

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sviluppo ed analisi di un modello ad elementi finiti personalizzato di ginocchio da dati di Risonanza Magnetica per la stima delle sollecitazioni agenti nella cartilagine durante il cammino



Relatore

Prof.ssa Cristina Bignardi

Candidato

Sara Renzone

Aprile 2019

Indice

1	Aspetti anatomici e patologici del ginocchio	9
1.1	Anatomia del ginocchio	9
1.2	Osteoartrosi	14
1.3	Trattamento delle lesioni della cartilagine.....	16
2	Esempi di modelli ad elementi finiti (FEM) di ginocchio presenti in letteratura	20
3	Materiali e metodi.....	31
3.1	Informazioni relative al soggetto analizzato	31
3.2	Segmentazione delle immagini cliniche	31
3.3	Smoothing dei file Stl, sottrazione booleana e creazione delle superfici Nurbs	35
3.4	Creazione della mesh	37
3.5	Modello agli elementi finiti.....	41
3.5.1	Introduzione all'analisi agli elementi finiti non lineare.....	41
3.5.2	Attribuzione dei materiali	45
3.5.3	Definizione dei contatti	48
3.5.4	Vincoli	51
3.6	Determinazione del centro di rotazione dell'articolazione	55
3.7	Determinazione dei carichi agenti	56
3.8	Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti	59
3.9	Ciclo del passo e attribuzione dei carichi al modello.....	70
4	Presentazione e discussione dei risultati	73
5	Limiti del modello e sviluppi futuri.....	93

6	Conclusioni	95
7	Bibliografia	97

Abstract

Il ginocchio è una delle articolazioni sinoviali più importanti del corpo umano ed è anche quella maggiormente soggetta a rischio di osteoartrosi, una patologia degenerativa cronica della cartilagine articolare.

Il lavoro di tesi presentato riguarda lo sviluppo di un modello ad elementi finiti dell'articolazione di ginocchio personalizzato, sia per quanto riguarda le geometrie, che sono state ricavate a partire da immagini di risonanza magnetica, sia per quanto riguarda le condizioni di carico, che sono state estratte attraverso un modello muscolo-scheletrico opportunamente scalato sui dati antropometrici del soggetto.

Il modello agli elementi finiti, che è relativo ad un'articolazione sana, comprende le strutture di femore, cartilagine del femore, tibia, cartilagine della tibia, fibula, menischi, legamenti collaterali e crociati. Le componenti ossee sono state modellate come corpi rigidi, mentre per il tessuto cartilagineo e per i legamenti sono stati usati dei materiali iperelastici.

Tale modello è in grado di riprodurre i principali contatti che avvengono all'interno dell'articolazione ed è stato utilizzato per simulare il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, che è un istante particolarmente significativo per quanto riguarda le sollecitazioni agenti a livello dell'articolazione.

I dati relativi alla forza di reazione vincolare e alle rotazioni sono stati attribuiti al corpo rigido femore, mentre la tibia e la fibula sono state vincolate in tutti e sei i gradi di libertà.

Particolare attenzione è stata posta nel trasporre le condizioni di carico in uscita dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti.

I risultati ottenuti mostrano una distribuzione della pressione di contatto in corrispondenza del tessuto cartilagineo confrontabile con modelli precedentemente validati.

I valori di stress e le deformazioni raggiunte nella cartilagine si collocano al di sotto rispettivamente di 14MPa e del 30%, valori soglia riportati in letteratura oltre ai quali si ha rischio significativo di insorgenza di danni a carico del tessuto.

Alla luce dei risultati ottenuti, e sebbene siano presenti alcuni limiti, con il modello sviluppato si è riusciti a simulare una condizione di carico tipica della vita quotidiana con dei risultati verosimili e con un livello di personalizzazione ancora scarsamente presente in letteratura.

Introduzione

Il ginocchio è un'articolazione sinoviale del corpo umano che è soggetta, durante le diverse attività quotidiane, ad importanti sollecitazioni meccaniche.

La cartilagine, di cui sono ricoperte le componenti ossee dell'articolazione, può andare incontro a patologie degenerative come ad esempio l'osteoartrosi. Tali patologie sono correlate agli stress meccanici indotti nel tessuto stesso.

L'osteoartrosi, a cui sono associati dolore ed una compromissione funzionale dell'articolazione, è la più comune tra le patologie articolari ed è diffusa soprattutto nella popolazione oltre i 55 anni. Il sovrappeso e l'obesità rappresentano importanti fattori di rischio.

Il ginocchio, che è la struttura anatomica su cui verrà posta l'attenzione in questo lavoro di tesi, è una delle articolazioni più colpite dall'osteoartrosi che con l'incremento della vita media sta diventando un problema sempre più attuale nella popolazione.

I modelli computazionali possono essere utili, in questa situazione, per tentare di prevedere l'insorgenza della patologia, permettono infatti di studiare la biomeccanica dell'articolazione sottoposta ai carichi che si generano durante lo svolgimento di diverse attività tra cui, ad esempio, quelle più comuni come il cammino.

Lo scopo di questa tesi è quello di sviluppare un modello agli elementi finiti di ginocchio personalizzato per lo studio delle sollecitazioni agenti nella cartilagine, con particolare riferimento alle pressioni di contatto generate, alle deformazioni raggiunte e allo stress a cui è soggetto il tessuto durante un istante del ciclo del passo particolarmente significativo dal punto di vista delle sollecitazioni indotte nell'articolazione.

1 Aspetti anatomici e patologici del ginocchio

1.1 Anatomia del ginocchio

Il ginocchio è un'articolazione importante e complessa dell'arto inferiore.

Viene classificata come diartrosi in quanto le superfici ossee presentano un rivestimento cartilagineo e mostra un notevole range di movimento grazie all'azione lubrificante del liquido sinoviale. Tale liquido è contenuto in una cavità, la cavità sinoviale, che separa le superfici ossee adiacenti e ne favorisce lo scorrimento reciproco (Figura 1).

Possono far parte delle diartrosi, oltre alle strutture già menzionate, anche formazioni fibrocartilaginee come i menischi, che sono interposti tra le superfici articolari e contribuiscono alla distribuzione più omogenea del contatto tra le componenti ossee.

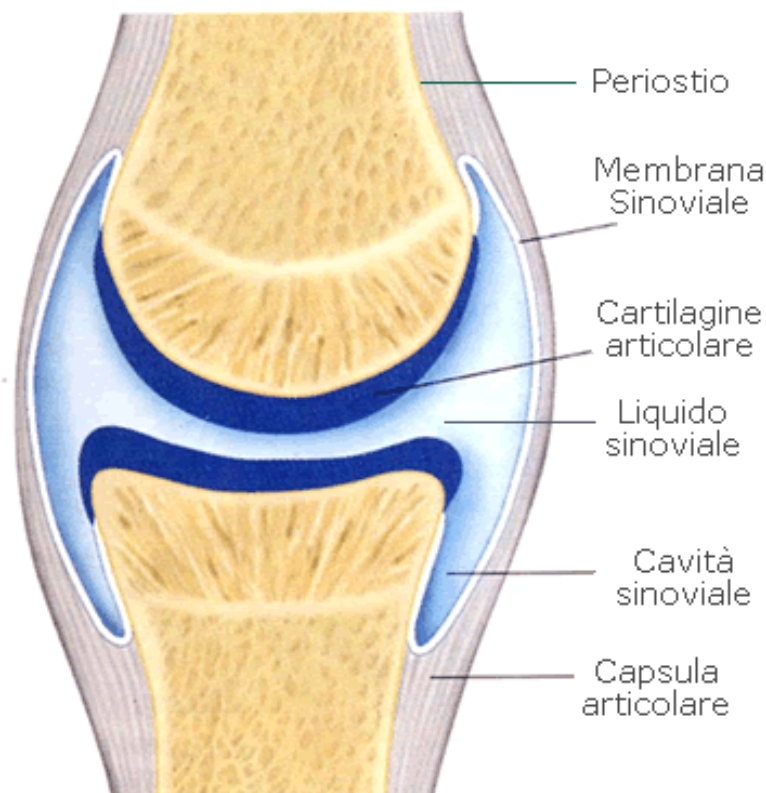


Figura 1 Cavità sinoviale nel ginocchio [1]

La componente ossea del ginocchio è costituita da femore, tibia e rotula, a formare due articolazioni: quella femoro-rotulea e quella tibio-femorale.

Sono presenti diversi tessuti molli che giocano un ruolo fondamentale a livello articolare.

In particolare, la già citata cartilagine è un tessuto connettivo specializzato costituito da cellule, i condroblasti ed i condrociti, circondate da una matrice extracellulare formata da una

componente amorfa ricca di acqua, proteoglicani e glicoproteine e da una componente costituita da molecole di collagene orientate, ma anche ad esempio da fibre elastiche nella cartilagine elastica.

La cartilagine è un tessuto sprovvisto di vasi sanguigni, per cui il suo nutrimento è affidato alla permeabilità della matrice extracellulare [2].

Si può distinguere il tessuto cartilagineo in più tipologie:

- **Cartilagine ialina:** è il tipo di tessuto cartilagineo più diffuso nell'organismo. La matrice della cartilagine ialina è ricca di collagene e proteoglicani. I condrociti, che sono le cellule che compongono la cartilagine, presentano un nucleo ben evidente con uno o più nucleoli e sono alloggiati in lacune o depressioni della matrice extracellulare. Quando la cartilagine ialina è matura, i condrociti tendono a raggrupparsi in isolotti, i gruppi isogeni [2].
Si può trovare in diverse sedi come costole, naso, trachea e superfici articolari.
- **Cartilagine elastica:** in questa la matrice extracellulare contiene, oltre al collagene, abbondanti fibre elastiche. I condrociti della cartilagine elastica sono più voluminosi e più numerosi di quelli della cartilagine ialina. La cartilagine elastica non subisce, se non in rarissimi casi, la calcificazione [3].
Si trova ad esempio nei padiglioni auricolari e nelle tube di Eustachio.
- **Cartilagine fibrosa:** è una forma di transizione tra il tessuto connettivo denso e la cartilagine ialina ed è caratterizzata da collagene immerso in una scarsa matrice cartilaginea [4]. I condrociti sono poco numerosi.
È particolarmente resistente alle sollecitazioni meccaniche e si trova in diverse sedi come dischi intervertebrali e menischi del ginocchio.
- **Cartilagine cellulare:** è formata da grosse cellule cartilaginee, sferiche, addossate le une alle altre. La matrice è molto scarsa, ricca di fibre elastiche atte ad opporsi alle sollecitazioni meccaniche [2].

Nel ginocchio il tessuto cartilagineo si trova a livello di cartilagine articolare e nei menischi.

La zona della cartilagine articolare è costituita da cartilagine ialina. Si ripartisce tra la superficie distale del femore, la superficie interna della rotula e la superficie prossimale della tibia.

Possiamo distinguere nella cartilagine articolare tre zone: la zona superficiale, quella intermedia e quella profonda. Le molecole di collagene sono per lo più parallele alla superficie nella zona superficiale, orientate casualmente nella zona intermedia e perpendicolari all'interfaccia osso-cartilagine nella zona profonda. Queste differenze nell'orientamento giocano un ruolo importante nel supportare il carico e nel preservare l'integrità tissutale [5].

I menischi sono invece strutture formate da fibrocartilagine situate tra i condili femorali ed il plateau tibiale. Sono fusi lateralmente con la membrana sinoviale.

Il menisco mediale è di forma semilunare mentre quello laterale è più piccolo e ha una forma più circolare rispetto al mediale (Figura 2).

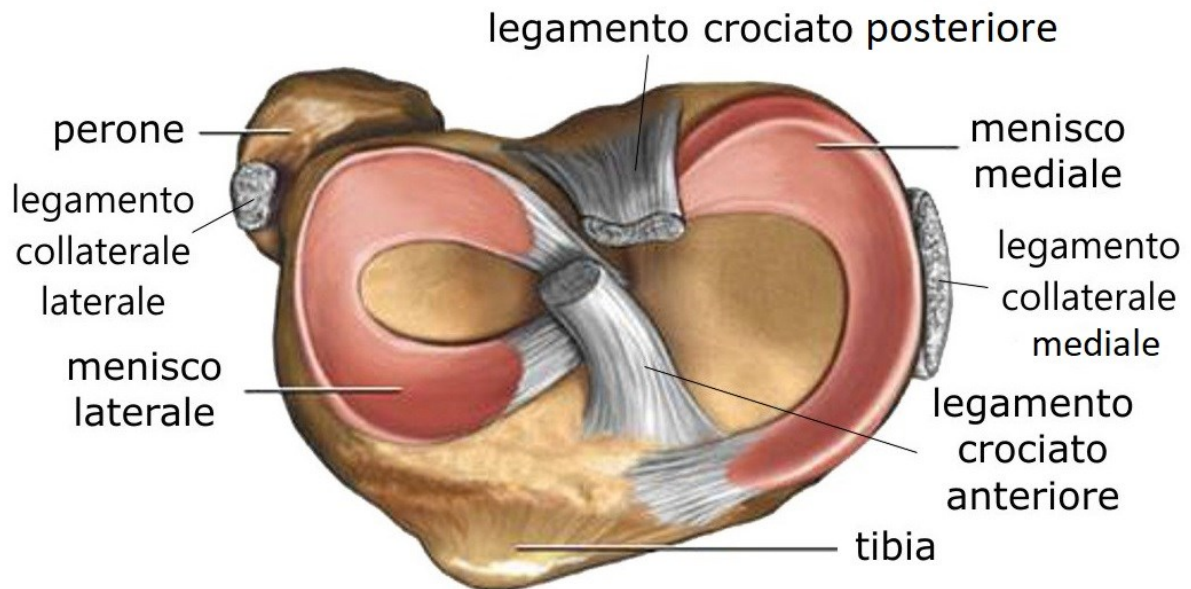


Figura 2 Menischi [6]

La loro forma gli consente di massimizzare la congruenza tra le superfici articolari, di trasmettere efficacemente i carichi attraverso l'articolazione e di assorbire gli urti.

Sono poi presenti i legamenti che sono formazioni di tessuto connettivo fibroso con la funzione di tenere unite tra di loro due o più strutture anatomiche, ad esempio due segmenti ossei [7]. In particolare, il femore distale e la tibia prossimale sono connessi dai legamenti collaterali e crociati.

Il legamento patellare invece unisce la patella con la tuberosità tibiale.

Essenzialmente i legamenti contribuiscono alla stabilità dell'articolazione limitando le traslazioni e le rotazioni entro un certo range.

Il legamento crociato anteriore ha origine a livello della superficie interna del condilo femorale laterale ed inserzione sulla tibia. Il suo compito è principalmente quello di impedire lo spostamento anteriore della tibia rispetto al femore e quindi assolve alle funzioni di resistenza alla lussazione anteriore ma anche di resistenza alla lussazione mediale.

Il legamento crociato posteriore ha origine in corrispondenza della parete laterale del condilo femorale mediale ed inserzione sulla tibia. Agisce specularmente rispetto al legamento crociato anteriore e limita infatti la traslazione posteriore della tibia.

1.1 - Anatomia del ginocchio

Il legamento crociato anteriore e quello posteriore formano il pivot centrale (centro di rotazione) dell'articolazione [8].

Si possono individuare poi i due legamenti collaterali, mediale e laterale.

L'origine del legamento collaterale laterale è sita sull'epicondilo laterale del femore, mentre l'inserzione si trova sulla testa del perone.

Per quanto riguarda il legamento collaterale mediale questo è anatomicamente suddivisibile in due parti: una parte profonda e una superficiale, dove la parte profonda presenta un sito di attacco in corrispondenza del menisco mediale. Questo legamento ha origine in corrispondenza dell'epicondilo mediale del femore ed inserzione a livello della tibia.

La funzione dei legamenti collaterali è quella di partecipare al controllo dei movimenti di rotazione e di fornire la stabilità mediale e laterale del ginocchio, impedendo i movimenti in varo e in valgo.

In Figura 3 vengono riportate le strutture anatomiche precedentemente descritte.

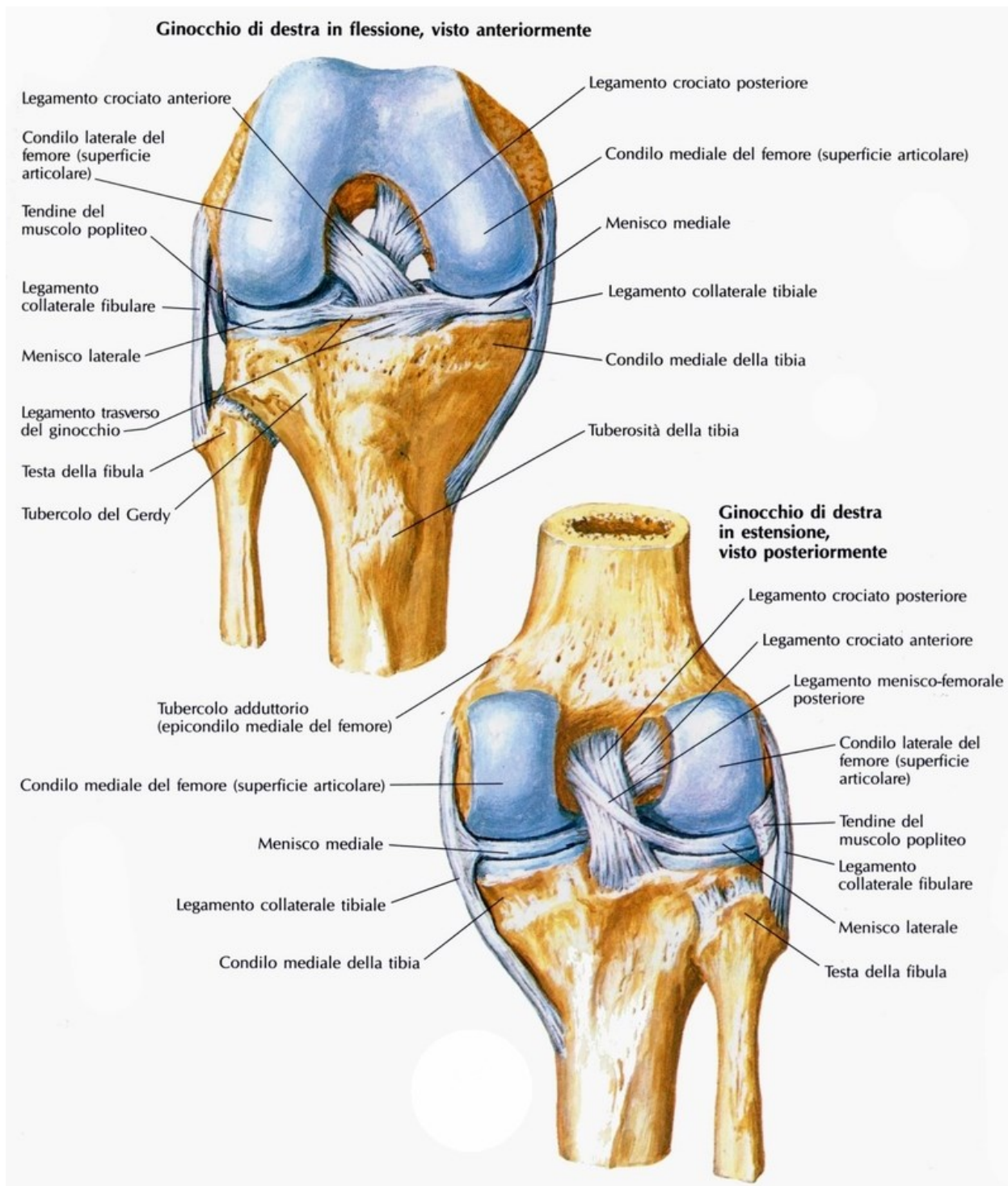


Figura 3 Anatomia dell'articolazione di ginocchio [9]

A livello dell'articolazione di ginocchio agiscono inoltre alcuni muscoli, si possono distinguere principalmente due grandi categorie:

- Flessori del ginocchio: ad esempio il gastrocnemio che è costituito da due capi, il capo mediale e quello laterale, ed è un muscolo biarticolare in quanto oltre a permettere la flessione della gamba contribuisce anche alla flessione plantare.
Si possono poi elencare tra i flessori del ginocchio il muscolo semimembranoso, il semitendinoso, il bicipite femorale, costituito da capo breve e capo lungo, il popliteo e il sartorio. Questi ultimi, ad eccezione del popliteo che è un muscolo monoarticolare, sono tutti muscoli biarticolari in quanto agiscono sia a livello di ginocchio che di anca.
- Estensori del ginocchio: quadricipite femorale, si compone di quattro capi che sono il retto femorale, il vasto mediale, il vasto intermedio ed il vasto laterale. Solo il retto femorale, in quanto coinvolto sia nell'estensione del ginocchio che nella flessione dell'anca, è un muscolo biarticolare.

1.2 Osteoartrosi

L'osteartrosi o artrosi è una patologia degenerativa cronica della cartilagine articolare che è associata a modifiche nella composizione e nella struttura del tessuto stesso [5] (Figura 4).

È una patologia che interessa sia l'osso che la cartilagine.

Un segno dell'osteartrosi nella cartilagine è la formazione di collagene di tipo 1, che altrimenti, in assenza di patologia, è prevalente di tipo 2. Si ha, inoltre, una riduzione dei proteoglicani ed un incremento della frazione fluida presente. Nelle fasi successive a quella iniziale, le alterazioni precedentemente citate sono amplificate e inizia la perdita e quindi l'assottigliamento della cartilagine [10].

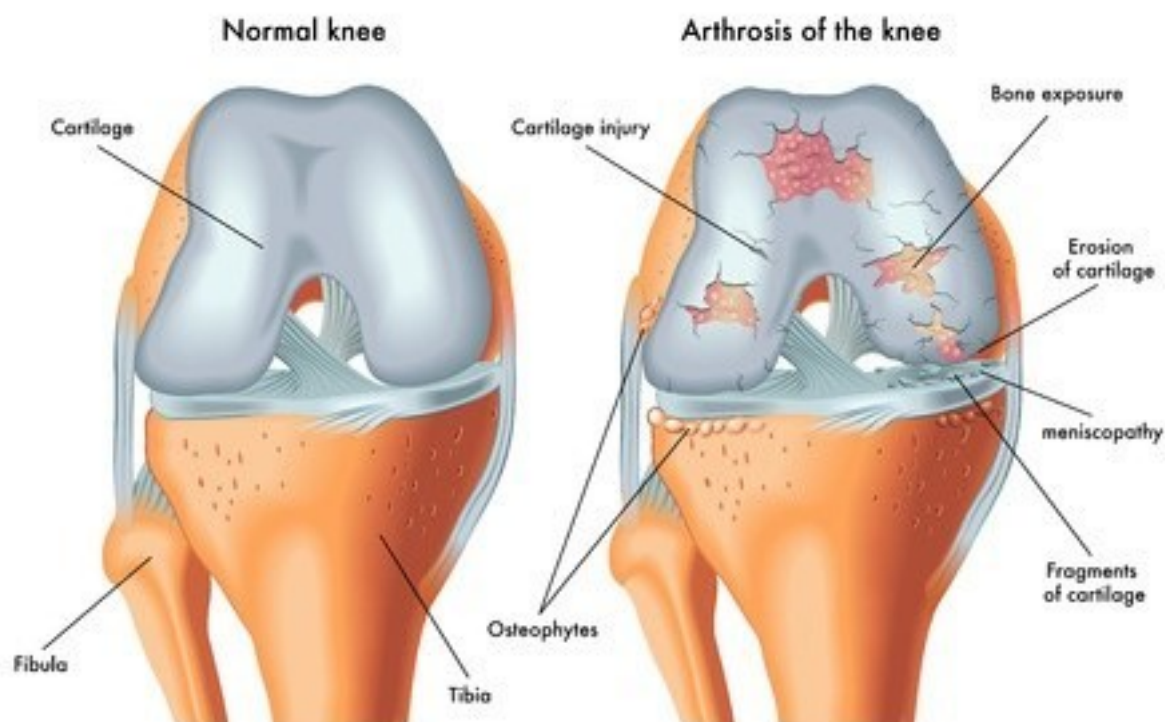


Figura 4 Confronto del tessuto cartilagineo tra un ginocchio sano e uno affetto da osteoartrosi [11]

La classificazione di Kellgren Lawrence è un sistema di valutazione e quantificazione della gravità dell'artrosi di ginocchio:

- Il livello 1 descrive un dubbio restringimento dello spazio articolare ed un sospetto di formazione di osteofiti o di strutture precursori di osteofiti [10].
- Il livello 2 descrive un possibile restringimento dello spazio articolare e definisce gli osteofiti [10].
- Il livello 3 descrive un definito restringimento dello spazio articolare e la presenza di osteofiti multipli [10].
- Il livello 4 descrive un marcato restringimento dello spazio articolare ed un'ampia formazione di osteofiti [10].

