possibile definire l'asse che congiunge i due condili posteriori mediale e laterale, il punto medio di questa distanza che consiste nell'origine del sistema di riferimento, ed un altro asse tracciato a partire da quest'ultimo punto e la fossa trocanterica.

Nella figura che segue sono riportate queste definizioni, ed in particolare sono messe in evidenza a livello visivo le differenze tra le definizioni di questi assi e quelli proposti dall'ISB (Figura 1.13).

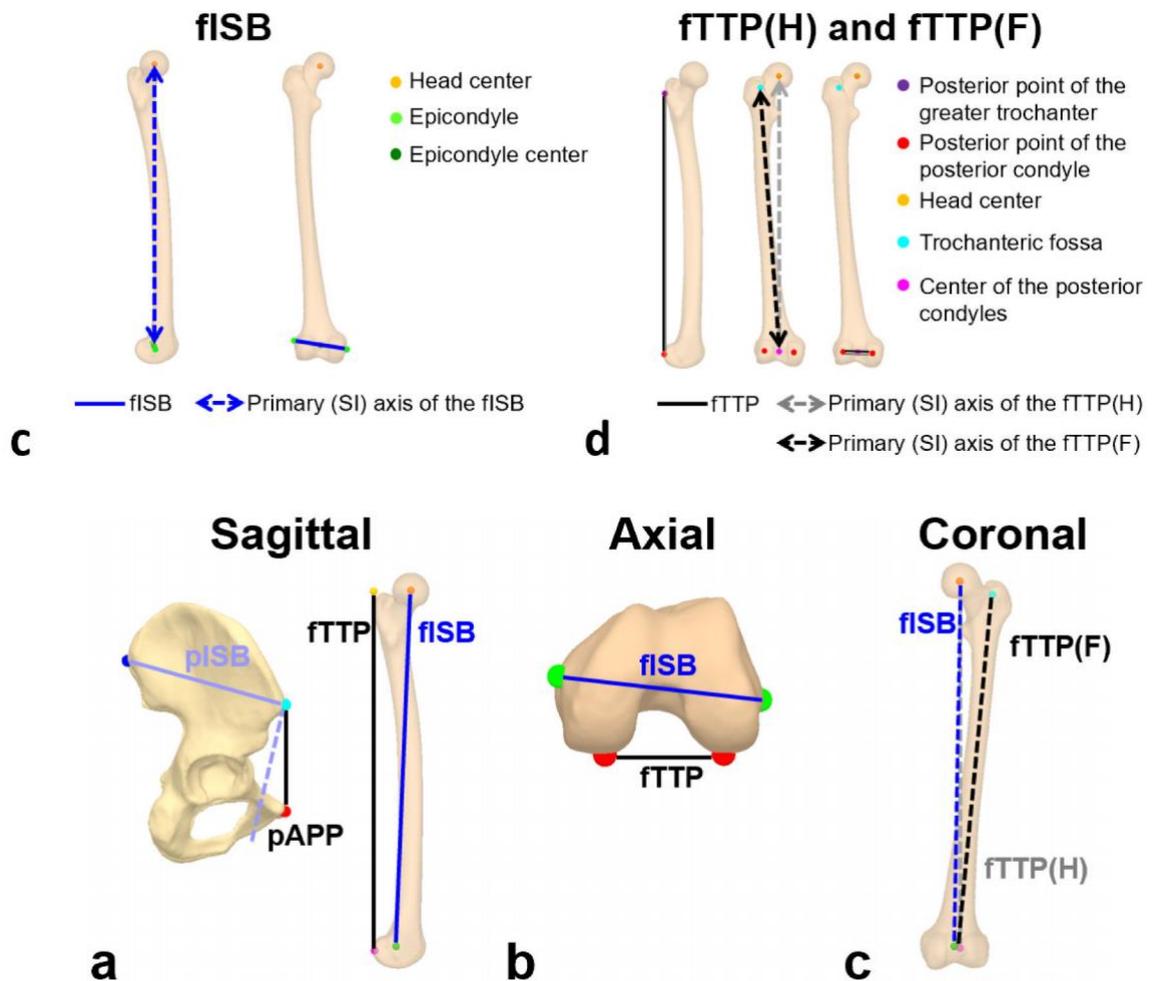


Figura 1.13: Punti di repere ed assi riportati nello studio per lo studio e l'analisi della biomeccanica dell'articolazione d'anca durante l'analisi della camminata [19].

Per poter individuare tali sistemi di riferimento occorre procedere attraverso tecniche computerizzate: come discusso nel paragrafo precedente, esistono dei software clinici dedicati nel campo dell'ortopedia che si occupano di individuare manualmente o automaticamente punti di repere e assi, e che dalla conoscenza di quest'ultimi sono in grado di individuare sistemi di riferimento locali sul femore.

1.4 Classificazione delle fratture femorali

Una delle principali problematiche associate al femore è la sua tendenza a fratturarsi in età avanzata, sotto l'azione di traumi di modesta intensità, oppure sotto l'azione dei carichi giornalieri, causando dolore ed in alcuni casi immobilismo al soggetto in cui si verifica. Motivo per cui l'intervento spesso è necessario, ma dipende anche dal tipo di frattura che si verifica: non sempre l'impianto di una protesi d'anca è necessario, a volte sono necessari placche o viti per riparare la frattura, oppure semplici cure farmacologiche e riposo nei traumi di lievi entità.

In generale, la frattura del femore, come ogni altra frattura, può essere di vari tipi:

- Composta se in seguito al trauma l'osso conserva il suo naturale allineamento.
- Scomposta se i tronconi dell'osso si allontanano dal consueto allineamento.
- Una frattura scomposta del femore può essere esposta se uno o più frammenti ossei bucano muscoli e cute e fuoriescono.

A seconda del numero di interruzioni, la frattura può classificarsi in:

- unifocale se vi è una sola rima (sede) di frattura
- bifocale, se vi sono due rime
- pluriframmentata se vi sono più rime di frattura.

A livello geografico, le fratture si dividono in fratture dell'estremo superiore o prossimale del femore e fratture della diafisi femorale. Le fratture dei condili femorali invece, risultano molto meno frequenti rispetto alle due precedenti, ed a livello ortopedico rientrano tra le fratture del ginocchio, motivo per cui, nel seguente paragrafo se ne tralascerà l'analisi [50].

1.4.1 Fratture prossimali

Si verificano generalmente negli anziani per traumi di modesta entità nella regione d'anca (banali cadute occorse durante il cammino). Il fattore predisponente che rende ragione della particolare incidenza di queste fratture nell'età senile e nel sesso femminile è rappresentato dall'osteoporosi. La classificazione è basata su una fondamentale distinzione anatomo-patologica che tiene conto dei rapporti intercorrenti tra sede della lesione e inserzione distale della capsula articolare dell'anca. Tale inserzione avviene in corrispondenza del collo del femore: a livello della linea intertrocanterica, nella sua faccia anteriore, a livello della metà del collo femorale nella faccia posteriore. Un piano passante in corrispondenza dell'inserzione distale della capsula articolare divide idealmente il collo femorale in due settori, uno mediale e l'altro laterale, il settore mediale è quindi intrarticolare, quello laterale extrarticolare. Si distinguono pertanto due tipi di fratture, mediali e laterali [50].

Le fratture mediali, che a loro volta comprendono le fratture:

- Sottocapitate: interessano la zona immediatamente adiacente alla testa femorale;
- Medio cervicali o transcervicali: interessano la porzione intermedia del collo anatomico.

Le fratture laterali, invece, comprendono le fratture:

- Basicervicali: interessano la base d’impianto del collo anatomico;
- Pertrocanteriche: interessano lo spessore del grande trocantere e si irradiano fino al piccolo trocantere;
- Sottotrocanteriche: sono localizzate inferiormente al piccolo ed al gran trocantere.

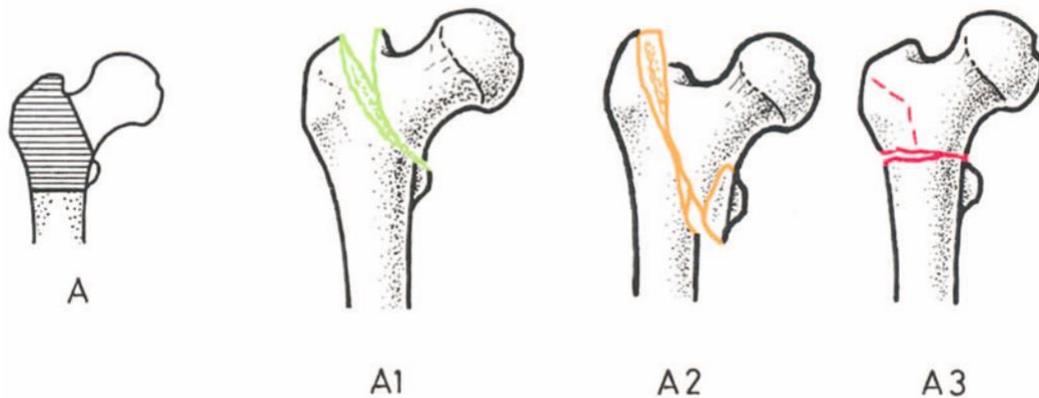


Figura 1.14: Principale classificazione delle fratture trocanteriche. In questa immagine sono riportate la frattura A1, ovvero una semplice frattura pertrocanterica, la frattura A2, una frattura pertrocanterica pluriframmentata e la frattura A3, una frattura intertrocanterica [22].

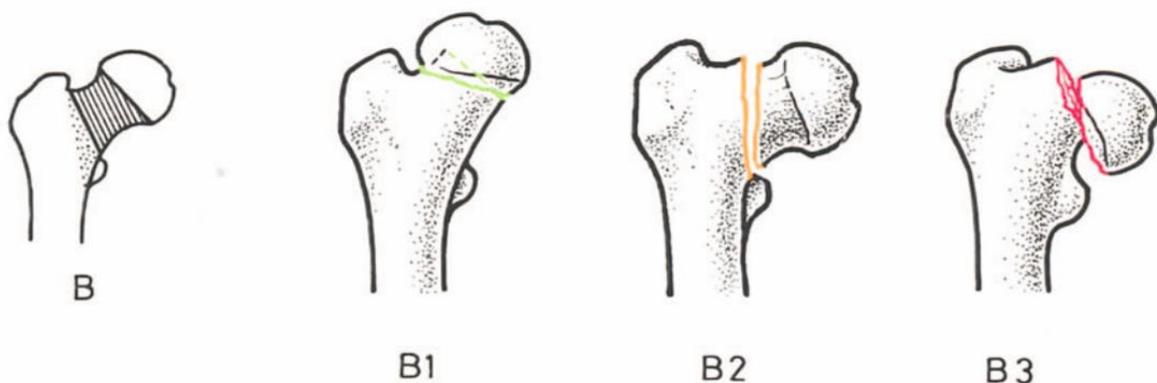


Figura 1.15: Principale classificazione delle fratture mediali. In questa immagine la frattura B1 rappresenta una frattura sottocapitata con una rima di frattura circa trasversale, la frattura B2 rappresenta una frattura transcervicale, la frattura B3 transcervicale con una rima di frattura obliqua e grave spostamento reciproco dei due frammenti ossei [22].

Le fratture riportate nelle immagini precedenti possono essere ulteriormente sotto classificate secondo alcuni standard ortopedici basati sulla morfologia della rima di frattura, differenti dalle principali classificazioni cliniche descritte in precedenza. Nel sottogruppo delle fratture A1, è possibile individuare le fratture pertrocanteriche semplici lungo la linea intertrocanterica (.1), attraverso il gran trocantere (.2) e sotto il piccolo trocantere (.3). Nel sottogruppo delle fratture A2, è possibile individuare le fratture pertrocanteriche pluriframmentate, con un solo frammento intermedio (.1), con molteplici frammenti (.2), con un'estensione di 1 mm o più sotto il piccolo trocantere (.3). Nelle fratture di tipo A3 sono state classificate le fratture intertrocanteriche semplici (.1), oblique (.2) o pluriframmentarie (.3) [22].

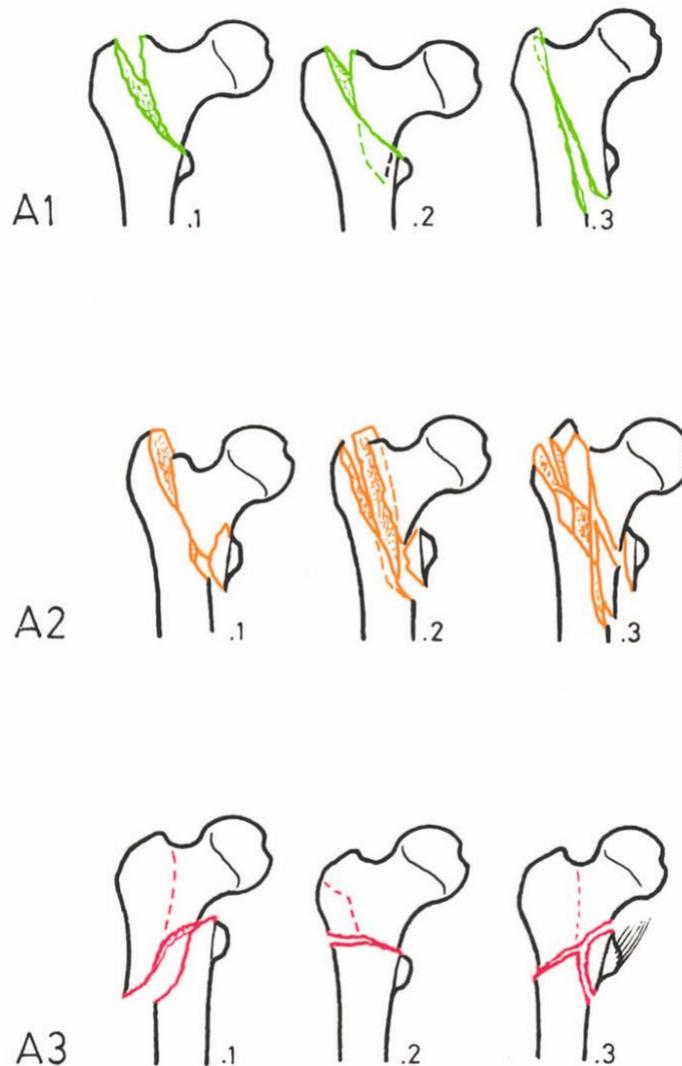


Figura 1.16: Classificazione di alcune tipologie di fratture laterali [22]

Nel sottogruppo delle fratture di tipo B1, sono classificate le fratture sottocapitate che presentano un angolo di valgismo tra i due frammenti testa e collo maggiore di 15° (.1), inferiore a 15° (.2), e con un angolo di valgismo ma senza spostamento (.3). Nel sottogruppo delle fratture di tipo B2 si trovano alcuni casi di fratture transcervicali, tra cui quelle basicervicali (.1), e quelle mediocervicali dovute dall'effetto di attività dei muscoli adduttori (.2) e all'effetto di carichi verticali (.3). Nel sottogruppo delle fratture di tipo B3 si individuano alcune tipologie di frattura di fratture sottocapitate con un notevole spostamento (.1,.2,.3) tra i due segmenti fratturati nelle varie direzioni [22].

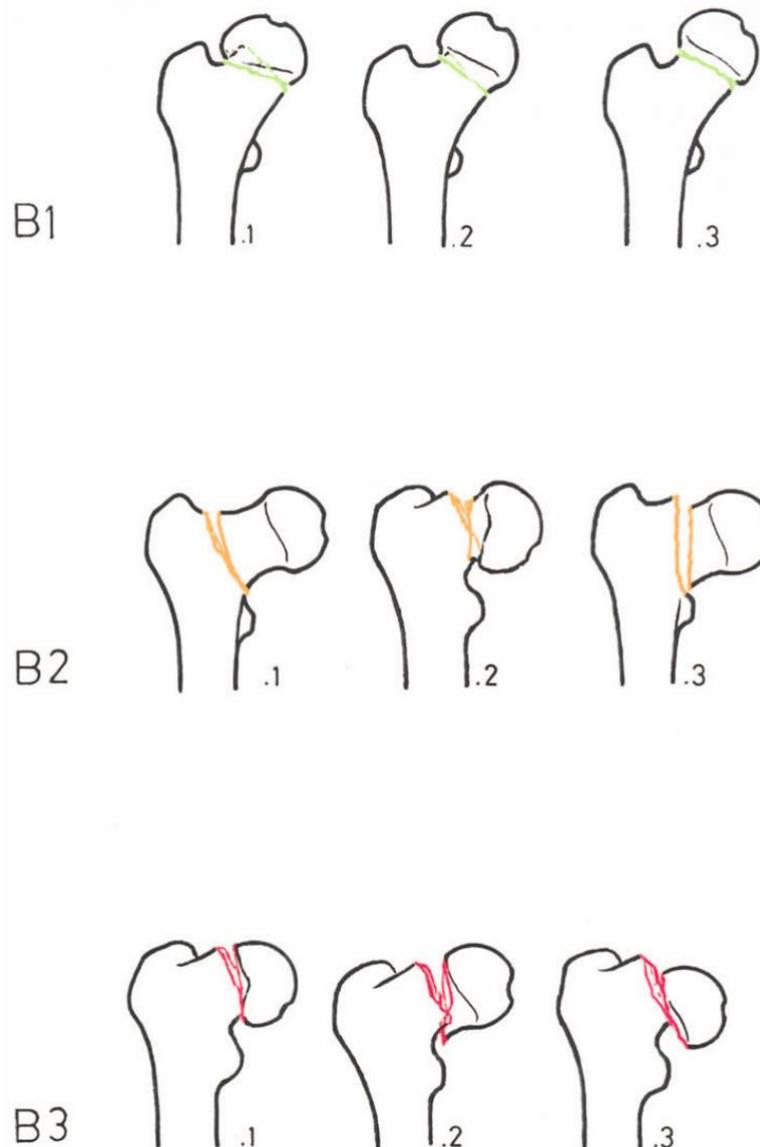


Figura 1.17: Classificazione di alcune tipologie di fratture mediali [22]

Si nota come, in questa classificazione proposta, le fratture basicervicali siano considerate una sottoclasse delle fratture mediali. Per quanto concerne le fratture della testa del femore, esse sono molto più rare come fratture e possono riguardare la zona adiacente al legamento della testa femorale o un'area più estesa, e si verificano in seguito ad impatti o gravi traumi; tuttavia,

quest'ultime generalmente rientrano nella classificazione delle fratture dell'anca e non del femore.

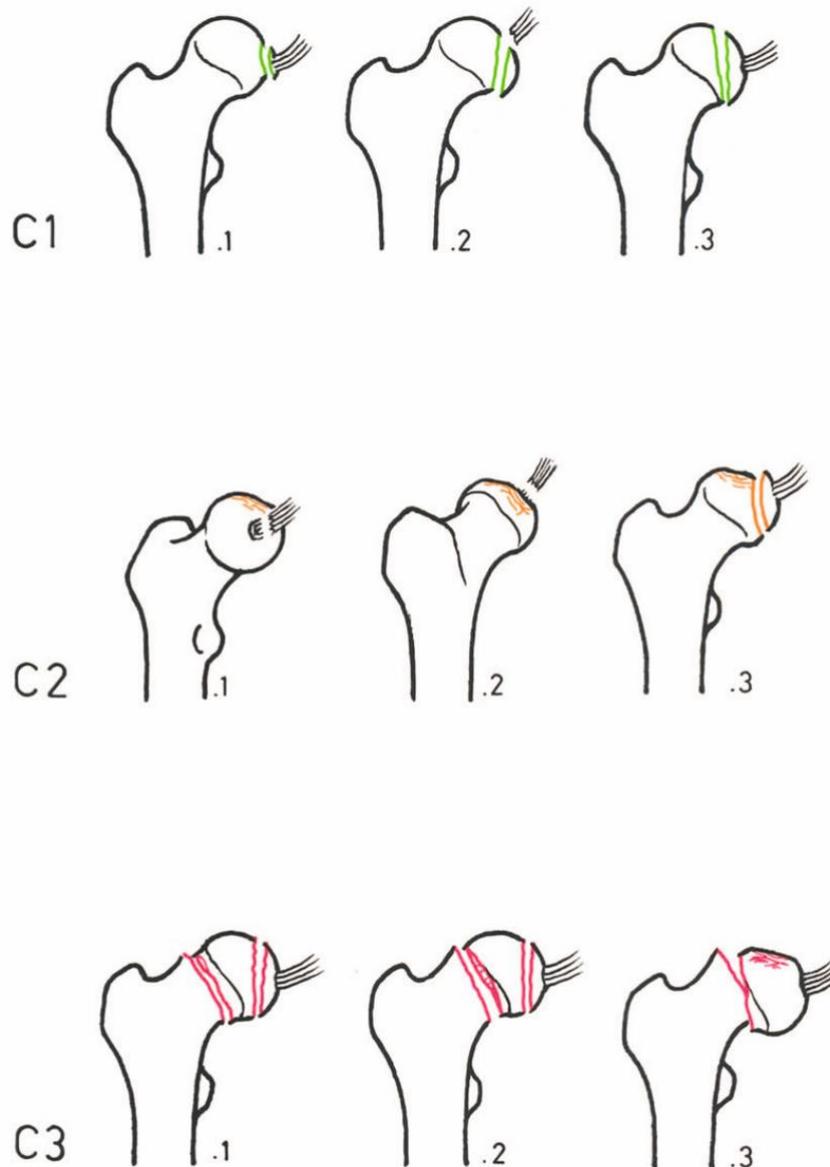


Figura 1.18: Principali fratture della testa femorale [22].

A causa della frattura, interrotta la continuità ossea, l'azione muscolare tende a scomporre più o meno gravemente la frattura. Il frammento distale tende a ruotare all'esterno ed a portarsi in alto per azione dei muscoli pelvitrocanterici mentre il frammento prossimale ruota seguendo passivamente la spinta esercitata dall'apice del frammento distale. L'entità di queste scomposizioni è però condizionata dalla sede di frattura: se questa è intracapsulare – come nelle fratture mediali – la robusta capsula articolare impedisce ampi spostamenti interframmentari. In alcuni casi la scomposizione può mancare del tutto [50].

1.4.2 Fratture diafisarie

La resistenza di questo cilindro diafisario esige, per giungere al punto di rottura, sollecitazioni traumatiche particolarmente intense molto spesso legati a traumi dovuti ad incidenti sul lavoro e stradali. Questo spiega perché queste fratture sono molto riscontrate nei soggetti d'età media. Spesso la frattura è localizzata al terzo medio della diafisi; più di rado ad altri livelli. In rapporto al meccanismo lesivo, la frattura può essere trasversale, obliqua o spiroide; frequente l'esistenza di uno o più frammenti liberi. Nei bambini la frattura è talvolta incompleta o sottoperiosteale. In questi casi l'integrità del manicotto periostale tutela da gravi dislocazioni dei frammenti. Quando è completa (il che è abituale nell'adulto) esiste uno spostamento angolare dei frammenti. Nelle fratture prossimali si riscontra una angolazione a seno aperto internamente per spostamento del frammento prossimale all'esterno (glutei) e in avanti (psoas) e di quello distale all'interno (adduttori). Nelle fratture distali basse si rileva invece una angolazione a seno aperto esternamente e anteriormente per spostamento del frammento prossimale all'interno (adduttori) e di quello distale all'indietro. Queste scomposizioni angolari si accompagnano di norma anche ad un accavallamento dei frammenti, a spostamenti laterali, a rotazione, etc. [50].

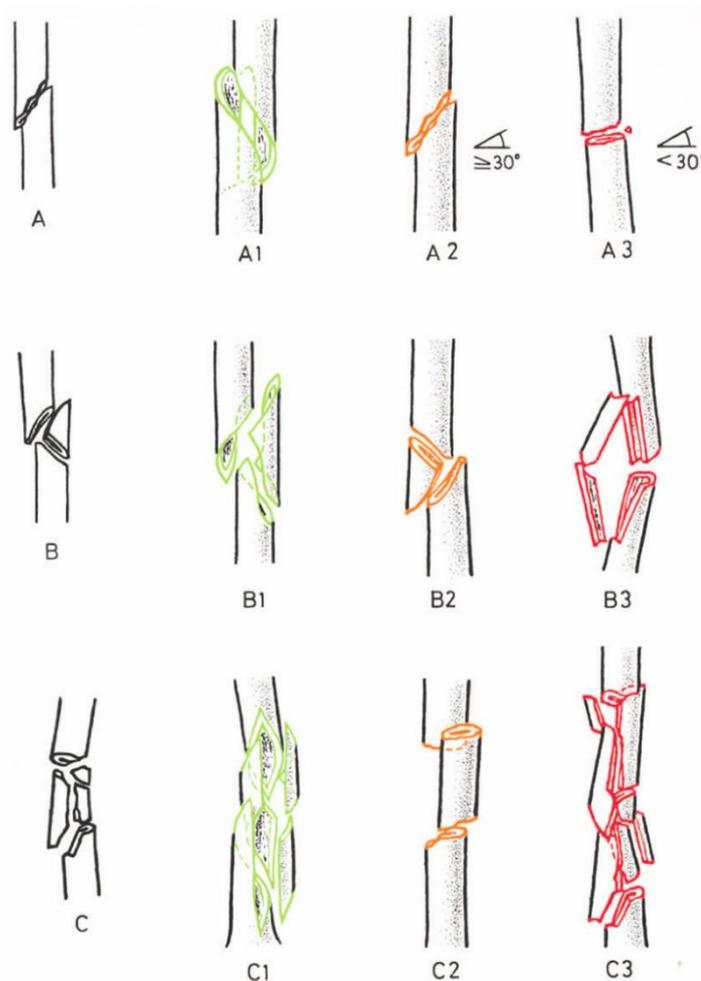


Figura 1.19: Classificazione delle principali fratture diafisarie [22].

Nell'immagine riportata sono riportati alcuni esempi di fratture diafisarie: nel gruppo A si individuano le fratture semplici con diverse caratteristiche della rima di frattura (spiroidale, obliqua con differenti angolazioni), nel gruppo B si distinguono le fratture multi-fragmentarie di una porzione della diafisi e nel gruppo C si distinguono le fratture diafisarie complesse con diverse caratteristiche [22].

Anche per le fratture diafisarie riportate in precedenza, sono possibili delle ulteriori classificazioni secondo alcuni standard: nel gruppo delle fratture A, si classificano le fratture A1 di tipo spiroidale, a loro volta suddivisibili ulteriormente in base alla porzione fratturata (subtrocanterica, zona media o distale); le fratture di tipo A2 che presentano un'inclinazione maggiore di 30° , suddivise in maniera analoga in base alla porzione fratturata, le fratture di tipo A3 che presentano un'inclinazione minore di 30° , anch'esse suddivise ulteriormente in maniera identica alle precedenti [22].

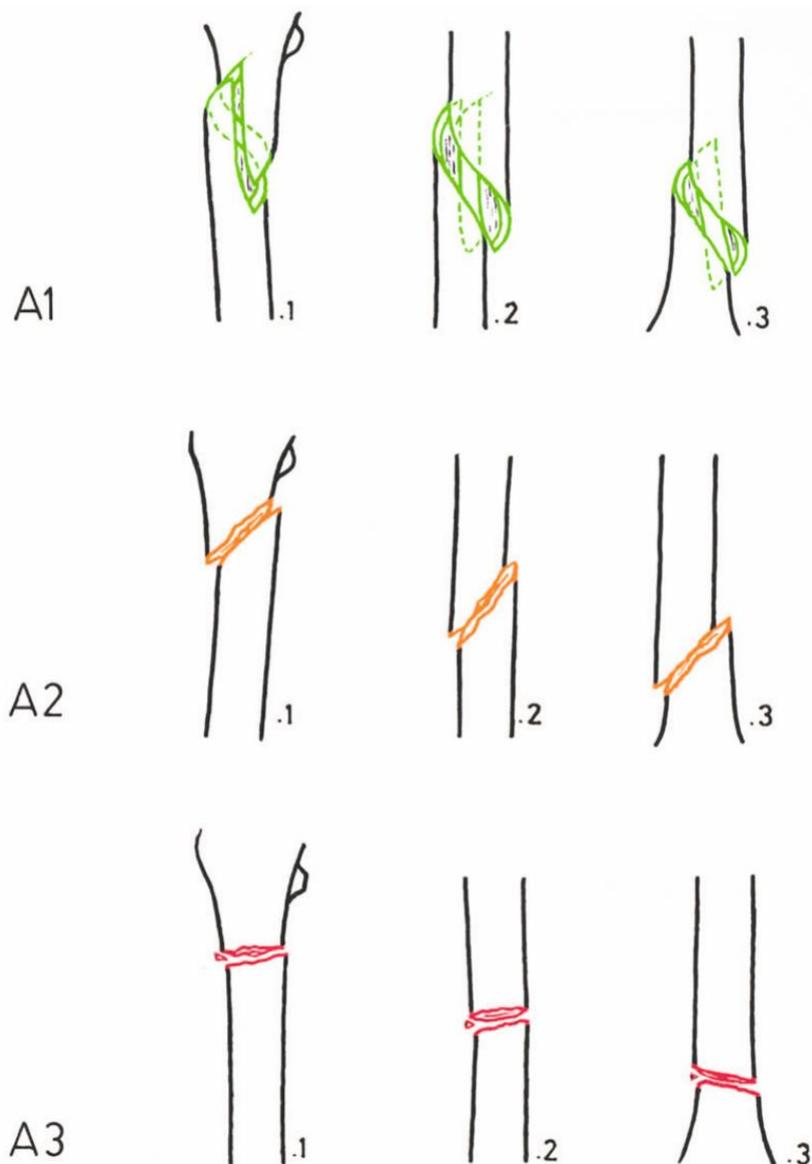


Figura 1.20: Esempi di fratture semplici diafisarie [22].

Nel gruppo delle fratture frammentate della diafisi femorale, è possibile individuare una classe di fratture B1 che presentano una rima spiroidale, suddivisibili in base alla regione geografica (subtrocanterica, zona media o distale), oppure in quelle dovute a sforzi flessionali e quelle multi-frammentate di una porzione della diafisi, con le stesse classificazioni legate al posizionamento nello spazio [22].

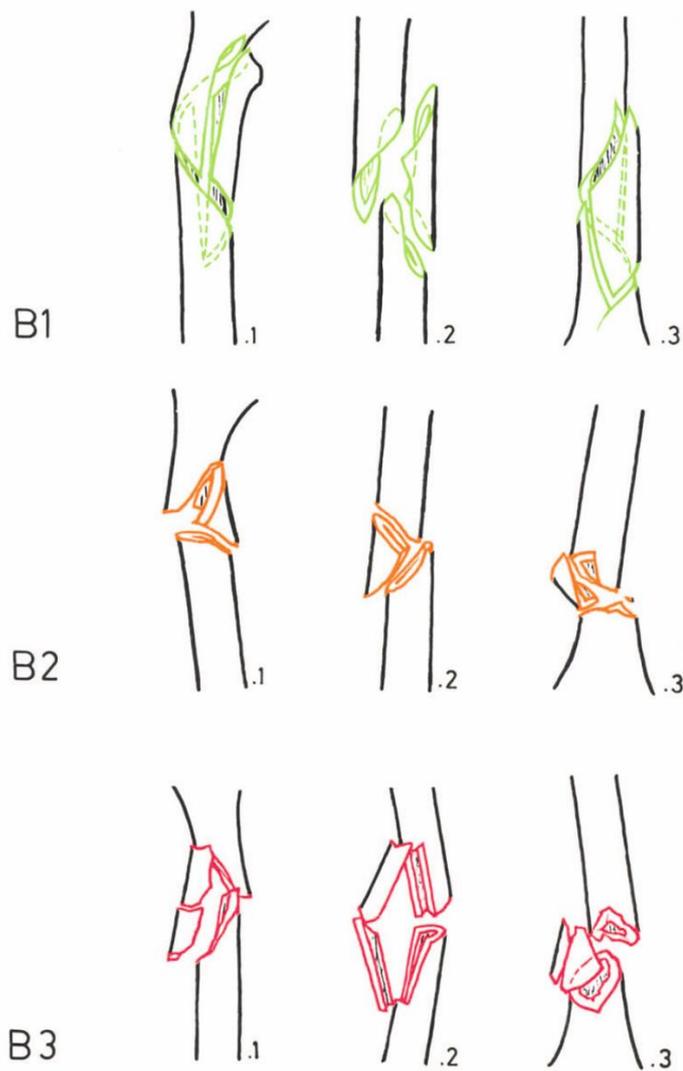


Figura 1.21: Esempi di fratture diafisarie frammentate [22].

Nel gruppo delle fratture complesse di tipo C, si distinguono le fratture complesse di tipo spiroidale C1 con diverso numero di frammenti intermedi che si formano tra le varie porzioni della diafisi; nel gruppo delle fratture C2 troviamo le fratture complesse segmentate, suddivisibili in base alla porzione in cui si verifica la frattura. In questo tipo di frattura si formano dei blocchetti di volume osseo e non dei frammenti. Nel gruppo C3 si trovano le fratture complesse irregolari con un numero irregolare di frammenti intermedi e di dimensione variabile [22].

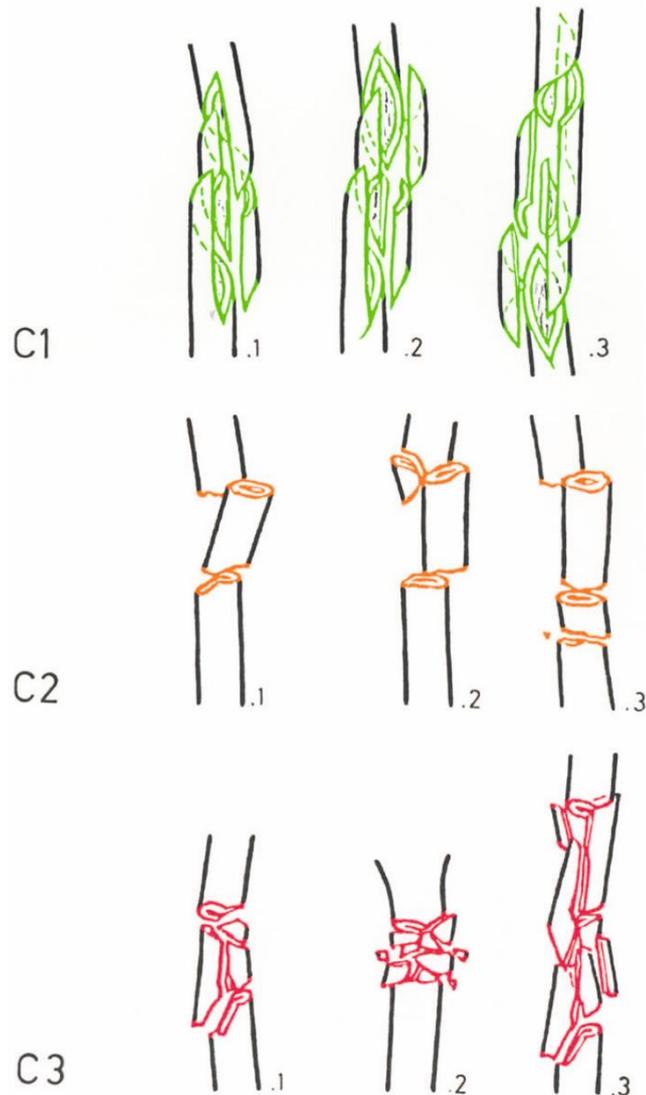


Figura 1.22: Esempi di fratture diafisarie di tipo complesse [22].

1.4.3 Principali trattamenti ortopedici e mezzi di sintesi utilizzati

Il trattamento seguito varia a seconda del tipo di frattura.

Nelle fratture mediali dell'estremo superiore, per evitare particolari complicazioni, si impone il trattamento cruento di sintesi o quello con protesi, da attuarsi quanto prima possibile.

L'osteosintesi del collo del femore è indicata nei soggetti meno anziani. Tale intervento si effettua dopo aver ottenuto la riduzione della frattura mediante trazione continua transcondiloidea. Consiste nella sintesi e compattamento dei frammenti mediante loro 'inchiodamento' o 'avvitamento'. Vengono fatti penetrare dalla fossetta sottotrocanterica fino alla testa femorale chiodi o viti dello stesso tipo.

Il paziente è autorizzato a muovere liberamente l'arto a letto, anche dopo pochi giorni dall'intervento. La deambulazione con stampelle sarà concessa dopo 10-15 giorni, con esclusione del carico sull'arto operato per circa 3 mesi. Ciò al fine di escludere che la testa femorale subisca sollecitazioni di carico che potrebbero concorrere a danneggiare ulteriormente il trofismo favorendo l'instaurarsi della necrosi [50].

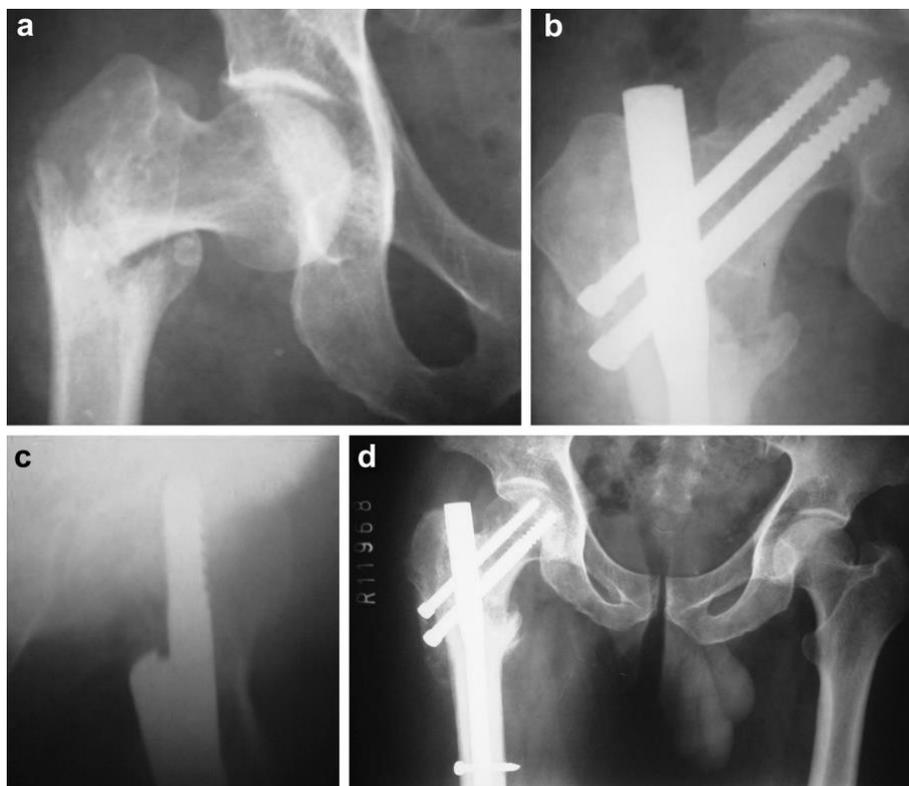


Figura 1.23: Radiografia di una frattura prossimale con viti e placche di fissaggio [23]

L'intervento di endoprotesi trova oggi indicazione nel trattamento iniziale di queste fratture specie se la sede, molto mediale della lesione ossea, lascia presumere che la necrosi tardiva costituirà un evento fatale, nonostante la più corretta osteosintesi.

Tale intervento consiste nella rimozione chirurgica della testa e del collo del femore e nella loro sostituzione con un'epifisi di metallo o di altro materiale, in cui lo stelo viene infisso nel canale midollare della diafisi.

Questo intervento non comporta alcuna applicazione di gessature: il paziente è invitato subito a muovere liberamente l'arto e dopo pochi giorni può deambulare senza particolari limitazioni.

Tuttavia, tale intervento è limitato a soggetti molto anziani in quanto generalmente si preferisce effettuare una artroprotesi totale come nelle sostituzioni protesiche per coxartrosi.



Figura 1.24: Esempio di una protesi d'anca. Nell'immagine di sinistra è presente il modello completo, a destra è scomposto nelle sue varie componenti [24].

Nelle fratture laterali l'indicazione al trattamento cruento è da preferire per la possibilità di restituire precocemente ai pazienti la mobilità e la deambulazione, evitando pericolose complicazioni generali. Tale trattamento consiste nell'osteosintesi effettuata con modalità analoghe a quelle descritte per le fratture mediali; tuttavia, in questo caso il mezzo di sintesi è rappresentato da una vite-placca, che solidarizza tutto l'estremo superiore del femore alla porzione prossimale della diafisi [50].

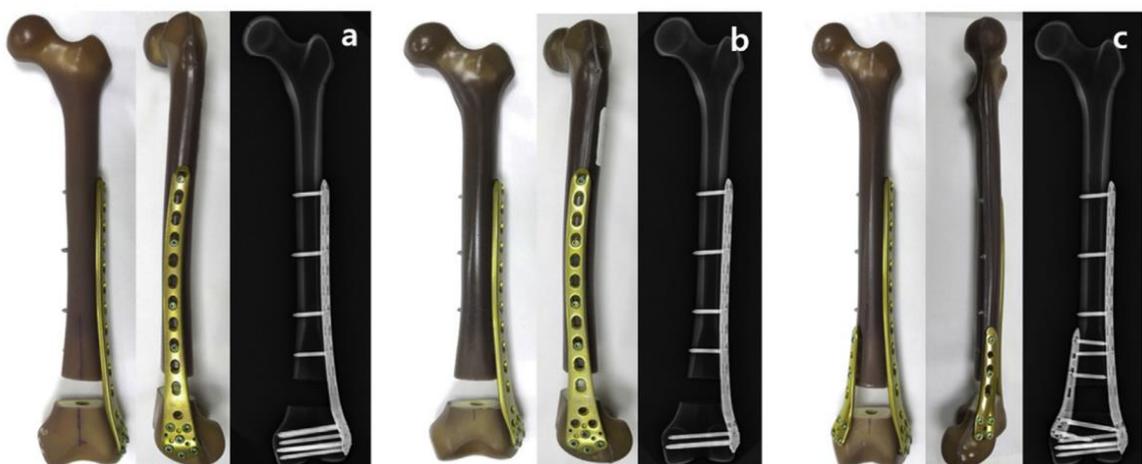


Figura 1.21: Placche e viti per alcune tipologie di fratture diafisarie [23]

Esiste anche un altro tipo di trattamento, definito incruento, in cui la riduzione della frattura è ottenuta mediante trazione continua transcondiloidea, dopodiché la contenzione dei frammenti si ottiene in pelvipodalico. L'arto deve essere atteggiato in una posizione particolare,

e dopo la rimozione del filo, verrà applicato un pelvicondiloideo di appoggio sulla tuberosità ischiatica del paziente e di staffone di carico, il tutto per circa uno-due mesi fino a consolidazione ottenuta.

Per quanto concerne le fratture della diafisi femorale, nei bambini dato che la consolidazione è più rapida, il trattamento è incruento. Negli adulti, invece, per evitare che tale trattamento ed il lungo tempo di immobilizzazione determinino una grave rigidità del ginocchio si ricorre al trattamento cruento. Questo consiste nell' "inchiodamento endomidollare" oppure in caso di fratture esposte o pluriframmentarie, nell'applicazione di fissatori esterni [50].

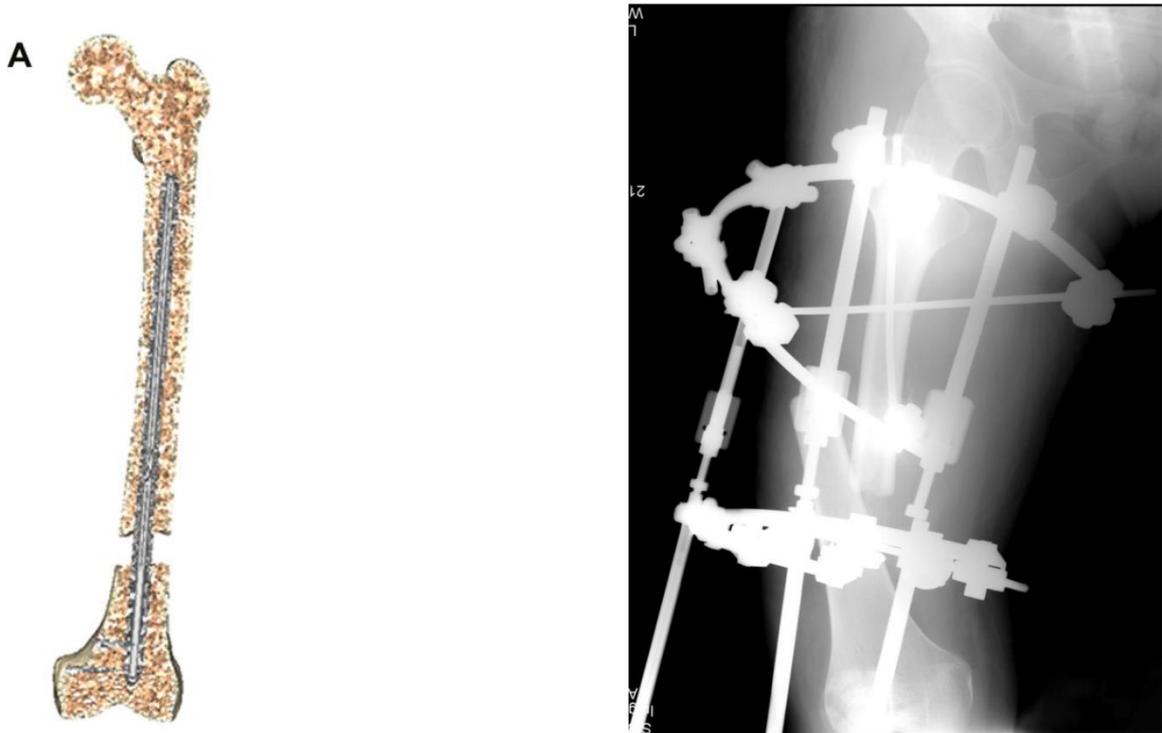


Figura 1.25: Nell'immagine di sinistra è presente un chiodo endomidollare [26]; nell'immagine di destra, la radiografia di un modello di fissatore esterno [27].

L'intervento di inchiodamento può essere effettuato "a cielo aperto" oppure "a cielo chiuso". Nel primo caso, la tecnica consiste nell'esposizione chirurgica del focolaio di frattura, nella rimozione di eventuali interposizioni muscolari, nella fresatura del canale midollare dei due frammenti, nella riduzione della scomposizione interframmentaria e infine nella introduzione nel canale midollare del chiodo di Kuntscher, facendolo passare per un foro applicato nel gran trocantere [50].



Figura 1.26: Alcuni esempi di chiodi di Kuntscher usati in ortopedia [28].

Nel secondo caso invece, è necessario provvedere preliminarmente su letto ortopedico alla perfetta riduzione della frattura. Quindi il chiodo viene infisso, attraverso una piccola incisione cutanea, dall'apice del gran trocantere fino all'epifisi distale del femore.