L'osteartrosi è una delle principali cause di disabilità tra gli anziani e la prevalente malattia articolare in America. Può iniziare dalla superficie della cartilagine articolare e attaccare gli strati più profondi fino a raggiungere l'osso. Una volta che la zona profonda della cartilagine è danneggiata l'osso è esposto al contatto articolare, portando ad un aumento dell'attrito e ad una riduzione della mobilità dell'articolazione.

Il ginocchio ha la più alta prevalenza di osteoartrosi tra le articolazioni sinoviali [5].

1.3 - Trattamento delle lesioni della cartilagine

In particolare, la fase iniziale dell'osteoartrosi del ginocchio è controllata da un'anomala cinematica articolare, ad esempio dovuta ad una disfunzione dell'articolazione, e da un carico eccessivo, che causa un danneggiamento del network di fibrille di collagene. Durante le fasi successive, la velocità di progressione dell'osteoartrosi nel ginocchio è fortemente controllata dal peso del soggetto. L'obesità, infatti, è uno dei più significativi fattori di rischio per l'insorgenza e lo sviluppo della patologia, ampiamente dovuta all'eccessivo carico articolare cronico [10].

I difetti focali della cartilagine sono comuni nell'articolazione di ginocchio sintomatica e sono anche noti essere associati con la degenerazione progressiva del tessuto. Tuttavia, i difetti focali possono anche essere presenti in soggetti sani che non hanno dolore al ginocchio o segni radiografici di osteoartrosi.

Sebbene la progressione dei difetti e lo sviluppo dell'osteoartrosi nel ginocchio siano più probabilmente multifattoriali, i difetti articolari cambiano i meccanismi di contatto e la risposta meccanica del tessuto adiacente al difetto. Inoltre, livelli più alti di stress di contatto sono stati associati con il successivo sviluppo dell'osteoartrosi di ginocchio sintomatica, indicando così che i cambiamenti meccanici causati dai difetti della cartilagine possono anche contribuire criticamente alla patogenesi dell'osteoartrosi.

In particolare, sotto compressione assiale, gli stress di contatto sono elevati sulla superficie della cartilagine adiacente al margine di un difetto focale. Come conseguenza, il tessuto prossimo al difetto vede un aumento della deformazione locale.

Gli elevati stress e strain possono raggiungere livelli tali da indurre la morte delle cellule e il danneggiamento della matrice, portando potenzialmente ad una progressiva degenerazione nel tessuto adiacente il difetto [12].

1.3 Trattamento delle lesioni della cartilagine

Il trattamento delle lesioni cartilaginee rappresenta una sfida clinica quotidiana.

Tra le lesioni si distinguono quelle più superficiali e quelle più profonde, che possono arrivare ad interessare l'osso subcondrale.

Molte procedure, messe in atto per la riparazione di danni a carico della cartilagine articolare, vengono eseguite per via artroscopica. In generale, il recupero da una procedura artroscopica è più veloce e meno doloroso di quello che si ha dopo un intervento chirurgico tradizionale a cielo aperto.

Diverse sono le possibilità di intervento per far fronte al problema:

- Terapia conservativa non chirurgica: in alcuni casi si può ricorrere ad una terapia farmacologica a base di integratori orali ed infiltrazioni, all'interno dell'articolazione, di acido ialuronico, che è una componente del liquido sinoviale. Questa procedura è nota

1.3 - Trattamento delle lesioni della cartilagine

come viscosupplementazione e permette di ristabilire la normale quantità di acido ialuronico nel ginocchio artrosico, migliorando così la funzionalità dell'articolazione.

Si possono anche utilizzare campi magnetici pulsanti o sfruttare la capacità di autoguarigione mediante l'iniezione intra-articolare di plasma ricco di piastrine ottenuto dal sangue dello stesso paziente [13].

Nei casi più gravi o in caso di fallimento della terapia conservativa si può ricorrere a diverse procedure:

- **Microfratture:** in questo caso si utilizza uno strumento appuntito, chiamato punteruolo o condropick, per effettuare, nella zona del difetto cartilagineo, dei fori allo scopo di ottenere il sanguinamento dell'osso subcondrale, come mostrato in Figura 5. In questo modo l'afflusso di sangue può raggiungere la superficie articolare portando con sé cellule che formeranno la nuova cartilagine. Il tessuto che si forma però è cartilagine cicatriziale di tipo fibrocartilagineo, che quindi ha caratteristiche meccaniche diverse dalla normale cartilagine. In genere, questa non dura moltissimo nel tempo ma la tecnica chirurgica adottata ha il vantaggio di essere semplice, veloce e può essere eseguita in artroscopia. Si usa soprattutto in pazienti giovani con piccole lesioni e osso subcondrale in buono stato [14].

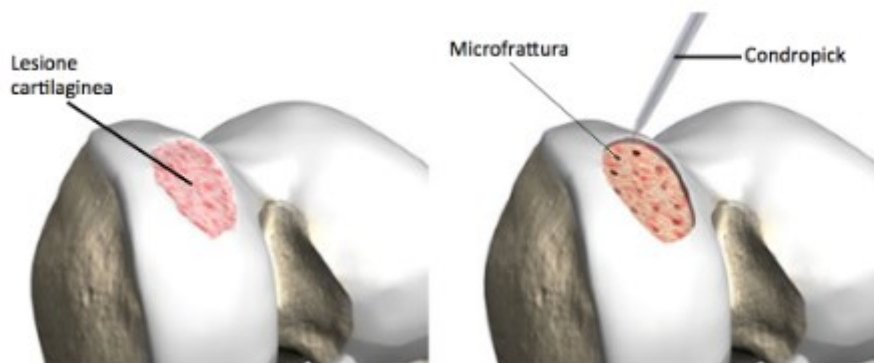


Figura 5 Lesione cartilaginea trattata con microfratture [14]

- **Perforazioni:** analogamente alle microfratture mirano a stimolare la produzione di nuova cartilagine. Vengono eseguite per mezzo di un trapano chirurgico che penetra l'osso subcondrale. Anche in questo caso si genera fibrocartilagine. I vantaggi della procedura chirurgica sono analoghi a quelli visti nella tecnica utilizzata per le microfratture, ma gli svantaggi sono maggiori in quanto è una tecnica meno

1.3 - Trattamento delle lesioni della cartilagine

precisa e il calore prodotto dalla punta del trapano può non giovare alla riuscita della tecnica [14].

- Abrasione: vengono utilizzate, in questo caso, delle frese ad elevata velocità per rimuovere la cartilagine danneggiata e raggiungere l'osso subcondrale. È indicata nel caso di lesioni di piccole dimensioni [14].
- Trapianto osteocondrale autologo: consiste nel prelievo di tessuto osteocartilagineo da una regione di non carico, come ad esempio il margine mediale o laterale della troclea femorale o della gola intercondiloidea, ed il successivo impianto dello stesso nella sede della lesione osteocondrale [15].

L'innesto, composto da osso e cartilagine, viene prelevato a forma di cilindro (carotatura). In seguito, durante la stessa procedura chirurgica, viene pressato ad incastro nella zona del difetto (Figura 6).

Con questa tecnica può essere prelevato un singolo cilindro di cartilagine o più cilindri se il difetto è più grosso o di forma anomala, quest'ultima procedura è chiamata mosaicoplastica [14].

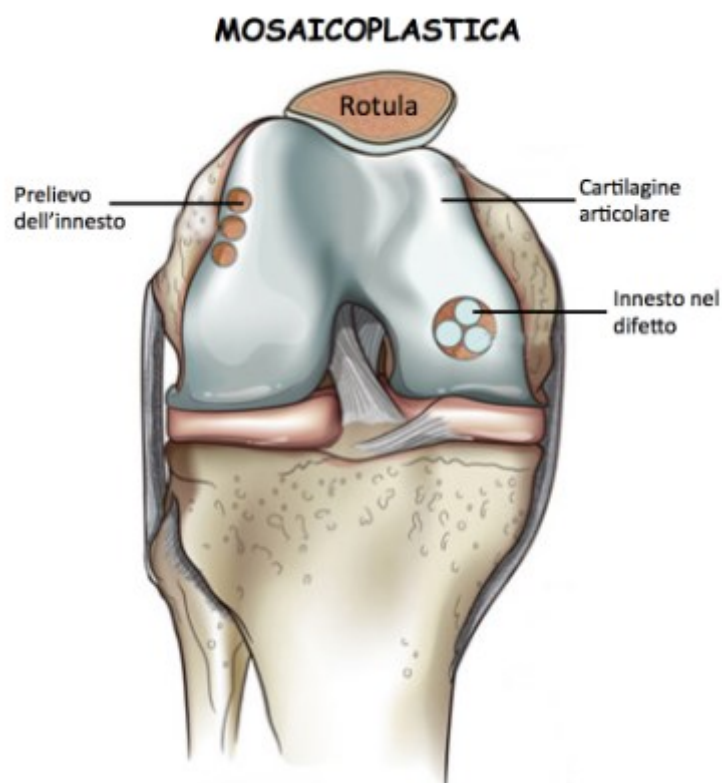


Figura 6 Prelievo dell'innesto e riposizionamento in corrispondenza del difetto cartilagineo [14]

Pur rappresentando il trapianto osteocondrale autologo una soluzione interessante per ristabilire la funzionalità biologica e meccanica dell'articolazione, questa tecnica però soffre di alcuni limiti, quali la modesta disponibilità del materiale, che ne limita l'utilizzo a lesioni di piccole dimensioni, la morbilità del sito donatore e la difficoltà nel riprodurre la corretta congruenza tra le superfici articolari [15].

- Trapianto di condrociti autologhi: si preleva tessuto cartilagineo da una zona di non carico, successivamente i condrociti autologhi vengono coltivati in vitro e poi re-impianati con "flap" periostale (tecnica ACI). Viene infatti prelevato dalla gamba del paziente uno strato di tessuto, il periostio, che viene poi cucito sul difetto. Le cellule vengono iniettate nel difetto sotto la copertura periostale. Questa tecnica è adatta per pazienti giovani che hanno singoli difetti più grandi di 2 cm di diametro.

Il vantaggio della procedura è che si crea cartilagine ialina, quindi cartilagine normale, mentre lo svantaggio è quello di richiedere due interventi chirurgici, inoltre necessita di diverse settimane per essere completato [14].

- Trapianto osteocondrale con allograft: se il difetto della cartilagine è troppo grande si può ricorrere ad un allotrapianto, ossia un blocco di cartilagine e osso che viene prelevato da un donatore.

Gli allotrapianti non sono, in genere, eseguiti in artroscopia ma mediante un'incisione aperta.

Ha gli stessi vantaggi del trapianto osteocondrale autologo, senza avere lo svantaggio del danno causato al sito donatore [14].

- Per cercare di risolvere il problema si può anche ricorrere a scaffold sintetici. Inoltre, oggetto di ricerca, è l'utilizzo di fattori di crescita, che vengono isolati per poi indurre la formazione di nuova cartilagine, e l'uso di cellule staminali mesenchimali. Ad esempio, si può utilizzare il tessuto adiposo come fisiologico contenitore di cellule mesenchimali adulte che, sottoposte ad opportuni stimoli, sono in grado di differenziare in cellule connettivali [16]. Sono quindi coinvolte nei processi di riparazione del tessuto cartilagineo danneggiato.

2 Esempi di modelli ad elementi finiti (FEM) di ginocchio presenti in letteratura

Recentemente, l'analisi numerica tramite il metodo agli elementi finiti è stata usata per valutare la cinematica delle principali articolazioni sinoviali, sia in condizioni fisiologiche che patologiche. Si trovano in letteratura diversi esempi di modelli FEM per l'articolazione di ginocchio, che differiscono principalmente per la complessità in termini di numero di tessuti che vengono modellati, materiali utilizzati, tipologia di elementi scelti per creare la mesh, condizioni al contorno impostate e carichi applicati.

Vengono di seguito riportate le caratteristiche dei modelli i quali risultano più rilevanti ed affini ai temi trattati nel presente elaborato.

- Nello studio di Yaghoub Dabiri e LePing Li [5], per studiare la compromessa capacità di supportare il carico, nell'articolazione di ginocchio, durante la progressione dei difetti dalla superficie della cartilagine all'interfaccia osso-cartilagine, è stato utilizzato un modello, creato a partire da immagini di risonanza magnetica, costituito da femore, tibia, cartilagine del femore, cartilagine della tibia e menischi.

I tessuti cartilaginei presentano una mesh ad esaedri e sono stati modellati come materiali poroelastici con condizione iniziale di saturazione della componente fluida, rinforzati da un network di fibre non lineare.

Le componenti ossee sono invece state modellate come lineari elastiche, in quanto la loro rigidità è tre ordini di grandezza maggiore di quella dei tessuti cartilaginei, quindi la loro non linearità è trascurabile se comparata con quella della cartilagine.

I menischi sono stati fissati alla tibia, in corrispondenza delle estremità, per mimare i vincoli applicati dal corno anteriore e posteriore.

Per quanto riguarda le condizioni al contorno, la parte inferiore della tibia è stata fissata, mentre la parte superiore del femore è stata vincolata per quanto riguarda gli spostamenti orizzontali.

Sono stati analizzati diversi casi, con simulazioni agli elementi finiti, considerando difetti cartilaginei di diversa grandezza e profondità e sono state prese in esame due condizioni di carico:

- Rampa di compressione di 500 μm , applicata in 5 secondi, seguita da rilassamento.
- Rampa di forza di compressione di 387.76 N, applicata in 5 secondi, seguita da creep. La forza è tale da essere la stessa di quella ottenuta alla fine dei 500 μm di compressione.

Il carico residuo a rilassamento delle tensioni ultimato è stato usato per comprendere i meccanismi fondamentali della funzione meccanica del ginocchio, perché i risultati dal

rilassamento delle tensioni sono più facili da interpretare. Il carico di creep è stato simulato perché il creep è spesso considerato una forma più realistica di carico dell'articolazione. In entrambi i casi, lo spostamento compressivo o la forza sono stati applicati alla parte superiore del femore mentre il ginocchio si trova in completa estensione [5].

- Venäläinen et al. [12] hanno presentato un modello computazionale per valutare i cambiamenti nelle risposte meccaniche locali, attorno ai difetti della cartilagine, durante la fase di appoggio del cammino.

Per avere una stima accurata del meccanismo di contatto nell'articolazione con il minimo costo computazionale, per la cartilagine e per i menischi è stata costruita una mesh con elementi esaedrici lineari. Tuttavia, per il sito del difetto sono stati scelti elementi tetraedrici per rispettare la geometria più complessa del tessuto in quel punto. La componente ossea è invece stata modellata usando elementi tetraedrici lineari (Figura 7).

Alla cartilagine articolare e ai menischi è stato attribuito rispettivamente un materiale rinforzato da fibre ed un materiale lineare elastico trasversalmente isotropo. L'osso è invece stato modellato come materiale lineare elastico, isotropo.

La connessione dei menischi alla tibia è stata ricreata usando delle molle lineari.

I dati sperimentali di cinematica di un singolo ciclo del cammino (rotazioni e traslazioni) ed i corrispondenti dati di forza assiale sono stati ricavati dalla letteratura ed implementati come condizioni al contorno e di carico dipendenti dal tempo [12].

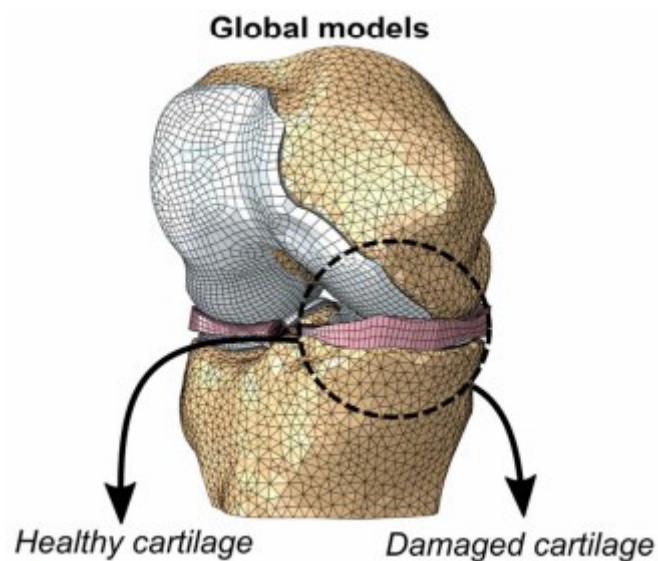


Figura 7 Modello agli elementi finiti sviluppato da Venäläinen et al. con cartilagine di tibia sana o danneggiata [12]

- Un altro modello che include le principali strutture anatomiche del ginocchio è quello di Peña et al. [17].

Il modello è stato creato a partire da immagini di risonanza magnetica, per quanto riguarda i tessuti molli, e di tomografia computerizzata, per le ossa.

Lo studio è stato condotto su un soggetto adulto sano.

Sono presenti le strutture di femore, tibia, rotula, fibula, cartilagine articolare, menischi e legamenti (tendine rotuleo, crociati e collaterali).

Per la cartilagine articolare, per i menischi e per i legamenti è stata generata una mesh ad esaedri, mentre per le superfici ossee sono stati utilizzati degli elementi di superficie a 4 nodi (Figura 8).

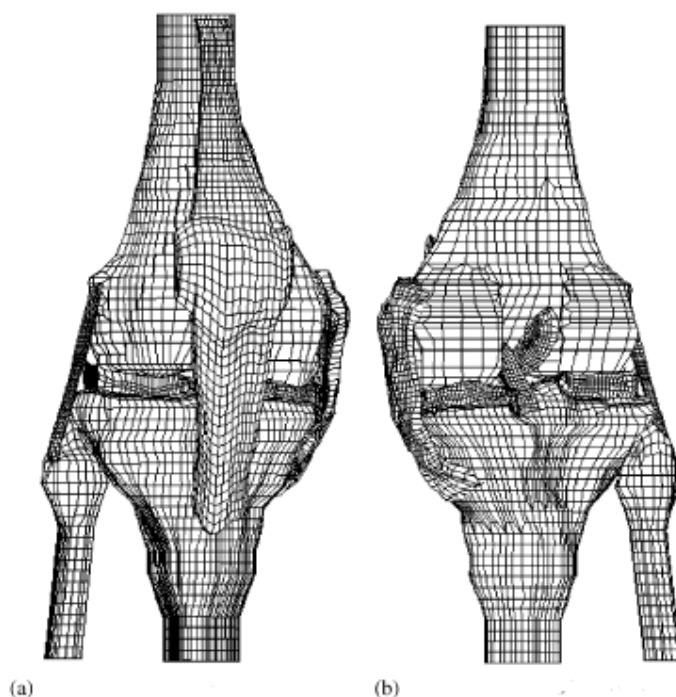


Figura 8 Modello agli elementi finiti generato da Peña et al. a) Vista anteriore b) Vista posteriore [17]

Poiché la rigidezza dell'osso è molto più alta di quella dei più rilevanti tessuti molli di interesse, le componenti ossee sono state assunte essere un corpo rigido.

La cartilagine articolare ed i menischi sono invece stati modellati come materiali elastici lineari ed isotropi, con modulo di Young rispettivamente pari a 5MPa e 59 MPa ed un modulo di Poisson pari rispettivamente a 0.46 e 0.49.

Ognuno dei corni dei menischi è stato vincolato al piatto tibiale per simulare ciò che avviene anatomicamente.

Durante la simulazione la tibia e la fibula rimangono ferme ed è inoltre stata bloccata la flessione-estensione per il femore.

La posizione in completa estensione serve come configurazione iniziale di riferimento.

Per quanto riguarda i carichi applicati sono state esaminate tre condizioni [17]:

- Un carico combinato di 1150N in compressione e 134N in antero-posteriore, applicato al femore.
 - Un carico di 1150N in compressione con una coppia in valgo di 10Nm.
 - Un carico di 1150N in compressione con una coppia in valgo di 10Nm ed un carico anteriore di 134N.
-
- M. Adouni e A. Shirazi-Adl [18] hanno affiancato un modello muscolo-scheletrico ad un modello agli elementi finiti, per valutare la forza muscolare agente a livello dell'articolazione di ginocchio e la tensione-deformazione che si genera nei tessuti articolari, durante il cammino, in soggetti affetti da osteoartrosi ed in soggetti sani. Il modello agli elementi finiti presentato è costituito da tibia, femore, patella, cartilagine articolare, menischi, legamenti e muscoli (Figura 9). Come in molti studi precedentemente citati, anche in questo le ossa nella simulazione si comportano come corpi rigidi. Per quanto riguarda la cartilagine, nella zona superficiale le fibre di collagene sono orientate parallelamente alla superficie, in quella centrale sono orientate in modo random, mentre in quella profonda sono orientate perpendicolarmente alla superficie. Degli elementi con formulazione a membrana sono stati usati per simulare i network di fibre nella zona superficiale e profonda, mentre degli esaedri discretizzano la zona centrale. La cartilagine ed i menischi presentano, in questo studio, una matrice rinforzata da fibre di collagene. La matrice della cartilagine e dei menischi è stata considerata avere proprietà isotrope ed iperelastiche. Per simulare il deterioramento della cartilagine e dei menischi, che si ha in chi presenta osteoartrosi, sono stati analizzati tre casi [18]:
 - Il modulo della matrice e la rigidità delle fibre nella cartilagine sono stati ridotti del 25%.
 - Si è considerata una riduzione del coefficiente di Poisson della cartilagine, inizialmente posto a 0.49 e portato a 0.45.

- Combinazione dei due casi precedenti, con una riduzione del modulo della matrice, della cartilagine e dei menischi, del 25% ed una riduzione del coefficiente di Poisson, sia per la cartilagine che per i menischi (da 0.49 a 0.45 per la cartilagine e da 0.45 a 0.35 per i menischi).