Una variante di tale metodo consiste nell'utilizzazione del cosiddetto "chiodo bloccato", particolarmente indicato in caso di fratture pluriframmentarie, bifocali, al terzo superiore o inferiore. Il sistema è rappresentato da un chiodo metallico cavo a lieve curvatura anatomica, a concavità posteriore, dotato alle due estremità di fori per il passaggio di viti trasversali onde ottenere una più valida solidarizzazione del chiodo all'osso stesso.

Con le due metodiche, si ottiene una sintesi solida che permette i movimenti attivi dell'arto, a letto, dopo appena pochi giorni dall'intervento ed il carico libero dopo circa 20 giorni [50].

1.5 Cenni ad approcci computazionali in ortopedia

Uno degli aspetti più interessanti nel campo ortopedico attuale, è lo sviluppo di dispositivi custom-made che si adattino alle esigenze ed alle specifiche richieste dal paziente: tale necessità è importante in quanto si cerca di progettare dei dispositivi che rispettino le caratteristiche anatomiche e geometriche del paziente, in modo da ottimizzare processi di impianto, cura e guarigione. Inoltre il rispetto dello stato di sollecitazione presente all'interno dell'arto è di fondamentale importanza: progettare dispositivi che sono verificati in tutte le possibili condizioni di carico a cui può essere soggetto il paziente è un requisito fondamentale, che può essere raggiunto mediante approcci combinati di imaging e software specifici per la ricostruzione geometrica dei segmenti ossei considerati, ed infine la realizzazione di analisi strutturali mediante software FE attribuendo alla geometria opportune proprietà meccaniche e impostando le condizioni di carico richieste [29].

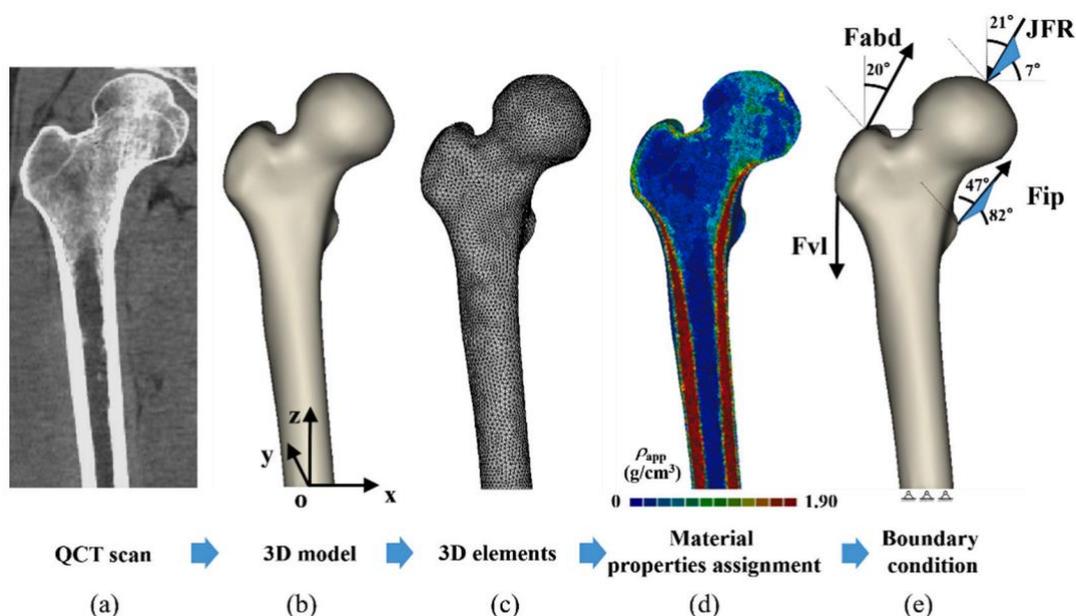


Figura 1.27: Approccio combinato in ortopedia, acquisizione del femore(a), elaborazione della geometria 3D(b) e primi step di una simulazione FE (c,d,e) [29].

Per tale ragione, avere a disposizione delle geometrie molto precise, ed il più compatibili possibile con la geometria del femore del paziente, è un aspetto molto importante: l'analisi delle immagini e la loro segmentazione non sempre da sole forniscono i migliori risultati [12]; spesso occorre integrare la conoscenza di alcuni punti specifici, i punti di repere, che possono essere individuati in diverse maniere, in modo da ricostruire in maniera più dettagliata possibile la geometria del femore del paziente. Il principale vantaggio di questo approccio risulta nella conduzione di analisi FE più specifiche e personalizzate sul paziente, ed i risultati possono essere utilizzati per la realizzazione di dispositivi di fissaggio o per il loro corretto posizionamento (viti, placche, chiodi per le fratture femorali, per studiarne le cause di fallimento post-operatorie [30],[31], ma anche di componenti protesiche (stelo, testa, coppa o inserto) [32], ma anche per simulare delle condizioni di sollecitazione post-impianto, oppure il loro corretto posizionamento. Un altro vantaggio risulta anche essere la possibilità di poter condurre delle analisi più specifiche circa il rimodellamento osseo in fase di post-impianto [33]. Inoltre, nel

caso di fratture presenti, può essere studiata a monte quale tecnica operatoria eseguire e quale dispositivo impiantare nel caso di più possibilità, usufruendo dei dati a disposizione [34]. In fase di progettazione, la possibilità di conoscere di tutte queste informazioni è un vantaggio notevolissimo per l'ottimizzazione della progettazione di componenti protesiche in biomeccanica: realizzare dei dispositivi che riducano il rischio di fallimento, che si adattino alla geometria del paziente e che abbiano delle eccellenti performance è il principale obiettivo alla base di molti ambiti di ricerca in campo ortopedico, obiettivo che si riversa sul principale ambito di svolgimento di questa tesi: l'individuazione dei punti di repere e la realizzazione di un modello FE patient-specific tramite algoritmi computazionali sono le principali tematiche sviluppate da questo lavoro di tesi, che verranno discusse nel dettaglio nel capitolo successivo.

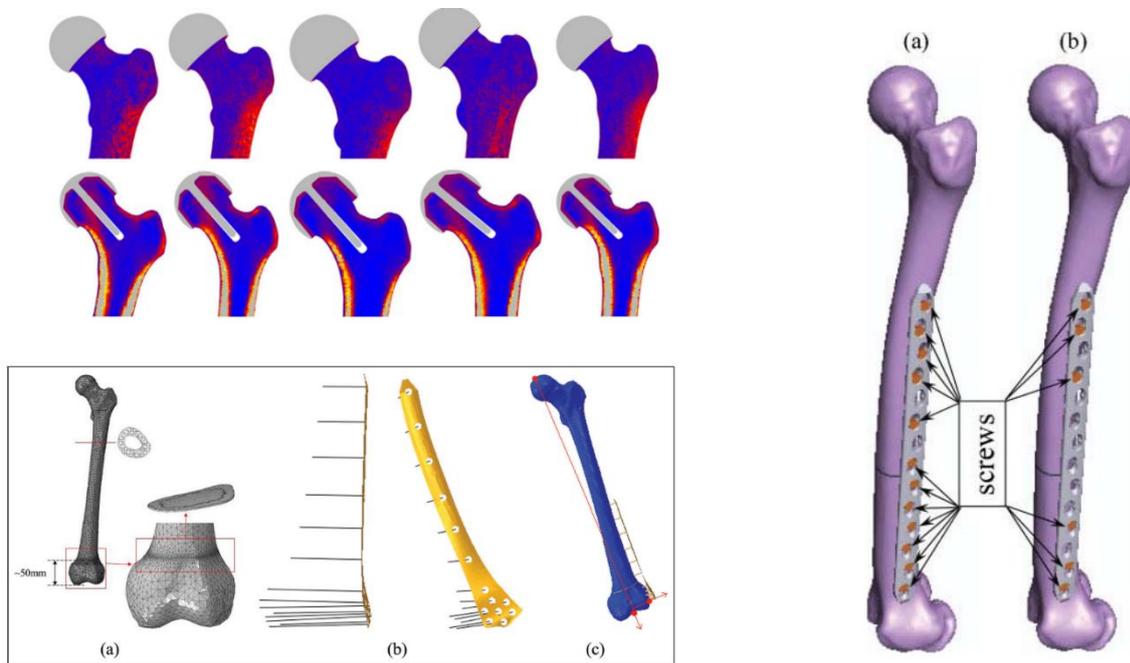


Figura 1.28: Ottimizzazione nella progettazione e nel posizionamento di dispositivi impiantabili.

2.1 Metodi per l'individuazione dei punti di repere

Come introdotto nel paragrafo precedente, i punti di repere sono dei punti facilmente individuabili alla vista o al tatto, utili per delle valutazioni meccaniche e cliniche del distretto osseo o organo considerato.

Alcuni di questi possono essere individuati più facilmente, poiché facilmente visibili ad occhio nudo, oppure facili da individuare in un'immagine clinica (raggi-x, scansione TC o immagine MRI) da parte di un operatore sanitario o medico specializzato. Alcuni di questi punti invece sono individuabili facilmente al tatto, sfruttando delle peculiarità anatomiche che sono presenti sul distretto d'interesse [12]. Sebbene la procedura manuale sia quella più immediata, presenta delle fonti d'errore che non sono trascurabili: dipende principalmente dalla perizia con cui viene effettuata l'osservazione e dalle capacità dell'osservatore, molto spesso è una procedura che richiede tempo e manca di ripetibilità rispetto ad una procedura automatica. Inoltre, la cura con cui vengono rilevati tali punti dipende dalla capacità del paziente di obbedire alle richieste dell'operatore durante l'acquisizione [12].

Tuttavia, data l'utilità clinica di questi punti, sono nati negli ultimi anni delle tecniche di individuazione automatica di questi punti basati su approcci di computer vision, e sullo sviluppo di algoritmi di diversa natura di seguito brevemente presentati.

I principali metodi per l'individuazione automatica dei punti di repere prevedono l'ausilio di tecniche di machine learning e deep learning [35], [36], tra cui spicca l'utilizzo delle reti neurali artificiali e sono utilizzate principalmente per l'individuazione di tali punti a scopo di classificazione. Sono degli algoritmi che sono caratterizzato da un metodo di apprendimento supervisionato, a partire da dati presenti in un gruppo specifico e noto a priori chiamato 'Training Set'. Tali algoritmi, permettono di riconoscere ed individuare i punti di repere, procedendo con le varie iterazioni, ma anche di fare classificazione sulla base del risultato ottenuto. Possono essere degli algoritmi che si prestano ad applicazioni ortopediche, ma anche in altri settori della medicina.

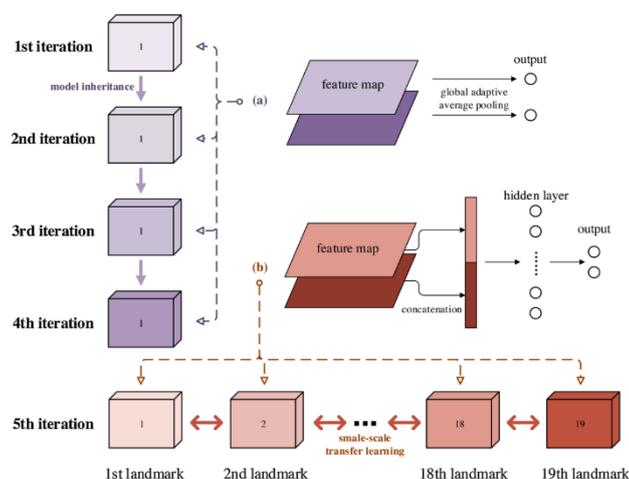


Figura 2.1: Esempio di una rete neurale (DNN) per l'individuazione di alcuni punti di repere in immagini cliniche [35].

Una seconda classe di algoritmi utilizzati prevede l'uso dei metodi di natura statistica. A partire da grossi database in letteratura, una possibilità prevede l'uso di tavole antropometriche, che individuano alcuni reperi e caratteristiche geometriche di un distretto sulla base di valutazioni statistiche [13]; altri algoritmi prevedono l'uso della PCA (principal component analysis), attraverso cui è possibile individuare un numero minimo di punti utili per descrivere in via statisticamente significativa un distretto osseo di interesse nel tempo [37]. Tali metodi sono principalmente usati quando si ha a disposizione un grosso database di valori dai quali si vuole estrarre un certo numero di parametri di interesse.

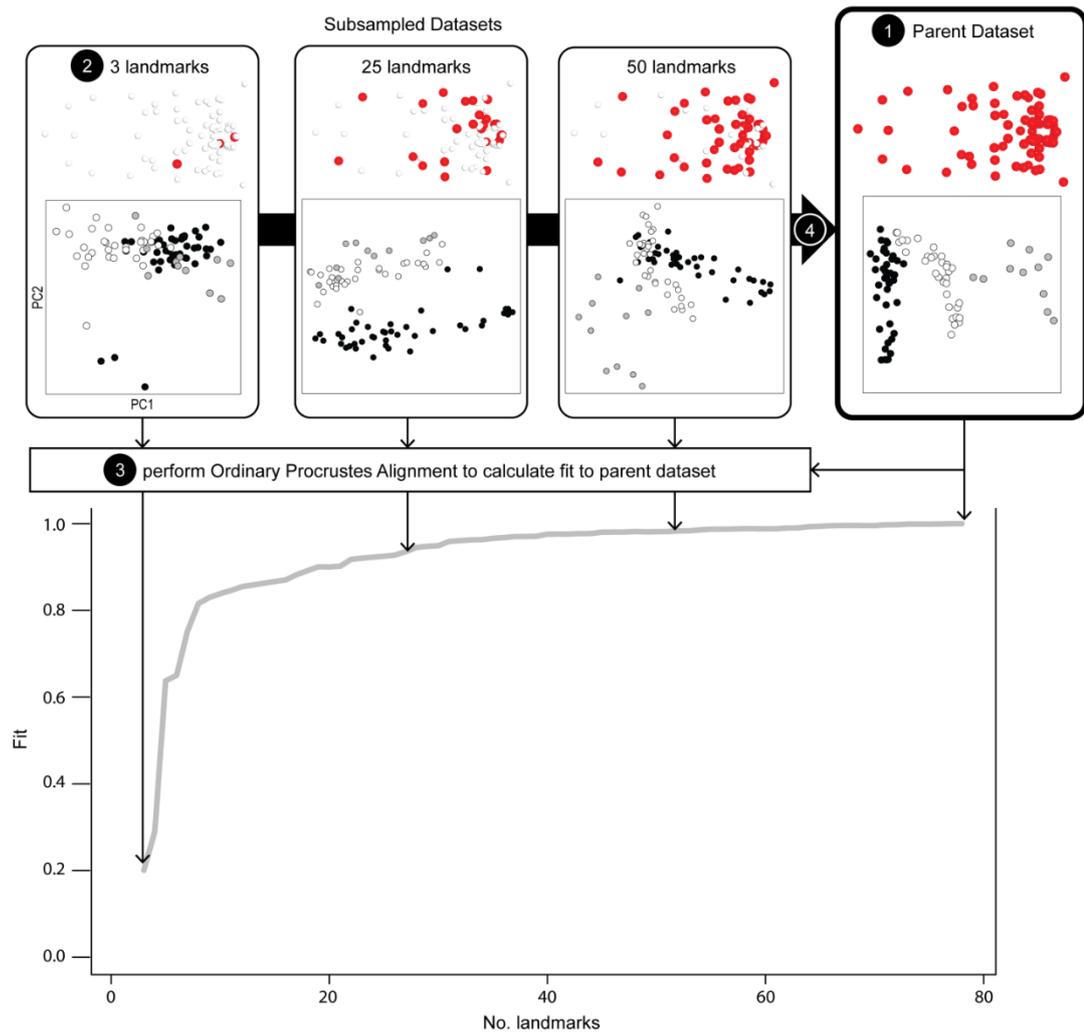


Figura 2.2: Esempio di un metodo statistico basato sulla PCA per l'estrazione di un numero minimo di punti di reperi a partire da un dataset iniziale [37].

La terza classe di tecniche presenti si avvale dell'ausilio di algoritmi geometrici: l'osso o l'organo d'interesse viene approssimato in tutti i suoi distretti a figure geometriche nello spazio secondo alcuni algoritmi (sfere, ellissoidi, cilindri, etc.) e la posizione dei punti di repere è ottenuta a partire da alcuni calcoli implementati in tali volumi [38],[5]. Esistono alcuni approcci misti che combinano metodi differenti per la detezione di tali punti [39].

Le reti neurali sono più utilizzate nel caso in cui si parta da un'immagine clinica e si voglia individuare la posizione di tali punti anche allo scopo di fare classificazione, le altre due tecniche, invece, sono utilizzate qualora si partisse da un modello 3D della geometria d'interesse e si prestano maggiormente a delle valutazioni meccaniche del segmento considerato.

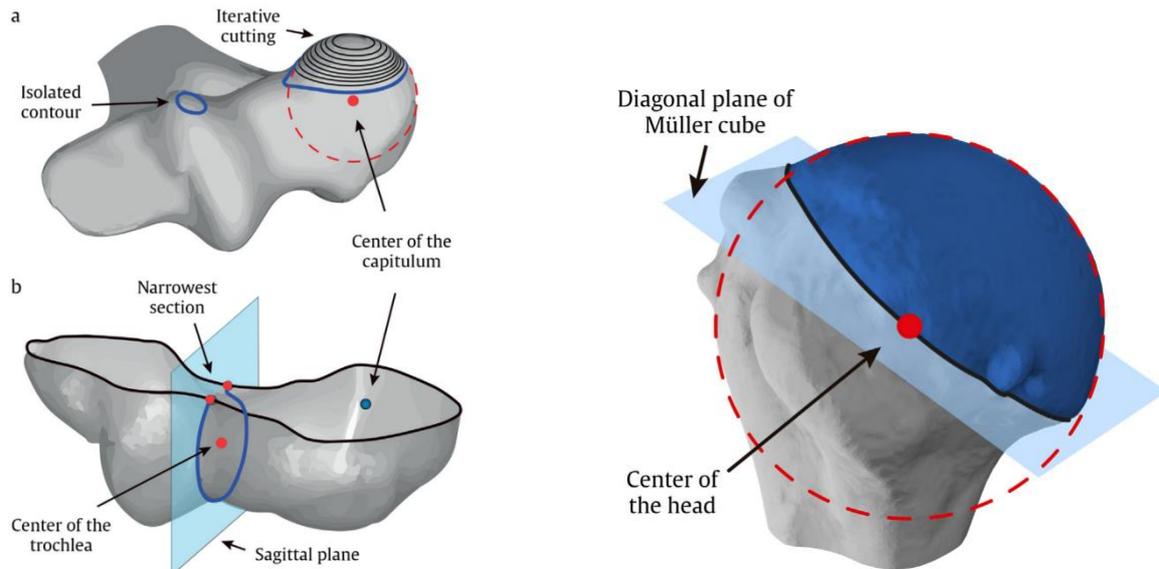


Figura 2.3: Esempi di algoritmi geometrici applicati per l'individuazione di alcune caratteristiche anatomiche. In questo caso, il segmento osseo considerato è stato l'omero [38].

A seconda dell'approccio seguito, sono presenti delle fonti d'errore: utilizzando approcci computazionali che elaborano dati, immagini e geometrie, una possibile fonte d'errore è insita nella precisione con cui vengono sviluppati questi algoritmi, in aggiunta, fonti di letteratura individuano come possibile causa di errori gli artefatti da movimento. Quest'ultimi possono polarizzare le stime dei punti, e se l'errore si propaga nei vari step, può portare a dei risultati totalmente inattendibili [12].

2.2 Algoritmo per l'individuazione dei punti di repere del femore

2.2.1 Sintassi del codice

Per l'individuazione dei principali punti di repere del femore e per il tracciamento della terna locale di riferimento, elencati nel capitolo precedente, è stato utilizzato un algoritmo presente in letteratura [40], che si basa su metodi di natura geometrica integrati con l'utilizzo di funzioni di ottimizzazione. L'algoritmo non è stato direttamente applicato sul modello di partenza a disposizione, ma è stato riadattato in modo da poter funzionare con l'estensione STL del femore. Il programma utilizzato per lo sviluppo dell'algoritmo di detezione automatica di tali punti è MATLAB, e come ingresso esso richiede un modello 3D di femore e il suo lato di appartenenza, destro o sinistro. Il codice utilizzato ed i dati sono pubblicati su GitHub, una piattaforma open source dove è possibile scaricare gratuitamente i codici utilizzati.

Il seguente codice è stato utilizzato per poter individuare i punti di repere su un modello in formato STL di un femore sinistro, un modello 'Sawbone' di taglia media. Il nome della function Matlab utilizzata è '**automaticFemoralCS.m**' [40], ed è articolata come segue:

INPUT DELLA FUNZIONE

- Vertici e facce del femore racchiusi in una struttura dati;
- Lato di appartenenza del femore, 'L' o 'R';
- Definizione del sistema di riferimento locale da rappresentare tra quelli disponibili.

OUTPUT DELLA FUNZIONE

- LM: struttura dati contenente le coordinate dei punti di repere del femore espresse nel sistema di riferimento di partenza;
- LMIdx: struttura dati contenente gli indici delle facce a cui sono posizionati i punti di repere;
- TFM2FCS: la matrice di trasformazione, detta posa, avente dimensioni 4x4, che consente di trasformare il femore dal sistema di riferimento di partenza in quello locale definito dall'utente;
- TFM: struttura dati contenente tutte le matrici di trasformazione che consentono il passaggio dal sistema di riferimento di partenza in quello delle varie definizioni dei sistemi locali;

Femore nel sistema di riferimento di partenza

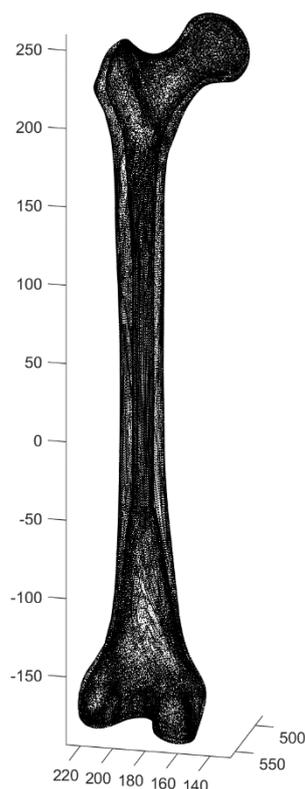


Figura 2.4: Modello in formato STL del femore di partenza.

I punti di reperi, racchiusi nella struttura LM, che la funzione è in grado di individuare sono i seguenti:

- FCH (Centro della Testa Femorale);
- GT (Grande Trocantere);
- LT (Piccolo Trocantere);
- PTC (Punto Posteriore della Cresta Trocanterica);
- LPC (Condilo Posteriore Laterale);
- MPC (Condilo Posteriore Mediale);
- LE (Epicondilo Laterale);
- ME (Epicondilo Mediale);
- MPPC (Condilo Mediale Proximo-Posteriore);
- LPPC (Condilo Laterale Proximo-Posteriore);
- ICN (Fossa Intercondilare);

Altri punti che la funzione identifica, utili per il tracciamento di alcuni assi sono:

- Punti per l'individuazione dell'asse del collo femorale;
- Punti per l'individuazione dell'asse diafisario;
- PFEA;
- CEA;

Questi ultimi due punti sono utili per individuare correttamente le posizioni di condili ed epicondili mediante gli algoritmi descritti al paragrafo precedente. Il sistema di riferimento locale scelto da rappresentare è quello di Bergmann [10].

2.2.2 Descrizione del codice

Il principio base di funzionamento di tale algoritmo consiste in un metodo robusto di identificazione automatica dei punti di repere del femore chiamato "A&A method".