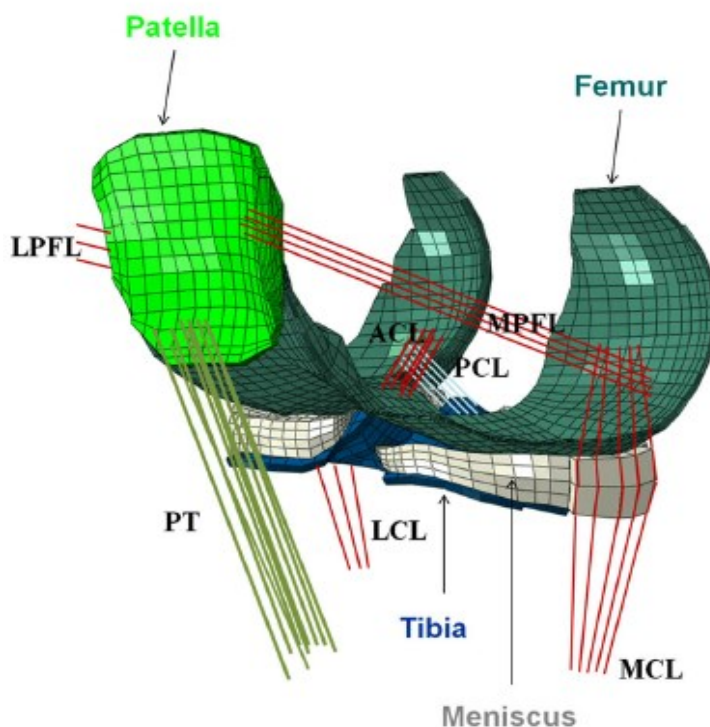


Figura 9 Modello agli elementi finiti utilizzato nello studio di Adouni e Shirazi-Adl [18]

- Si trovano poi casi in cui, parallelamente alla creazione di un modello ad elementi finiti, viene anche condotto uno studio sperimentale. Vengono in questo caso studiati gli effetti della dimensione del difetto osteocondrale sulla distribuzione del carico in corrispondenza del ginocchio. Nello studio condotto da G. Papaioannou et al. [19] viene presentata un'analisi sperimentale, che mira a simulare differenti difetti osteocondrali su otto campioni presi da cadavere, che sono stati poi successivamente caricati con protocolli di carico definiti, e un'analisi in cui modelli matematici di ginocchio vengono valutati sulla base della loro capacità di predire i risultati sperimentali. Elementi esaedrici a otto nodi sono stati usati per tutte le superfici di contatto del modello.

Per quanto riguarda invece la scelta dei materiali, la cartilagine ed i menischi sono stati modellati come lineari elastici trasversalmente isotropi.

Le proprietà meccaniche dell'osso sono state dedotte dalle immagini cliniche attraverso una procedura consolidata che comprende:

- La calibrazione delle immagini di tomografia computerizzata con un fantoccio di calibrazione densitometrica per ottenere una stima di densità minerale a partire dai numeri Hounsfield.
- La trasformazione delle stime di densità minerale in stime di modulo elastico, attraverso una delle molte relazioni densità–elasticità ottenute da test meccanici su campioni di osso, disponibili in letteratura.
- Ricampionamento dei valori così ottenuti, dalla griglia rettilinea delle immagini di tomografia computerizzata, sulla mesh.

Le condizioni al contorno adottate sono determinate dalla cinematica applicata e dalle misure della cella di carico, utilizzata nel set-up sperimentale.

Il ginocchio è stato caricato attribuendo inizialmente un carico compressivo di 100N, che poi viene incrementato fino a 700N, con un aumento di 100 N al secondo, e successivamente viene mantenuta una sollecitazione costante di 700N per 5 secondi [19].

- Si trovano, sempre in letteratura, modelli più semplici dell'articolazione di ginocchio, che mirano a studiare le proprietà di una particolare struttura anatomica.

Gardiner e Weiss [20] hanno condotto uno studio in cui otto articolazioni di ginocchio sono state sottoposte ad un dettagliato protocollo sperimentale e computazionale per studiare il comportamento tensione-deformazione dei legamenti, con particolare riferimento al legamento collaterale mediale.

Ogni ginocchio è stato sottoposto ad un carico in valgo ad angoli di flessione di 0°, 30° e 60°.

La cinematica dell'articolazione e la deformazione del legamento collaterale mediale sono state quantificate durante i test condotti.

Per ogni ginocchio è stato creato un modello agli elementi finiti, che è stato costruito a partire dalle misure sperimentali della geometria, delle proprietà del materiale e della cinematica e ogni modello è stato validato comparando la deformazione del legamento collaterale mediale sperimentale e quella predetta dal modello agli elementi finiti durante il carico in valgo.

Il modello comprende le strutture di femore, tibia e legamento collaterale mediale, ottenute dai dati di tomografia computerizzata.

Le proprietà del materiale del legamento sono state ricavate dalle prove sperimentali. Il femore e la tibia sono stati rappresentati come corpi rigidi ed una mesh ad esaedri è stata generata per tutte le strutture citate (Figura 10).

La cinematica 3D misurata sperimentalmente è stata utilizzata per imporre il movimento del modello agli elementi finiti [20].

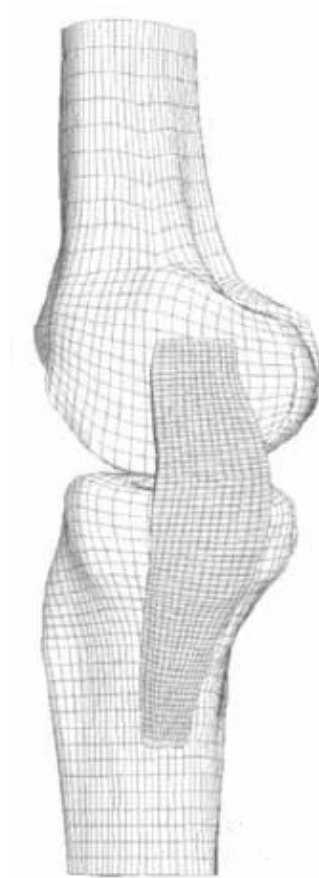


Figura 10 Mesh ad esaedri di femore, tibia e legamento collaterale mediale [20]

- Recentemente, è stato proposto un ulteriore modello per la valutazione dei carichi articolari al ginocchio. Tale modello non è implementato con metodo FEM, bensì attraverso un approccio “elastic foundation”, realizzato all’interno di un modello muscolo-scheletrico generico [21].

Le geometrie dell’articolazione di ginocchio sono subject-specific, ricostruite a partire da immagini di risonanza magnetica.

Sono state segmentate le componenti ossee del ginocchio, le superfici della cartilagine articolare del femore, della tibia e della patella e sono state create delle mesh di superficie con dei triangoli.

L'origine, l'inserzione e il decorso dei legamenti sono stati rappresentati tramite quattordici elementi di tipo molla non lineari (Figura 11).

Il modello sviluppato non descrive il ginocchio come una semplice cerniera, come viene comunemente implementato nei modelli muscolo-scheletrici classici, ma include tutti e sei i gradi di libertà dell'articolazione tibio-femorale e di quella patello-femorale.

Nello studio in questione, il modello è stato utilizzato per valutare i carichi sulla cartilagine durante lo svolgimento di diversi task motori, quali cammino, squat, discesa delle scale.

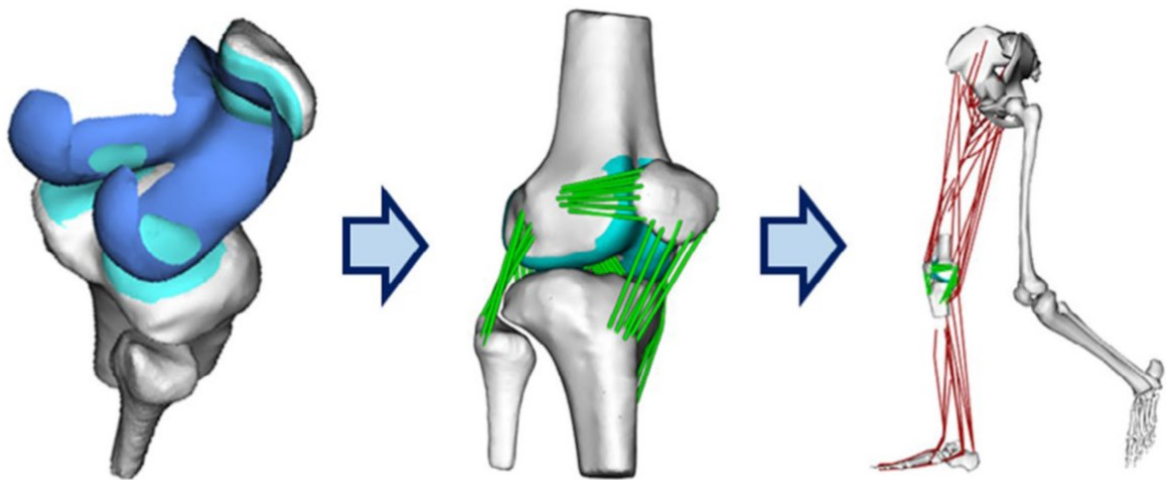


Figura 11 Dopo aver generato una mesh superficiale triangolare delle componenti ossee e cartilaginee ed aver rappresentato i legamenti attraverso degli elementi di tipo molla non lineari, le diverse strutture sono state integrate in un modello muscolo-scheletrico generico di arto inferiore [21]

Ad ogni time step della simulazione, la pressione di contatto sulla cartilagine, qui considerata come un materiale elastico, viene calcolata usando un modello a fondazione elastica. La computazione si basa sulla profondità di penetrazione locale delle mesh di superficie delle cartilagini articolari nello spessore del tessuto cartilagineo. Il modello risultante del layer di tessuto cartilagineo è quindi equivalente, dal punto di vista meccanico, ad uno strato di molle indipendenti, non lineari distribuite sull'osso che è rigido.

La pressione di contatto su un singolo triangolo viene calcolata attraverso la seguente relazione:

$$p = -\frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \ln\left(1 - \frac{d}{h}\right)$$

Dove E è il modulo elastico della cartilagine, ν è il coefficiente di Poisson della cartilagine, d è la profondità locale di penetrazione e h è lo spessore locale della cartilagine. E e ν sono impostati rispettivamente a 5 MPa e 0.45 [21].

Tale approccio, in generale, è stato utilizzato anche nello studio dei meccanismi di contatto in altre articolazioni, come l'anca, la caviglia oltre che nel ginocchio.

- In ultimo si riporta il modello a cui si è fatto maggiormente riferimento, per quanto riguarda la scelta dei materiali, la definizione dei contatti e dei vincoli da attribuire, e che quindi verrà descritto più dettagliatamente.

Questo è stato sviluppato nell'ambito del progetto Open Knee [22], il cui scopo è quello di fornire un modello agli elementi finiti dell'articolazione di ginocchio open source.

La geometria è stata ricostruita a partire dalle immagini di risonanza magnetica di un ginocchio, mantenuto in completa estensione, appartenente ad una donatrice, le cui caratteristiche vengono riportate in Tabella 1.

<i>Età donatrice</i>	70 anni
<i>Peso stimato</i>	77.1 kg
<i>Altezza</i>	1.68 m
<i>Causa di morte</i>	Cancro

Tabella 1 Caratteristiche della donatrice

Sono state segmentate le strutture di femore, tibia, cartilagine del femore, cartilagine della tibia, menischi, legamenti collaterali e legamenti crociati (Figura 12). Successivamente è stata generata una mesh di 56433 elementi esaedrici per i tessuti molli e di 25220 elementi shell quadrilateri per le componenti ossee.

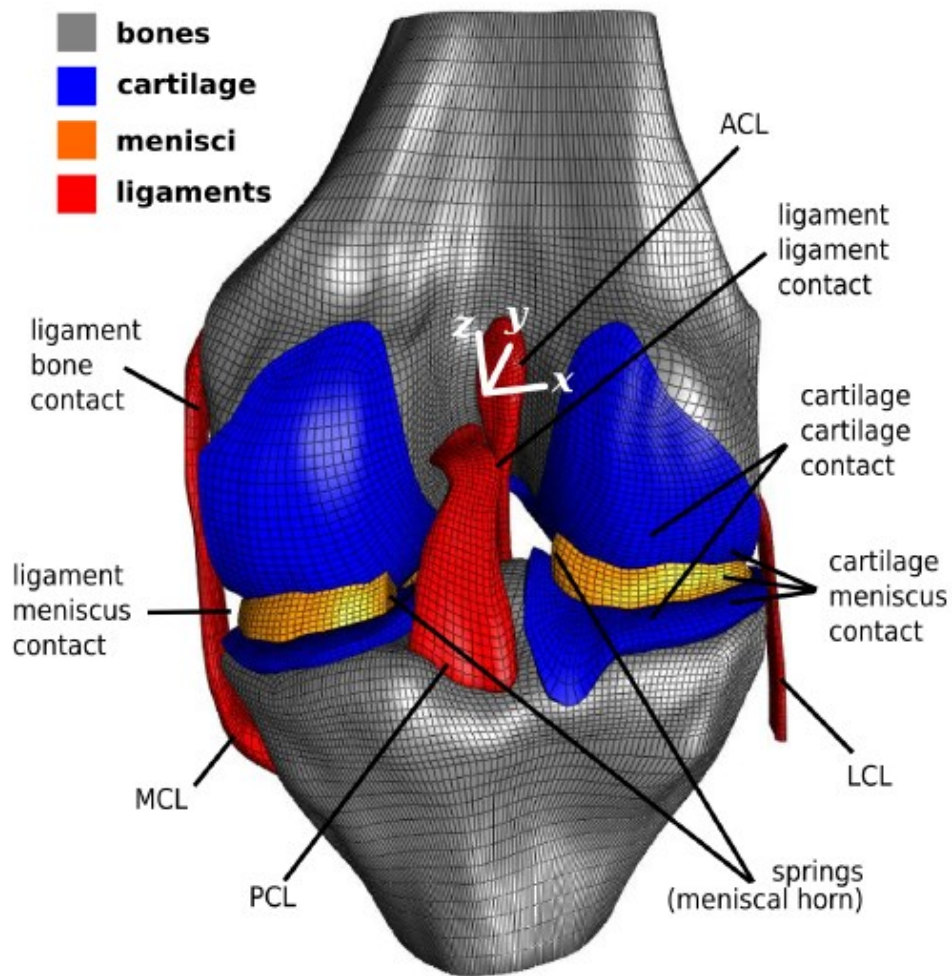


Figura 12 Modello Open Knee [22]

Per quanto concerne la scelta dei materiali, il femore e la tibia sono stati trattati come corpi rigidi, mentre tutte le altre strutture sono state modellate come elastiche non lineari.

Per quanto riguarda i legamenti, questi sono stati modellati come quasi incompressibili, mediante un materiale fibroso iperelastico e trasversalmente isotropo con una matrice di tipo Mooney-Rivlin.

Per la cartilagine si è utilizzato un materiale quasi incompressibile di Mooney-Rivlin.

Ai menischi è stato poi attribuito un materiale iperelastico ortotropo di Fung.

I contatti presenti sono relativi ad interfacce rigide e a contatti di tipo sliding.

Interfacce rigide sono state definite tra il femore e la cartilagine del femore, tra la tibia e la cartilagine della tibia, tra il femore e l'origine dei legamenti e tra la tibia e l'inserzione dei legamenti.

Contatti di tipo sliding sono invece presenti tra:

- Cartilagine del femore e cartilagine della tibia.
- Cartilagine del femore e menischi.
- Cartilagine della tibia e menischi.
- Femore e legamenti collaterali.
- Tibia e legamenti collaterali.
- Legamento crociato anteriore e legamento crociato posteriore.

Anche nel caso del modello Open Knee, i menischi sono stati vincolati con alcune molle che collegano un nodo in corrispondenza del corno ed un nodo presente sulla tibia.

Da considerare anche che la tibia è vincolata in tutti e sei i gradi di libertà, al femore sono invece attribuiti i carichi prescritti.

Un esempio di storia di carico, assegnata nel tempo al corpo rigido femore, mira a simulare una flessione del ginocchio passiva, sotto un carico compressivo basso e costante, e può essere brevemente sintetizzata in questo modo:

- Intervallo da 0 a 1 secondo: rampa di forza da 0 a -100N in direzione verticale e rotazione attorno all'asse medio-laterale pari a 0.
- Intervallo da 1 a 2.5 secondi: forza costante di -100N verticale associata ad una rampa di rotazione attorno all'asse medio-laterale che da 0 radianti raggiunge 0.785 radianti.

In entrambi i casi le traslazioni lungo l'asse antero-posteriore e medio-laterale e la rotazione attorno agli assi longitudinale e antero-posteriore sono lasciate libere [22].

3 Materiali e metodi

3.1 Informazioni relative al soggetto analizzato

Punto di partenza sono le immagini di risonanza magnetica del ginocchio di una donna, di 32 anni, che presenta un'articolazione sana. Tali immagini sono state generate con un sistema di risonanza magnetica a 3 Tesla e presentano le seguenti caratteristiche, che sono state ricavate attraverso il software Synedra (Synedra information technologies, Innsbruck):

- Pixel Spacing: 0.5 mm\0.5 mm.
Questo dato indica una distanza fisica tra i pixel, che in verticale è pari a 0.5mm e in orizzontale analogamente è pari a 0.5 mm.
- Distanza tra le diverse immagini: 0.5 mm.
- Si è fatto uso di una bobina specifica che permette di vedere in dettaglio l'articolazione di ginocchio e sono immagini T2 pesate.

Si riportano, in Tabella 2, alcune informazioni relative al soggetto analizzato.

Genere	Peso (Kg)	Altezza (cm)	BMI	Età (anni)
F	60.1	170	20.796	32

Tabella 2

3.2 Segmentazione delle immagini cliniche

La geometria del ginocchio è stata ricostruita usando Mimics (Materialise, Leuven, Belgium). È stata eseguita una segmentazione semi-automatica per le strutture di femore, cartilagine del femore, tibia e cartilagine della tibia mediante l'utilizzo del tool '3D LiveWire', che ha permesso, a partire dalla definizione dei contorni delle strutture sopra citate in alcune immagini in due piani anatomici, di creare una maschera. Quindi, riportando come esempio il caso del femore, dalla Figura 13, si può vedere come, definendo i contorni della componente ossea nelle diverse immagini sul piano frontale e sagittale, si ottenga sul piano trasversale una griglia dalla quale verrà automaticamente creata una maschera.

In questo modo si riesce a rispettare maggiormente la geometria delle diverse strutture, in particolar modo la curvatura dell'osso e della cartilagine nella zona di interfaccia, cosa che con altri metodi di segmentazione, quali ad esempio l'utilizzo di una segmentazione completamente manuale, riesce in modo meno efficace.

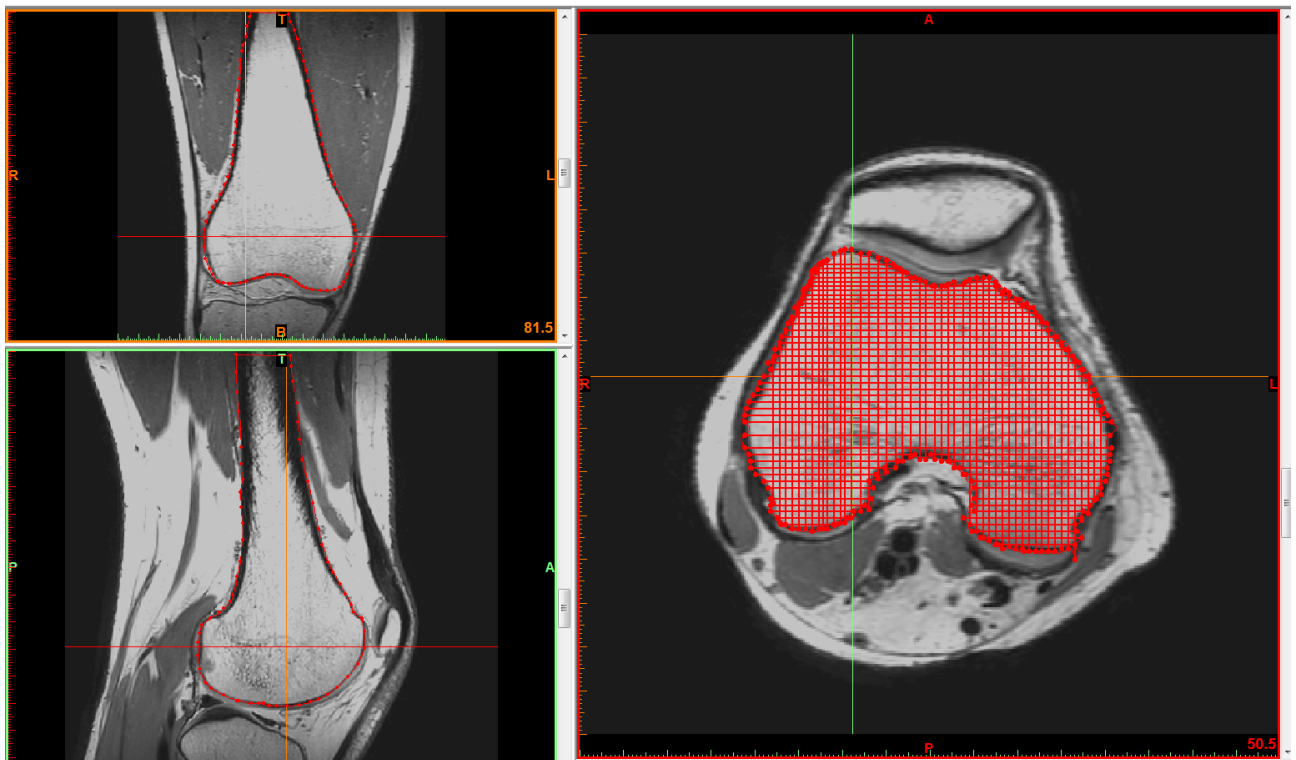


Figura 13 Segmentazione del femore mediante il tool 3D LiveWire

Successivamente la maschera generata è stata ritoccata manualmente per perfezionare il risultato nelle diverse immagini sul piano trasversale.

Si è verificato, prima di procedere, che lo spessore della cartilagine, ottenuto con la procedura di segmentazione, fosse fisiologico e comparabile con quello trovato da Schub et al. che riporta dei valori medi, in diverse posizioni nel femore, di circa 2 mm [23].

In Figura 14 vengono indicati gli spessori della cartilagine del femore, ottenuti per il soggetto in analisi, in una delle immagini di risonanza magnetica utilizzate. Sono stati riscontrati risultati analoghi anche nelle altre immagini in cui è visibile la cartilagine.

Si tenga conto che, per misurare in modo più preciso lo spessore, si è fatto ricorso, nella Figura 14, all'utilizzo del file Stl estratto a partire dalla maschera creata per la cartilagine articolare.

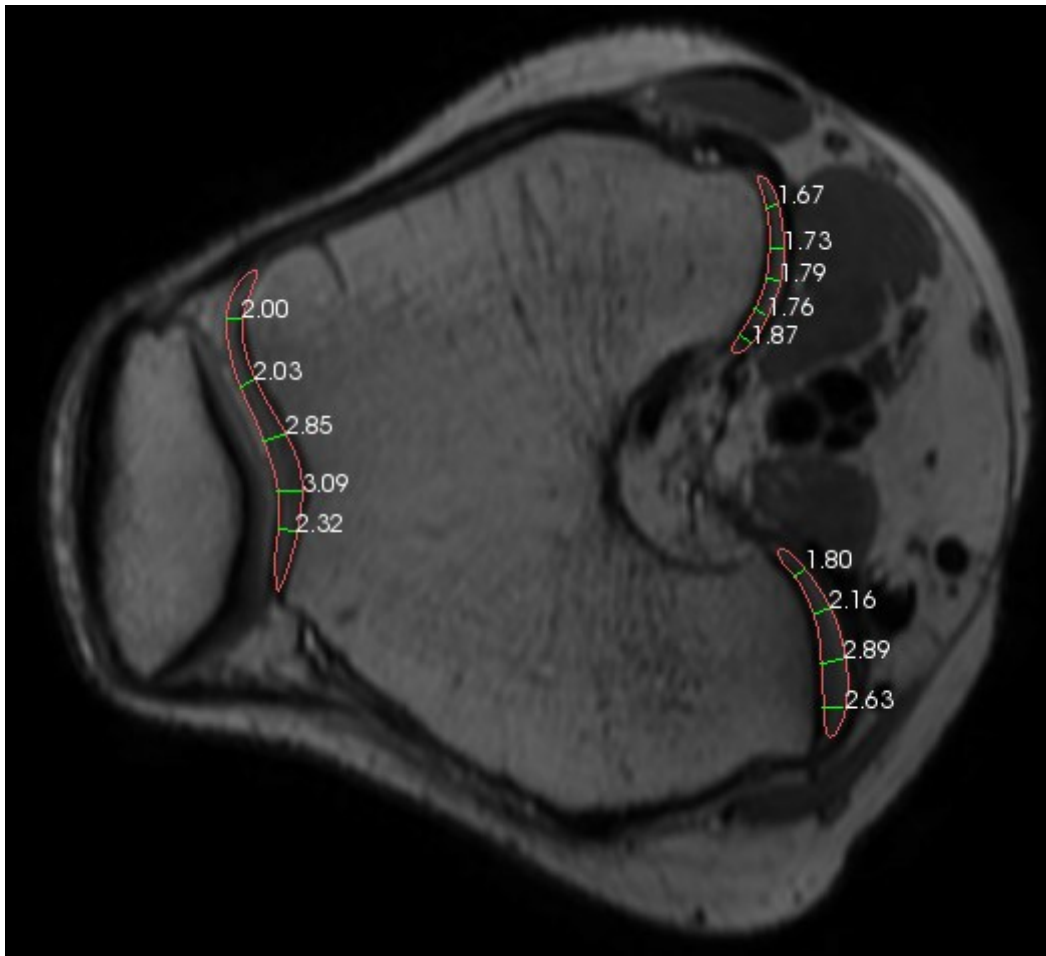


Figura 14 Misura dello spessore della cartilagine (mm) in corrispondenza della parte anteriore e posteriore del femore

Una segmentazione completamente manuale sul piano trasversale è invece stata utilizzata per la fibula, i menischi, i legamenti collaterali ed i legamenti crociati. La scelta di avvalersi, in questo caso, di una procedura completamente manuale è stata dettata principalmente dal fatto che soprattutto i menischi ed i legamenti risultavano ben visibili solo nelle immagini sul piano trasverso e sarebbe quindi risultato difficile utilizzare il tool '3D LiveWire'. Si riporta, in Figura 15, il risultato finale del processo di segmentazione.

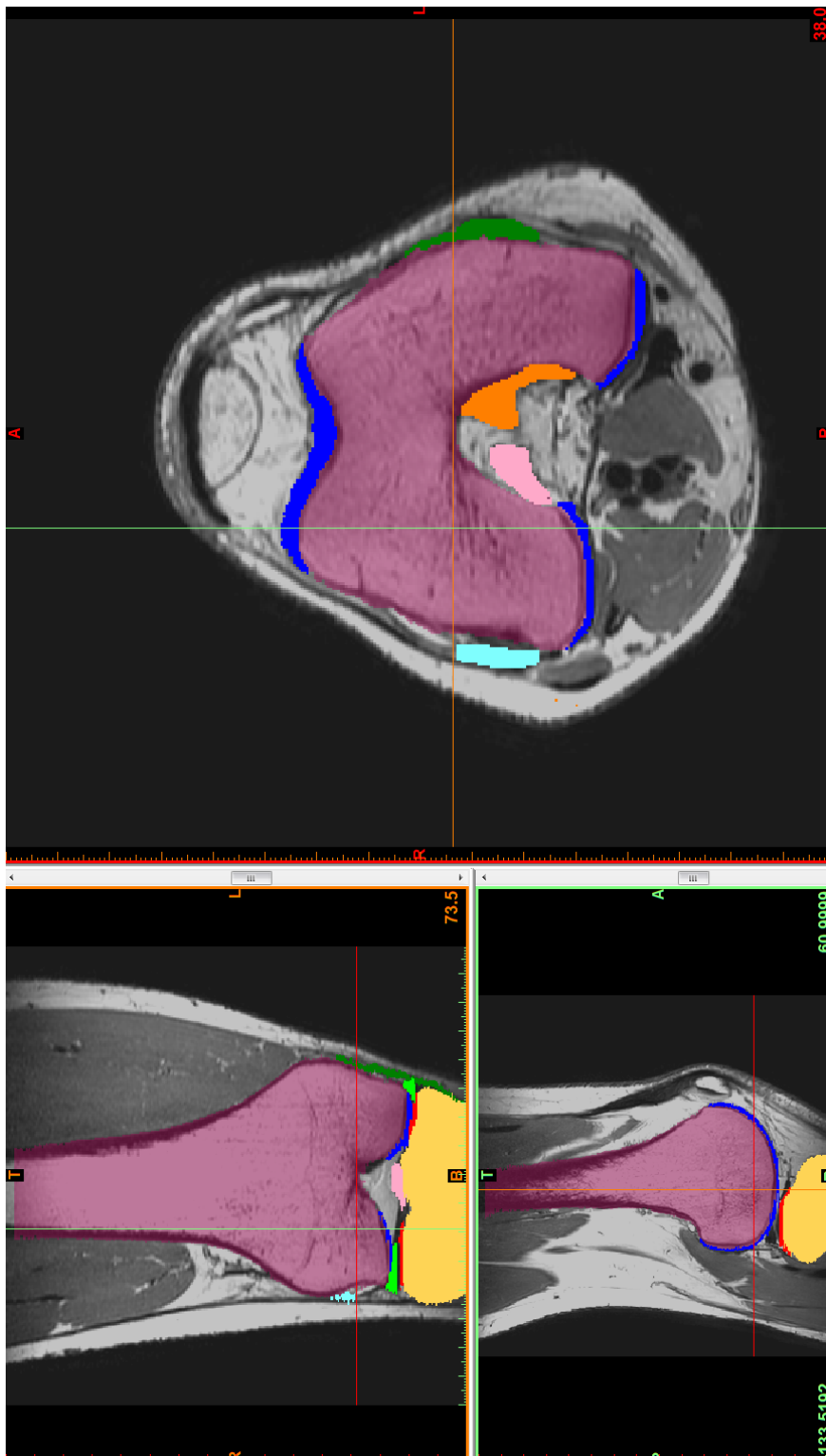


Figura 15 Si possono individuare le principali strutture anatomiche dell'articolazione di ginocchio: in fucsia il femore, in giallo la tibia, in blu la cartilagine del femore, in rosso la cartilagine della tibia, in verde chiaro i menischi, in azzurro il legamento collaterale laterale, in rosa il legamento crociato anteriore, in arancione quello posteriore ed infine in verde scuro il legamento collaterale mediale. È stata anche segmentata la fibula (non visibile in figura)

3.3 - Smoothing dei file Stl, sottrazione booleana e creazione delle superfici Nurbs

A questo punto sono stati calcolati i volumi delle diverse parti, prima di creare dei file Stl, per avere un riscontro della segmentazione generata (Figura 16).

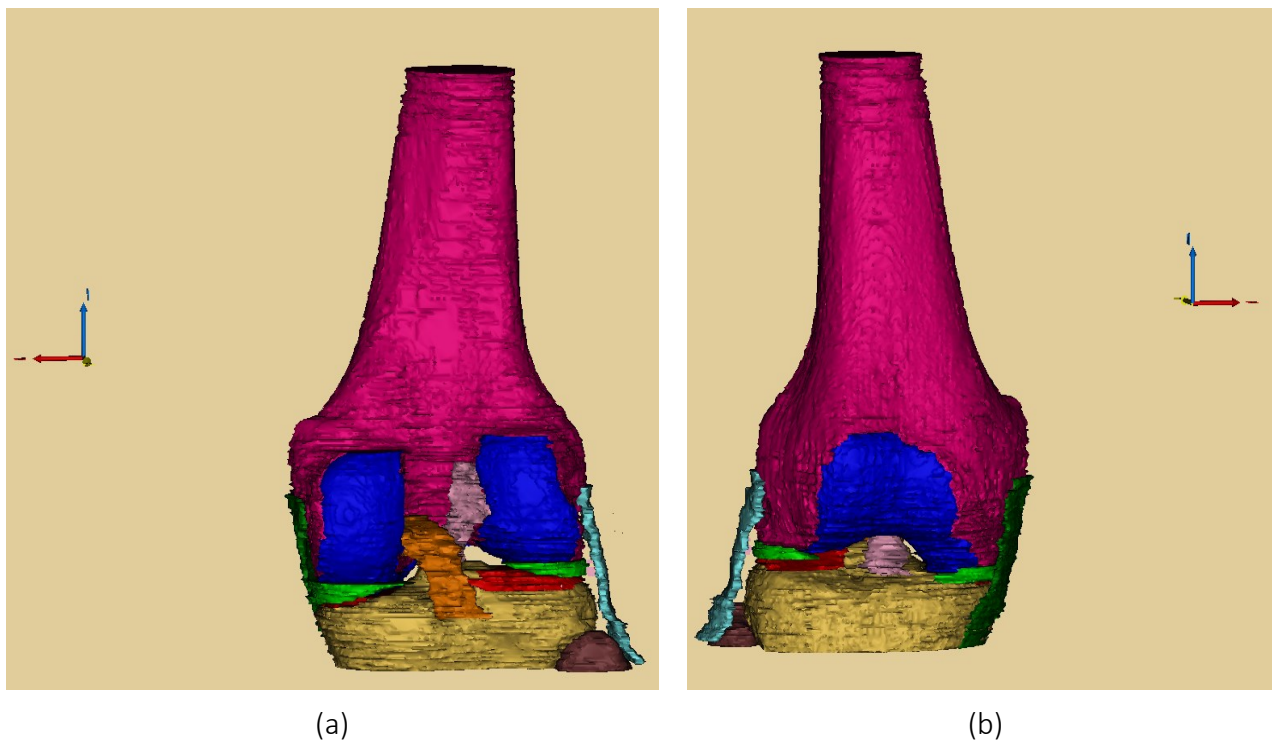


Figura 16 a) Vista posteriore b) Vista anteriore

Infine, sono stati salvati i file Stl delle diverse componenti.

3.3 Smoothing dei file Stl, sottrazione booleana e creazione delle superfici Nurbs

I file Stl sono stati importati su Geomagic (3D Systems, USA) dove è stato eseguito uno smoothing e sono stati riempiti eventuali buchi presenti. È stato poi necessario effettuare una sottrazione booleana, nei casi in cui le varie geometrie andavano a compenetrarsi, in modo tale da evitare problemi durante la successiva analisi agli elementi finiti. La sottrazione tra l'origine dei legamenti ed il femore, come anche quella tra le inserzioni dei legamenti e la tibia, rappresenta un esempio di sottrazione booleana attuata (Figura 17).

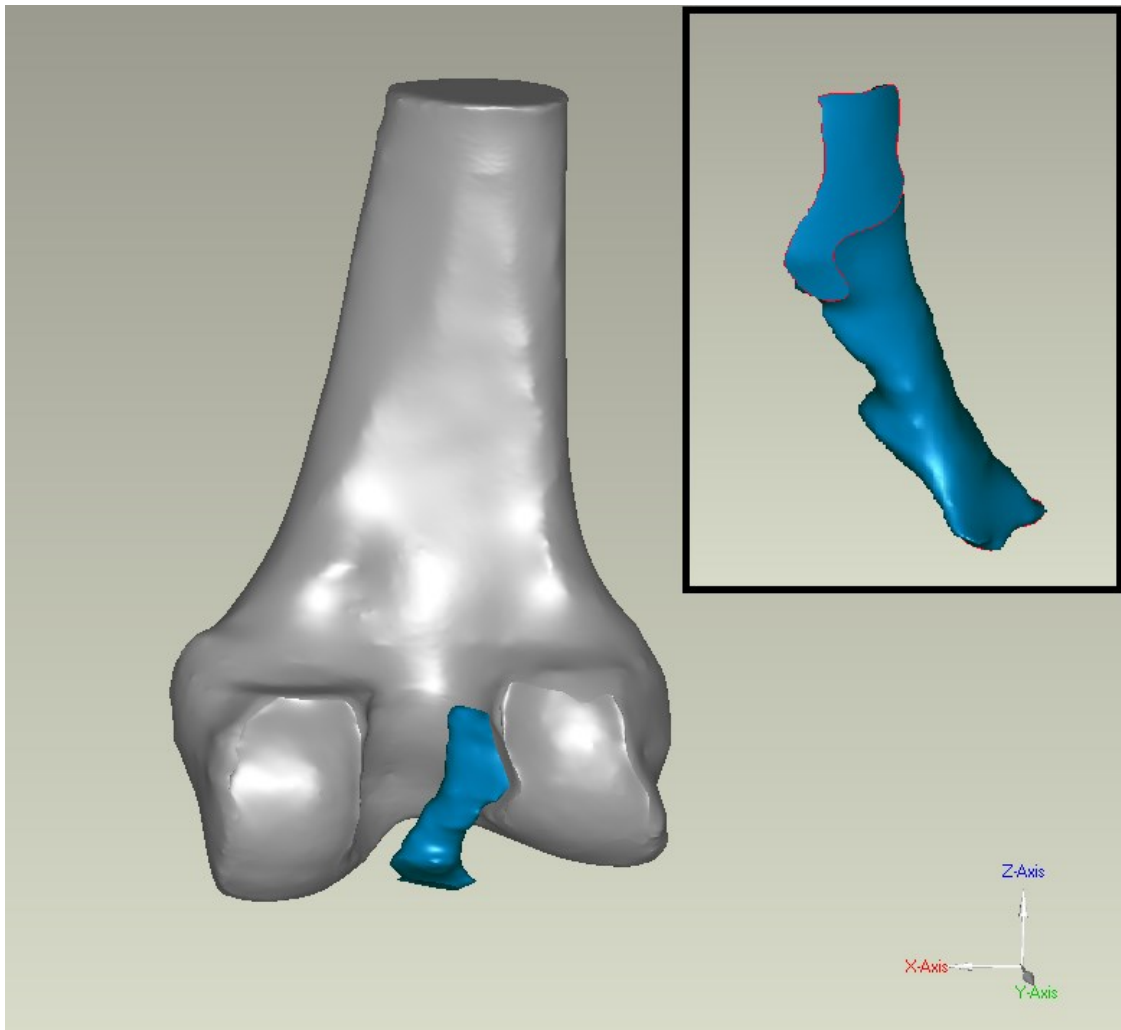


Figura 17 Sottrazione booleana tra l'origine del legamento crociato anteriore ed il femore. Nel riquadro in alto a destra viene mostrato il profilo dell'origine del legamento in seguito all'operazione eseguita

Infine, sono state ricavate delle superfici Nurbs (Figura 18), necessarie ai fini della realizzazione della mesh.

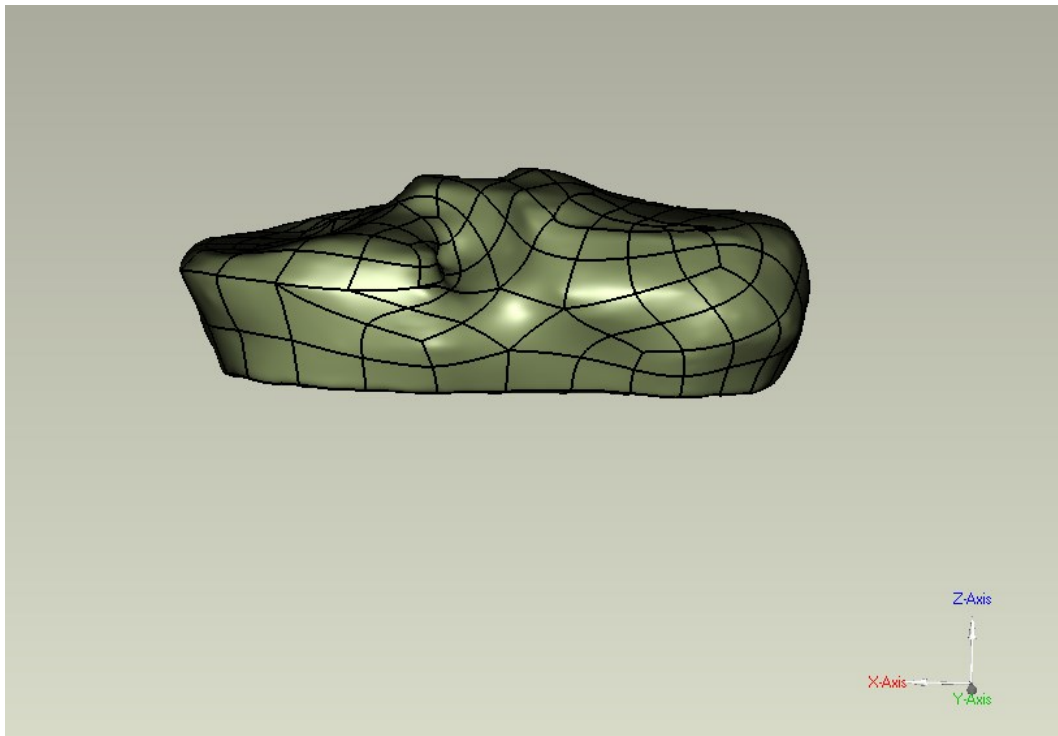


Figura 18 Superficie Nurbs generata per la tibia

3.4 Creazione della mesh

L'obiettivo è quello di procedere alla discretizzazione in elementi finiti delle strutture in esame. Il software Hypermesh (Altair Engineering, USA) è stato utilizzato per la realizzazione di una mesh a tetraedri a 10 nodi, mentre un codice Matlab, fornito dal laboratorio di Meccanica Multidisciplinare dell'Università del Connecticut, è stato impiegato per generare una mesh a esaedri. Per le componenti ossee ed i legamenti sono stati creati dei tetraedri a 10 nodi, mentre per le componenti cartilaginee ed i menischi si è fatto ricorso a degli esaedri.

La scelta di utilizzare degli esaedri per tali componenti, che sono sottoposte ad importanti sollecitazioni durante la simulazione agli elementi finiti, è stata dettata principalmente dal fatto che gli esaedri, rispetto ai tetraedri, sono più robusti alla variazione di aspect ratio e poi dal fatto che successivamente, per l'attribuzione delle proprietà del materiale ai menischi, risulterà più pratico avere una mesh strutturata (inizialmente i menischi erano stati anch'essi discretizzati mediante tetraedri a 10 nodi, soluzione che però presenta alcuni svantaggi come verrà mostrato nel paragrafo 3.5.2).

Nel dettaglio, per il legamento collaterale laterale e mediale, prima di realizzare una mesh 2D, sono state oscurate quasi tutte le patch della superficie Nurbs (facendo però attenzione a non alterare i contorni delle geometrie). Questo è stato fatto in modo tale da avere una mesh non vincolata dai bordi di ogni singola patch ed ottenere quindi una discretizzazione di qualità superiore.

Per il legamento crociato anteriore e posteriore è stata eseguita la stessa operazione.

A questo punto, per i legamenti, è stata generata una mesh 2D utilizzando triangoli con dimensione pari a 1 mm.

È stata invece definita una dimensione dei triangoli pari a 4.5 mm per le componenti ossee di tibia e fibula per le quali, in quanto verranno modellate successivamente come corpi rigidi e verranno vincolate nel movimento in tutti e sei i gradi di libertà, non è necessario avere una mesh troppo fitta che richiederebbe un costo computazionale maggiore.

Per il femore, che invece sarà il corpo rigido a cui verranno attribuite le rotazioni e le forze, nella zona distale, in prossimità dell'interfaccia con la sua cartilagine, è stato eseguito un infittimento della mesh in modo da ottenere una zona di contatto con elementi di dimensione simile e permettere quindi condizioni di continuità paragonabili all'interfaccia. Pertanto, nella porzione prossimale del femore la mesh ha una dimensione di 4.5 mm, spostandosi distalmente la dimensione decresce gradualmente fino ad arrivare a 1 mm nella zona di contatto con la cartilagine (Figura 19).

Una mesh 3D con tetraedri a 4 nodi è stata creata per le componenti del modello prima citate, successivamente è stato cambiato l'ordine di tale mesh generando dei tetraedri a 10 nodi: viene così aggiunto un nodo in corrispondenza della metà di ogni lato del tetraedro a 4 nodi.

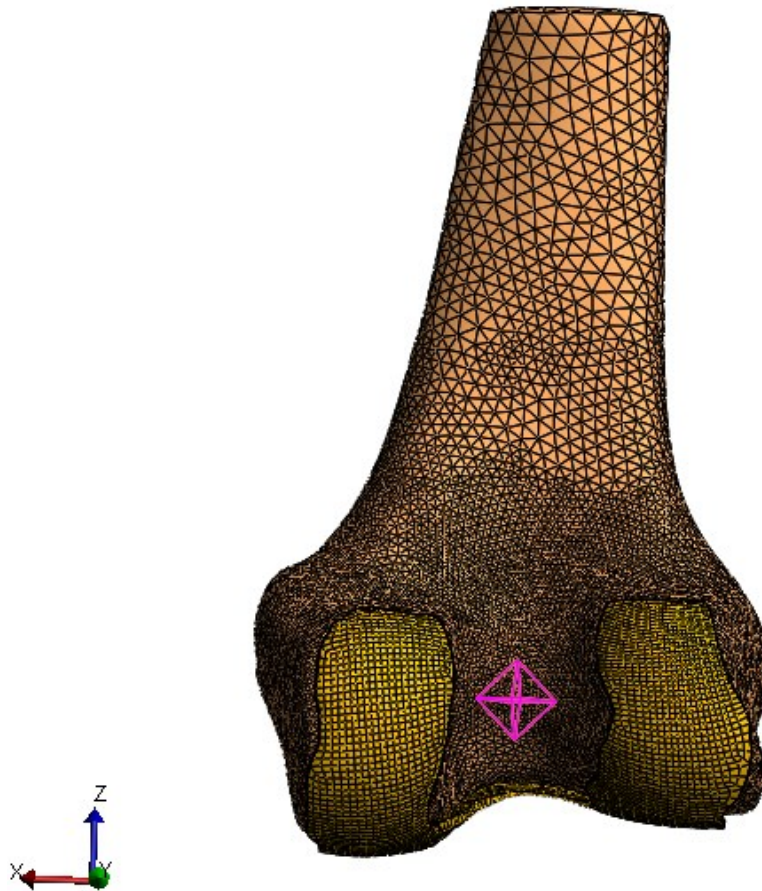


Figura 19 Infittimento della mesh del femore con tetraedri più piccoli nella zona di interfaccia con la cartilagine

Per valutare la qualità della mesh ottenuta sono stati calcolati alcuni parametri quali ad esempio l'aspect ratio, ossia il rapporto tra il lato più lungo e quello più corto dell'elemento, e lo jacobiano, che è una misura della deviazione dell'elemento dalla forma di un elemento ideale. La mesh ottenuta presenta una qualità accettabile sulla base della valutazione di tali parametri.

Per quanto riguarda invece la creazione della mesh ad esaedri (Figura 20), questa viene creata a partire da file Stl. In particolare, il codice Matlab permette, dati in ingresso i file Stl delle strutture di interesse, di restituire degli output in forma di struct. Ogni struct ha informazioni sui nodi della mesh, sugli elementi della mesh, sulla distribuzione dei layer e sulla qualità della mesh.

La cartilagine del femore e quella della tibia sono state discretizzate utilizzando sei layer di esaedri.