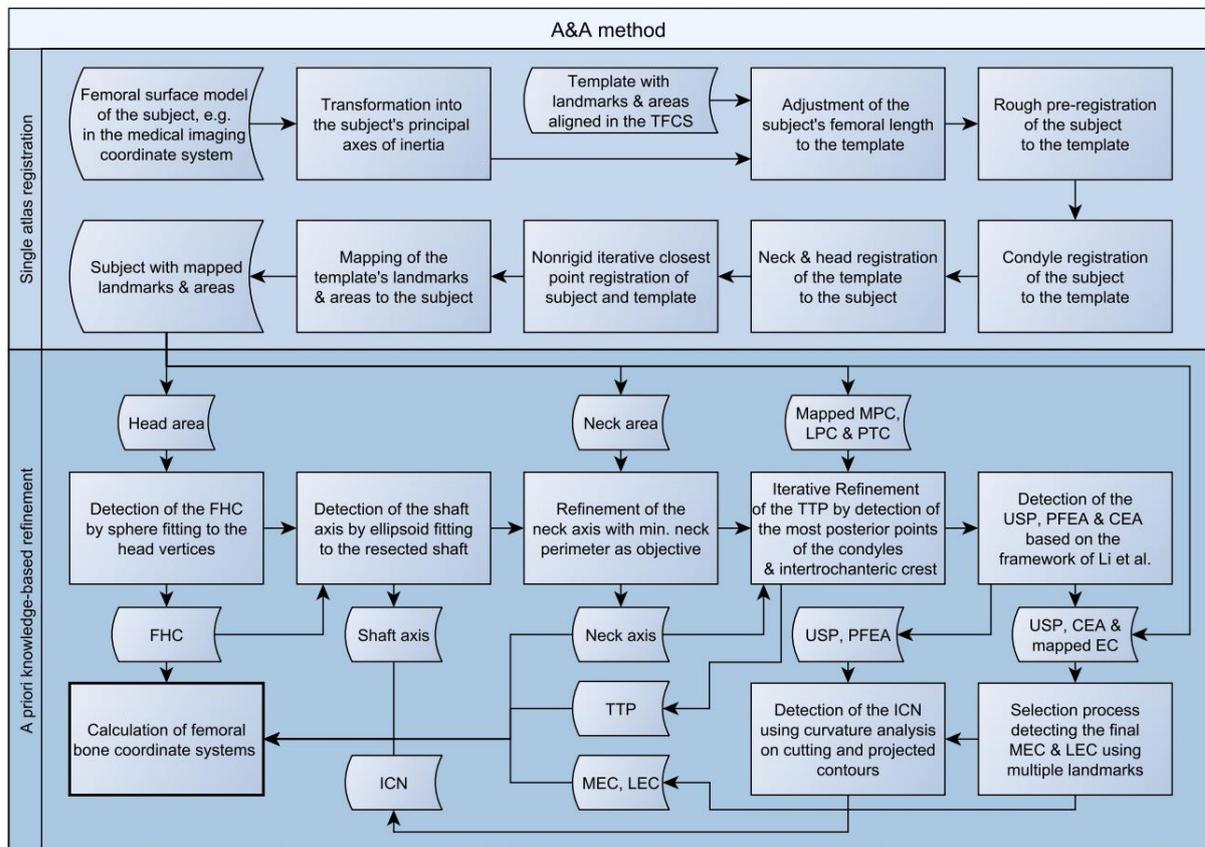


Figura 2.5: Flow-chart dell'algoritmo utilizzato [40].

Si divide in due parti: nella prima vengono registrati i punti di repere e le aree di interesse da una superficie di riferimento a quella del soggetto, quest'ultima presentata come input; nella seconda, invece, usando conoscenze a priori, viene rifinita la posizione dei punti di repere dai quali poi vengono individuati alcuni assi fondamentali e la terna di riferimento locale sulla testa. Nella prima parte del codice, come riportata in Figura 2.5, nominata "Single-atlas registration", viene caricato il modello del femore in input al programma nel sistema di riferimento in cui è stato acquisito (sistema di riferimento della tecnica di imaging utilizzata per ottenere il femore). Per poter individuare i punti di repere e le aree da utilizzare poi nella seconda parte del codice, è necessario cambiare il sistema di riferimento del femore in ingresso in quello descritto dai suoi assi principali di inerzia avente origine nel centro di massa del femore del soggetto. Compiuta questa operazione, il femore viene scalato, ruotato ed allineato al femore template presente: l'operazione di individuazione dei punti di repere e delle aree viene effettuata confrontando il femore con il femore template, di cui in cui sono note posizioni dei punti di repere e le aree di interesse più importanti. L'algoritmo di calcolo utilizzato per ottenere tali trasformazioni e l'allineamento del femore del paziente-template si basa su metodi di minimizzazione e di ottimizzazione di funzioni di trasformazione geometrica [40].

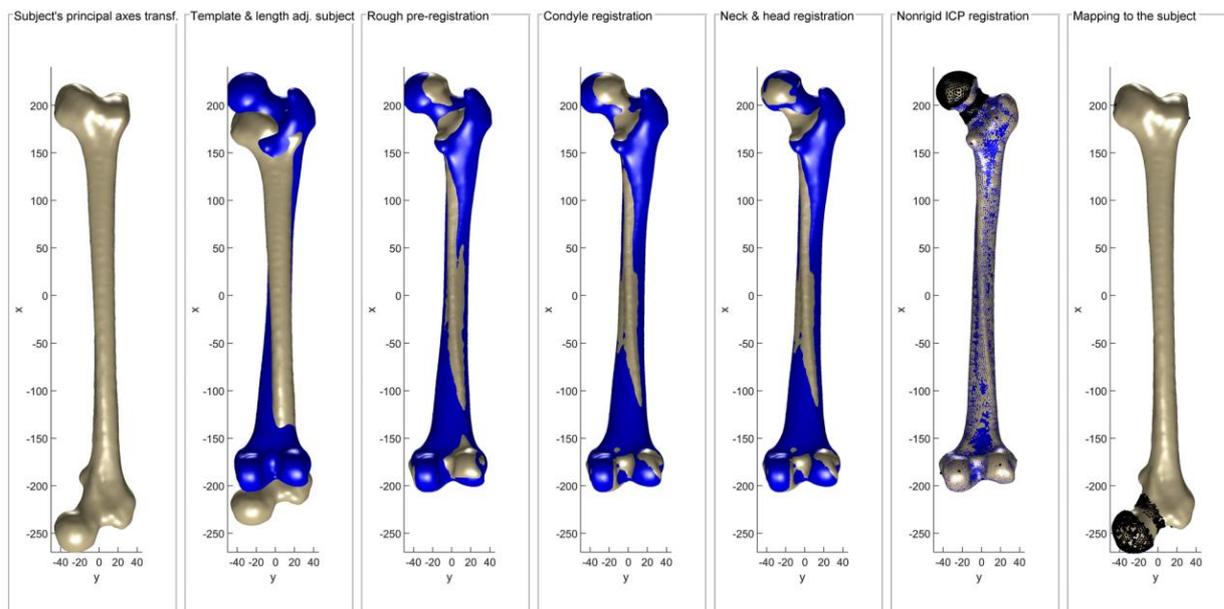


Figura 2.6: Processo di registrazione del femore del soggetto, in grigio, ed il template, in blu, incluso la mappatura finale dei punti di reperi e delle aree dal template al soggetto [40].

Nella seconda parte del codice, chiamata “A priori knowledge-based system” a partire dalle aree e dai punti di reperi appena individuate vengono rifinite alcune posizioni dalle quali è possibile individuare piani ed assi femorali, ed infine la terna di riferimento locale della definizione scelta di rappresentare. Sono disponibili tre definizioni: (1) Bergmann 2016 [10], (2) Wu2002 [11] e (3) MediTEC [12], e sono tre definizioni differenti di un sistema di riferimento locale con origine sul centro della testa femorale. In via generale, gli algoritmi usati per individuare tali punti prevedono tecniche di ottimizzazione attraverso la ricerca di minimi locali di funzioni geometriche a più variabili (ellissi, circonferenze, sfere) [13]. Si riportano a titolo d’esempio alcune procedure implementate all’interno dell’algoritmo utilizzato per l’individuazione di alcuni assi meccanici femorali [40].

ESEMPIO 1: L’asse diafisario del femore è individuato sezionando la diafisi del femore con due piani di taglio disposti quasi simmetricamente rispetto alla metà della sua lunghezza complessiva e valutando la parte compresa tra i due piani attraverso un metodo di fitting ai minimi quadrati di un ellissoide. Come riportato in figura 2.6, l’asse rosso è l’asse maggiore dell’ellissoide finale, in verde, è riportato il centro della testa femorale, l’FHC, individuato attraverso un metodo di fitting ai minimi quadrati di una sfera approssimabile alla testina femorale. In nero invece, è riportata la linea passante per l’FHC che congiunge i due punti del femore alla massima distanza. I piani di taglio riportati in figura sono ortogonali a tale linea nera tracciata[40].

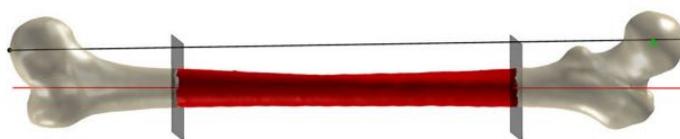


Figura 2.7: Calcolo dell’asse diafisario [40].

ESEMPIO 2: Per l'individuazione dell'asse del collo femorale, invece, viene utilizzata una procedura iterativa: a partire da una sezione iniziale del collo descritta dalla sua normale, attraverso un algoritmo di ottimizzazione basato sul vicinato, si cerca la sezione di perimetro minimo al variare dell'inclinazione nello spazio dei piani di taglio. Questa procedura va avanti sino a convergenza dei risultati. La normale alla superficie di perimetro minimo individuata definisce l'asse del collo femorale [40].

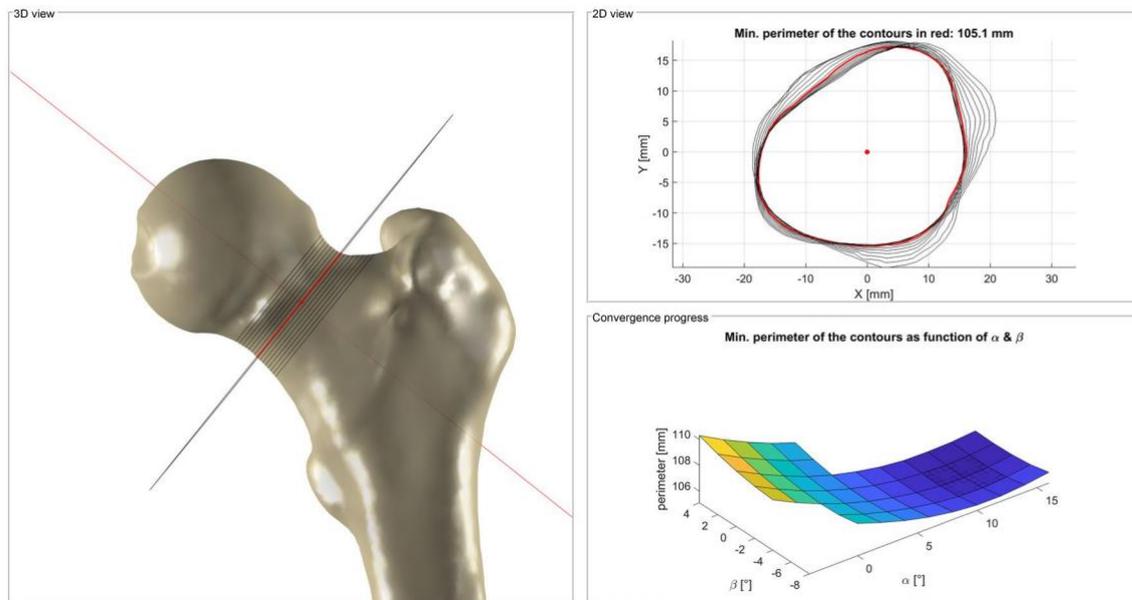


Figura 2.8: Individuazione dell'asse del collo del femore attraverso una procedura iterativa [40].

ESEMPIO 3: Mediante l'ausilio delle aree individuate in precedenza è possibile individuare il Top Table Plane attraverso 3 punti di repere: i punti più posteriori dei condili femorali mediale e laterale ed il punto più posteriore della cresta trocanterica, individuati con procedure iterative [40].



Figura 2.9: Individuazione del Top Table Plane [40].

ESEMPIO 4: Per rifinire la posizione dei condili e degli epicondili, in partenza occorre definire il PFEA (asse focale ellittico posteriore) ottenuto intersecando i fuochi posteriori delle ellissi che meglio approssimano le superfici condilari. Questa procedura viene ripetuta iterativamente fino al raggiungimento delle ellissi di perimetro minimo dalle quali si estraggono poi i fuochi posteriori. Con una procedura derivante da questa, e dai centri delle due ellissi di perimetro minimo, vengono individuati i due condili laterali e mediali ed i due epicondili laterale e mediale del femore. Sempre attraverso questo algoritmo viene poi individuato l'ICN ovvero, la fossa intercondilare [40].

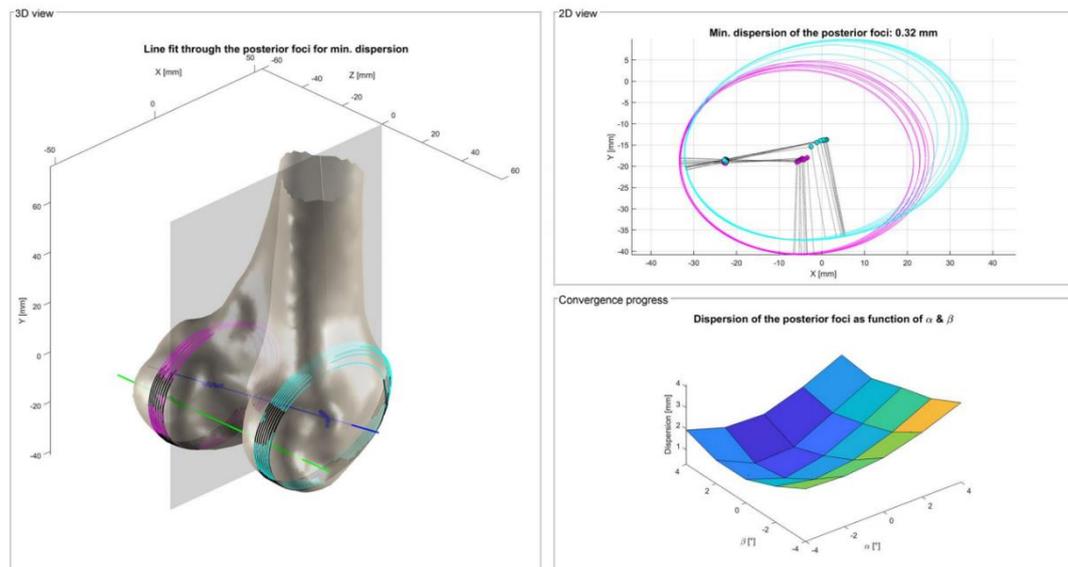


Figura 2.10: Procedura iterativa per il calcolo e l'individuazione dei condili basandosi sull'PFEA, rappresentato in verde. In magenta ed in ciano i due condili mediale e laterale del femore [38].

A livello di output, oltre alle coordinate dei punti di repere nel sistema di riferimento di partenza, il codice restituisce all'utente: (1) la matrice di trasformazione che permette di cambiare sistema di riferimento da quello di partenza a quello locale scelto da rappresentare, (2) una struttura dati con una serie di matrici che consentono il cambio dal sistema di riferimento originario in tutti quelli presenti nel database del codice.

L'algoritmo presenta delle limitazioni, dovute principalmente al modello 3D in input al software. Eventuali errori o artefatti nella ricostruzione 3D del femore possono portare degli errori di allineamento e nelle coordinate dei punti da parte del programma, mentre altra fonte d'errore rappresenta il lato d'appartenenza del femore. Dichiarando un lato sbagliato, è possibile incorrere in una fonte grossa di errore. Inoltre, occorre conoscere a priori il lato per poter far funzionare il codice così come acquisire totalmente l'intero femore e non una sua porzione per il corretto funzionamento [40].

2.3 Algoritmo per l'individuazione delle inserzioni muscolari

2.3.1 Sintassi del codice

In seguito all'individuazione dei punti di repere, per avere un modello più completo, è importante conoscere la posizione di alcune inserzioni muscolari. Questo perché, in analisi successive, la conoscenza di tali punti consente di valutare più accuratamente l'effetto dell'azione muscolare sul femore in ambito biomeccanico [42]. Motivo per cui, è stata sviluppata da me durante l'attività di tesi, una piccola funzione, scritta in linguaggio Matlab che consente l'individuazione di alcune inserzioni muscolari sul modello STL di partenza a partire dalla conoscenza dei punti di repere individuati in precedenza. Tale funzione sviluppata utilizza il modello muscolo-scheletrico individuato da Viceconti [43], disponibile in letteratura scientifica.

Lo script implementato in Matlab consente di calcolare le coordinate di tali inserzioni muscolari sul modello in ingresso del femore dalla conoscenza di alcuni punti di repere fondamentali quali il Gran Trocantere (GT), i due condili laterale e mediali (LFC e MFC), i due epicondili laterale e mediale (LE e ME) e la posizione della fossa intercondiloidea (ICN). Il nome della funzione implementata su Matlab è **“automaticFemoralMI.m”**. Le inserzioni muscolari che la funzione individua sono quelle di 3 muscoli che si inseriscono nella porzione prossimale del femore e sono: (1) Tensor Fascia Latae, (2) Vastus Lateralis, (3) Vastus Medialis [3].

INPUT DELLA FUNZIONE

- Vertici e facce del modello STL racchiuse in una struttura dati;
- Punti di repere del femore nel sistema di riferimento di partenza contenuti in una struttura dati;
- Gli indici dei vertici delle facce in cui si trovano i punti di repere contenuti in una struttura dati.

OUTPUT DELLA FUNZIONE

- Le coordinate delle inserzioni muscolari nel sistema di riferimento di partenza, racchiuse in una struttura dati, denominata MI;
- Gli indici dei vertici delle facce in cui si trovano le inserzioni muscolari, racchiusi in una struttura dati, denominata MIdx.



Figura 2.11: Passaggi dell'algoritmo implementato

2.3.2 Descrizione del codice

Si riporta la descrizione dei vari step presenti all'interno del codice. Le immagini riportate servono per dare evidenza dei vari step individuati, mentre il risultato finale sarà riportato nella sezione relativa ai risultati. Le immagini sono relative ad un modello semplificato di femore.

1) TRASLAZIONE ORIGINE DEL SISTEMA DI RIFERIMENTO

Come primo step occorre cambiare l'origine del sistema di riferimento di partenza e traslarla nell'ICN. Tale operazione è possibile conoscendo le posizioni del punto di repere ICN e sottraendo le sue coordinate a tutti i vertici del modello. Questo step è necessario in quanto il femore di riferimento riportato nell'articolo di Viceconti è in un sistema di riferimento posizionato sul legamento crociato posteriore, la cui posizione viene approssimata con l'ICN in questo codice di calcolo.

Femore di partenza con origine traslata su ICN

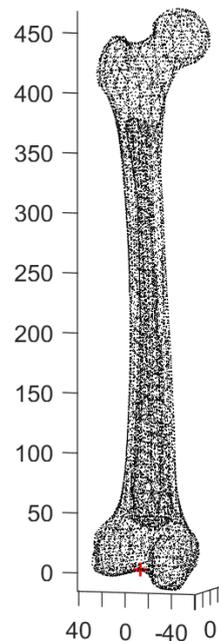


Figura 2.12: Femore con origine traslata su ICN. In rosso è riportato l'ICN, origine del nuovo sistema di riferimento.

2) ROTAZIONE DELLA TERNA DI RIFERIMENTO

Gli assi nel sistema di riferimento individuato da Viceconti sono differenti da quelli in cui è riportato il femore in ingresso al codice, per cui come secondo step occorre ruotare il sistema di riferimento di partenza per farlo coincidere con quello di Viceconti [43], le cui definizioni degli assi sono:

-l'asse Z diretto verso il gran trocantere;

-l'asse X è ortogonale alla linea che congiunge i due condili mediale e laterale ed è diretto posteriormente;

-l'asse Y è ortogonale ad entrambi gli assi ed è orientato lateralmente

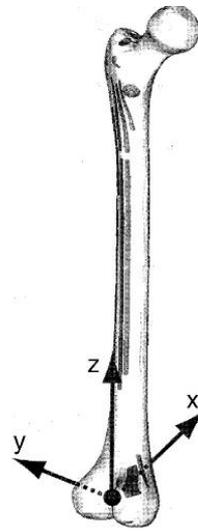


Figura 2.14: Sistema di riferimento individuato da Viceconti con origine sul LPC [43].

Per poter eseguire la rotazione occorre conoscere la matrice di rotazione che consente di ruotare gli assi e cambiare il sistema di riferimento. Questo step sfrutta l'utilizzo dei versori. Occorre definire i versori del sistema di riferimento di partenza, e quelli del sistema di riferimento di arrivo: è necessario conoscere le coordinate del Gran Trocantere e dei due condili del femore in partenza, forniti al codice come input.

Seguendo le definizioni di Viceconti [43], i 3 versori di partenza sono stati definiti in questa maniera:

-il versore dell'asse z è stato definito come rapporto tra le componenti cartesiane del gran trocantere ed il suo modulo, come da definizione geometrica;

-il versore dell'asse x è stato individuato come prodotto vettoriale tra il versore individuato in precedenza e il vettore direzione individuato dalla differenza vettoriale dei due condili: tale versore sarà ortogonale ad entrambi i versori e sarà orientato secondo la regola della mano destra;

-il versore dell'asse y invece è stato individuato come prodotto vettoriale tra i due versori individuati in precedenza;

I tre versori degli assi d'arrivo sono quelli della terna cartesiana ortogonale $[1\ 0\ 0]$ per l'asse x, $[0\ 1\ 0]$ per l'asse y e $[0\ 0\ 1]$ per l'asse z. Sia i versori di partenza che quelli d'arrivo sono assemblati in due matrici 3×3 , per cui la matrice di rotazione è possibile calcolarla attraverso un prodotto matriciale tra l'inversa della matrice contenente i versori finali e la matrice contenente i versori di partenza.

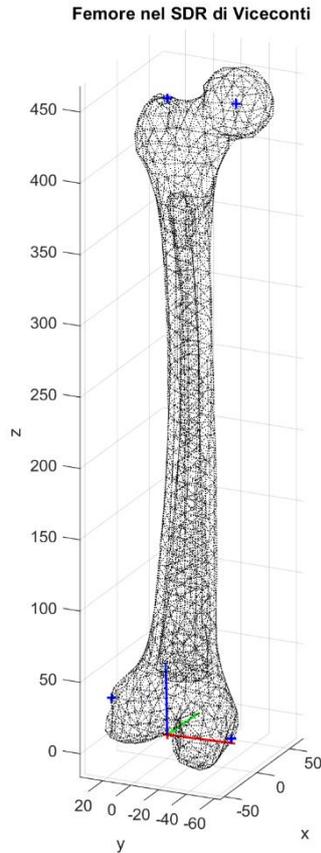


Figura 2.16: Femore STL nel sistema di riferimento di Viceconti a seguito di traslazione e rotazione. In blu sono riportati l’FCH, il GT, il ME, e il LE. L’origine della terna è posizionata sull’ICN e gli assi puntano nelle direzioni definite nello standard [43].