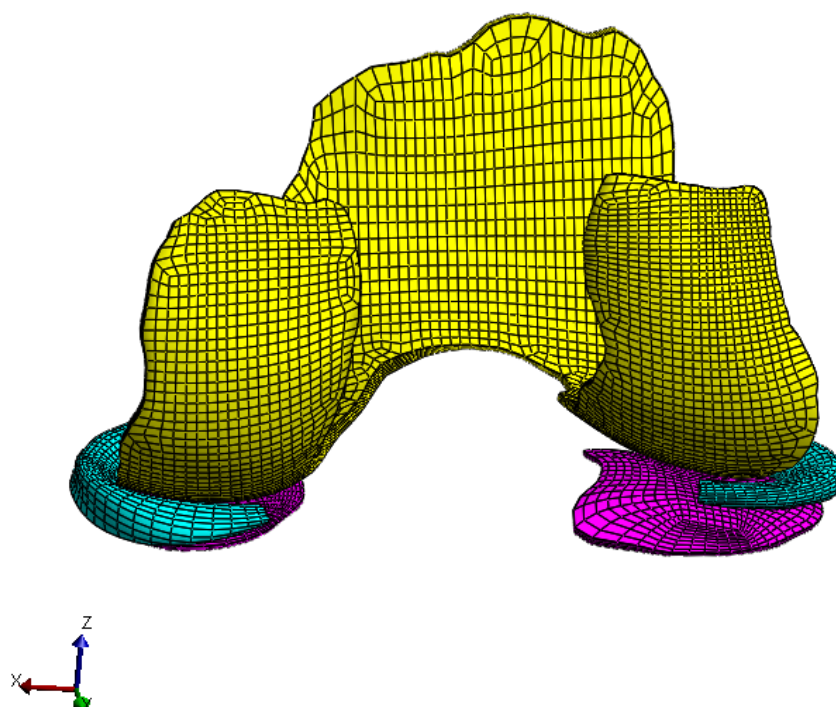


Figura 20 Cartilagine del femore, cartilagine della tibia e menischi discretizzati con esaedri a 8 nodi

La Tabella 3 riassume brevemente il processo di discretizzazione descritto e riporta, oltre al tipo di elemento, anche il numero di elementi creati per ogni componente.

<i>Struttura anatomica</i>	<i>Tipo di elemento</i>	<i>Numero di elementi</i>
Femore	TET10	150239
Tibia	TET10	3990
Fibula	TET10	284
Crociato anteriore	TET10	5473
Crociato posteriore	TET10	9923
Collaterale mediale	TET10	6638
Collaterale laterale	TET10	7253
Cartilagine del femore	HEX8	19464
Cartilagine della tibia	HEX8	7722
Menischi	HEX8	2600

Tabella 3 Caratteristiche della mesh. Si intende con 'TET10': tetraedro a 10 nodi e con 'HEX8': esaedro a 8 nodi

Il numero di elementi totali generati è di 213586.

La mesh 3D così ottenuta è stata poi importata su Febio (University of Utah, Salt Lake City, USA), software utilizzato per l'analisi agli elementi finiti non lineare.

3.5 Modello agli elementi finiti

3.5.1 Introduzione all'analisi agli elementi finiti non lineare

Nella seguente introduzione, all'interno delle formule, i vettori verranno identificati in grassetto.

L'analisi agli elementi finiti che verrà condotta è non lineare, infatti non valgono in questo caso le ipotesi di elasticità lineare, piccoli spostamenti, piccole deformazioni che sono alla base dell'analisi lineare.

In un sistema lineare del tipo:

$$\mathbf{KU} = \mathbf{R}$$

con K matrice di rigidezza, U vettore dello spostamento nodale e R vettore globale delle forze, sia K che R sono indipendenti da U. Nei sistemi non lineari invece la matrice di rigidezza e/o il vettore globale delle forze sono dipendenti dal vettore spostamento nodale. La soluzione del sistema di equazioni non può quindi essere trovata per sostituzione, ma si deve ricorrere a metodi simili a quelli impiegati per trovare gli zeri di una funzione. Uno di questi è lo schema di Newton-Raphson.

Ogni sistema in equilibrio deve soddisfare il principio dei lavori virtuali e da questo si ricava che in condizioni di equilibrio:

$$\mathbf{R} - \mathbf{F} = 0$$

Dove R è il vettore delle forze esterne e F è il vettore delle forze interne.

Supponiamo che il sistema sia non lineare perché qualche aspetto del modello mostra una dipendenza dal tempo. Se consideriamo un fenomeno tempo-variante ma che è in ogni istante in condizioni di equilibrio, si può scrivere per ogni istante t:

$${}^t\mathbf{R} - {}^t\mathbf{F} = 0$$

Si suppone che sia nota la soluzione all'istante t, si vuole ottenere la soluzione all'istante t+Δt. In prima approssimazione, si ipotizza che il vettore spostamento, la matrice di rigidezza ed il vettore delle forze interne siano, all'istante t+Δt, invariati rispetto all'istante t. Si può quindi scrivere:

$$K_{(0)}^{t+\Delta t} \Delta \mathbf{U}_{(1)} = \mathbf{R}^{t+\Delta t} - \mathbf{F}_{(0)}^{t+\Delta t}$$

dove il pedice indica l'iterazione di soluzione. Usando la prima approssimazione, per la matrice di rigidezza e per il vettore delle forze interne, si calcola una prima approssimazione di quanto deve variare il vettore spostamento affinché R e F siano in equilibrio all'istante t+Δt. Questa

prima stima della variazione del vettore spostamento si usa per calcolare una prima stima del vettore spostamento all'istante $t+\Delta t$:

$$\mathbf{U}_{(1)}^{t+\Delta t} = \mathbf{U}_{(0)}^{t+\Delta t} + \Delta \mathbf{U}_{(1)}$$

Con questa nuova approssimazione del vettore spostamento all'istante $t+\Delta t$ si calcola una nuova stima della matrice di rigidezza K e del vettore delle forze interne F .

A questo punto si può generalizzare lo schema di Newton-Raphson per l'iterazione (i):

$$\begin{aligned} K_{(i-1)}^{t+\Delta t} \Delta \mathbf{U}_{(i)} &= \mathbf{R}^{t+\Delta t} - \mathbf{F}_{(i-1)}^{t+\Delta t} \\ \mathbf{U}_{(i)}^{t+\Delta t} &= \mathbf{U}_{(i-1)}^{t+\Delta t} + \Delta \mathbf{U}_{(i)} \end{aligned}$$

Lo schema iterativo prosegue fino a quando la differenza tra le forze esterne R e le forze interne F diventa minore di una tolleranza di convergenza. Oppure si può interrompere lo schema quando la variazione del vettore spostamento ΔU diventa minore di una tolleranza di convergenza.

Lo schema riportato, in realtà, può essere usato anche per risolvere problemi dove la non linearità non deriva dalla dipendenza dal tempo, ma da un'altra variabile. In ogni caso, tale variabile viene incrementata in tanti piccoli passi ed una soluzione di equilibrio viene trovata per ciascuno di essi.

Nel modello che verrà analizzato si hanno non linearità di tipo geometrico, infatti, in seguito all'azione dei carichi, si hanno grandi spostamenti. È conveniente mantenere una teoria linearizzata dell'elasticità in cui si ipotizzi che gli spostamenti siano piccoli, studiando il problema come una successione di configurazioni deformate, ciascuna che si sposta di poco rispetto alla precedente. All'inizio si ipotizza un vettore spostamento, si calcola la matrice di rigidezza nella configurazione dello spostamento iniziale e si deriva il vettore delle forze interne. Questa prima stima del vettore delle forze interne risulterà diversa dal vettore delle forze esterne applicate; usando la matrice di rigidezza stimata si calcola la variazione di spostamento che eguaglierebbe i due vettori. Si può ottenere a questo punto la nuova approssimazione del vettore spostamento e si ricomincia da capo secondo lo schema di Newton-Raphson:

$$\begin{aligned} K_{(i-1)} \Delta \mathbf{U}_{(i)} &= \mathbf{R} - \mathbf{F}_{(i-1)} \\ \mathbf{U}_{(i)} &= \mathbf{U}_{(i-1)} + \Delta \mathbf{U}_{(i)} \end{aligned}$$

Si continua fino a che un determinato criterio di convergenza non viene soddisfatto, di solito si verifica la convergenza o sulla variazione degli spostamenti o sulla differenza tra forze interne ed esterne.

Altro tipo di non linearità presente nel modello è dovuta ai materiali utilizzati che, come verrà illustrato nel paragrafo 3.5.2, sono quasi tutti iperelastici. Questo induce una dipendenza della matrice di elasticità dal livello di deformazione attuale. Si definisce per via numerica una legge costitutiva appropriata, che restituisce la matrice dei materiali per ogni livello di deformazione, e poi si risolve il problema con uno schema incrementale sulla base di quello descritto per le

non linearità geometriche, dove ad ogni passo ciò che viene ricalcolata è la matrice dei materiali.

Ulteriore non linearità presente è quella di contatto. In questo caso, il problema del contatto viene formulato come un problema accoppiato di minimizzazione vincolata. Si tratta di risolvere simultaneamente due set di equazioni:

$$\begin{aligned} K\Delta U &= \mathbf{R} + \mathbf{c} \\ \phi(\Delta U) &= 0 \end{aligned}$$

La prima è l'equazione fondamentale degli elementi finiti, in cui si è reso esplicito il termine relativo alle forze esterne di contatto. La seconda esprime la generica condizione al contorno che deve essere simultaneamente soddisfatta. Si tratta delle equazioni di Kuhn-Tucker che definiscono l'impenetrabilità dei corpi. È necessario trovare le forze di contatto che applicate ai due corpi producono una configurazione deformata uguale a quella che si ha quando i due corpi sono in contatto.

Si definisce la porzione della superficie del corpo 1 (ad esempio la cartilagine del femore) che viene in contatto con il corpo 2 (ad esempio la cartilagine della tibia) la regione movente, mentre la porzione della superficie del corpo 2 che viene in contatto con il corpo 1, nell'arco di tempo in esame, viene detta regione cedente. La distinzione tra cedente e movente è del tutto arbitraria, a meno che solo uno dei due corpi sia a supporto deformabile e l'altro rigido.

All'inizio è necessario definire il modello di contatto, e cioè quali sono le regioni dei corpi che si toccano tra loro e quale superficie viene quindi definita cedente e quale movente. Fatto questo, ad ogni incremento di carico, si esegue il controllo della penetrazione, cioè si controlla se gli elementi del lato movente sono penetrati dentro a quelli del lato cedente: se non c'è penetrazione si prosegue con il passo di carico successivo. Nel caso in cui ci fosse penetrazione, si applicano delle forze nodali (dette di ritorno) che tendono a spingere il movente fuori dal cedente. Queste forze di ritorno diventano un valore di tentativo delle forze di contatto che il cedente applica sul movente. Aggiunte queste forze, si prova a ricalcolare l'equilibrio, si avrà ancora penetrazione e quindi altre forze di ritorno verranno introdotte. Il processo continua fino a quando la norma del vettore delle forze di ritorno non diventa minore di una tolleranza di convergenza. A questo punto si applica un nuovo passo di carico, si procede così fino a che tutto il carico è stato applicato.

Esistono due approcci per risolvere questo tipo di problemi: il metodo delle penalizzazioni (penalty) ed il metodo dei moltiplicatori di Lagrange.

- Il metodo delle penalizzazioni è espresso dall'equazione:

$$[K + \alpha L^T L]\Delta U = \mathbf{R} + \mathbf{c} + \alpha L^T \boldsymbol{\gamma}$$

Alla matrice di rigidezza K viene aggiunto un termine che consta del quadrato della matrice dei coefficienti di contatto L moltiplicato per il fattore di penalizzazione α ; al

termine delle forze esterne viene aggiunto il vettore di ritorno γ moltiplicato per la matrice dei coefficienti di contatto e per il fattore di penalizzazione.

La matrice dei coefficienti di contatto accoppia dei nodi secondo un modello di contatto; questi nodi hanno una variazione di spostamento che porterebbe a far compenetrare i due solidi. La forza di ritorno, applicata agli stessi nodi del modello di contatto, spinge fuori questi nodi.

La soluzione si ottiene quando le forze generalizzate di contatto sono tali da minimizzare la compenetrazione e quindi le forze di ritorno aggiuntive. Il fattore di penalizzazione definisce quanto sono grandi queste forze di ritorno rispetto alle forze nodali prodotte dalle forze esterne.

- Il metodo dei moltiplicatori di Lagrange è espresso dall'equazione:

$$\begin{bmatrix} K & L \\ L & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta U \\ -\lambda \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} R + c \\ \gamma \end{Bmatrix}$$

Alle componenti del vettore di spostamento si aggiungono altre incognite, dette moltiplicatori di Lagrange λ , che sono associati alle forze di ritorno. In questo caso, il problema di ottimizzazione viene risolto simultaneamente ed in forma esatta, ma al prezzo di una matrice rettangolare ed indefinita. Scompaiono i problemi legati alla definizione del coefficiente di penalizzazione, ma ci sono costi computazionali molto più alti.

Per ogni coppia di contatto viene controllata la compenetrazione in un certo numero di punti di controllo, i quali devono essere spinti fuori, mediante l'applicazione di vincoli locali, nell'iterazione successiva. Normalmente, la forza di espulsione è calcolata in funzione della compenetrazione in quel punto. La convergenza si ritiene raggiunta quando la norma del vettore delle forze di espulsione varia tra due iterazioni successive per meno della tolleranza di convergenza. Possibili criteri di convergenza sono basati sugli spostamenti, le forze residue o sull'energia.

L'analisi agli elementi finiti è stata eseguita mediante la software suite Febio (University of Utah, Salt Lake City, USA), che si compone di:

- Un programma di preprocessing, PreView, utile per importare la mesh, attribuire alle diverse componenti un materiale, definire i contatti, assegnare le condizioni al contorno, i vincoli, le condizioni di carico ed infine impostare il tipo di analisi da compiere.

Dal preprocessor è possibile esportare un file (.feb) che costituisce l'input per il solutore dell'analisi.

- Un solver, Febio, che realizza l'analisi agli elementi finiti non lineare.

- Un programma di postprocessing, PostView, per la visualizzazione e l'analisi dei risultati forniti dal solver.

3.5.2 Attribuzione dei materiali

Inizialmente, ad ogni componente è stato assegnato un opportuno materiale.

In dettaglio femore, tibia e fibula sono stati modellati come corpi rigidi poiché la rigidità delle componenti ossee è molto più elevata di quella dei tessuti molli di interesse [17].

La densità di tali corpi è stata impostata a $1.13e-6 \text{ t/mm}^3$ [24].

Sia alla cartilagine del femore che alla cartilagine della tibia è stato attribuito un materiale quasi incomprimibile, iperelastico di Mooney-Rivlin, con energia di deformazione descritta dalla seguente relazione [22]:

$$W = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3) + \frac{K}{2}(\ln(J))^2$$

dove:

- C_1 e C_2 sono le costanti del materiale di Mooney-Rivlin (MPa).
- K è il modulo di bulk (MPa), che descrive l'aumento della densità generato da una compressione.
- \tilde{I}_1 e \tilde{I}_2 sono rispettivamente il primo ed il secondo invariante del tensore delle deformazioni destro di Cauchy-Green.
- J è il determinante del tensore del gradiente delle deformazioni.

I valori dei parametri impostati in Preview sono riportati in Tabella 4.

Densità (t/mm ³)	C_1 (MPa)	C_2 (MPa)	K (MPa)
1e-9	1.67	0	335.3

Tabella 4 Proprietà attribuite al tessuto cartilagineo

Per quanto riguarda i legamenti, questi sono stati modellati come quasi incomprimibili, mediante un materiale fibroso iperelastico e trasversalmente isotropo con una matrice di tipo Mooney-Rivlin. In particolare, il materiale utilizzato in questo caso è il trans iso Mooney-Rivlin. L'energia di deformazione è descritta dalla seguente relazione [22]:

$$W = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3) + \frac{K}{2}(\ln(J))^2 + F(\tilde{\lambda})$$

con:

$$\left\{ \begin{array}{ll} 0 & \tilde{\lambda} < 1 \\ \tilde{\lambda} \frac{\partial F}{\partial \tilde{\lambda}} = C_3 (e^{C_4(\tilde{\lambda}-1)} - 1) & 1 \leq \tilde{\lambda} < \lambda_m \\ C_5 + C_6 \tilde{\lambda} & \tilde{\lambda} \geq \lambda_m \end{array} \right\}$$

dove:

- $C_1, C_2, K, \tilde{I}_1, \tilde{I}_2$ e J hanno lo stesso significato visto nella formula dell'energia di deformazione del materiale attribuito alla cartilagine.
- $C_3 - C_6$ sono costanti che descrivono il comportamento delle fibre. C_3, C_5 e C_6 sono in MPa, mentre C_4 è adimensionale.
- F è la componente della densità dell'energia di deformazione definita dal livello di allungamento delle fibre.
- $\tilde{\lambda}$ è la parte deviatorica dell'allungamento lungo la direzione delle fibre.
- λ_m è il livello di allungamento per cui le fibre hanno raggiunto lo stato disteso.

In Tabella 5 vengono riportati i valori attribuiti ai parametri richiesti dal software, per il materiale trans iso Mooney-Rivlin, per il legamento crociato anteriore (ACL), il legamento crociato posteriore (PCL), il legamento collaterale mediale (MCL) ed il legamento collaterale laterale (LCL) [17] [20].

Legamento	Densità (t/mm ³)	C_1 (MPa)	C_2 (MPa)	K (MPa)	C_3 (MPa)	C_4	C_5 (MPa)	λ_m
ACL	1.5e-9	1.95	0	73.2	0.0139	116.22	535.04	1.046
PCL	1.5e-9	3.25	0	122	0.1196	87.178	431.06	1.035
MCL	1.5e-9	1.44	0	397	0.57	48	467.1	1.063
LCL	1.5e-9	1.44	0	397	0.57	48	467.1	1.063

Tabella 5 Valori dei parametri utilizzati per i legamenti

È stato necessario definire, oltre ai parametri riportati in Tabella 5, anche la proprietà di isotropia trasversa.

Per fare questo, in corrispondenza di ognuno dei quattro legamenti (collaterali e crociati), sono stati considerati due nodi della mesh, uno circa a metà dell'origine e uno circa a metà dell'inserzione. A partire dalle coordinate di tali nodi si è definita la direzione perpendicolarmente alla quale si ha la proprietà di isotropia.

Ai menischi è stato invece attribuito un materiale iperelastico ortotropo di Fung.

L'energia di deformazione per questo materiale è espressa da [22]:

$$W = \frac{1}{2} c (e^Q - 1)$$

dove:

- c è una costante del materiale.
- Q definisce l'ortotropia del materiale.

In Tabella 6 vengono riportati i valori attribuiti ai parametri richiesti dal software per il materiale ortotropo di Fung [25] dove:

- E è il modulo di Young (MPa).
- G è il modulo di taglio (MPa).
- ν è il coefficiente di Poisson.
- K è il modulo di bulk (MPa).

Densità (t/mm ³)	E ₁ (MPa)	E ₂ (MPa)	E ₃ (MPa)	ν ₁₂	ν ₂₃	ν ₃₁	G ₁₂ (MPa)	G ₂₃ (MPa)	G ₃₁ (MPa)	c	K (MPa)
1.5e-9	125	27.5	27.5	0.1	0.33	0.1	2	12.5	2	1	10

Tabella 6 Parametri utilizzati per i menischi

Avendo utilizzato un materiale ortotropo è stato necessario definire le direzioni di ortotropia. Febio, tra le diverse possibilità, permette di stabilire tali direzioni definendo due vettori, a e d, ma, in quanto la geometria dei menischi risultava essere piuttosto articolata e due soli vettori per ogni menisco non sarebbero stati sufficienti per definire le reali direzioni in cui si sviluppa l'ortotropia, si è deciso di suddividere il menisco laterale in cinque parti e quello mediale in quattro.

Per ogni parte sono stati definiti i vettori a e d.

Una volta fissati a e d, Febio provvede a generare una terna ortonormale definendo e₁, e₂, e₃ in questo modo [26]:

$$e_1 = \frac{a}{\|a\|} \quad e_2 = e_3 \times e_1 \quad e_3 = \frac{a \times d}{\|a \times d\|}$$

Questa soluzione è stata adottata in presenza di una mesh a tetraedri, nel momento in cui i menischi sono stati discretizzati con degli esaedri, disponendo a questo punto di una mesh strutturata, si è fatto ricorso ad una soluzione più precisa: un'alternativa che il software propone alla determinazione dei vettori a e d sopra citati è quella di definire un sistema di numerazione locale per specificare le direzioni di ortotropia. Infatti, ad ogni nodo dell'esaedro

è associato un numero compreso tra 1 e 8, essendo la mesh strutturata, nodi aventi lo stesso valore ma appartenenti ad esaedri diversi individueranno una determinata direzione.

3.5.3 Definizione dei contatti

Una volta assegnati i materiali sono state definite le relazioni di contatto tra le superfici delle componenti appartenenti al modello.

Sono state utilizzate interfacce rigide ed interfacce di tipo sliding.

Allo scopo di determinare in modo più preciso i contatti, i legamenti sono stati suddivisi in tre parti: le due parti estreme, rappresentative una dell'origine e l'altra dell'inserzione del legamento sulle componenti ossee, e la parte centrale utile per definire delle interfacce di tipo sliding (Figura 21).

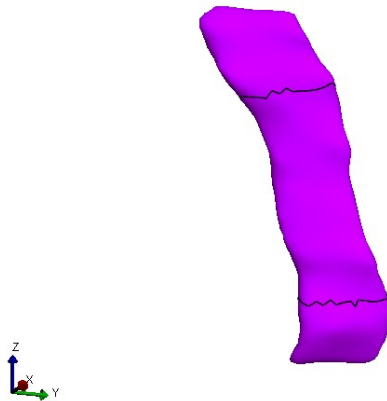


Figura 21 Suddivisione nelle tre parti del legamento collaterale laterale: all'origine è stato assegnato un contatto rigido con il femore, la parte centrale è stata utilizzata per definire una sliding interface con il femore e con la tibia, mentre l'inserzione è stata vincolata nel movimento

3.5.3.1 Interfacce rigide

Selezionando un'interfaccia rigida si genera la connessione di parti deformabili a corpi rigidi (femore, tibia o fibula).

Nel modello si trovano interfacce di questo tipo tra:

- Femore e superficie interna della cartilagine del femore (Figura 22).

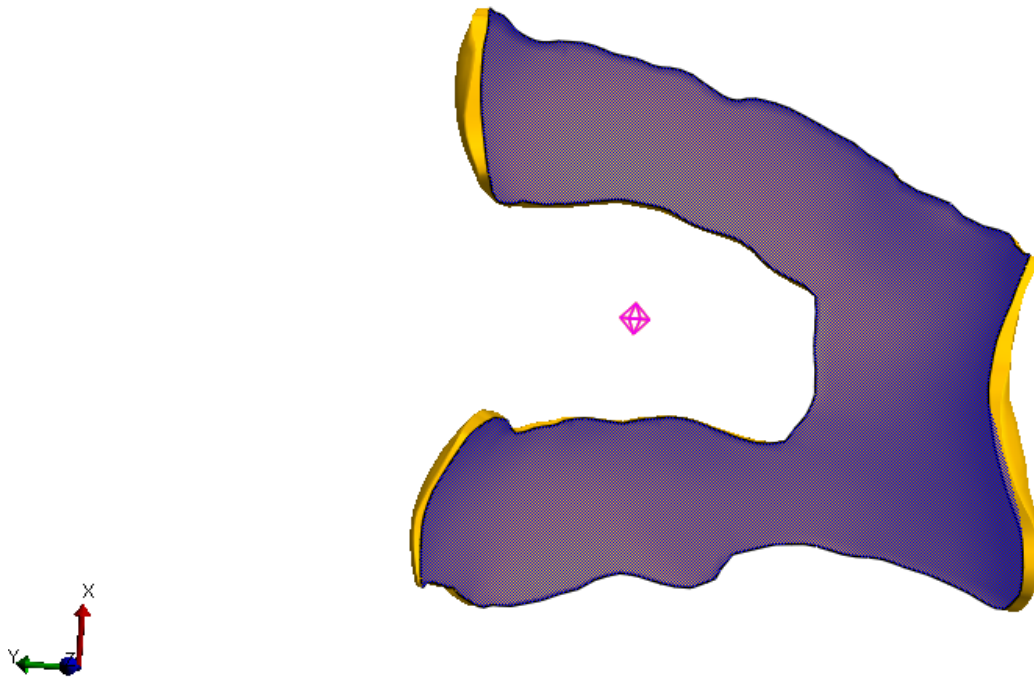


Figura 22 Viene evidenziata in blu la superficie interna della cartilagine del femore utilizzata per definire il contatto rigido con il corpo rigido femore

- Femore e origine dei legamenti collaterali.
- Femore e origine dei legamenti crociati.