3) SCALING DEI PUNTI

Lo step successivo è quello di scaling, dove a partire dalle coordinate delle inserzioni muscolari nel modello di riferimento di Viceconti, esse vengono posizionate sul modello in ingresso. Tale operazione è possibile moltiplicando tali coordinate per degli opportuni fattori di scala.

Poiché rispetto all’origine i due epicondili non sono simmetrici, sono stati definiti dei fattori di scala sul piano XY per la porzione laterale e mediale del femore. Per questo step è necessario conoscere sia le coordinate dei punti di repere dei due epicondili nel modello di Viceconti che nel modello in ingresso, oltre che le coordinate in entrambi di sistemi del gran trocantere. Le coordinate di tali punti nel sistema di riferimento di Viceconti sono riportate in Figura 2.17.

	Femur 2 scaled			Femur 2			Standardized femur			Femur 2 scaled		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Gluteus maximus 1	-11.9	18.6	326.3									
Gluteus maximus 2	-13.1	8.4	288.6									
Gluteus maximus 3a	-4.6	21.6	405.8									
Gluteus maximus 3b	-4.6	21.6	405.8									
Gluteus medius 1	5.8	24.3	388.9									
Gluteus medius 2, 3	-7.8	14.6	392.4									
Gluteus minimus 1, 2, 3	10.7	20.5	380.7									
Psoas major	0.4	-20.7	337.1									
Iliacus	-0.2	-22.5	335.9									
Tensor fasciae latae a	5.8	24.3	388.9									
Tensor fasciae latae b	5.8	24.3	388.9									
Piriformis	-7.5	-1.1	404.9									
Obturator internus	-15.9	-8.8	397.3									
Obturator externus	-12.6	-23.3	376.5									
Gemellus superior	-18.3	-4.5	399.4									
Gemellus inferior	-15.9	-8.8	397.3									
Quadratus femoris	-20.0	-2.0	368.2									
Pectineus	-2.8	-8.2	311.9									
Adductor brevis 1												
Adductor brevis 2	1.8	-7.9	287.8									
Adductor longus	1.1	-5.8	204.5									
Adductor magnus caudal	-5.7	-39.6	22.3									
Adductor magnus cranial	-4.8	-0.5	268.1									
Adductor minimus	-3.1	7.6	254.4									
Biceps femoris, caput brevis	5.1	2.8	186.4									
Popliteus	-12.9	18.5	-8.1									
Gastrocnemius lateralis	-17.5	33.5	22.4									
Gastrocnemius medialis	-8.3	-18.4	34.0									
Vastus medialis (fem)	5.1	-9.9	248.1									
Vastus intermedialis (fem)	13.0	1.6	263.0									
Vastus lateralis (fem)	4.0	11.4	289.5									

Landmark	Number	Femur 2			Standardized femur			Femur 2 scaled		
		X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Greater trochanter	M1	0.0	0.0	465.7	0.0	0.0	401.3	0.0	0.0	399.0
Lateral femoral epicondyle	M2	3.1	48.7	39.6	-1.8	41.1	*	1.9	42.7	35.7
Medial femoral epicondyle	M3	3.1	-39.0	17.1	-0.5	-30.7	*	1.9	-34.1	13.0
Centre of the femoral head	R1	19.5	-54.2	468.5	-2.6	-55.3	398.2	12.1	-47.3	398.7
Femoral PCL insertion	R2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

Figura 2.17: Tabelle con le coordinate delle inserzioni muscolari usate e dei punti di reperi nel modello di riferimento [43].

I fattori di scala sono così definiti: (1) Il fattore di scala per l'asse z è stato individuato rapportando la coordinata z del gran trocantere nel modello di partenza con quello di riferimento; (2-3) i due fattori di scala lungo l'asse x e l'asse y per la porzione laterale sono stati calcolati dividendo le coordinate x e y dell'epicondilo laterale del femore di partenza per le coordinate x e y dell'epicondilo del modello di Viceconti [43]; lo stesso ragionamento è stato applicato per la porzione mediale. Dalle coordinate dei tre muscoli del modello di Viceconti e conoscendo la porzione in cui si trovano è possibile attraverso semplici moltiplicazioni per i vari fattori di scala calcolare le coordinate delle inserzioni muscolari sul modello di femore in ingresso.

4) RIFINITURA DEI PUNTI E RITORNO NEL SISTEMA DI RIFERIMENTO DI PARTENZA

Compiendo le operazioni inverse a quelle descritte, è possibile ritornare nel sistema di riferimento di partenza. Tuttavia, occorre rifinire le posizioni di tale coordinate poiché attraverso queste operazioni, le coordinate individuate non appartengono alla superficie del modello, ma si trovano in prossimità di uno dei nodi superficiali.

Questa operazione di correzione è necessaria ed è dovuta principalmente all'approssimazione effettuata nella determinazione dell'origine del sistema di riferimento di Viceconti: l'ICN non è il punto d'origine del legamento crociato posteriore (PLC), anche se tale punto è situato in prossimità. Inoltre, tale operazione è necessaria per correggere la variabilità geometrica del femore rispetto a quello di riferimento. Si procede al calcolo del nodo di distanza minima rispetto all'inserzione muscolare: per questo step si calcola la norma del vettore differenza tra l'inserzione muscolare scelta e tutti i nodi del modello STL. Il nodo per cui la distanza è minima diventa la coordinata definitiva dell'inserzione muscolare d'interesse. A questo punto, si salvano gli output nelle variabili di interesse, le cui coordinate sono nel sistema di riferimento di partenza.

Punti di inserzione muscolari nel SDR di Viceconti

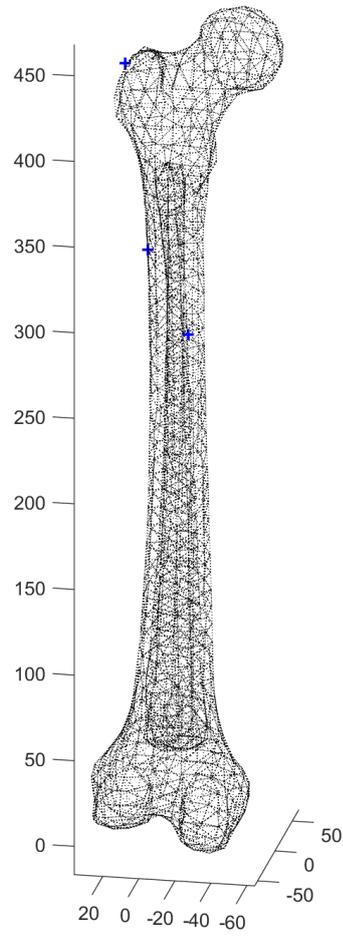


Figura 2.18: Femore nel sistema di riferimento di Viceconti con le coordinate delle inserzioni muscolari scalate.

2.4 Generazione del modello FE

2.4.1 Algoritmi per la generazione automatica della mesh

Nella parte precedente, sono stati descritti gli algoritmi per l'individuazione automatica dei punti di repere e delle inserzioni muscolari a partire da un modello in formato STL del femore umano; tali punti sono necessari per la realizzazione di componenti protesiche o di dispositivi in silico personalizzati che interessano il femore umano. Nello specifico, è fondamentale realizzare dispositivi che siano compatibili con lo stato di sollecitazione presente all'interno del femore del soggetto: la possibilità di realizzare analisi numeriche più specifiche e dettagliate, grazie alla conoscenza dei punti individuati in precedenza, è uno degli obiettivi di questa tesi.

Nell'ambito della modellazione numerica, si definisce 'mesh' una discretizzazione o suddivisione di un volume o di una superficie, in elementi, a loro volta descritti da nodi. La preparazione della mesh e la definizione delle opportune condizioni al contorno costituiscono gli aspetti principali della fase di pre-processing nell'ambito dell'analisi agli elementi finiti. La generazione della mesh è di fondamentale importanza per lo sviluppo di un modello FE dettagliato, in quanto occorre realizzare una mesh che presenti un determinato numero di nodi ed elementi a partire dai quali è possibile ottenere dei risultati attendibili [44].

In questa parte della tesi è stato affrontato il problema della generazione automatica della mesh a partire dal modello in formato STL a disposizione, in particolare lo sviluppo di un codice che consenta di generare una mesh automatica tetraedrica di taglia controllata dall'utente. Tale codice è stato sviluppato utilizzando il software Matlab.

Per la realizzazione di tale codice, è stato necessario l'utilizzo di alcuni toolbox disponibili sulla community di MathWorks, l'ente sviluppatore del software, di seguito riportati:

- Partial Differential Equation Toolbox, o PDE, sviluppato dalla MathWorks, che mette a disposizione delle routine per effettuare analisi agli elementi finiti su Matlab;
- Iso2Mesh, un toolbox sviluppato da utenti appartenenti alla community, che consente di realizzare mesh a partire da alcuni formati di immagine (Qianqian Fang (2022) [52]).

Per realizzare la mesh, sono stati seguiti dei passaggi di seguito riportati, in modo da avere dei migliori risultati in termini di generazione della mesh.

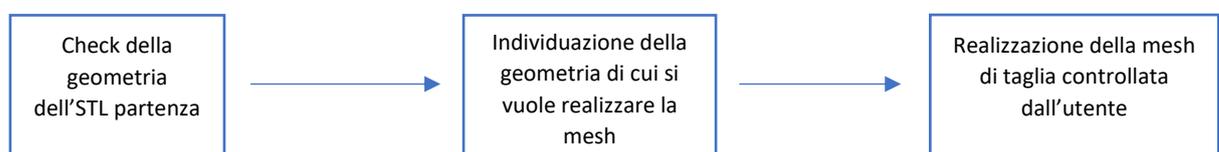


Figura 2.19: Diagramma di flusso per la realizzazione della mesh su Matlab

Nel primo blocco del diagramma riportato, è stato effettuato un controllo della geometria dell'STL di partenza. Tale controllo è stato effettuato utilizzando la routine del toolbox Iso2Mesh '**meshcheckrepair.m**'. È necessario verificare che non ci siano eventuali degenerazioni

nell'ambito della lettura del file, che possono essere rappresentate principalmente da nodi e facce duplicate o da eventuali buchi presenti nel modello. L'uso di tale funzione consente di verificare la presenza di nodi e facce duplicate, o la presenza di buchi nel modello, e di apportare delle correzioni. A livello di sintassi richiede i nodi e le facce del modello e l'operazione di correzione da compiere: è stata utilizzata sia nella modalità **'dup'** che nella modalità **'meshfix'**, la prima consente di individuare nodi e facce duplicate e di rimuovere i doppi, la seconda invece di verificare la presenza di buchi e, qualora ne individuasse uno, di chiudere il buco basandosi principalmente sulla continuità e sulla tipologia della struttura dei nodi e delle facce limitrofe al buco [52].

Di seguito, effettuato questo check, si procede con la generazione della mesh attraverso il toolbox sviluppato dalla MathWorks, il PDE. Come primo step occorre creare il modello in cui importare la geometria e realizzare la mesh a partire da quest'ultima. Tale operazione è stata effettuata mediante il comando **'createpde.m'**, al cui interno è necessario importare la geometria. Per realizzare questo step è possibile seguire due strade:

- 1) A partire dai vertici e dalle facce in output dalla funzione di controllo precedente, è possibile importare la geometria mediante il comando **'geometryFromMesh.m'**;
- 2) A partire dai vertici e dalle facce in output dalla funzione di controllo precedente, è possibile aggiornare il file STL di partenza, riscrivendolo con la funzione **'stlwrite.m'** ed importare la geometria mediante il comando **'importGeometry.m'**.

Entrambi gli approcci sono validi, tuttavia è stata scelta la prima strada per evitare la creazione di nuovi file STL del femore.

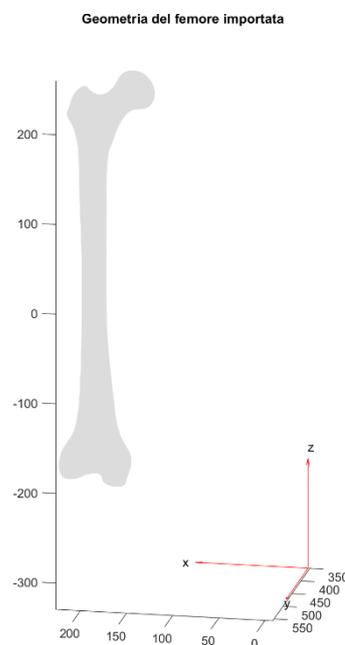


Figura 2.20: Geometria del femore importata su Matlab con le istruzioni del PDE Toolbox.

Per la realizzazione della mesh è stato utilizzato il comando **'generateMesh.m'**, la cui sintassi è piuttosto importante per realizzare mesh dettagliate. Oltre alla geometria di cui si intende realizzare la discretizzazione numerica, occorre specificare:

- **'Hmax'**, ovvero la taglia massima dell'elemento tetraedrico;
- **'Hmin'**, ovvero la taglia minima dell'elemento tetraedrico;
- **'Hgrad'**, ovvero un gradiente presente all'interno della mesh per le diverse misure della mesh
- **'Geometric Order'**, ovvero l'ordine dell'elemento tetraedrico con cui si intende realizzare la mesh, ovvero se del primo o del secondo ordine. Se si sceglie la realizzazione della mesh con elementi del primo ordine occorre specificare a questo parametro **'linear'**, invece se la scelta ricade sugli elementi del secondo ordine, occorre specificare **'quadratic'**.

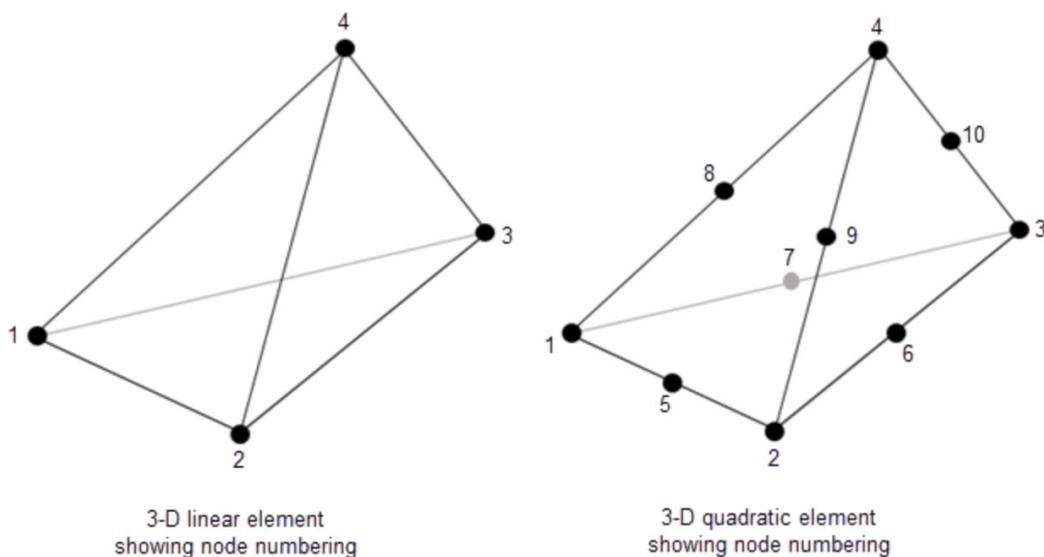
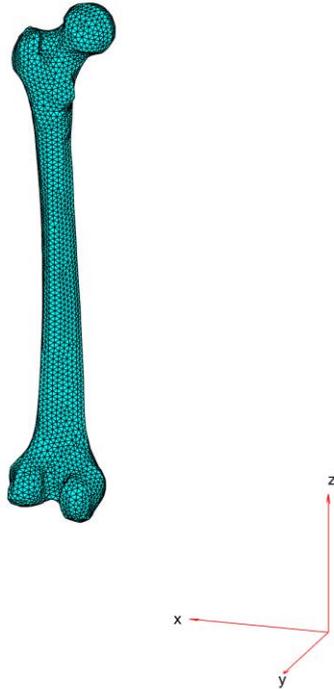


Figura 2.21: Elementi tetraedrici del primo (sinistra) e del secondo ordine (destra) che si possono generare con il PDE Toolbox.

La scelta dell'elemento del primo o del secondo ordine è fondamentale nell'ambito della realizzazione della mesh: gli elementi del secondo ordine, sono descritti da un numero maggiore di nodi, ovvero 10 rispetto ai 4 presenti nell'elemento del primo ordine. Da ciò deriva che il grado del polinomio associato alle funzioni di forma degli elementi del secondo ordine risulta più elevato, ed anche più accurato per descrivere il campo degli spostamenti e delle tensioni [44].

Si riportano a titolo d'esempio alcuni esempi di mesh realizzate con questo comando.

Mesh with Quadratic Tetrahedral Elements



Mesh with Quadratic Tetrahedral Elements

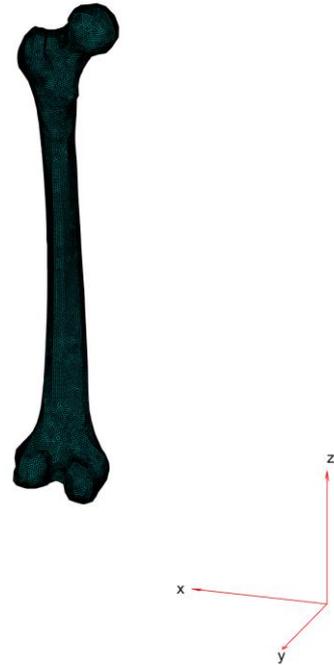


Figura 2.22: Esempi di mesh realizzate. A sinistra, si riporta una mesh con taglia massima pari a 5 mm e minima pari a 3 mm; a destra si riporta una mesh con taglia massima pari a 2 mm e minima pari a 1 mm.

2.4.2 Algoritmi per il controllo qualità degli elementi

Per ottenere dei risultati di una simulazione FEM più attendibili, occorre che la mesh realizzata sia composta da elementi tetraedrici di qualità buona. Per valutare la bontà di una mesh possono essere effettuati dei controlli che consentano di fare delle valutazioni sugli elementi della mesh basandosi sui seguenti criteri:

- 1) Rapporto tra le dimensioni massime e minime del singolo elemento;
- 2) La forma globale dell'elemento;
- 3) Angoli dei vari spigoli presenti all'interno dell'elemento.

È possibile assegnare dei valori ad ogni singolo parametro, oppure è possibile avere una combinazione lineare dei vari parametri per avere un valore unico che tiene conto di tutti questi fattori. In generale, se per un dato elemento, la valutazione della qualità presenta valore pari ad 1, implica forma ottimale, 0 invece elemento di qualità scadente [45].

È necessario prima di lanciare una simulazione FE, effettuare un controllo qualità in modo tale da verificare che la mesh generata sia di buona qualità, motivo per cui all'interno dell'algoritmo che genera la mesh descritto al paragrafo precedente, in cascata è stato implementato un breve codice che consente di effettuare il controllo della qualità della mesh.

Il codice utilizzato prevede l'utilizzo della routine del PDE toolbox denominata **'meshQuality.m'**: occorre fornire la mesh realizzata con i comandi descritti in precedenza, e come output essa restituisce un vettore di dimensione pari alla dimensione degli elementi della mesh con valori

compresi tra 0 ed 1. Il valore 1 indica forma ideale (tetraedro equilatero), mentre 0 indica forma scadente. Di default la funzione esegue dei controlli qualità secondo gli algoritmi proposti da Matlab, tuttavia, l'utente può personalizzare questo controllo qualità specificando il parametro **'aspect-ratio'**: questo criterio consente di effettuare la valutazione della qualità di un elemento basandosi sul rapporto tra valore minimo e massimo delle dimensioni di uno stesso elemento.

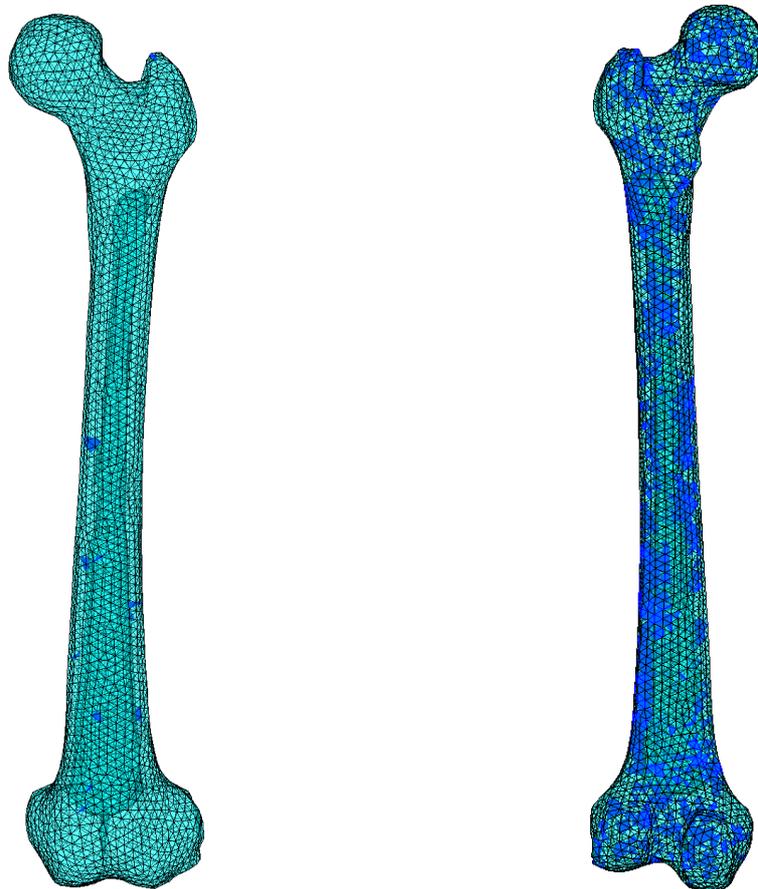


Figura 2.26: Controllo della qualità degli elementi con soglia a 0.5. In blu sono illuminati gli elementi con indice di qualità inferiore a tale soglia. Entrambe le mesh sono caratterizzate con taglia della mesh massima pari a 5 mm e minime pari a 3 mm. A sinistra è riportato il controllo qualità con il comando standard, a destra è riportato il controllo qualità con la keyword **'aspect-ratio'**.

Come si evince dalle immagini, il controllo qualità eseguito con la keyword **'aspect-ratio'** produce dei risultati molto differenti rispetto al comando standard: è un comando molto più restrittivo.

È possibile utilizzare anche una routine presente nel toolbox **'Iso2Mesh'** denominata **'meshquality.m'**: come input e output, la funzione è uguale a quella descritta in precedenza; l'unica differenza tra le due è costituita dalla valutazione della qualità degli elementi, poiché, in quest'ultima, la qualità è valutata attraverso una combinazione lineare di più parametri che comprendono la forma dell'elemento, le dimensioni massime e minime, ed i vari angoli presenti

all'interno del tetraedro [46]. Non è possibile personalizzare attraverso opportune parole chiave il controllo qualità, ma esso è ottenuto in maniera univoca per tutti gli input forniti [52].

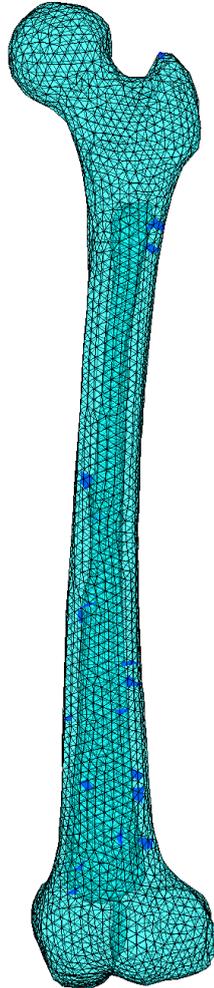


Figura 2.27: Controllo qualità elementi con la function `meshquality.m`. Sono evidenziati in blu gli elementi che presentano un valore di qualità inferiore a 0.6. Le caratteristiche della mesh sono le medesime rispetto a quelle della figura precedente.