3.5.3.2 Interfacce di tipo sliding

Una sliding interface può essere usata per definire un vincolo di non penetrazione tra due superfici.

Il contatto viene posto come un problema di ottimizzazione non lineare vincolato.

In presenza di sliding interface, Febio calcola le trazioni di contatto che evitano che le due superfici partecipanti compenetrino [26].

Il problema del contatto viene risolto usando due possibili metodi, come riportato nel paragrafo 3.5.1.

Nel modello in esame sono presenti interfacce di questo tipo tra (Figura 23):

- Cartilagine del femore e cartilagine della tibia.
- Cartilagine del femore e menischi (non attivo).
- Cartilagine della tibia e menischi (non attivo).
- Femore e parte centrale del legamento collaterale mediale.
- Tibia e parte centrale del legamento collaterale mediale.
- Menisco mediale e parte centrale del legamento collaterale mediale (non attivo).

- Femore e parte centrale del legamento collaterale laterale.
- Parte centrale del legamento crociato anteriore e del legamento crociato posteriore.
- Tibia e parte centrale del legamento collaterale laterale.

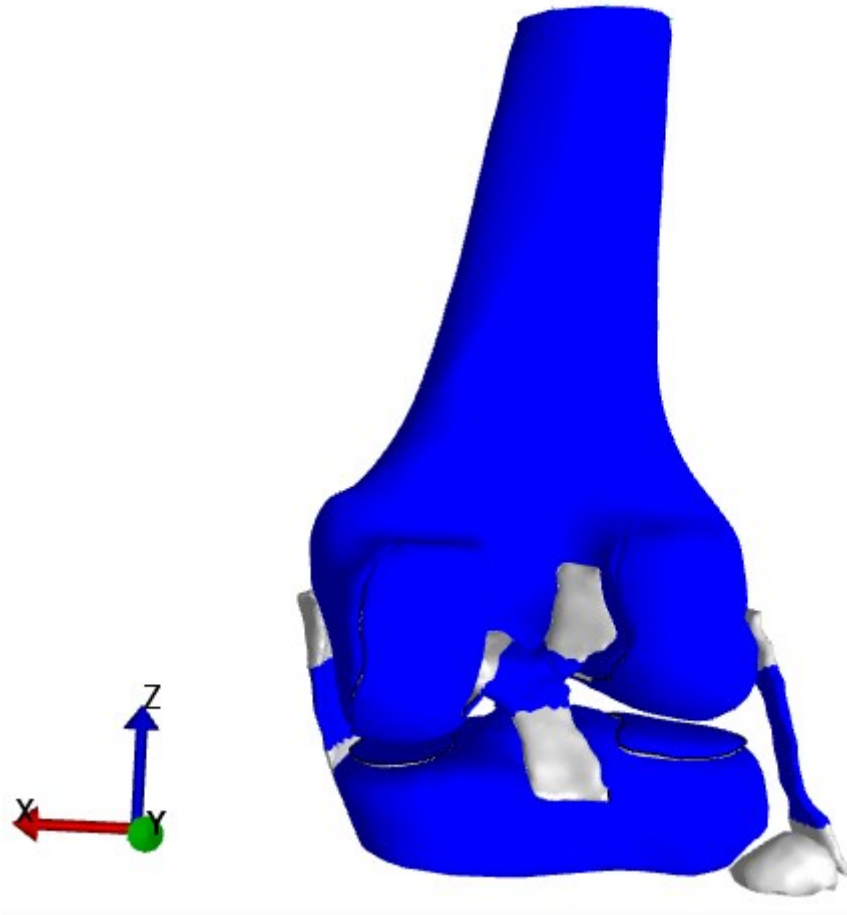


Figura 23 Vengono riportate in blu tutte le superfici che sono coinvolte in un contatto di tipo sliding

In particolare, quando si definisce un'interfaccia di tipo sliding, è necessario individuare una superficie master (movente) ed una superficie slave (cedente).

La compenetrazione è solitamente monitorata in una direzione. Se le due superfici a contatto hanno curvature molto diverse, o ad esempio sono relative a due tessuti molli (quindi aventi proprietà del materiale simili), è opportuno monitorare entrambe le direzioni aggiungendo un secondo gruppo di elementi di contatto in cui il movente ed il cedente sono invertiti. Questo porta ad un aumento del peso computazionale.

Nel caso del modello in questione il metodo single-pass è stato implementato nel contatto tra la superficie di un corpo rigido e quella di un tessuto molle, che quindi ha proprietà di rigidità

molto inferiore (ad esempio i contatti tra la superficie del femore e la parte centrale dei legamenti collaterali). Si è optato invece per il metodo two-pass nel caso di contatto tra strutture anatomiche aventi proprietà del materiale simili (ad esempio il contatto tra la cartilagine del femore e quella della tibia o il contatto tra la parte centrale dei legamenti crociati).

Per tutti i contatti è stato usato il metodo penalty con un approccio al monitoraggio del contatto faccia a faccia: questo viene concepito come un doppio contatto simmetrico nodo a faccia, in cui una faccia del movente è collegata ad un nodo del cedente ed una faccia del cedente è collegata ad un nodo del movente.

Tutti i contatti sono da considerare con attrito pari a 0.

3.5.4 Vincoli

Sia la tibia che la fibula sono state vincolate in tutti e sei i gradi di libertà.

Alla superficie della cartilagine della tibia a contatto con la componente ossea sottostante è stato attribuito un vincolo, imponendo uno spostamento pari a zero lungo x,y e z.

Stesso discorso vale per le inserzioni dei legamenti (sia crociati che collaterali) che, andandosi ad inserire in corrispondenza della tibia che è ferma, sono state anch'esse vincolate nel loro movimento.

Per quanto riguarda i menischi, questi sono stati in parte vincolati alla tibia mediante l'utilizzo di cinquantasei molle distribuite in corrispondenza delle quattro estremità presenti, ossia corno posteriore ed anteriore (mediale e laterale). Questo per simulare il fatto che i menischi sono componenti anatomiche non fluttuanti all'interno dell'articolazione, ma connesse alla tibia attraverso legamenti. Queste strutture, infatti, sono in grado di svolgere la loro funzione grazie anche allo stabile attacco che hanno alla tibia [27].

Inoltre, i menischi, se lasciati liberi di muoversi, potrebbero spostarsi significativamente dalla loro posizione originaria, durante la simulazione agli elementi finiti, e creare problemi.

A ciascuna estremità ogni molla è stata collegata tra un nodo presente sul menisco ed un nodo presente sulla tibia (Figura 24).

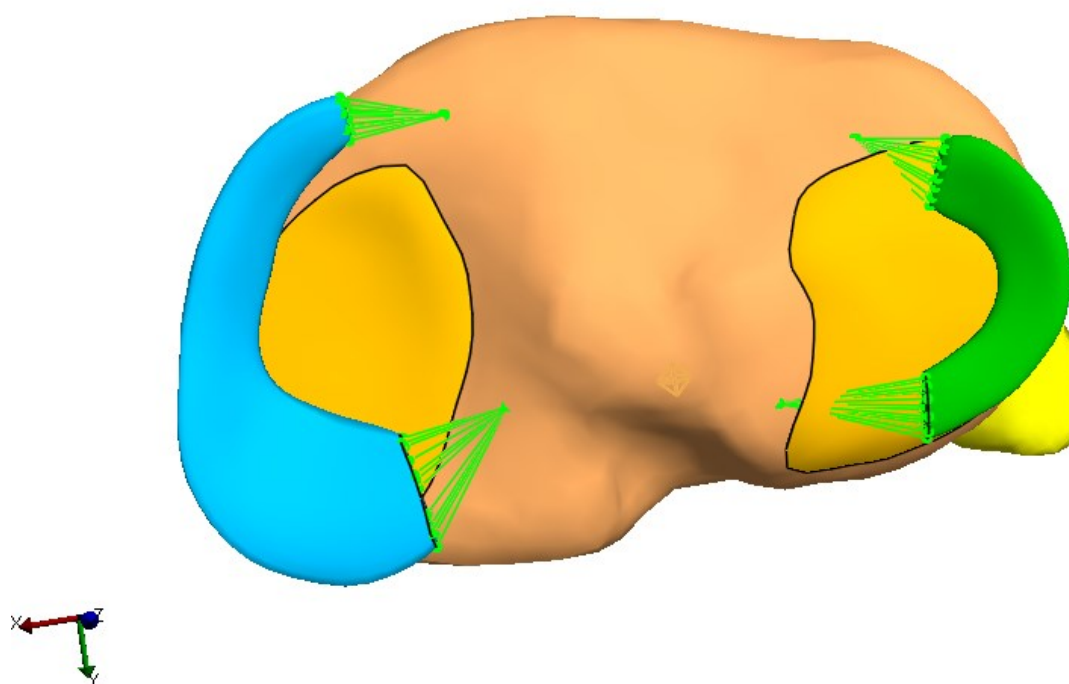


Figura 24 Vengono illustrati i quattro gruppi di molle utilizzati per vincolare i menischi

Per calcolare la rigidità di tali molle si sono utilizzati dati riguardanti le proprietà del tessuto di connessione del menisco alla tibia. Sono disponibili dati, relativi a tale tessuto, in corrispondenza del corno anteriore laterale, anteriore mediale e posteriore mediale (Tabella 7) [27].

<i>Proprietà del tessuto di connessione</i>	<i>Rigidità lineare (N/mm)</i>
Anteriore laterale	317±108
Anteriore mediale	336±68
Posteriore mediale	381±44

Tabella 7

Si considera quindi, circa, una rigidità media del tessuto di connessione pari a 350 N/mm. Per ciascuno dei quattro gruppi di molle è stata calcolata la lunghezza della singola molla e successivamente la media e la deviazione standard delle lunghezze per verificare che non ci fossero molle troppo lunghe o troppo corte rispetto alle altre.

A questo punto, avendo in corrispondenza di ciascuna estremità delle molle in parallelo ed essendo la rigidità totale di queste data dalla somma delle singole rigidità, si è divisa la rigidità totale (350 N/mm) per il numero di molle appartenenti al gruppo.

Quindi, in corrispondenza di ogni corno meniscale si ha:

- Numero di molle: 14
- Rigidezza di ciascuna molla: 25 N/mm

Tuttavia, dalle prime simulazioni, è risultato evidente come l'insieme di molle non fosse in grado di vincolare in modo sufficiente i menischi, motivo per cui si è successivamente trovata una soluzione alternativa. Si è infatti imposto, a questo punto, un vincolo di spostamento nullo per le superfici dei corni, come illustrato in Figura 25.



Figura 25 Si può vedere, nel menisco laterale (verde), una delle quattro superfici alle quali è stato attribuito spostamento nullo (evidenziata in blu)

Infine, la porzione prossimale del femore è stata parzialmente vincolata, con quattro molle di rigidezza pari a 1 N/mm, per evitare che il sistema fosse troppo labile e quindi per impedire al femore, durante la simulazione, di avere un movimento non coerente con quello che dovrebbe avere durante il cammino.

Si riporta, in Figura 26, un riassunto che descrive brevemente come sia stato possibile costruire un modello agli elementi finiti a partire dalle immagini cliniche, ossia quanto riportato nel Capitolo 3 fino a questo punto.

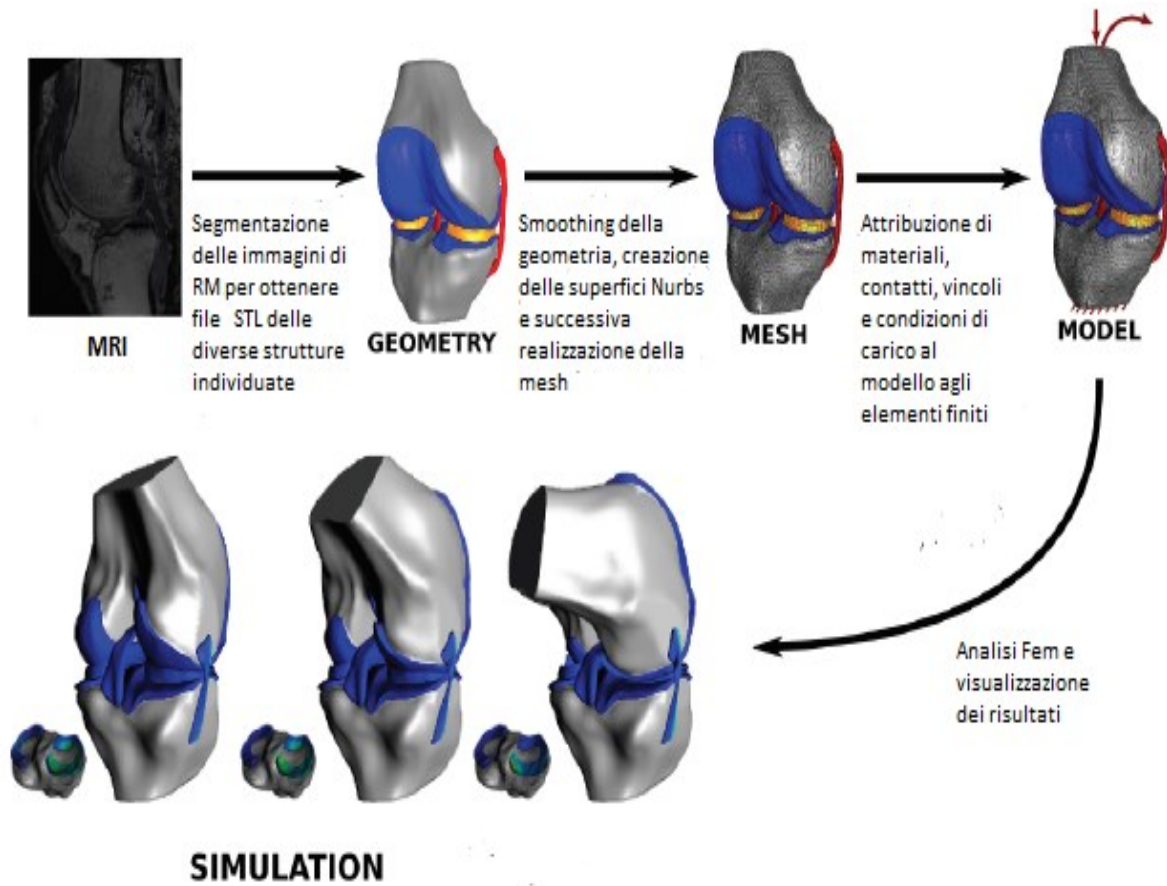


Figura 26 Dalla segmentazione all'analisi Fem [22]

3.6 Determinazione del centro di rotazione dell'articolazione

Prima di poter eseguire l'analisi agli elementi finiti un passaggio necessario è quello di determinare il centro di rotazione dell'articolazione, cosa che sarà utile successivamente per attribuire carichi e rotazioni, ricavati attraverso il software Opensim, rispetto al punto corretto. Il centro di rotazione del ginocchio viene definito, su tale software, come il punto centrale tra i due condili femorali e la sua determinazione è stata eseguita attraverso AlbaMaster, software sviluppato nel laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli. Una volta importata la risonanza magnetica del soggetto analizzato, è stata costruita una sfera per ciascuno dei due condili femorali, in modo tale da delimitare i contorni di tali strutture anatomiche, come viene mostrato in Figura 27.

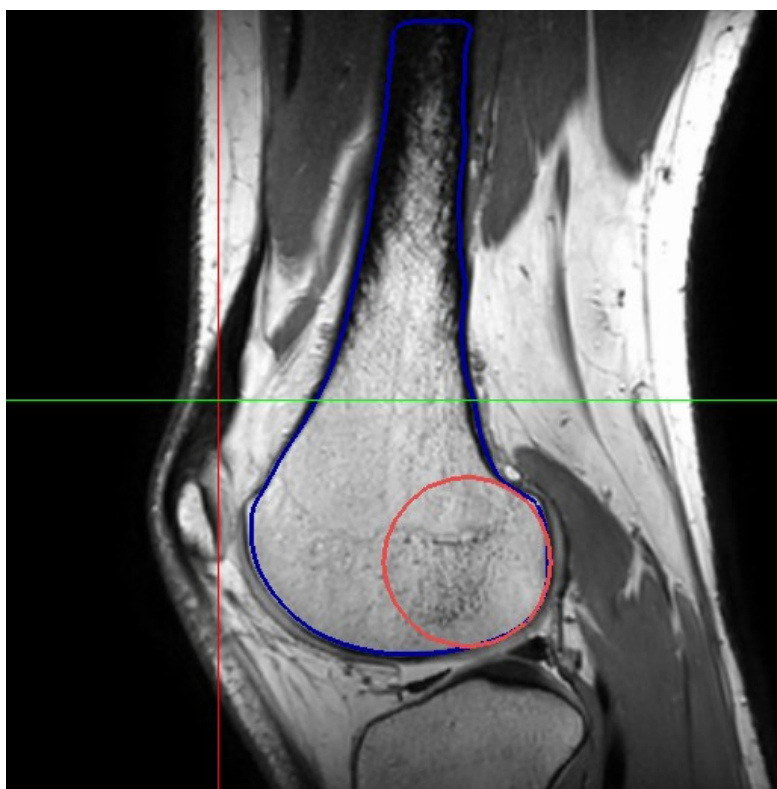


Figura 27 Dopo aver importato il file Stl del femore, precedentemente segmentato, in modo tale da individuarne meglio il profilo, sono state create due sfere, in corrispondenza dei condili, per procedere alla determinazione del centro di rotazione dell'articolazione

In seguito alla creazione delle sfere, che approssimano ragionevolmente la forma dei due condili femorali, è stato poi calcolato il centro di rotazione dell'articolazione come punto centrale tra le due sfere, ottenendo il risultato illustrato in Figura 28.



Figura 28 Centro di rotazione dell'articolazione

3.7 Determinazione dei carichi agenti

La determinazione dei carichi agenti nell'articolazione, durante il cammino, non è stata eseguita nell'ambito di questo lavoro di tesi, ne verrà riportato comunque un riassunto per spiegare i passaggi fondamentali.

Le condizioni di carico del modello agli elementi finiti sono state ricavate a partire da un'analisi del cammino effettuata, sul soggetto in esame, precedentemente rispetto a questo studio (presso il MALL, KU Leuven, Leuven, Belgio).

Dall'analisi del movimento sono state ricavate le tracce dei marker, posizionati secondo un protocollo standard di gait analysis, e le reazioni vincolari al terreno, mediante l'ausilio di pedane di forza. Questi dati sono quindi stati utilizzati come input di un modello muscolo-scheletrico, all'interno del software dedicato OpenSim.

Il modello muscolo-scheletrico generico (2392) è stato scalato sui dati antropometrici del soggetto attraverso lo "Scaling Tool" di OpenSim.

A questo punto è stata eseguita un'analisi inversa dove:

- Nello step di cinematica inversa, sono stati ricavati gli angoli articolari e le traslazioni dei segmenti corporei.

- Nello step di dinamica inversa, i momenti articolari sono stati calcolati in modo da soddisfare l'equilibrio dinamico. I momenti sono stati ottenuti a partire dagli angoli articolari, precedentemente ricavati con la cinematica inversa, e dalla forza di reazione vincolare al terreno.
- Nello step di ottimizzazione statica sono state invece calcolate le forze e le attivazioni muscolari.
- Nell'ultimo step dell'analisi inversa sono state poi quantificate le forze di reazione all'articolazione. Queste sono state determinate risolvendo l'equilibrio istantaneo delle forze.

Tutti i presenti dati biomeccanici sono stati ricavati lungo tutte e tre le direzioni del movimento, ed infine è stata calcolata la direzione delle forze muscolari.

In quanto, in seguito, verranno attribuite al femore del modello agli elementi finiti tre forze di reazione vincolare all'articolazione e tre rotazioni, si riportano i grafici relativi a tali dati in uscita dal modello muscolo-scheletrico (Grafico 1 e Grafico 2).

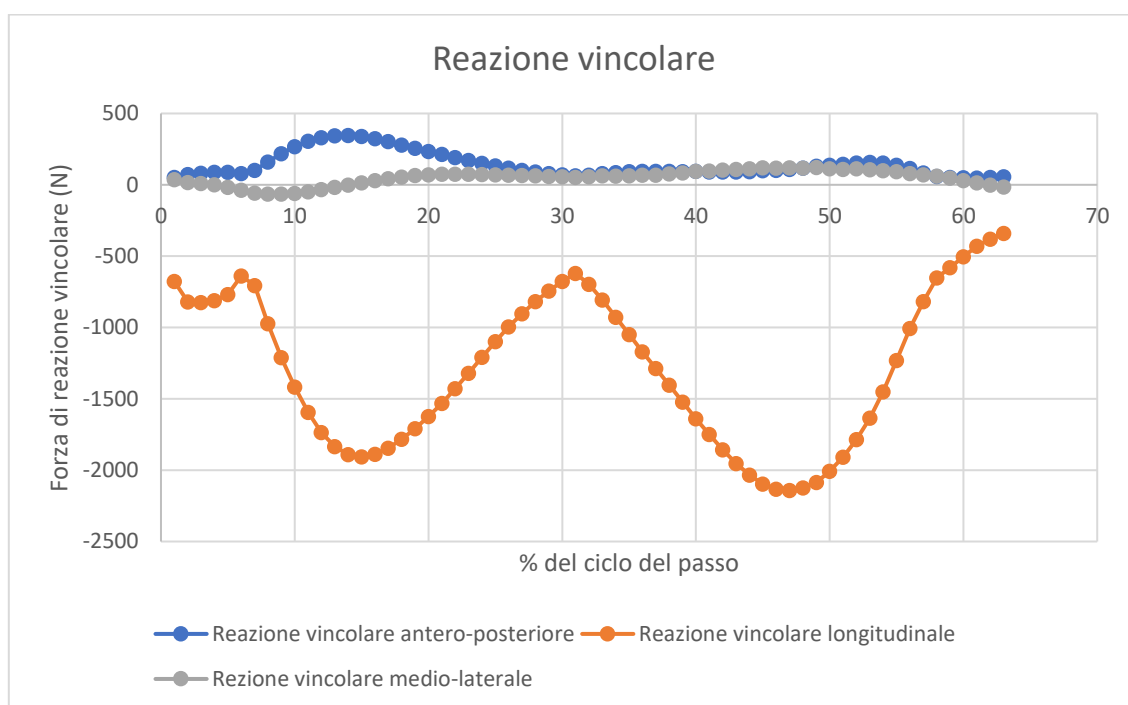


Grafico 1 Forze di reazione vincolare in funzione della % del ciclo del passo estratte tramite il modello muscolo-scheletrico

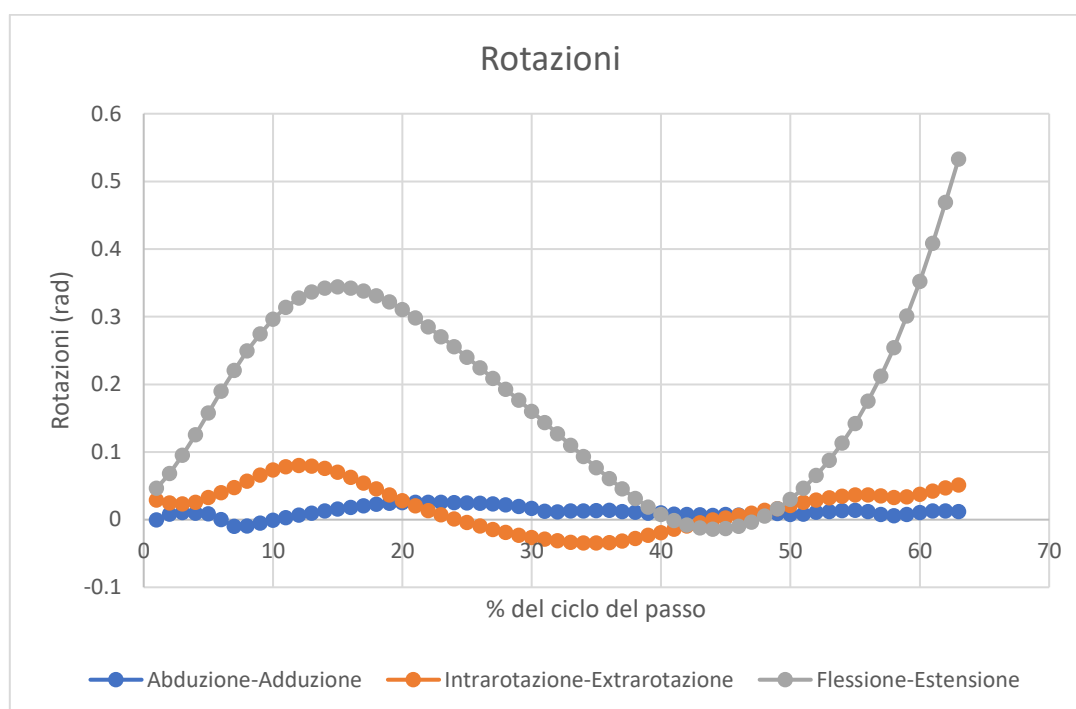


Grafico 2 Rotazioni in funzione della % del ciclo del passo estratte tramite il modello muscolo-scheletrico

Per trasporre al meglio le condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti è stato necessario far ricorso ad alcuni accorgimenti che verranno successivamente descritti.

Il sistema di coordinate di ogni segmento osseo nel software Opensim viene definito a partire dal sistema di coordinate della pelvi. Quindi ogni segmento avrà un sistema di riferimento con gli assi paralleli a quelli della pelvi, ma opportunamente traslato in corrispondenza di un punto specifico. In particolare, il sistema di coordinate della pelvi è collocato in corrispondenza del punto medio tra la spina iliaca anteriore superiore destra e sinistra (ASIS).

Il sistema di coordinate della pelvi è così definito (Figura 29):

- L'asse z ha direzione che viene individuata dall'origine del sistema e dalla spina iliaca anteriore superiore destra e verso definito in modo tale che l'asse punti lateralmente.
- L'asse y ha direzione che viene identificata dall'origine del sistema e dal punto medio tra i tubercoli pubici, mentre il verso è definito in modo tale che l'asse punti verso l'alto.
- Infine, l'asse x viene determinato in modo tale da formare una terna cartesiana ortogonale con gli altri due assi e punta anteriormente.

L'attenzione è stata posta, in particolare, sul segmento tibia, in quanto questo resterà fermo durante la simulazione e sia le forze che le rotazioni verranno quindi definiti rispetto al suo

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

sistema di coordinate, che nel modello muscolo-scheletrico ha gli assi paralleli al sistema di riferimento della pelvi ma è situato nel punto centrale tra i condili femorali [28].

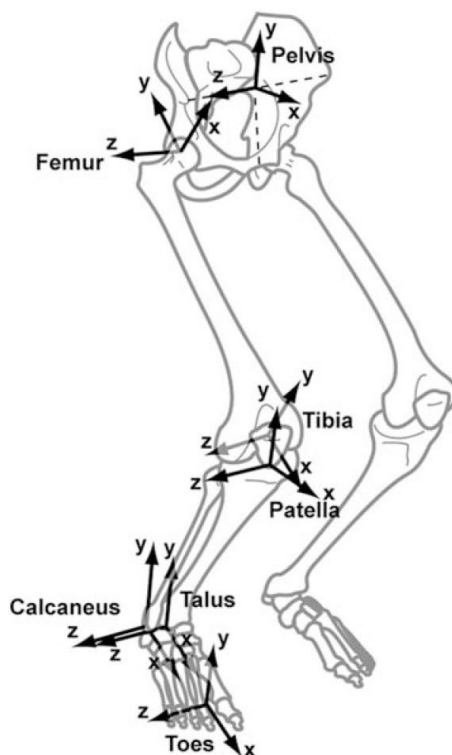


Figura 29 Sistema di riferimento dei diversi segmenti nel software Opensim

3.8 Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

Il sistema di coordinate appena definito per la tibia non è però coerente con quello della risonanza magnetica, da cui sono state segmentate le diverse componenti anatomiche, quindi il modello agli elementi finiti presenta un sistema di riferimento diverso da quello del modello muscolo-scheletrico.

Per far fronte a questo problema sono state esplorate due soluzioni diverse.

La prima prevede di eseguire una procedura di registrazione attraverso la quale, dati due oggetti uguali o comunque molto simili disposti nello spazio in posizioni diverse, si esegue una sovrapposizione automatica di un oggetto sull'altro e si ottiene in questo modo una matrice di rototraslazione. Questo processo è stato eseguito attraverso il software AlbaMaster in cui, una volta importati i file Stl della tibia del modello agli elementi finiti e di una tibia posizionata, in uno studio precedente, in modo tale da riprodurre la medesima posa di quella del modello

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

muscolo-scheletrico (Figura 30), è stata effettuata una registrazione dove quest'ultima è stata registrata sulla tibia del modello agli elementi finiti (Figura 31).

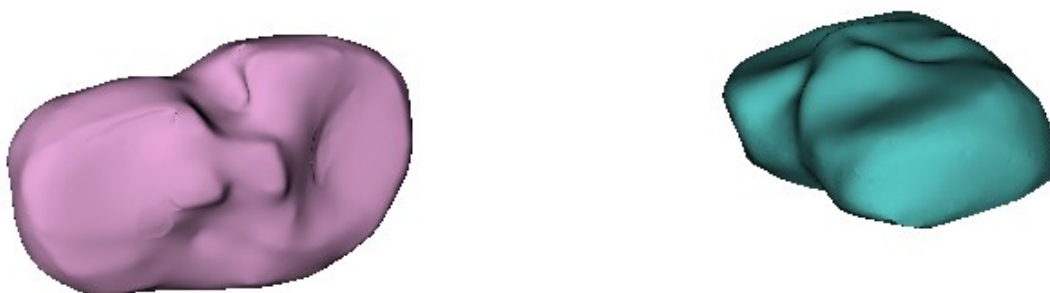


Figura 30 Viene mostrata in viola la tibia del modello agli elementi finiti e in azzurro una tibia con posa coerente a quella della tibia nel modello muscolo-scheletrico

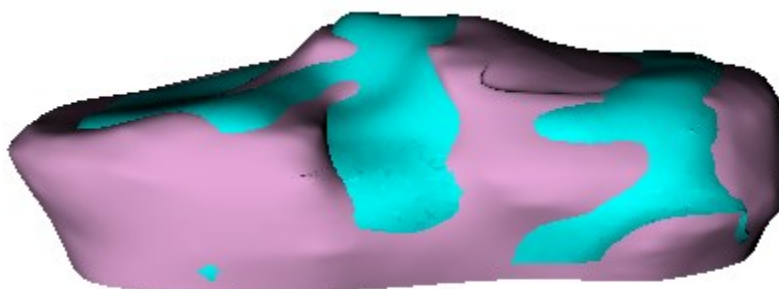


Figura 31 Risultato della procedura di registrazione

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

In seguito al processo di registrazione è stata estratta la seguente matrice di rototraslazione (Matrice 1):

$$\begin{bmatrix} -0.0625663 & 0.0479858 & -0.996887 & -103.831 \\ -0.981544 & -0.183818 & 0.0527551 & -40.1928 \\ -0.180714 & 0.981788 & 0.058601 & -41.357 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matrice 1

Attraverso un codice Matlab le forze e le rotazioni estratte dal modello muscolo-scheletrico sono state moltiplicate per la Matrice 1, in modo tale da avere delle condizioni di carico coerenti con il sistema di riferimento del modello agli elementi finiti:

$$\begin{cases} F_{MRI} = M * F_{OS} \\ R_{MRI} = M * R_{OS} \end{cases}$$

dove:

- F_{MRI} e R_{MRI} sono rispettivamente le forze e le rotazioni nel sistema di riferimento della risonanza magnetica, che coincide con il sistema di riferimento del modello agli elementi finiti.
- F_{OS} e R_{OS} sono rispettivamente le forze e le rotazioni descritte nel sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico.
- M è una matrice 3x3 che comprende la parte della Matrice 1 che descrive l'orientamento della tibia del modello muscolo-scheletrico rispetto a quella della risonanza magnetica.

Un ulteriore problema da considerare, oltre a quello del diverso sistema di riferimento, è relativo al fatto che la posizione iniziale del femore rispetto alla tibia nel modello muscolo-scheletrico non è la stessa presente nel modello agli elementi finiti.

Per avere una stima di quanto le due posizioni di partenza siano diverse è stata effettuata un'ulteriore procedura di registrazione. In particolare, in questo caso, si sono considerati due file Stl, composti da femore e tibia, uno coerente con la posizione del femore rispetto alla tibia nel modello agli elementi finiti ed uno coerente con la posizione del femore rispetto alla tibia nel modello muscolo-scheletrico. Si è poi proceduto in questo modo:

1. Il file Stl coerente con la posizione del femore rispetto alla tibia nel modello muscolo-scheletrico è stato registrato sul file Stl coerente con la posizione del femore rispetto alla tibia nel modello agli elementi finiti, ottenendo il risultato mostrato in Figura 32.

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

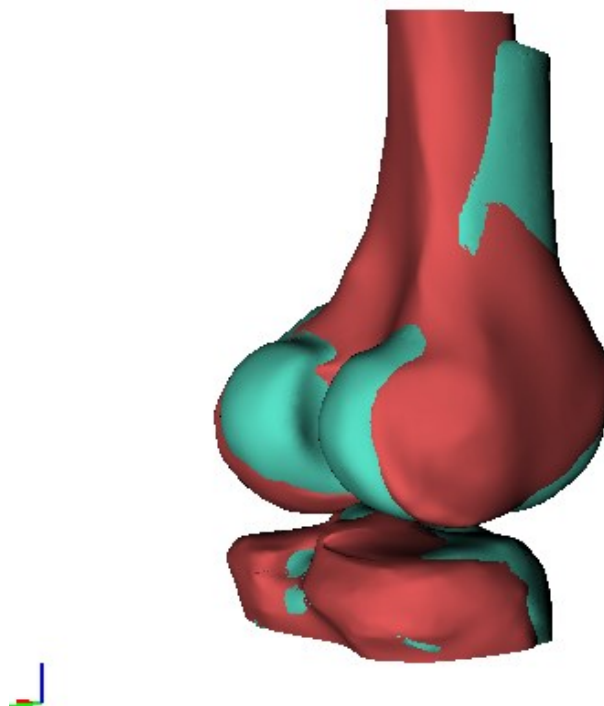


Figura 32 Risultato della prima procedura di registrazione

2. Successivamente è stato importato un file Stl, relativo al solo femore, che presenta la posa del femore del modello muscolo-scheletrico (sempre ricavato da uno studio precedente). Questo è stato rototraslato della stessa quantità di cui è stato ruotato e traslato il file Stl precedentemente registrato.
3. A questo punto è stato importato un ulteriore file Stl, relativo al solo femore, che presenta la posa del femore del modello agli elementi finiti (in Figura 33, in rosso) che è stato poi registrato sul file Stl del femore precedentemente rototraslato (in Figura 33, in azzurro).

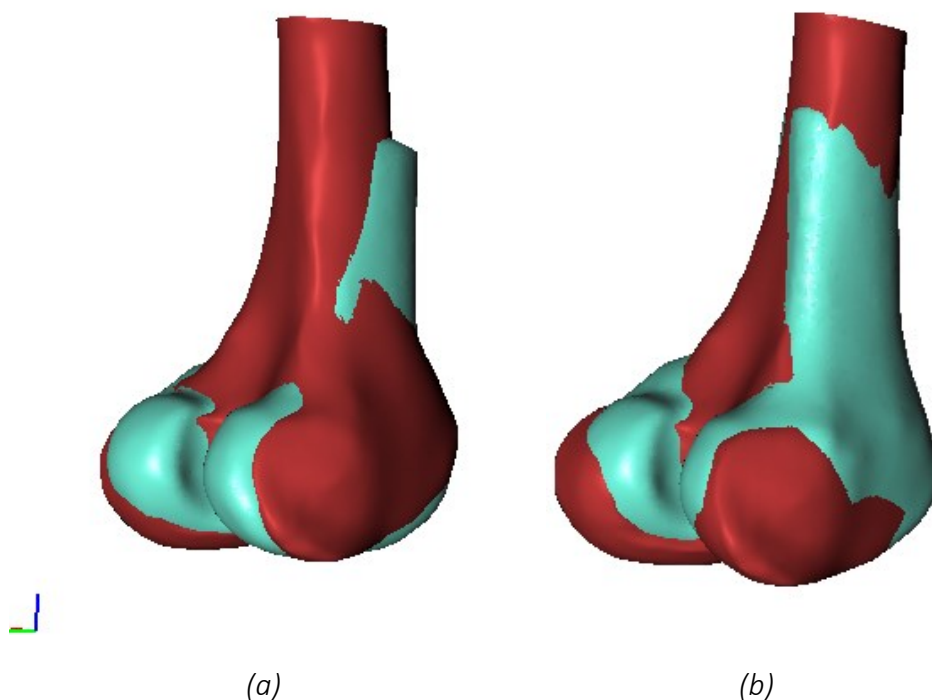


Figura 33 a) Condizione prima della procedura di registrazione b) Risultato in seguito alla procedura di registrazione

4. Si è quindi, in ultimo, ricavata una stima della differenza, in termini di rotazioni, tra le due configurazioni iniziali. Nel dettaglio, il femore del modello agli elementi finiti risulta sfasato rispetto a quello del modello muscolo-scheletrico, nella configurazione iniziale, delle seguenti quantità (Tabella 8):

<i>Rotazione attorno a x (°)</i>	<i>Rotazione attorno a y (°)</i>	<i>Rotazione attorno a z (°)</i>
-8.50246	0.121714	1.49345

Tabella 8 La definizione degli assi x, y, z per il modello agli elementi finiti può essere compresa ad esempio dalla Figura 19.

Si può ad esempio notare come il femore del modello agli elementi finiti, a causa della posizione assunta dall'articolazione durante l'esame di risonanza magnetica, presenti già una flessione importante (8.5° circa) rispetto al femore del modello muscolo-scheletrico, che invece è in completa estensione.

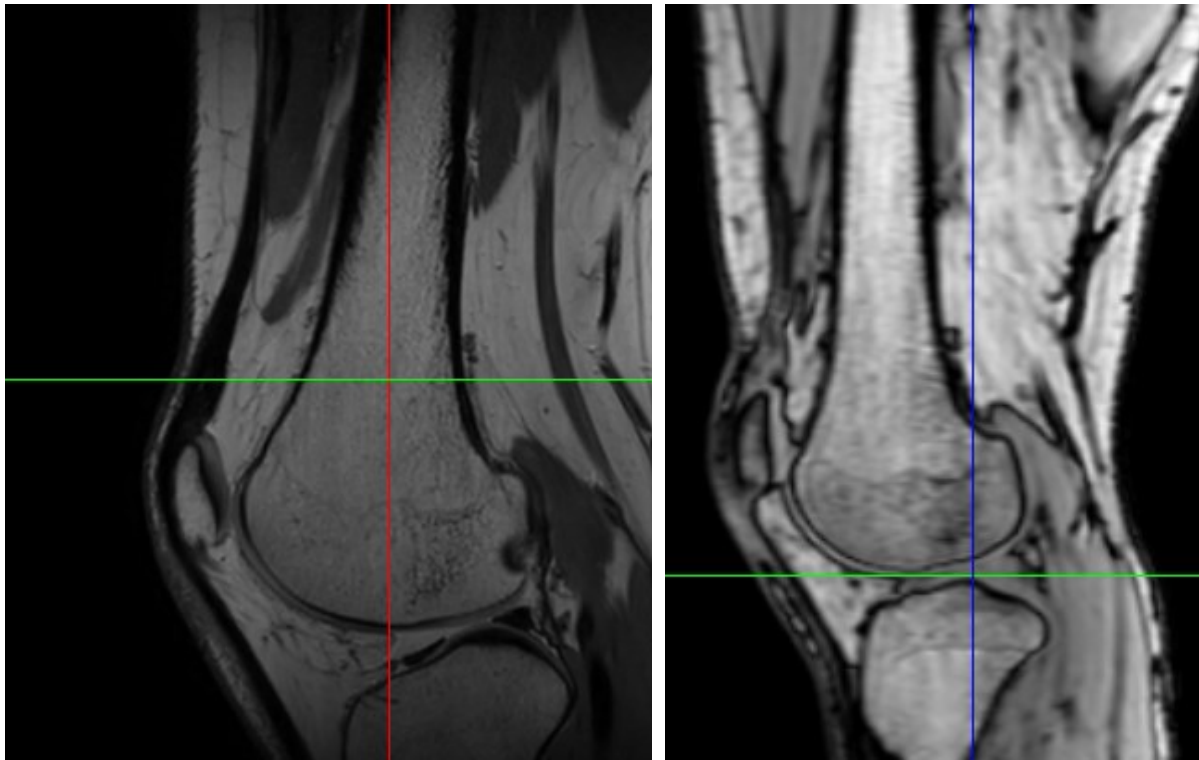
3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

Le quantità riportate in Tabella 8 sono state utilizzate per rimodulare le rotazioni da attribuire al femore del modello agli elementi finiti, per la simulazione del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, sulla base di quelle già presenti.

La seconda soluzione per far fronte al problema del diverso sistema di riferimento, tra il modello muscolo-scheletrico ed il modello agli elementi finiti, è di creare per quest'ultimo un nuovo sistema di riferimento analogo a quello del modello muscolo-scheletrico.

Questo è stato possibile solo dopo aver acquisito delle ulteriori immagini di risonanza magnetica comprendenti tutto il corpo del soggetto, la cui articolazione di ginocchio è oggetto di analisi. Tali immagini presentano però una qualità inferiore (pixel spacing: 0.93 mm\0.93 mm, distanza tra le immagini: 1 mm) rispetto a quelle da cui è stata segmentata l'articolazione (che sono state tra l'altro acquisite con una bobina specifica per il ginocchio), tanto da essere più difficile l'individuazione della maggior parte dei tessuti molli. Tuttavia, risultano utili per la definizione del nuovo sistema di riferimento, che viene creato a partire dal bacino, ed inoltre, essendo il ginocchio in queste nuove immagini in posizione completamente estesa, permettono di riprodurre una posizione in estensione del ginocchio segmentato. Infatti, nella sequenza di risonanza magnetica da cui è stato creato il modello agli elementi finiti il ginocchio, durante la scansione, è stato mantenuto con un certo grado di flessione e poiché i carichi assegnati vengono attribuiti supponendo di avere un ginocchio in posizione estesa bisogna tener conto e quantificare tale flessione (Figura 34).

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti



(a)

(b)

Figura 34 a) Risonanza magnetica da cui è stato segmentato il ginocchio b) Risonanza magnetica attraverso cui è stato creato il nuovo sistema di riferimento

Il nuovo sistema di riferimento è stato creato a partire dal bacino. In particolare, mediante il software AlbaMaster, sono stati applicati dei landmark sulla nuova risonanza magnetica in corrispondenza dei seguenti punti (Figura 35):

- Spina iliaca anteriore superiore destra (RASI).
- Spina iliaca anteriore superiore sinistra (LASI).
- Punto medio tra spina iliaca anteriore superiore destra e sinistra.
- Tubercolo pubico destro.
- Tubercolo pubico sinistro.
- Punto medio tra i due tubercoli pubici.

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

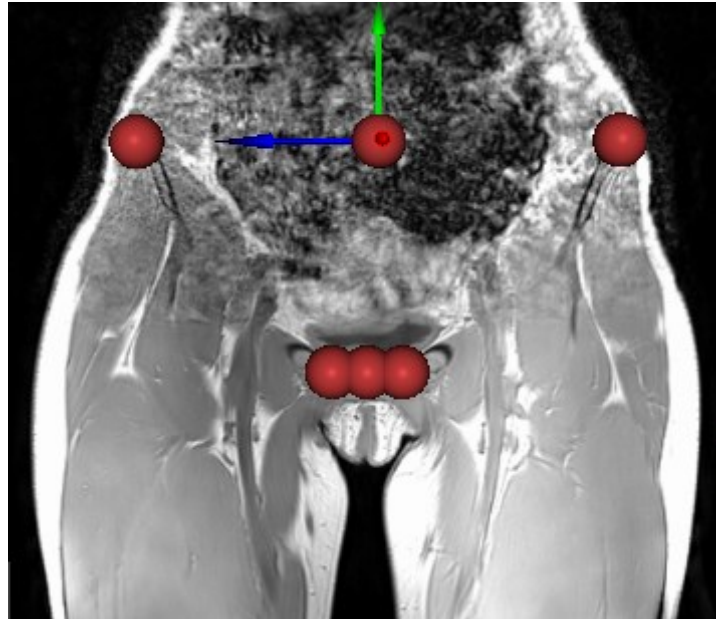


Figura 35 Landmark utilizzati per la creazione del nuovo sistema di riferimento

A questo punto, per riprodurre il sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico, è stato creato un nuovo sistema di riferimento con origine nel punto medio tra la spina iliaca anteriore superiore destra e sinistra, l'asse z che dall'origine punta verso il landmark RASI e definisce quindi la direzione medio-laterale, l'asse y che ha direzione determinata dall'origine e dal punto medio tra i tubercoli pubici e definisce quindi la direzione longitudinale, con verso positivo verso l'alto ed infine l'asse x che individua la direzione antero-posteriore puntando anteriormente (Figura 36).

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti



Figura 36 Nuovo sistema di riferimento: in rosso l'asse x, in verde l'asse y e in blu l'asse z

Il sistema di riferimento appena generato è stato poi traslato in corrispondenza del centro di rotazione del ginocchio, precedentemente calcolato (Figura 28).

Al modello agli elementi finiti è stato attribuito infine questo nuovo sistema di riferimento che ha origine nel centro di rotazione dell'articolazione.

In questo caso, per far fronte alla diversa posizione iniziale del femore rispetto alla tibia nel modello muscolo-scheletrico e nel modello agli elementi finiti, sono state segmentate, dalla risonanza magnetica che presenta l'articolazione in estensione, la tibia ed il femore (Figura 37).

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

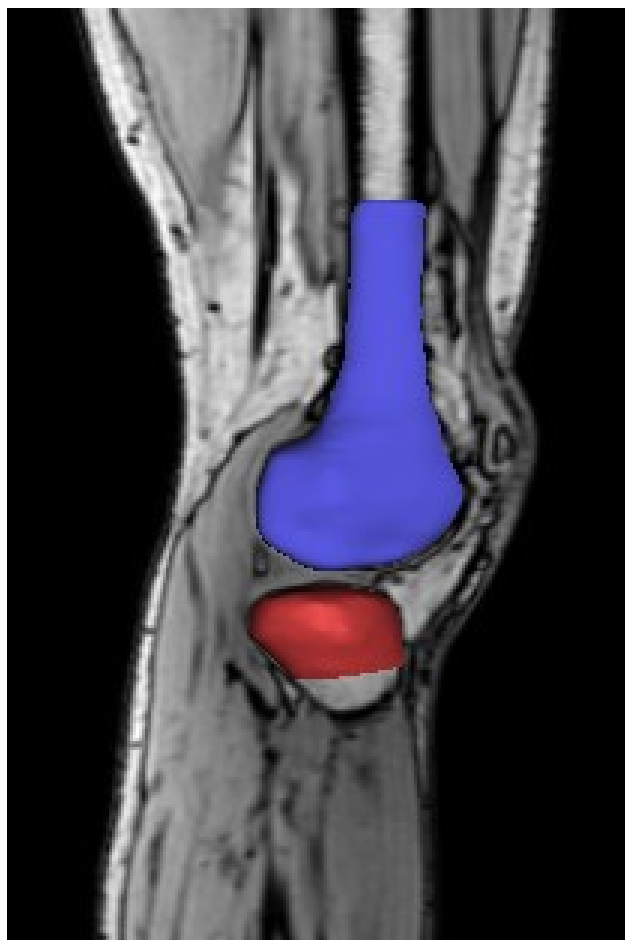


Figura 37 Segmentazione delle componenti ossee in estensione.