Come valutazione della qualità complessiva, l'utilizzo di questa routine comporta dei risultati migliori rispetto a quelli visti in precedenza, tuttavia, a causa della sintassi della funzione il suo utilizzo è limitato agli elementi tetraedrici del primo ordine, limite che non è presente con l'utilizzo dell'altra funzione appartenente al PDE Toolbox.

2.4.3 Algoritmi per la creazione della rima di frattura

Per rendere più dettagliata la costruzione del modello FE del femore, è possibile realizzare dei modelli che simulino la presenza della frattura all'interno del femore. Nel capitolo introduttivo, sono state elencate le principali fratture in campo ortopedico; motivo per cui, è di particolare interesse, poter valutare l'effetto della frattura sul femore del soggetto interessato.

A partire da una mesh generata con le istruzioni descritte in precedenza, è possibile creare la rima di frattura, lungo la diafisi femorale, definita come set di elementi appartenenti ad una determinata regione dello spazio. A tale set, in analisi successive, verrà assegnato un materiale con proprietà meccaniche differenti da quelle della restante parte dell'osso. Per realizzare la frattura è stata sviluppata una funzione, scritta in linguaggio Matlab, denominata **"fracture_creation.m"** che consente la creazione della rima di frattura con un certo spessore ed inclinazione, ad un'altezza definita dall'utente. L'utilizzo di questa funzione è opzionale da parte dell'utente.

Gli input di questa funzione sono:

- Vertici e facce del femore in formato STL;
- Inclinazione della rima di frattura (compresa tra 0 e 90 gradi);
- Spessore della frattura (spessore minimo impostabile pari a 2 mm);
- Quota della frattura.

Gli output di questa funzione sono:

- Nodi ed elementi della mesh generata dell'intero modello nel sistema di riferimento di partenza;
- ElemIDs, gli indici degli elementi della mesh appartenenti al set della frattura.

Questa funzione realizzata presenta alcuni step fondamentali utili per la sua descrizione, come riportato in Figura 2.28:

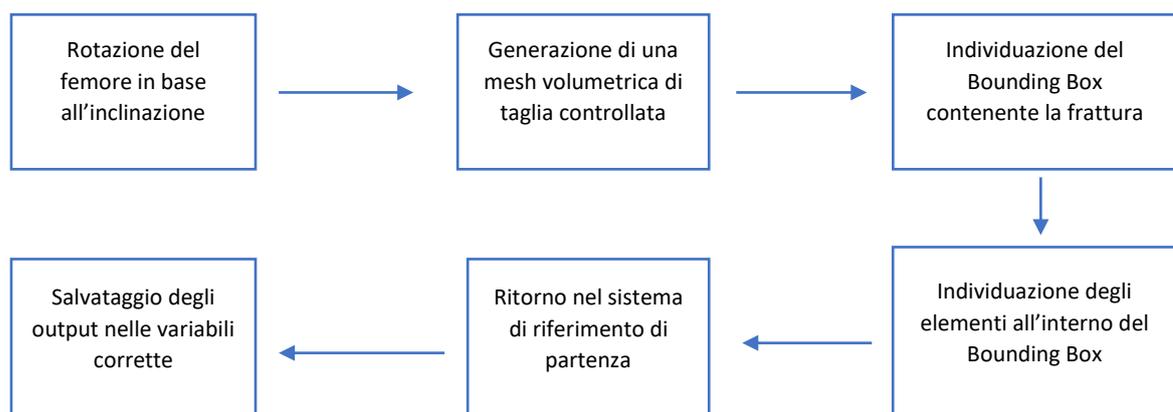


Figura 2.28: Flow-chart dell'algoritmo per l'individuazione della rima di frattura

In primo luogo, occorre ruotare il femore dell'inclinazione ricevuta in input dall'utente. Questo passaggio è necessario in quanto gli elementi appartenenti al set della frattura saranno in seguito individuati all'interno di un box nello spazio definito a partire da valori massimi e minimi delle coordinate: non potendo ruotare il box, per simulare la frattura obliqua, è necessario ruotare il femore. La rotazione, in base all'angolo definito dall'utente, viene effettuata attraverso il calcolo della matrice di rotazione mediante le funzioni seno e coseno dell'angolo fornito. Dalla conoscenza della matrice di rotazione, grazie al prodotto scalare, vengono calcolate le nuove coordinate dei vertici del femore nella nuova configurazione spaziale. Qualora l'angolo fornito sia pari a 0 gradi, la frattura implementata sarà una frattura trasversale, in caso opposto la frattura implementata sarà una frattura obliqua.

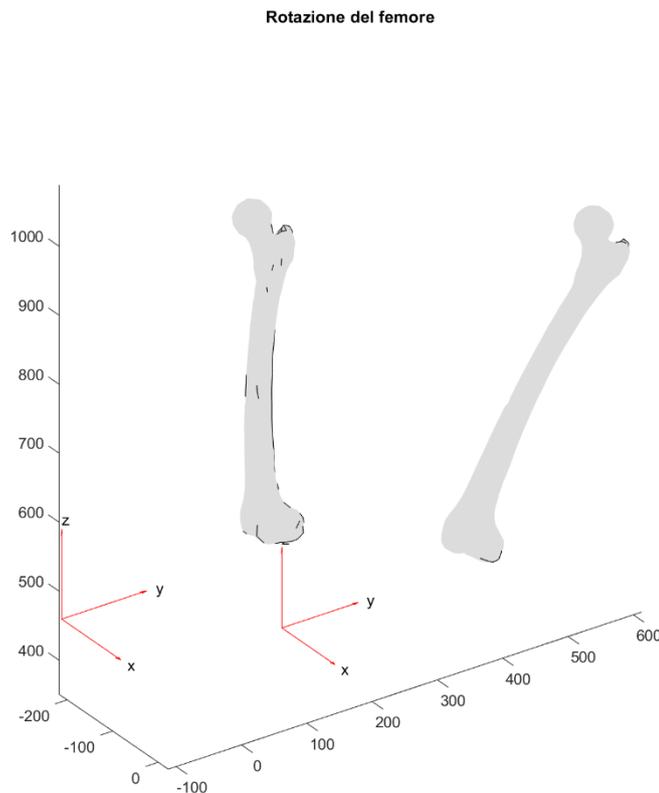


Figura 2.29: Rotazione del femore dell'angolo definito dall'utente. In questo caso viene effettuata una rotazione di 30° oraria sul piano YZ.

In seguito, occorre generare una mesh piuttosto fitta del modello, in modo da poter realizzare delle fratture di spessore compatibile con quelle che si verificano in vivo: motivo per cui viene realizzata una mesh di taglia massima pari a 2 mm e minima 1 mm, con un gradiente pari ad 1, con elementi tetraedrici del primo ordine. La scelta del primo ordine è legata al costo computazionale dell'operazione, che è molto oneroso per questo tipo di caratteristiche. La taglia della mesh così piccola è stata scelta in modo da riuscire ad avere un set di elementi per la frattura che presenti almeno una porzione completa di volume.

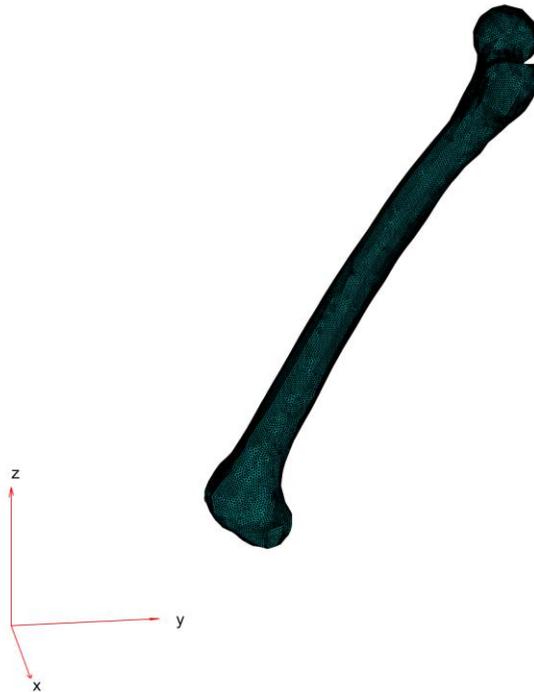


Figura 2.30: Mesh realizzata con elementi del primo ordine taglia massima pari a 2 mm e minima pari ad 1 mm.

A partire dalle coordinate dei nodi della mesh generata, occorre individuare il box di elementi che rappresentano la frattura. Tale box è possibile individuarlo con la funzione **'BoundingBox3d.m'**, che a partire dalle coordinate dell'intero set di nodi, individua le coordinate X, Y, Z minime e massime, ovvero i due estremi del parallelepipedo al cui interno è contenuto il femore. Tale istruzione è presente all'interno di un toolbox compilato dalla community di Matlab, **'geom3d'** contenente al suo interno una serie di istruzioni per elaborare le geometrie sul Matlab. Tuttavia, per definire il box della frattura, occorre solo utilizzare le coordinate X, Y massime e minime individuate da questa funzione, mentre le coordinate Zmin e Zmax sono definite a partire dalla quota alla quale inserire la frattura e dallo spessore definiti dall'utente. In particolare, Zmin assume valore pari alla quota definita, mentre Zmax assume valore pari a Zmin più lo spessore della frattura. In questa maniera, si individua il box al cui interno individuare gli elementi appartenenti alla rima di frattura [53].

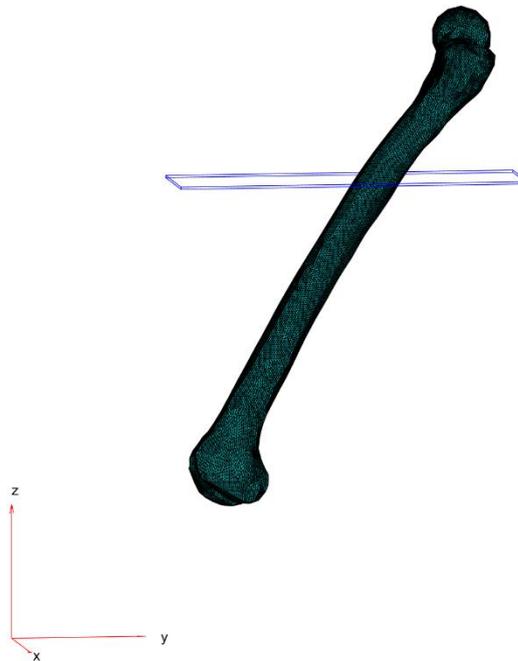


Figura 2.31: Bounding Box individuato. Gli elementi al suo interno costituiranno la rima di frattura

A partire da questo box, il set di elementi viene individuato mediante l'utilizzo combinato di due funzioni appartenenti al PDE toolbox, **'findNodes.m'** e **'findElements.m'**: la prima funzione individua gli indici dei nodi del modello appartenente ad una determinata regione dello spazio definita dall'utente, la seconda funzione compie l'analoga operazione ma sugli elementi della mesh. Occorre utilizzare la funzione di individuazione dei nodi, definendo come regione dello spazio **'box'** e definendo le coordinate massime e minime di quest'ultimo. Tali coordinate sono quelle individuate nello step precedente. Dalla conoscenza di tali nodi, è possibile risalire agli elementi a cui essi sono vincolati tramite la seconda funzione nella modalità **'attached'**. In questa maniera la selezione degli elementi è realizzata in modo tale da rispettare lo spessore minimo richiesto e di preservare la continuità tra elementi limitrofi. Il risultato finale è un vettore contenente gli indici degli elementi appartenenti al set della frattura denominato ElemIDs.

Set della frattura

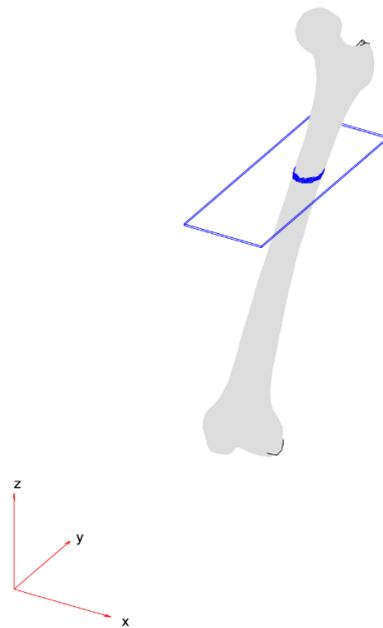


Figura 2.32: Set degli elementi della frattura colorato in blu

Gli ultimi due step prevedono semplicemente, l'operazione di rotazione inversa a quella effettuata in partenza, in modo da ritornare nel sistema di riferimento di partenza, nel quale verranno poi salvate nelle opportune variabili di output.

Femore con frattura trasversale a 30°



Figura 2.33: Risultato finale della creazione della frattura. In verde acqua sono riportati gli elementi appartenenti al set della frattura, in rosso i rimanenti.

In questo caso è stato riportato l'esempio della creazione della rima di frattura con inclinazione pari a 30°. Tuttavia, è possibile creare altre tipologie di frattura di vari angoli e caratteristiche.

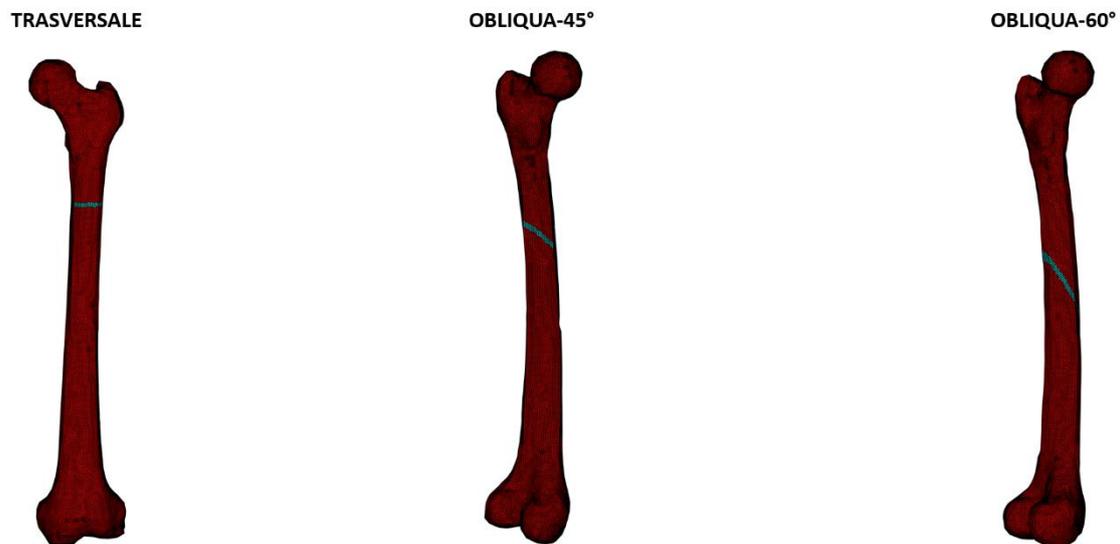


Figura 2.34: Esempi di diverse fratture create con la funzione implementata.

Da tali set individuati, è possibile poi scrivere l'input file per il software FEM 'Abaqus', nel quale è possibile realizzare delle simulazioni FEM specifiche sul modello importato. Occorre inoltre ricordare che per la parte dell'export dei dati e la scrittura dell'input file occorre aggiungere le coordinate dei punti di repere e delle inserzioni muscolari individuate tramite i codici in precedenza, in quanto sono dei punti in cui spesso sono applicati i carichi fisiologici di cui si vuole replicare l'effetto per via numerica. Essi vengono inseriti come nodi liberi all'interno dell'input file, e nel software verranno create delle connessioni con i nodi adiacenti. Qualora, l'utente non decidesse di implementare la frattura nel modello, l'export viene effettuato ugualmente come un unico set di nodi ed elementi del modello. La funzione con cui viene effettuata la creazione del file è **"write_input_Abaqus.m"**. Tale routine appartiene ad un toolbox scritto dalla community Matlab 'The GIBBON Code' [54].

2.4.4 Descrizione delle condizioni al contorno

Per poter verificare il funzionamento degli algoritmi sviluppati, è stata effettuata su Abaqus un'analisi FE, replicando una condizione di carico presente in letteratura. Nella prova scelta da replicare [47], viene condotta un'analisi FEM su un femore umano, simulando l'effetto dell'azione muscolare degli abduuttori e l'azione della reazione articolare. Tali forze sono state applicate rispettivamente sul Grande Trocantere e sul punto più alto della superficie della testa femorale.

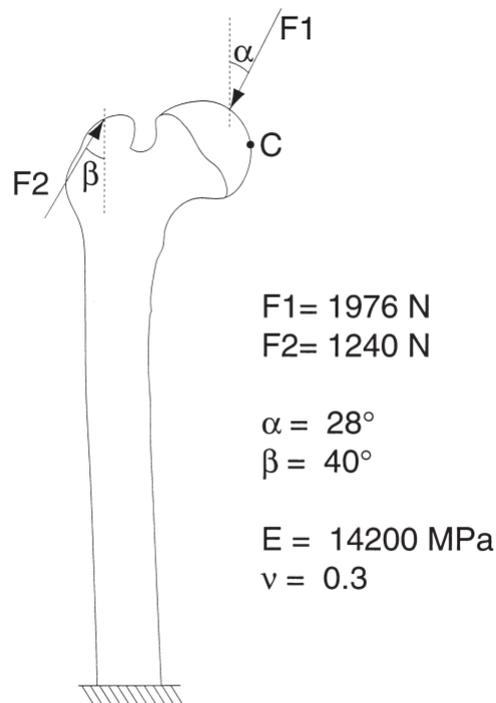


Figura 2.35: Condizioni al contorno individuate [45].

Come si evince dall'immagine in figura, l'osso viene approssimato ad un materiale omogeneo ed isotropo con le seguenti proprietà meccaniche: (1) Modulo di Young pari a 14200 MPa e (2) coefficiente di Poisson pari a 0.3. È stato scelto di realizzare una mesh tetraedrica con elementi del primo ordine con dimensioni massime pari a 2 mm e minime pari ad 1 mm: la scelta di questa impostazione della mesh è legata al tempo computazionale per la creazione della mesh e dell'input file per Abaqus, che in queste condizioni è molto oneroso. La presenza della frattura non è stata considerata.

Le forze sono state scomposte in due componenti nel piano XZ dal momento che per ciascuna forza è presente solo un angolo in figura 2.35: per cui è stato ipotizzato che la componente Y di ciascuna forza fosse nulla.

I valori delle forze utilizzate sono le seguenti:

$$F1_x = 927.68 \text{ N} \qquad F2_x = -797.06 \text{ N}$$

$$F1_z = -1744.70 \text{ N} \qquad F2_z = 949.90 \text{ N}$$

Per quanto concerne il punto di applicazione di queste forze, sono stati utilizzati il centro della testa femorale e il punto d'inserzione del muscolo Tensor Fascia Lata calcolati attraverso le funzioni descritte nei paragrafi precedenti, in modo da applicare i carichi nei punti precisi.

In tali punti sono stati applicati i carichi; inoltre essendo stati importati come nodi liberi all'interno dell'input file, sono state create delle connessioni rigide come segue:

- Connessione rigida tra il nodo della testa e i nodi appartenenti alla superficie della testa per circa 2/3 del totale. Tali nodi rappresentano i punti di contatto dove vengono scambiate le forze all'interno della cavità acetabolare;
- Connessione rigida tra il nodo dell'inserzione muscolare e una decina di nodi limitrofi, per simulare l'area dell'inserzione tendinea del muscolo citato che racchiude una piccola superficie

Per quanto concerne la definizione dei vincoli, in figura è stata rappresentata solo la porzione prossimale del femore per una lunghezza complessiva di 280 mm, con un incastro nell'estremità distale. Sul modello importato, sono stati vincolati ad incastro, tutti i nodi che appartengono alla parte distale del femore coerentemente alla prova condotta in letteratura.

È stata effettuata un'analisi lineare statica, e sono stati rappresentati forze, spostamenti e deformazioni. In particolare, la deformazione assiale è stata confrontata con i risultati del modello FE di Cristofolini e con i risultati sperimentali da lui ottenuti replicando in vitro lo stesso set-up [47]. Questo confronto costituisce la verifica del corretto funzionamento del codice Matlab sviluppato nella parte precedente.

3-RISULTATI

I codici sviluppati nel capitolo precedente sono stati applicati sul modello SawBone di riferimento in formato STL a disposizione. Sono state utilizzate tutte le funzioni descritte in precedenza per (1) individuare i punti di repere e sulla loro conoscenza (2) individuare le inserzioni muscolari e (3) generare la mesh e le condizioni al contorno di una prova di letteratura per validare il modello.

3.1 Risultati dell'applicazione dei codici Matlab

INDIVIDUAZIONE DEI PUNTI DI REPERE

Punti di repere individuati sul femore nel sistema di riferimento di partenza

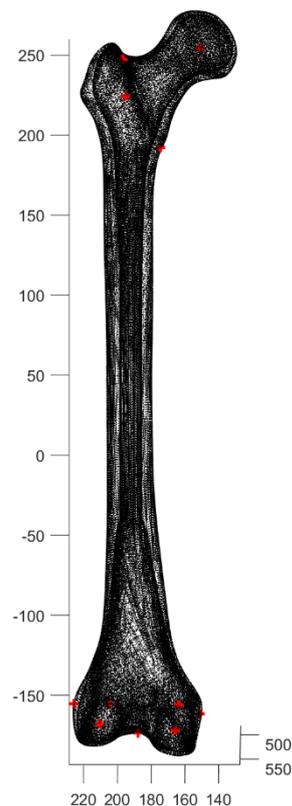


Figura 3.1: Punti di repere individuati sul femore a disposizione

Punto di repere	Coordinata X (mm)	Coordinata Y (mm)	Coordinata Z (mm)
FCH	151.17	507.68	237.88
ME	151.20	527.67	-171.87
LE	225.94	534.86	-163.60
ICN	187.89	530.87	-183.10
MPC	165.65	557.94	-173.18
LPC	210.68	558.08	-168.88
GT	197.09	528.53	237.34
LT	174.66	534.45	183.92
MPPC	163.70	552.92	-159.01
LPPC	205.00	554.30	-157.90
PTC	195.12	537.35	216.83

Tabella 3.1: Coordinate dei punti di repere nel sistema di riferimento di partenza

TRACCIAMENTO DELLA TERNA LOCALE DI RIFERIMENTO

Femore nel Sistema di Riferimento di Bergmann

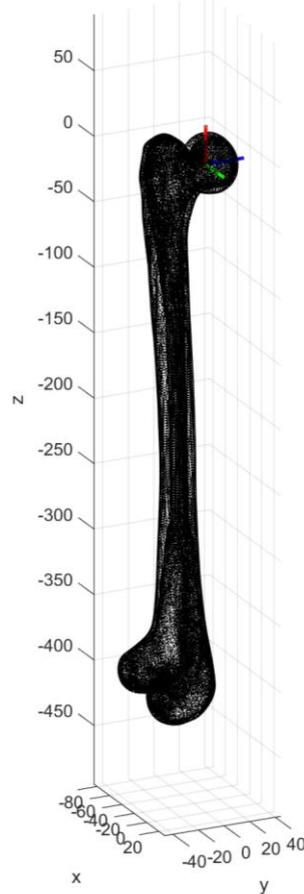


Figura 3.3 : Sistema di riferimento di Bergmann individuato sul centro della testa femorale

Si riporta, inoltre la matrice di trasformazione detta anche posa per cambiare il sistema di riferimento da quello di partenza a quello di Bergmann.

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} -0.9997 & -0.0080 & 0.0231 & 149.70 \\ 0.0070 & -0.9991 & -0.0424 & 516.23 \\ 0.0234 & -0.0422 & 0.9988 & -219.71 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

È una matrice 4x4 avente le seguenti proprietà: le prime 3 righe e le prime 3 colonne descrivono le componenti di rotazione lungo i vari assi, le prime 3 righe dell'ultima colonna rappresentano la distanza tra le origini del sistema di riferimento di partenza e quello di arrivo, mentre l'ultima riga descrive i fattori di scala lungo i vari assi. Tali output sono stati utilizzati come input per il calcolo delle inserzioni muscolari con la funzione MATLAB sviluppata da me, di cui si riportano i risultati.

INDIVIDUAZIONE DELLE INSERZIONI MUSCOLARI

Inserzioni muscolari individuati sul femore nel sistema di riferimento di partenza

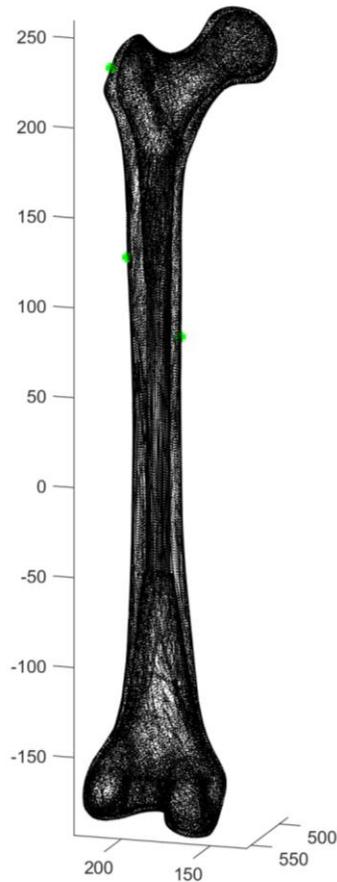


Figura 3.4: Inserzioni muscolari individuate (verde)

Inserzione muscolare	Coordinata X (mm)	Coordinata Y (mm)	Coordinata Z (mm)
Tensor Fascia Latae	218.16	519.04	224.85
Vastus Lateralis	206.20	526.77	122.35
Vastus Medialis	180.69	513.32	76.85

Tabella 3.2: Coordinate delle inserzioni muscolari espresse nel sistema di riferimento originale

Per la realizzazione della prova FEM sono state utilizzate le coordinate individuate del centro della testa femorale, FHC, Tabella 3.1, e dell'inserzione del Tensor Fascia Latae, Tabella 3.2, per l'applicazione dei carichi in tali punti. Tali punti sono stati inseriti come nodi liberi all'interno dell'input file per Abaqus, in aggiunta ai nodi della mesh realizzata per effettuare la prova.

GENERAZIONE DELLA MESH

È stata realizzata una mesh volumetrica con elementi tetraedrici del primo ordine aventi taglia compresa tra 2 ed 1 mm, con un gradiente di 1mm.

NUMERO DI NODI GENERATI: 101518

NUMERO DI ELEMENTI GENERATI: 531235

Mesh with Linear Tetrahedral Elements



Figura 3.5: Realizzazione della mesh da esportare

È stato eseguito il controllo qualità con le varie funzioni illustrate nel capitolo precedente, tuttavia tutte le funzioni usate, impostando una soglia a 0.4, non hanno individuato elementi con qualità inferiore o uguale. Per cui è possibile sostenere che la mesh realizzata sia di buona qualità, per cui i risultati generati dall'analisi FEM possono non essere affetti da errori dovuti agli elementi generati.

3.2 Risultati prova FEM

Importata la mesh su Abaqus, con le coordinate dei punti a disposizione calcolate con gli script precedenti, è stata effettuata la simulazione, che ha prodotto i seguenti risultati principali in termini di grandezze meccaniche d'interesse.

VON MISES STRESS

Si riporta in figura l'andamento della tensione di Von Mises presente sulla porzione laterale e mediale del femore:

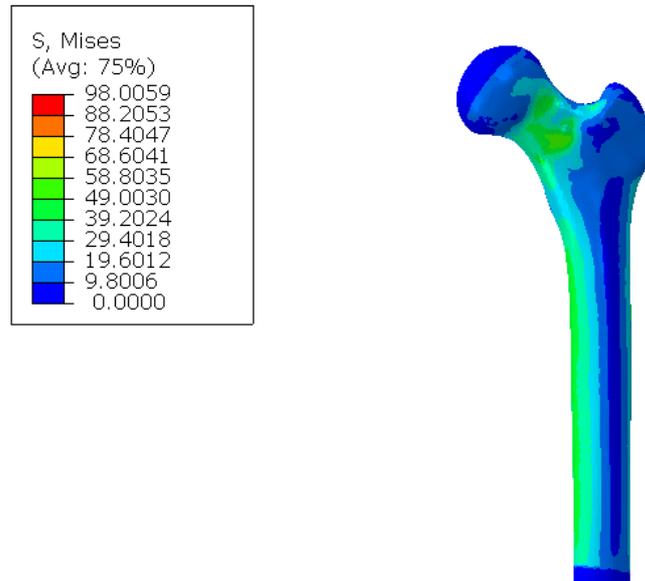


Figura 3.6: Von Mises Stress.

Dall'analisi dello stato tensionale riportato, si evince la presenza di uno stato di sollecitazione lungo le due porzioni medial e laterali della diafisi femorale, per un intervallo di valori che va dai 0 ai 60 MPa; inoltre, la regione del collo presenta uno stato di tensione dovuto dall'azione dei carichi imposti. La presenza di uno stato tensionale importante nella regione del collo anatomico evidenzia come sia uno dei punti più critici dell'intero osso, per cui è una delle regioni ad elevato rischio di frattura. Sono presenti dei picchi di tensione in prossimità delle regioni in cui sono applicati i carichi: sono delle zone di intensificazione delle forze e si trovano in prossimità del grande trocantere e della porzione più prossimale della testa.

SPOSTAMENTO GLOBALE

Si riporta in figura la distribuzione dello spostamento globale riscontrato sul modello:

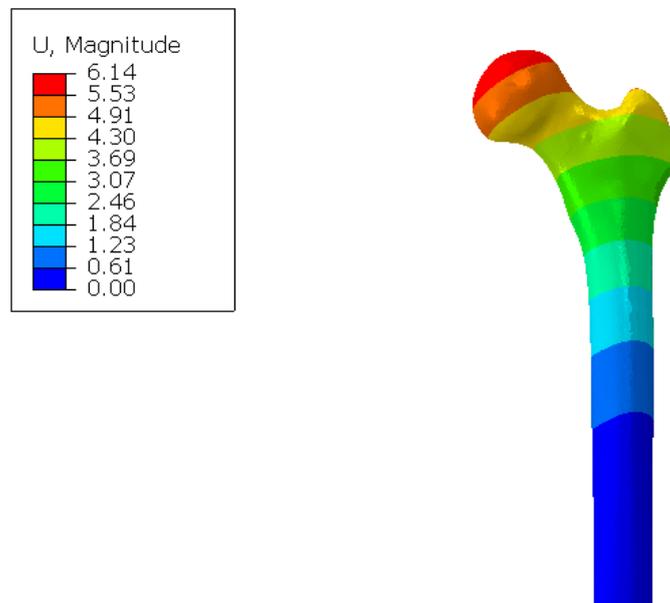


Figura 3.7: Spostamento globale del femore

Dall'analisi dello spostamento globale si evince una distribuzione crescente (in modulo) dall'estremità distale vincolata, all'estremità prossimale che si articola con l'acetabolo. L'ordine di grandezza dello spostamento risultante è del mm, ed il valore massimo riscontrato è di circa 6 mm lungo la porzione testa che normalmente si inserisce nella cavità acetabolare.

DEFORMAZIONE ASSIALE

Si riporta la distribuzione delle deformazioni assiali presente nel femore:

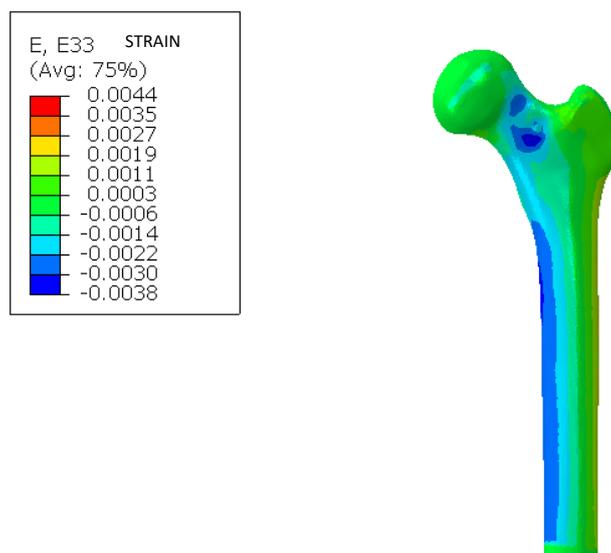


Figura 3.8: Deformazione assiale.

Le deformazioni riportate rispecchiano l'andamento dei risultati della tensione mostrati nelle figure precedenti: la diafisi prossimale dell'estremità non incastrata presenta una distribuzione di tensione su entrambe le due porzioni laterale e mediale; inoltre, la regione del collo anatomico presenta una distribuzione di deformazione importante, dovuta dall'effetto dei carichi imposti. Partendo dall'incastro, i valori di deformazione aumentano fino ad un valore massimo su entrambe le due porzioni, per poi decrescere in prossimità della regione subtrocanterica. Dall'osservazione delle immagini si osserva che, a livello qualitativo, anche per lo stato di deformazione la diafisi mediale presenta valori maggiori di deformazione per un valore massimo circa pari a 200 microstrain. La componente di deformazione sarà approfondita nel capitolo successivo, per il confronto dei risultati con la prova di letteratura.

4.1 Discussione sui metodi implementati in Matlab

Sulla base dei risultati ottenuti, è possibile fare le seguenti considerazioni: come si evince dalle figure riportate nella prima parte del capitolo precedente, i punti di reperi riportati in tabella 3.1 sono compatibili con la loro posizione naturale anatomica, inoltre il sistema di riferimento locale è rappresentato correttamente coerentemente con la definizione proposta da Bergmann [10]. Poiché lo script presentato è stato validato sperimentalmente [40], questo è un risultato atteso. Tuttavia, dato che il codice è stato riadattato per poter elaborare il femore in formato STL, è necessario, per il corretto funzionamento, che esso presenti un numero adeguato di vertici e facce per la discretizzazione spaziale del modello e che non presenti discontinuità. A tal proposito, sono state fatte delle modifiche per poter valutare la bontà del codice utilizzato, dalle quali si evince che:

- Ruotando o traslando il femore nello spazio, il codice non altera l'individuazione dei punti di reperi e del sistema di riferimento che rimane la stessa per tutte le varie prove;
- È necessario un numero di vertici e facce adeguato alla rappresentazione del femore poiché un numero troppo basso o non omogeneamente distribuito lungo la sua geometria può portare degli errori che non consentono la corretta esecuzione del codice;
- Sbagliando lato di appartenenza il codice non funziona;
- In presenza di strappi o fratture, il codice non funziona;
- Aumentando il numero di nodi e di facce del modello, l'algoritmo procede più lentamente, risulta più preciso, ma restituisce degli avvisi (warning), trascurabili, per l'individuazione di alcuni punti. Il grado di precisione dell'algoritmo dipende dal numero di facce e vertici nel file di partenza. Tuttavia, se si aumenta eccessivamente il numero di vertici e facce del modello STL è possibile che il codice non funzioni, in quanto nelle varie parti sono applicati dei rapporti con delle soglie, che possono essere superate e generare errore all'utente, se il modello è eccessivamente ricco di vertici.

Sulla base di tali risultati sono state individuate le coordinate delle inserzioni muscolari dei tre muscoli attraverso una nuova funzione. Uno degli aspetti chiave è l'approssimazione dell'origine del sistema di riferimento nella fossa intercondilare (ICN). Tale aspetto può condizionare il calcolo delle inserzioni, e può portare delle stime errate per il loro posizionamento, dato che l'eventuale errore di approssimazione si propaga nel calcolo della matrice di rotazione e dei fattori di scala. Per cui, come verifica del corretto funzionamento del codice, a posteriori, è stato effettuato un controllo sui punti della superficie per poterne valutare il corretto posizionamento. Tale verifica, si basa sul rapporto tra le distanze di due punti: al numeratore, viene calcolata la distanza tra due punti nel sistema di riferimento originale, al denominatore, invece, la distanza tra i medesimi punti espressi nel sistema di riferimento dello standard [43]. Sono state computate le distanze tra diverse coppie di punti, tra i due epicondili mediale e laterale, tra i due condili mediale e laterale, e tra la fossa intercondilare e la testa, in entrambi i sistemi di riferimento, e ne è stato calcolato il rapporto. I risultati ottenuti oscillano tra 1.09 e 1.12, per cui è possibile concludere che tutti i punti sono scalati in maniera proporzionale sul femore di partenza.

4.2: Discussione risultati FEM: confronto con la prova di letteratura

Per verificare i risultati ottenuti dalla prova FEM le cui condizioni al contorno sono state ottenute attraverso i vari script utilizzati, è stato fatto un confronto tra l'andamento delle deformazioni assiali individuato nello studio bibliografico di riferimento [47] e l'andamento delle deformazioni assiali riscontrato nella prova FEM realizzata. Compatibilmente a quanto effettuato, sono state confrontate le deformazioni della porzione mediale e della porzione laterali a partire da 5 punti equispaziati lungo la diafisi femorale: tali punti sono distanti tra loro circa 4 cm e sono dei punti in cui, sperimentalmente, sono stati misurate le deformazioni tramite estensimetri. Si riporta in figura il risultato tratto dallo studio di riferimento, con il quale è stato realizzato il confronto.

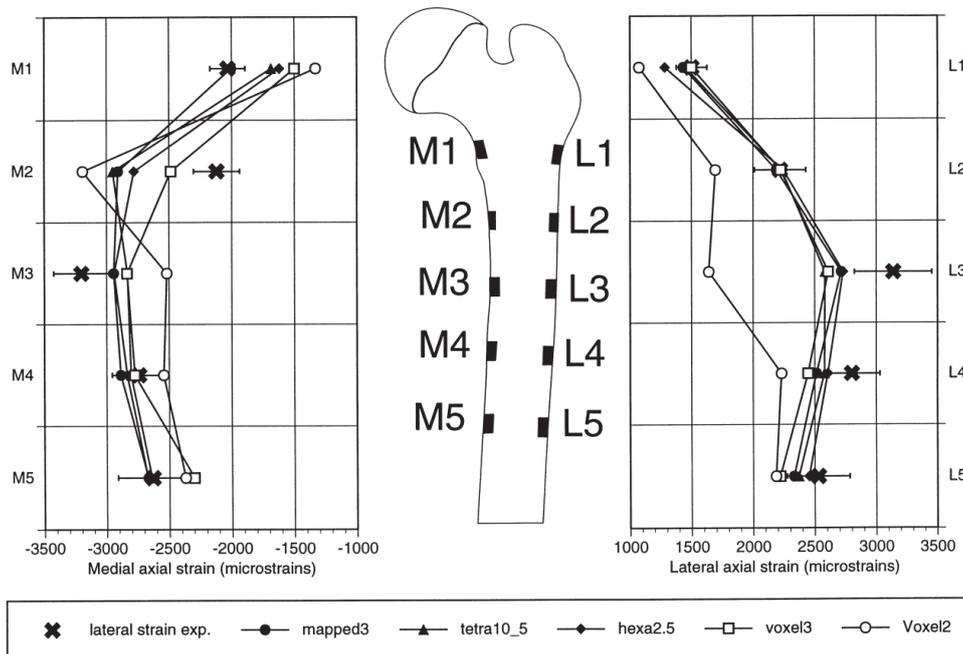


Figura 4.1: Deformazioni assiali individuate nel modello da letteratura [47].

In figura sono riportate diverse tipologie di mesh utilizzate, ed i valori sperimentali registrati. In analogia a quanto effettuato nella prova sono stati individuati tramite delle 'Probes' su Abaqus i valori di deformazione assiale registrati lungo la diafisi per un totale di cinque punti di campionamento per porzione sia laterale che mediale. Tali punti sono equispaziati tra di loro per un totale di circa 4 cm. Sono stati realizzati dei grafici simili a quelli riportati in Figura 4.1, per poter fare dei confronti tra i risultati ottenuti. Il confronto verterà sull'analisi dei risultati tra la curva lineare appartenente alla serie 'tetra 10_5', la curva 'lateral strain exp.' ed i valori appartenenti alla curva tracciata con le deformazioni appartenenti al modello in analisi. Inoltre, occorre aggiungere che i risultati sperimentali sono dei valori medi, ed è riportato assieme a loro, l'intervallo di confidenza.

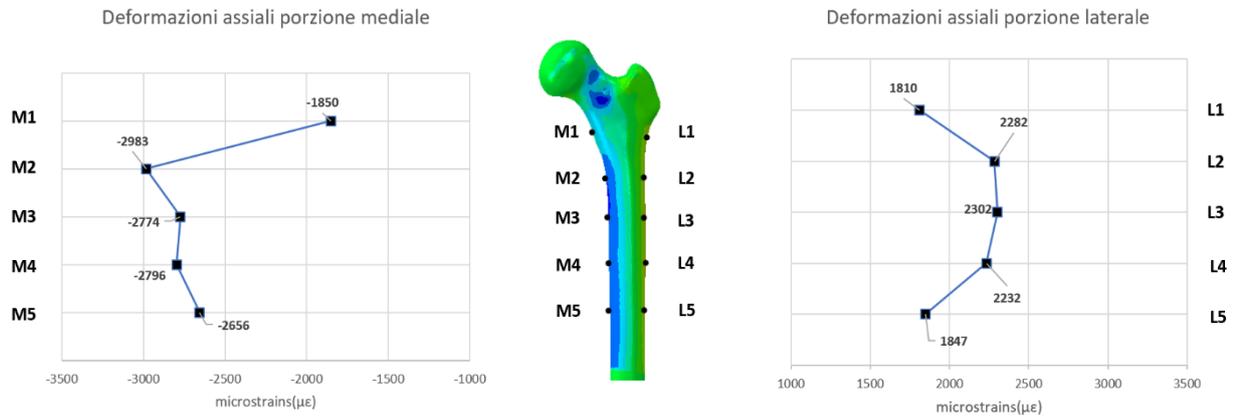


Figura 4.2: Femore con la posizione delle sonde posizionate su Abaqus, nei grafici di lato, i valori delle deformazioni individuate.

A livello qualitativo è possibile fare delle osservazioni preliminari confrontando i risultati ottenuti dall'analisi FEM condotta e tra quelli riportati nello studio:

- 1) L'ordine di grandezza dei risultati individuati su entrambe le due porzioni della diafisi femorale risulta perfettamente compatibile con quello individuato sperimentalmente;
- 2) La monotonia dei grafici, per entrambe le due porzioni risulta essere simile. La porzione laterale presenta lo stesso andamento riscontrato in figura 4.1, mentre delle piccole differenze si possono individuare nel grafico della porzione mediale;
- 3) Molti dei risultati individuati, rientrano nell'intervallo di confidenza dei risultati sperimentali.
- 4) Le curve individuate presentano dei valori, nella maggior parte dei casi, inferiori rispetto ai valori medi sperimentale: tale tendenza risulta la stessa di quello presente nella curva dei valori FEM di letteratura se confrontato con i valori sperimentali medi.

Sulla base dei risultati nei grafici, sono stati calcolati gli scostamenti con i valori presenti in figura 4.1. È stato calcolato lo scostamento tra il valore FEM della prova di letteratura e lo scostamento rispetto ad in valori sperimentali medi. Tale valore viene espresso in percentuale.

PORZIONE LATERALE DIAFISI FEMORALE

Viceconti et al. (1998)				
Valori in silico	Valori in silico	Scostamento (%)	Valori in vitro	Scostamento (%)
1810	1500	20,67	1500	20,67
2282	2200	3,73	2200	3,73
2302	2600	11,46	3100	25,74
2232	2600	14,15	2800	20,29
1847	2400	23,04	2500	26,12

Tabella 4.1: Analisi degli scostamenti della porzione laterale del femore rispetto ai valori di letteratura. Sono riportati in ordine dal valore in posizione L1 al valore L5.

PORZIONE MEDIALE DELLA DIAFISI FEMORALE

Viceconti et al. (1998)				
Valori in silico	Valori in silico	Scostamento (%)	Valori in vitro	Scostamento (%)
-1850	-1700	8,82	-2000	7,50
-2983	-2900	2,86	-2100	42,05
-2774	-2800	0,93	-3200	13,31
-2796	-2800	0,14	-2700	3,56
-2656	-2300	15,48	-2600	2,15

Tabella 4.2: Analisi degli scostamenti della porzione mediale del femore rispetto ai valori di letteratura. Sono riportati in ordine dal valore in posizione M1 al valore M5.

Dai valori presenti nelle tabelle si evince che il modello FE realizzato produce dei risultati, in termini di scostamenti, differenti nelle due porzioni: la porzione mediale presenta dei valori che differiscono di poco rispetto ai valori sperimentali e computazionali del modello di letteratura. Alcuni di essi si scostano meno del 5%, alcuni presentano valori che si trovano tra i 5% ed il 15%. A differenza, la porzione laterale presenta dei valori che si scostano maggiormente rispetto ai valori di riferimento, in percentuale la maggior parte dei valori presenta dei valori di scostamento compresi tra il 10% ed il 25%. Tuttavia, a partire da questi risultati occorre aggiungere delle considerazioni significative:

- 1) I carichi sono stati applicati nei punti individuati dall'utilizzo degli script precedenti, in modo da applicare la reazione articolare e l'azione muscolare nei punti più precisi; nello studio, invece, i punti sono stati applicati superficialmente in prossimità del Grande Trocantere e del punto più alto della superficie della testa, punti in cui il modello è sollecitato dalla macchina di prova usata per effettuare la valutazione sperimentale [48].
- 2) Le forze sono state applicate su un singolo nodo nella prova di letteratura [47] mentre nel modello realizzato sono state realizzate delle connessioni rigide tra punto di applicazione delle forze e nodi limitrofi per distribuire il carico simulando una condizione più fisiologica possibile.
- 3) La geometria del femore è differente, in quanto i due modelli di partenza non sono i medesimi: il femore utilizzato nella prova di lettura, deriva da un modello 3D ricostruito in formato IGES a partire da dati acquisiti da scansioni TC su un femore sintetico e successivamente validato [49].
- 4) La generazione della mesh è diversa: sebbene il tipo di elemento utilizzato risulti essere simile il programma usato per la generazione della mesh è diverso in quanto, nello studio, per la realizzazione della mesh è stato usato un programma ad elementi finiti, nel mio caso, invece, è stato utilizzato Matlab, che dispone di diversi codici per la generazione della mesh, ma tuttavia non consente di avere sicuramente le stesse funzionalità di un programma specifico.
- 5) La taglia della mesh non è la stessa in quanto non sono riportate delle caratteristiche della mesh nell'articolo, motivo per cui è stato scelto di generare una mesh di taglia compresa tra

2 ed 1 mm per avere un numero di nodi ed elementi sufficientemente valido per poter affermare di essere arrivati a convergenza dei risultati.

- 6) L'ordine dell'elemento è diverso per motivi legati al tempo computazionale di esecuzione della simulazione;
- 7) La scelta dei punti di campionamento per le deformazioni non è esattamente la medesima di quella effettuata dagli autori.
- 8) L'orientazione del femore ed il posizionamento degli estensimetri assumono un ruolo cruciale nella generazione dei risultati: piccole modifiche a questi parametri, possono comportare degli scostamenti significativi per cui è fondamentale garantire la perfetta ripetibilità della prova.
- 9) La maggior parte dei valori individuati rientra nell'intervallo di confidenza dei valori sperimentali.

Circa il punto 8 è stato evidenziato attraverso delle prove in set-up simili che, al variare della posizione della testa femore, e quindi dell'orientamento nello spazio, i valori misurati di deformazione nelle due porzioni, laterali e mediali, a parità di condizioni di carico, variano con scostamenti significativi. Questo implica che l'orientazione della femore, e più in generale la ripetibilità delle condizioni al contorno tra le varie prove, è il requisito fondamentale per poter replicare fedelmente un modello di letteratura [48]. Difatti, in partenza erano state fatte delle modifiche alle condizioni al contorno sulla base dei risultati dei precedenti script, ed il confronto effettuato serviva per avere un riscontro pratico di queste scelte effettuate e della bontà dei codici sviluppati. Inoltre, è stato assunto a priori che i modelli confrontati fossero nello stesso sistema di riferimento: da questi risultati sicuramente non lo sono: il femore utilizzato, presenta un orientamento nello spazio tale da avere uno stato di deformazione inferiore nella porzione laterale rispetto a quanto atteso.

Tuttavia, considerando i risultati ottenuti e le ultime osservazioni fatte in merito ad alcuni aspetti delle condizioni al contorno, è possibile affermare che per avere un riscontro più marcato con i risultati della prova di letteratura occorre avere il femore nello stesso sistema di riferimento, ma considerando le differenze nelle condizioni al contorno, l'ordine di grandezza dei risultati e la monotonia delle curve delle deformazioni (Figura 4.2), e gli scostamenti rispetto ai valori medi sperimentali e ai valori FEM da letteratura, i risultati da me ottenuti sono buoni e testimoniano il corretto funzionamento dei codici implementati nelle parti precedenti.

5-CONCLUSIONI

Sulla base dei risultati ottenuti e delle discussioni effettuate, sono sorte le seguenti conclusioni a valle del lavoro svolto: per quanto concerne l'individuazione dei punti di reperi, l'algoritmo usato, individua dei risultati attendibili purché il modello STL di partenza non presenti imperfezioni nella geometria ed il numero di vertici e di facce per la discretizzazione in Matlab sia adeguato; per l'individuazione delle inserzioni muscolari, nonostante il controllo delle distanze svolto a posteriori, si conclude che per avere un risultato migliore delle coordinate di tali punti, occorre fare una verifica sperimentale e sulla base dei risultati e delle differenze individuate, migliorare la definizione di alcuni parametri del codice per l'individuazione corretta di tali inserzioni. Tuttavia, si osserva anche che l'inserzione muscolare a livello statistico non può essere semplicemente individuata per via matematica esatta: in buona parte della popolazione, per fattori genetici o morfologici, l'inserzione di tali muscoli può differire da quella individuata tramite questo algoritmo; per cui, come suggerito da diversi approcci, invece dei punti di inserzione è possibile individuare delle aree della superficie femorale in cui si trova l'inserzione muscolare incognita, e valutare il punto d'inserzione come il baricentro di quest'area (valor medio). Il codice da me sviluppato non tiene conto di questo aspetto, ma tuttavia esso può essere utilizzato in sviluppi futuri, disponendo di grossi database di valori acquisiti, per migliorarne le prestazioni.

Per quanto concerne il processo di automatizzazione della generazione della mesh mediante l'utilizzo di MATLAB, è possibile concludere che gli algoritmi utilizzati consentono di generare una mesh abbastanza buona a partire dalla geometria di partenza; tuttavia, non consentono di realizzare dei processi di generazione manuale della mesh. Non è possibile realizzare delle mesh più fitte in zone specifiche, o realizzare mesh con caratteristiche diverse all'interno della stessa geometria rispettando la continuità dei nodi. Difatti, questo aspetto ha limitato lo sviluppo del codice per la creazione della rima di frattura: l'idea principale era quella di infittire la mesh dove è presente la frattura rispettando la continuità dei nodi, tuttavia, a causa dei limiti individuati, la frattura è stata individuata come set di elementi a cui assegnare proprietà meccaniche differenti.

Utilizzando questi codici per gestire la realizzazione del modello FE, è stato effettuato un confronto con una prova di letteratura per valutare la bontà dei risultati e dei codici utilizzati.

In prima osservazione è possibile affermare che i risultati ottenuti sulla base della prova FEM svolta sottostimano i risultati ottenuti in letteratura. Tuttavia, sull'analisi delle considerazioni effettuate nel capitolo precedente, considerando sicuramente (1) il diverso punto d'applicazione dei carichi, (2) la definizione del sistema di riferimento di partenza, (3) la monotonia dell'andamento dei risultati dalla posizione 1 alla 5, (4) l'ordine di grandezza dei risultati, e (5) l'appartenenza per la maggior parte dei valori individuati all'intervallo di confidenza dei valori medi sperimentali, nonostante gli scostamenti individuati, è possibile concludere, che i risultati ottenuti sono coerenti con i risultati individuati nella prova di letteratura. La diversità dei risultati è da ricercare principalmente nelle piccole differenze utilizzate nello sviluppo delle condizioni al contorno tra i due modelli: l'impossibilità di ripetibilità della prova, è uno dei limiti principali dell'approccio seguito.

Sebbene siano nati diversi limiti nelle varie parti del percorso, il lavoro presenta diverse potenzialità: la possibilità di automatizzare il processo di individuazione dei punti di reperi e le inserzioni muscolari a partire da un modello del femore del paziente è sicuramente l'aspetto più rilevante da considerare. Tale aspetto apre alla realizzazione ed allo studio personalizzato sul paziente di modelli

numerici del femore in modo da personalizzare ed ottimizzare processi di guarigione e la progettazione di componenti impiantabili. La seconda potenzialità è quello di gestire in automatico la realizzazione della prova FEM tramite Matlab con la creazione di input file specifici per programmi ad elementi finiti, che possono essere eseguiti senza usare il programma specifico. L'idea di non utilizzare direttamente il programma FE ma solamente in eseguirlo in background è un aspetto interessante che consente all'utente di velocizzare alcuni aspetti nell'ambito della progettazione meccanica in fase di pre-processing.

Tuttavia, questo lavoro costituisce solamente un primo passo verso lo sviluppo di processi computazionali per applicazioni biomeccaniche. I codici sviluppati necessitano di essere verificati con prove in vivo, per cui, proseguire con prove sperimentali per la validazione dei codici sicuramente costituisce un primo sviluppo futuro in modo tale da poter affinare i parametri dei vari script e successivamente validarli. Altra prospettiva è rappresentata dallo sviluppo di algoritmi per la creazione e modellazione della rima di frattura; infatti, il codice sviluppato risolve in una modalità specifica il problema della rima di frattura entro i limiti individuati dall'utilizzo delle routine Matlab; tuttavia, è possibile anche individuare altri approcci risolutivi validi, che consentono di creare la frattura secondo specifiche più dettagliate che mimino maggiormente il tipo di approccio seguito dall'utente nei software FEM. Il vantaggio di poter simulare in silico l'eventuale frattura femorale può essere interessante per ottimizzare la realizzazione di placche, viti ed altri dispositivi impiantabili ma anche per il loro corretto posizionamento in sede operatoria o per lo studio della frattura in diversi stadi. L'ultima prospettiva è legata sulla scelta della prova FEM con cui confrontare i risultati: è stata scelta una prova non molto complessa da realizzare, tuttavia, data la conoscenza dei punti e delle inserzioni con l'ausilio delle funzioni implementate, sarebbe possibile realizzare prove FEM più specifiche con la progettazione di nuovi set-up sperimentali che consentano di applicare le forze nei punti d'interesse per poter validare i codici e aprire lo sviluppo verso scenari futuri.

Sulla base del lavoro condotto, e dei risultati ottenuti, si conclude che l'obiettivo principale della tesi è stato perseguito.

6-BIBLIOGRAFIA

- [1] 'Trattato di Anatomia Umana 2020 + Atlante di Anatomia Umana (Anatomy Bag Plus) – Autori: Anastasi-Cannas-Cavaletti-Cinti-Manzoli-Miscia-Sbarbati-Zecchi' - Editore: Edi-Ermes V 2021
- [2] Balboni G. C. et al. (2000, III edizione) Anatomia umana, Milano, EDI.ERMES, 3 vv.
- [3] P. D. Wilson, *Anatomy of Muscle*, Third Edit., vol. 5. Elsevier, 2014.
- [4] G. N. Duda, D. Brand, S. Freitag, W. Lierse, and E. Schneider, "Variability of femoral muscle attachments," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1185–1190, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(96)00025-5.
- [5] Y. Jun and K. Choi, "Design of patient-specific hip implants based on the 3D geometry of the human femur," *Adv. Eng. Softw.*, vol. 41, no. 4, pp. 537–547, 2010, doi: 10.1016/j.advengsoft.2009.10.016.
- [6] P. J. Mansfield and D. A. Neumann, "Structure and Function of the Hip," *Essentials Kinesiol. Phys. Ther. Assist.*, pp. 233–277, 2019, doi: 10.1016/b978-0-323-54498-6.00009-6.
- [7] R. Radaković and N. Filipovic, *Sport biomechanics: Experimental and computer simulation of knee joint during jumping and walking*. 2020.
- [8] K. Subburaj, B. Ravi, and M. Agarwal, "Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 34, no. 4, pp. 277–288, 2010, doi: 10.1016/j.compmedimag.2009.11.003.
- [9] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics," *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 226–237, 2005, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.05.003.
- [10] G. Bergmann, A. Bender, J. Dymke, G. Duda, and P. Damm, "Standardized loads acting in hip implants," *PLoS One*, vol. 11, no. 5, pp. 1–23, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0155612.
- [11] I. Berle, "Letter to the editor," *J. Vis. Commun. Med.*, vol. 25, no. 2, p. 87, 2002, doi: 10.1080/014051102753774751.
- [12] K. Subburaj, B. Ravi, and M. Agarwal, "Automated identification of anatomical landmarks on 3D bone models reconstructed from CT scan images," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 33, no. 5, pp. 359–368, 2009, doi: 10.1016/j.compmedimag.2009.03.001.
- [13] L. Savonnet, S. Duprey, S. V. S. Jan, and X. Wang, "Pelvis and femur shape prediction using principal component analysis for body model on seat comfort assessment. Impact on the prediction of the used palpable anatomical landmarks as predictors," *PLoS One*, vol. 14, no. 8, pp. 6–13, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0221201.
- [14] K. Shino, R. Iuchi, Y. Tachibana, T. Matsuo, T. Otori, and T. Mae, "Intraoperative Landmarks for Tunnel Placement in Anatomical Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," *Oper. Tech. Orthop.*, vol. 27, no. 1, pp. 38–42, 2017, doi: 10.1053/j.oto.2017.01.008.

- [15] Y. Suzuki *et al.*, “Morphogenesis of the femur at different stages of normal human development,” *PLoS One*, vol. 14, no. 8, pp. 1–18, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0221569.
- [16] a Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, and a Leardini, “Position and orientation in space of bones during movement,” *Clin. Biomech.*, vol. 10, no. 4, pp. 171–178, 1995, [Online]. Available: pdf AHa.
- [17] A. Rohlmann, U. Mössner, G. Bergmann, and R. Kölbl, “and Experimental Investigation of Stresses,” *J. Biomed. Eng. 1982*, vol. 4, pp. 241–246, 1982.
- [18] E. Reina-Romo, M. A. Giráldez-Sánchez, J. Mora-Macías, P. Cano-Luis, and J. Domínguez, “Biomechanical design of Less Invasive Stabilization System femoral plates: Computational evaluation of the fracture environment,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 228, no. 10, pp. 1043–1052, 2014, doi: 10.1177/0954411914554634.
- [19] E. F. U. Holly A. Swartz, Jessica C. Levenson, “乳鼠心肌提取 HHS Public Access,” *Physiol. Behav.*, vol. 43, no. 2, pp. 145–153, 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109318.The.
- [20] A. Tsouknidas, K. Anagnostidis, G. Maliaris, and N. Michailidis, “Fracture risk in the femoral hip region: A finite element analysis supported experimental approach,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 11, pp. 1959–1964, 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.011.
- [21] M. O. Heller, G. Bergmann, J. P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas, and G. N. Duda, “Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 1155–1163, 2005, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.022.
- [22] M. E. Müller, P. Koch, S. Nazarian, and J. Schatzker, *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. 1990.
- [23] R. Kumar, R. N. Singh, and B. N. Singh, “Comparative prospective study of proximal femoral nail and dynamic hip screw in treatment of intertrochanteric fracture femur,” *J. Clin. Orthop. Trauma*, vol. 3, no. 1, pp. 28–36, 2012, doi: 10.1016/j.jcot.2011.12.001.
- [24] D. Dalli, J. Buhagiar, P. Mollicone, and P. Schembri Wismayer, “A novel hip joint prosthesis with uni-directional articulations for reduced wear,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 127, p. 105072, 2022, doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.105072.
- [25] K. H. Park, C. W. Oh, I. H. Park, J. W. Kim, J. H. Lee, and H. J. Kim, “Additional fixation of medial plate over the unstable lateral locked plating of distal femur fractures: A biomechanical study,” *Injury*, vol. 50, no. 10, pp. 1593–1598, 2019, doi: 10.1016/j.injury.2019.06.032.
- [26] J. Albareda-Albareda *et al.*, “Biomechanical behavior of retrograde intramedullary nails in distal femoral fractures,” *Injury*, vol. 52, pp. S76–S86, 2021, doi: 10.1016/j.injury.2021.01.052.
- [27] C. Yang, H. Wang, Q. Zhu, and J. Zhu, “External fixator followed by a plate for distraction, reduction, and fixation in neglected femoral diaphyseal fractures,” *Injury*, vol. 44, no. 8, pp. 1087–1091, 2013, doi: 10.1016/j.injury.2013.03.019.
- [28] M. Lo Presti *et al.*, “Küntscher nails with static cement spacer: A simple technique in periprosthetic knee infections with massive bone loss and instability,” *Knee*, vol. 29, pp. 580–588, 2021, doi: 10.1016/j.knee.2021.01.025.
- [29] H. Cen, Y. Yao, H. Liu, S. Jia, and H. Gong, “Multiscale mechanical responses of young and

elderly human femurs: A finite element investigation,” *Bone*, vol. 153, no. July, p. 116125, 2021, doi: 10.1016/j.bone.2021.116125.

- [30] M. Nassiri, B. MacDonald, and J. M. O’Byrne, “Computational modelling of long bone fractures fixed with locking plates - How can the risk of implant failure be reduced?,” *J. Orthop.*, vol. 10, no. 1, pp. 29–37, 2013, doi: 10.1016/j.jor.2013.01.001.
- [31] G. Chen, B. Schmutz, M. Wullschleger, M. J. Pearcy, and M. A. Schuetz, “Computational investigations of mechanical failures of internal plate fixation,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 224, no. 1, pp. 119–126, 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM670.
- [32] R. Bryan, P. B. Nair, and M. Taylor, “Influence of femur size and morphology on load transfer in the resurfaced femoral head: A large scale, multi-subject finite element study,” *Biomech.*, vol. 45, no. 11, pp. 1952–1958, 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.015.
- [33] B. A. Behrens, I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman, and A. Bouguecha, “Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 8, pp. 1–9, 2009, doi: 10.1186/1475-925X-8-7.
- [34] M. Charles-Harris, D. Lacroix, I. Proubasta, and J. A. Planell, “Intramedullary nails vs osteosynthesis plates for femoral fracture stabilization: A finite element analysis,” *J. Appl. Biomater. Biomech.*, vol. 3, no. 3, pp. 157–167, 2005, doi: 10.1177/228080000500300304.
- [35] L. Wang, L. Ma, Y. Li, K. Niu, and Z. He, “A DCNN system based on an iterative method for automatic landmark detection in cephalometric X-ray images,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 68, no. January, p. 102757, 2021, doi: 10.1016/j.bspc.2021.102757.
- [36] R. Chen *et al.*, “Semi-supervised anatomical landmark detection via shape-regulated self-training,” *Neurocomputing*, vol. 471, pp. 335–345, 2022, doi: 10.1016/j.neucom.2021.10.109.
- [37] A. Watanabe, “How many landmarks are enough to characterize shape and size variation?,” *PLoS One*, vol. 13, no. 6, pp. 1–17, 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0198341.
- [38] J. Negrillo-Cárdenas, J. R. Jiménez-Pérez, H. Cañada-Oya, F. R. Feito, and A. D. Delgado-Martínez, “Automatic detection of landmarks for the analysis of a reduction of supracondylar fractures of the humerus,” *Med. Image Anal.*, vol. 64, 2020, doi: 10.1016/j.media.2020.101729.
- [39] M. Urschler, T. Ebner, and D. Štern, “Integrating geometric configuration and appearance information into a unified framework for anatomical landmark localization,” *Med. Image Anal.*, vol. 43, pp. 23–36, 2018, doi: 10.1016/j.media.2017.09.003.
- [40] M. C. M. Fischer, S. A. G. A. Grothues, J. Habor, M. de la Fuente, and K. Radermacher, “A robust method for automatic identification of femoral landmarks, axes, planes and bone coordinate systems using surface models,” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–11, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-77479-z.
- [41] K. Li, S. Tashman, F. Fu, C. Harner, and X. Zhang, “Automating analyses of the distal femur articular geometry based on three-dimensional surface data,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 9, pp. 2928–2936, 2010, doi: 10.1007/s10439-010-0064-9.
- [42] G. N. Duda, E. Schneider, and E. Y. S. Chao, “Internal forces and moments in the femur

during walking,” *J. Biomech.*, vol. 30, no. 9, pp. 933–941, 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(97)00057-2.

- [43] M. Viceconti, M. Ansaloni, M. Baleani, and A. Toni, “The muscle standardized femur: A step forward in the replication of numerical studies in biomechanics,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 217, no. 2, pp. 105–110, 2003, doi: 10.1243/09544110360579312.
- [44] “[ebook - Ingegneria - ITA] Belingardi - Il Metodo degli Elementi Finiti nella Progettazione Mecca.pdf.” .
- [45] A. Gugliotta, “5.1.1 Elementi monodimensionali,” *Elem. FINITI, Parte III*, 2002, [Online]. Available: http://www.mondovi.polito.it/ebook/doc/ag_p3.pdf.
- [46] A. Liu and B. Joe, “Relationship between tetrahedron shape measures,” *Bit*, vol. 34, no. 2, pp. 268–287, 1994, doi: 10.1007/BF01955874.
- [47] M. Viceconti, L. Bellingeri, L. Cristofolini, and A. Toni, “A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 1, pp. 1–10, 1998, doi: 10.1016/S1350-4533(97)00049-0.
- [48] L. Cristofolini and M. Viceconti, “Technical note: routine hardware removal: the debate continues,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 93, no. 20, pp. 1–8, 1995, doi: 10.2106/JBJS.OT.K.00082.
- [49] L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Cappello, and A. Toni, “Mechanical validation of whole bone composite femur models,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 4, pp. 525–535, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(95)00084-4.
- [50] L. Cristofolini, “A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses,” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 25, no. 4–5. pp. 409–483, 1997, doi: 10.1615/CritRevBiomedEng.v25.i4-5.30.
- [51] ‘Clinica Ortopedica’ Manuale-Atlante- Presentazione del Prof. LAMBERTO PERUGIA Ordinario di Clinica Ortopedica- Università ‘La Sapienza’, Roma- PICCIN- III EDIZIONE
- [52] Iso2Mesh (<https://github.com/fangq/iso2mesh>), GitHub. Retrieved February 26, 2022)
- [53] Geom3d (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/24484-geom3d>), MATLAB Central File Exchange. Retrieved February 26, 2022)
- [54] Moerman, Kevin M. “GIBBON: The Geometry and Image-Based Bioengineering Add-On.” *The Journal of Open Source Software*, vol. 3, no. 22, The Open Journal, Feb. 2018, p. 506, doi:10.21105/joss.00506.

7-RINGRAZIAMENTI

Uno dei momenti più importanti della propria vita è rappresentata dal raggiungimento di traguardi importanti, traguardi che segnano la propria crescita, la maturità e l'esperienza acquisita ma sono anche il primo passo verso futuri orizzonti.

Con questo lavoro, si conclude un percorso universitario al Politecnico iniziato cinque anni fa: sembrava ieri il giorno in cui sono entrato al Poli, da liceale, con lo sguardo innocente di chi non sa quello che accadrà negli anni universitari ma consapevole di aver fatto la scelta giusta. Sono stati tanti gli ostacoli incontrati durante questi anni, ma come in tanti ambiti, gli ostacoli sono fatti per essere superati e per imparare tanti nuovi aspetti prima sconosciuti. Oggi questi ostacoli sono stati superati, con forza, grinta e determinazione e sono arrivato al traguardo più importante: la laurea. Sono tante le emozioni ed i pensieri che in questo momento sono presenti nella mia testa: dalla gioia per il raggiungimento dell'obiettivo, all'incertezza del domani ma anche la stanchezza accumulata negli ultimi mesi.

Desidero ringraziare la mia famiglia, genitori e parenti, soprattutto mia sorella, per il sostegno ed il supporto dato in tutto il percorso universitario, ma anche per la compagnia di questi ultimi due anni in cui a causa della pandemia sono stato costretto a vivere tra le mura domestiche.

Desidero ringraziare Federico, il dottorando che mi ha seguito durante questa attività di tesi, per avermi seguito durante questi mesi, fornendomi i giusti consigli e le direttive per poter portare fino in fondo questo percorso universitario.

Desidero ringraziare tutti gli amici conosciuti qui a Torino, soprattutto in collegio, per avermi fatto divertire e maturare come persona durante questi anni universitari che porterò sempre nel mio cuore.

Desidero ringraziare in maniera speciale tutti i miei amici della Puglia, che ci sono stati sempre, dall'inizio alla fine dell'università, e che negli ultimi due anni di pandemia mi hanno supportato sempre ed incoraggiato soprattutto quando ho attraversato dei momenti di difficoltà.

Vorrei concludere questi ringraziamenti raccontando una breve storia: esattamente due anni fa, durante le vacanze di carnevale, rientravo a casa spensierato perché avevo finito gli esami e a marzo mi sarei dovuto laureare in triennale. Non potevo immaginare che quella sarebbe stata l'ultima volta in cui avrei visto Torino. Non potevo immaginare sarebbe scoppiata una pandemia e che si sarebbe stravolto l'ordine delle cose. Non potevo accettare che dopo tanti sacrifici, non avrei potuto ricevere l'onore della laurea in presenza. Non potevo accettare di perdere di vista le persone che avevo conosciuto a Torino. Non potevo immaginare che l'intero percorso di laurea magistrale l'avrei dovuto sostenere a distanza da casa. Non potevo pensare che una situazione del genere si sarebbe potuta verificare e non è stato facile per me accettarla. Io penso che ci siano diversi modi di reagire alle difficoltà: sono molto orgoglioso di aver lottato fino all'ultimo per poter riuscire a raggiungere questo importante obiettivo.

L'aspetto che mi rende più felice oggi non è la laurea in sé, ma semplicemente che, dopo due anni, finalmente si ritorna a respirare aria di normalità e non c'è soddisfazione più bella di essere ritornato qui a Torino e aver trovato l'ambiente esattamente come l'avevo lasciato, università, amici, collegio universitario con l'augurio e la speranza che la pandemia finisca e possa essere presto per tutti noi solamente un lontano ricordo.