A questo punto la tibia del modello agli elementi finiti è stata registrata sulla tibia appena segmentata ed il femore del modello agli elementi finiti, analogamente, è stato registrato sul femore esteso. Questo è utile perché i file ottenuti dalla registrazione verranno successivamente utilizzati per ricreare la corretta posizione di partenza, ossia una posizione in estensione come quella del modello muscolo-scheletrico.

In seguito, è stata effettuata una rototraslazione di tutte le componenti del modello agli elementi finiti sulla base della matrice trovata dalla registrazione della tibia che durante la simulazione, come descritto prima, rimane ferma. A questo punto quello che si ha sono le due tibie (quella proveniente dalla risonanza dell'articolazione in flessione, ossia quella utilizzata nel modello agli elementi finiti rototraslata, e quella registrata sulla tibia dell'articolazione in estensione) esattamente sovrapposte, mentre le due componenti femorali risultano essere sfasate (Figura 38).

3.8 - Trasposizione delle condizioni di carico dal modello muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti

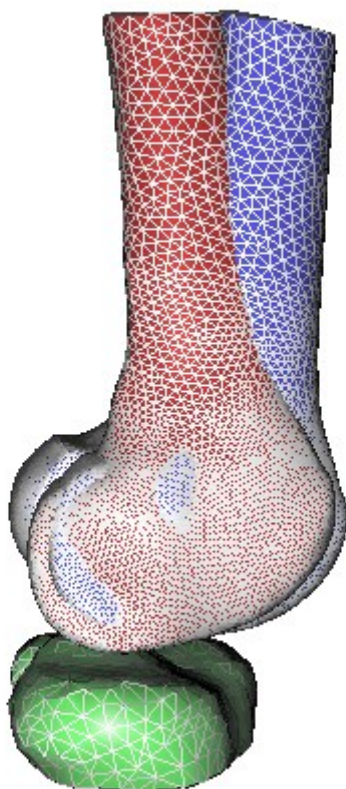


Figura 38 Componenti femorali in posizione significativamente diversa

Passo successivo è quello di eseguire un'ultima procedura di registrazione (tra il femore del modello agli elementi finiti, rototraslato sulla base della matrice della tibia (Figura 38 in rosso), e quello registrato sul femore dell'articolazione in estensione (Figura 38 in blu)). Questo è servito per ricavare le quantità (Tabella 9) che sono necessarie per portare il femore, utilizzato nel modello agli elementi finiti, nella configurazione di completa estensione e quindi a partire dalla quale vengono attribuite le sollecitazioni.

<i>Rotazione attorno a x (°)</i>	<i>Rotazione attorno a y (°)</i>	<i>Rotazione attorno a z (°)</i>
0.893176	9.7204	-11.3768

Tabella 9 La definizione dei nuovi assi x, y, z per il modello agli elementi finiti può essere compresa dalla Figura 36

Gli sfasamenti in termini di rotazione intorno ai tre assi sono stati utilizzati in modo tale da rimodulare le rotazioni da attribuire al femore, per la simulazione, sulla base di quelle già presenti. Il femore del modello agli elementi finiti presenta infatti già un importante grado di flessione rispetto alla configurazione di completa estensione.

Si è inoltre considerata una variazione dell'angolo di intra-extra rotazione dovuto al fatto che il soggetto durante la risonanza magnetica è disteso, nel momento in cui passa in posizione eretta, quindi ad una condizione di carico dell'articolazione, si ha in media un'intra rotazione di 3° della tibia rispetto al femore, come riportato nello studio di Hirschmann et al. [29].

3.9 Ciclo del passo e attribuzione dei carichi al modello

L'obiettivo dello studio è quello di simulare, con il modello agli elementi finiti, il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo.

Con ciclo del passo si intende la sequenza di movimenti che avviene tra l'appoggio di un tallone ed il successivo appoggio dello stesso tallone. In particolare, si possono distinguere due fasi [30](Figura 39):

- Fase di appoggio (stance): inizia con il contatto del tallone e termina con il distacco delle dita dello stesso piede dal terreno. In questa fase il piede è sempre a contatto con il terreno e supporta tutto o parte del peso.
- Fase di oscillazione (swing): inizia con il distacco del piede e termina non appena lo stesso piede tocca nuovamente il terreno.

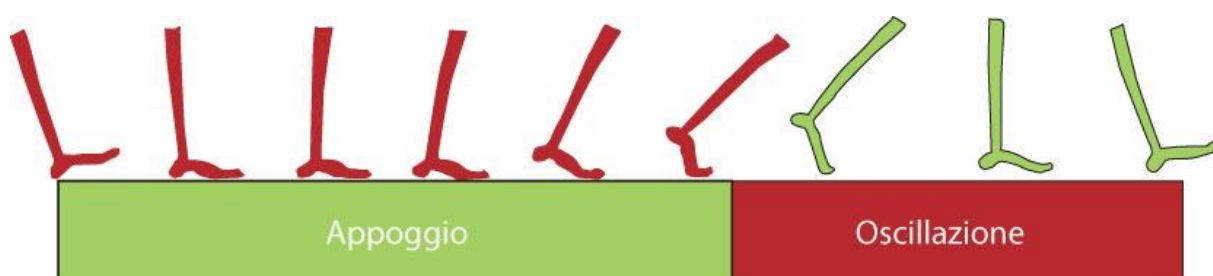


Figura 39 Fasi del ciclo del cammino. La fase di appoggio si estende per circa il 60% del ciclo del passo, mentre il restante 40% circa è relativo alla fase di oscillazione [31]

Nel dettaglio, si possono individuare 8 stadi del ciclo del passo in quanto la fase di appoggio e quella di oscillazione vengono suddivise in 8 sotto-fasi (Figura 40).

Nella fase di appoggio, che occupa il 60% dell'intero ciclo, si può distinguere [32] [33] [30]:

- Contatto iniziale (0-2% del ciclo del passo): momento in cui il tallone va a contatto con il terreno ed il piede controlaterale si prepara a staccarsi dal suolo. Questo è quindi uno stadio di doppio appoggio.
- Reazione al carico (2-10% del ciclo del passo): il piede è appoggiato per intero al terreno.

3.9 - Ciclo del passo e attribuzione dei carichi al modello

- Appoggio intermedio (10-30% del ciclo del passo): inizia con il distacco del piede controlaterale e termina quindi la fase di doppio appoggio. Il peso del corpo si sposta sull'arto inferiore sottoposto a carico ed il corpo si muove in avanti.
- Appoggio terminale (30-50% del ciclo del passo): rappresenta lo stadio in cui il tallone perde il contatto con il terreno.
- Pre-oscillazione (50-60% del ciclo del passo): è relativo al distacco delle dita dell'arto di interesse. Termina quindi la fase di appoggio e il piede si distacca dal terreno.

La fase di oscillazione viene invece suddivisa in [32] [33] [30]:

- Pendolamento iniziale (60-75% del ciclo del passo): si ha un'accelerazione in avanti della gamba grazie all'attivazione dei flessori dell'anca.
- Oscillazione centrale (75-85% del ciclo del passo): è lo stadio in cui si ha lo spostamento dell'arto interessato da una posizione posteriore al tronco ad una anteriore.
- Oscillazione finale (85-100% del ciclo del passo): si ha una decelerazione dell'arto inferiore, i muscoli rallentano la gamba e stabilizzano il piede in preparazione al nuovo contatto iniziale.

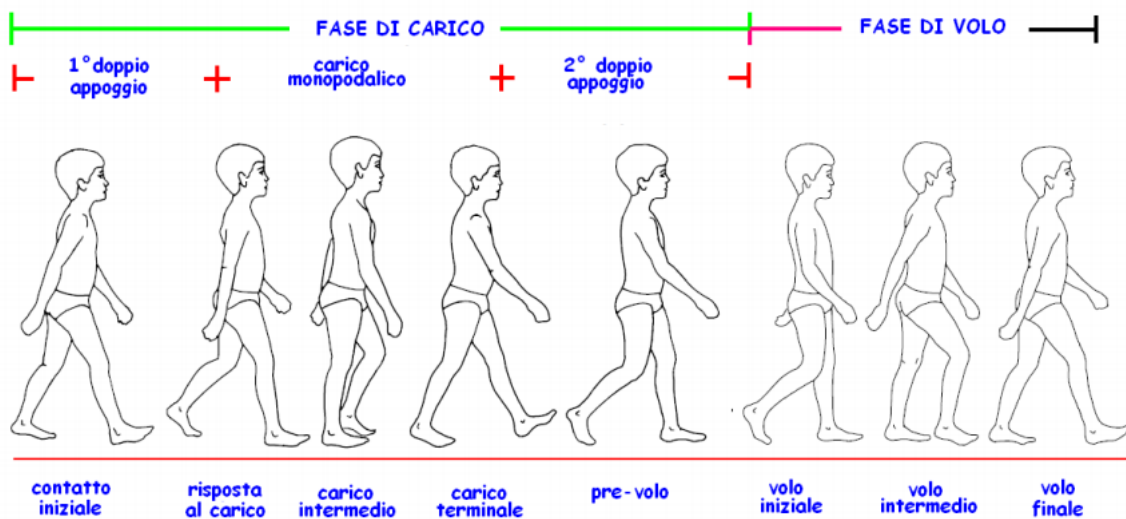


Figura 40 Illustrazione delle 8 fasi del ciclo del passo [34]

La scelta di simulare il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo (primo picco della curva arancione nel Grafico 1) è dettata principalmente dal fatto che questo è un istante particolarmente importante per le sollecitazioni agenti a livello dell'articolazione di ginocchio. Segue, infatti, l'impatto del tallone al terreno ed è quindi interessante capire come si comporta, in particolare, il tessuto cartilagineo in questa condizione di forte sollecitazione.

Le forze sono state assegnate al corpo rigido femore mediante delle curve di carico, dove nell'intervallo tra 0 e 1, viene generata una rampa di forza lineare tra 0 ed il valore desiderato, ossia il valore di forza in corrispondenza del picco. Stesso procedimento vale per l'attribuzione delle rotazioni.

Le forze, che sono state applicate al modello agli elementi finiti, tengono in considerazione anche l'azione delle forze muscolari.

4 Presentazione e discussione dei risultati

Prima di presentare i risultati ottenuti è bene fare alcune premesse:

- Il modello con cui sono state eseguite le simulazioni del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, che verranno presentate in questo capitolo, non comprende i menischi. Questi sono stati utilizzati inizialmente in alcune prove, dove sono stati attribuiti dei semplici carichi ai menischi stessi, al fine di valutare se le molle, originariamente utilizzate per vincolarli, fossero in grado di garantirne un movimento fisiologico. Grazie a queste prove elementari si è capito che, con tali molle, il sistema risultava essere troppo poco vincolato, motivo per cui si è proceduto successivamente ad un vincolo più rigido come descritto nel paragrafo 3.5.4. In futuro si prevede di introdurre i menischi all'interno del modello, aumentandone quindi ancora di più la complessità, tenendo in considerazione questa prima analisi sulla tipologia di vincolo da adottare.
- Sono state effettuate diverse simulazioni, alcune tengono conto, nell'attribuzione al femore della componente della forza antero-posteriore, anche della forza di reazione vincolare dovuta alla rotula, mentre altre no. Nella Tabella 13, che verrà successivamente presentata, viene indicato in quali delle simulazioni effettuate si è considerato questo aspetto e in quali invece no.

L'analisi agli elementi finiti è stata effettuata facendo ricorso ad entrambe le soluzioni presentate nel paragrafo 3.8 (Figura 41), quindi:

- Il modello avente il sistema di riferimento della risonanza magnetica, che è un sistema diverso da quello del modello muscolo-scheletrico da cui sono state ottenute forze e rotazioni (problema a cui si è fatto fronte mediante le procedure di registrazione precedentemente descritte).
- Lo stesso modello ma con un sistema di riferimento ricostruito sulla base di reperi anatomici e coerente con quello del modello muscolo-scheletrico.

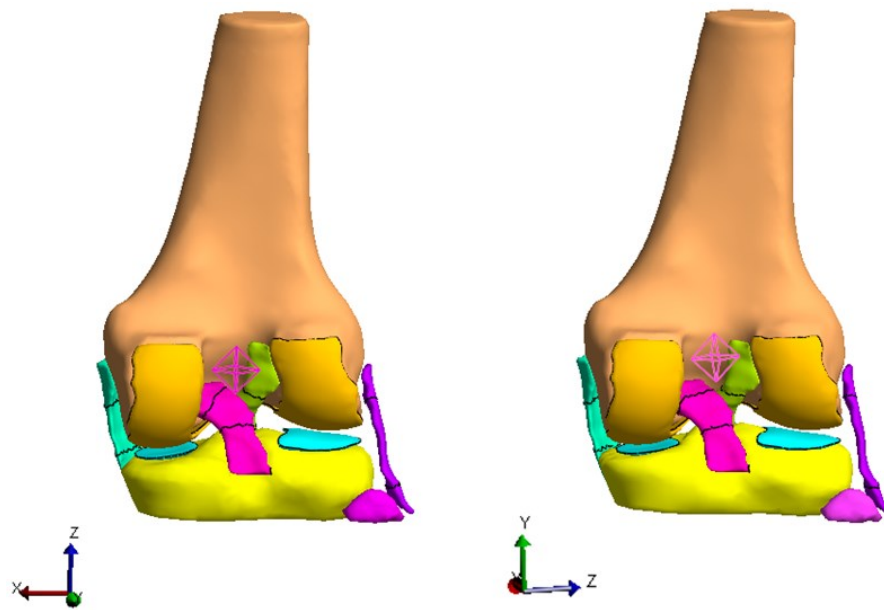


Figura 41 A sinistra si riporta il modello nel sistema di riferimento della risonanza magnetica, a destra il medesimo modello ma nel sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico

Il primo modello è stato utilizzato per fare alcune considerazioni preliminari a riguardo della modellazione dei legamenti. In particolare, la prima simulazione è stata effettuata eliminando i quattro legamenti presenti e sostituendoli con sette molle così ripartite (Figura 42):

- Due molle per il legamento crociato anteriore, di cui una rappresentativa del fascio anteromediale e l'altra del fascio posterolaterale del legamento.
- Due molle per il legamento crociato posteriore, di cui una rappresentativa del fascio anterolaterale e l'altra del fascio posteromediale del legamento.
- Una molla per il legamento collaterale laterale.
- Due molle per il legamento collaterale mediale, di cui una utilizzata per la parte superficiale e l'altra per la parte profonda del legamento.

Tali molle, che hanno origine ed inserzione in punti analoghi a quelli del legamento segmentato, permettono di simulare un comportamento lineare elastico e di mettere in atto una serie di semplificazioni. Si ha una riduzione marcata del numero di contatti presenti che diventano solo due, ossia un contatto rigido tra osso e cartilagine del femore ed un contatto di tipo sliding tra le cartilagini.

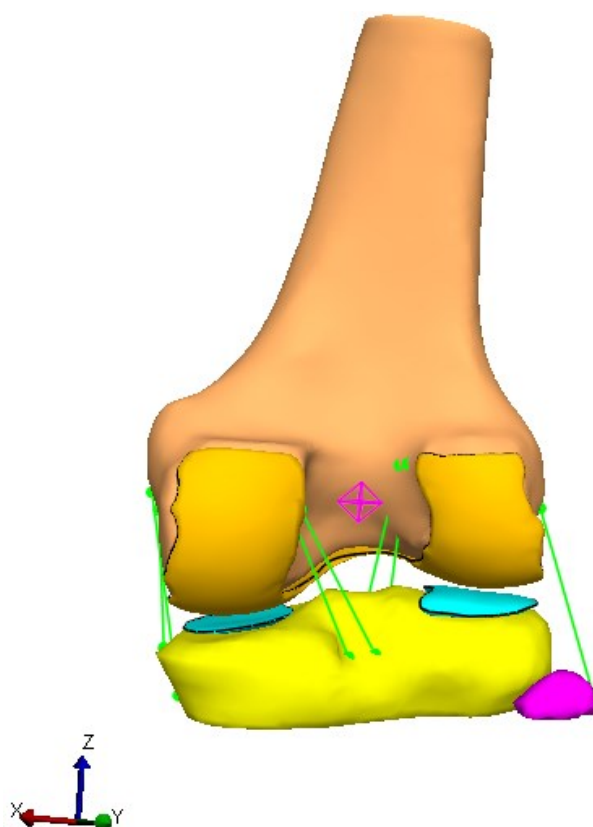


Figura 42 Modello agli elementi finiti con i legamenti sostituiti da sette molle

In Tabella 10 vengono indicati i valori di rigidezza attribuiti alle molle in accordo con quelli riportati in letteratura nei diversi studi di Blankevoort et al. [35] [36] [37].

<i>Legamento o parte del legamento</i>	<i>Rigidezza della molla (N/mm)</i>
Fascio anteromediale del crociato anteriore	168
Fascio posterolaterale del crociato anteriore	186
Fascio anterolaterale del crociato posteriore	271
Fascio posteromediale del crociato posteriore	300
Collaterale laterale	35
Parte superficiale del collaterale mediale	41
Parte profonda del collaterale mediale	79

Tabella 10 Rigidezza attribuita alle molle che simulano i legamenti collaterali e crociati

Sono state attribuite al corpo rigido femore tre curve di carico relative alle rotazioni e tre curve di carico relative alle forze di reazione vincolare all'articolazione, necessarie per poter simulare l'istante del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo (Figura 43).

```
<LoadData>
  <loadcurve id="1" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,-127.383</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="2" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,18.74151</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="3" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,-1931.67</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="4" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,-0.192077607</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="5" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,-0.010160629</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="6" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,0.060113551</point>
  </loadcurve>
</LoadData>
```

Figura 43 Illustrazione della parte di script inerente alle curve di carico che permettono di portare il modello nella configurazione del picco. Le prime tre curve rappresentano rispettivamente le forze F_x , F_y e F_z , mentre le ultime tre sono relative rispettivamente alle rotazioni R_x , R_y e R_z . Le forze sono espresse in Newton e le rotazioni in radianti

Il solutore impiega 1 ora e 19 minuti per portare a termine la simulazione.

Le pressioni di contatto, generate in corrispondenza del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo nel modello avente le molle in sostituzione ai legamenti, sono riportate in Figura 44 e in Figura 45.

La pressione di contatto media sulla cartilagine della tibia risulta essere pari a 5.27 MPa.

La pressione di contatto media sulla cartilagine del femore è di 5.21 MPa.

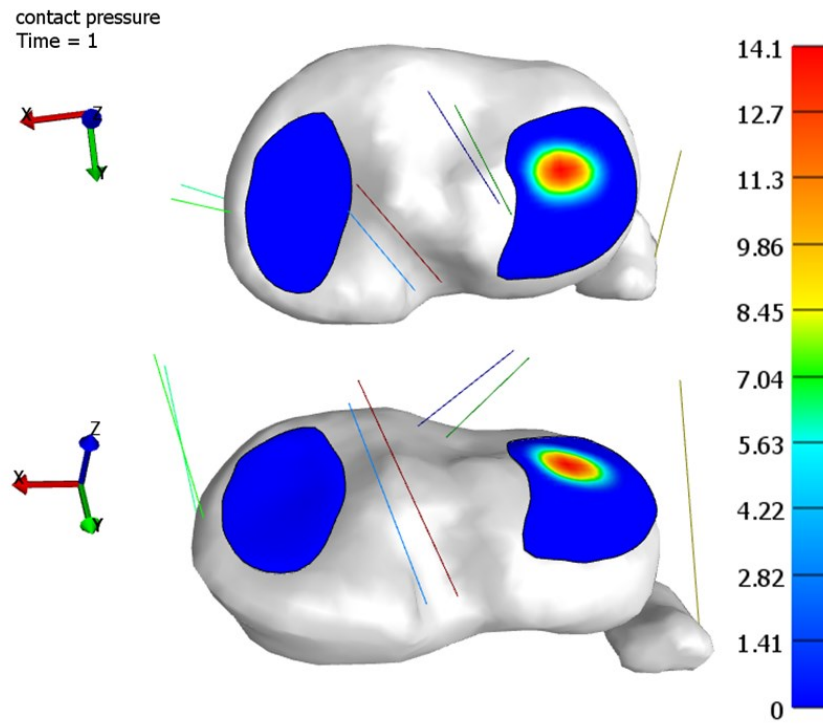


Figura 44 Modello con le molle: pressione di contatto (MPa) sulla cartilagine della tibia in corrispondenza del picco

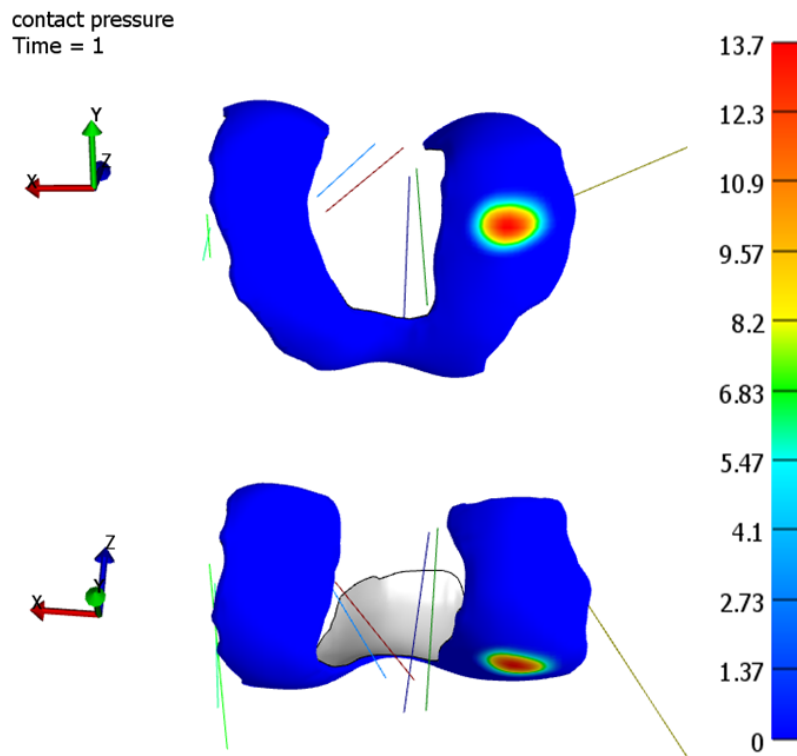


Figura 45 Modello con le molle: pressione di contatto (MPa) sulla cartilagine del femore in corrispondenza del picco

È stata poi eseguita una simulazione agli elementi finiti con lo stesso modello precedente ma usando al posto delle molle i legamenti derivanti dalla procedura di segmentazione. Questo comporta l'introduzione dei quattro contatti rigidi tra l'origine di ciascun legamento ed il femore e dei contatti di tipo sliding tra il femore ed i legamenti collaterali, tra la tibia ed i legamenti collaterali e tra i due legamenti crociati.

Le curve di carico attribuite al corpo rigido femore sono sempre quelle riportate in Figura 43.

Il solutore, in questo caso, impiega 4 ore e 34 minuti per portare a termine la simulazione.

Le pressioni di contatto che vengono calcolate sono quelle riportate in Figura 46 e in Figura 47.

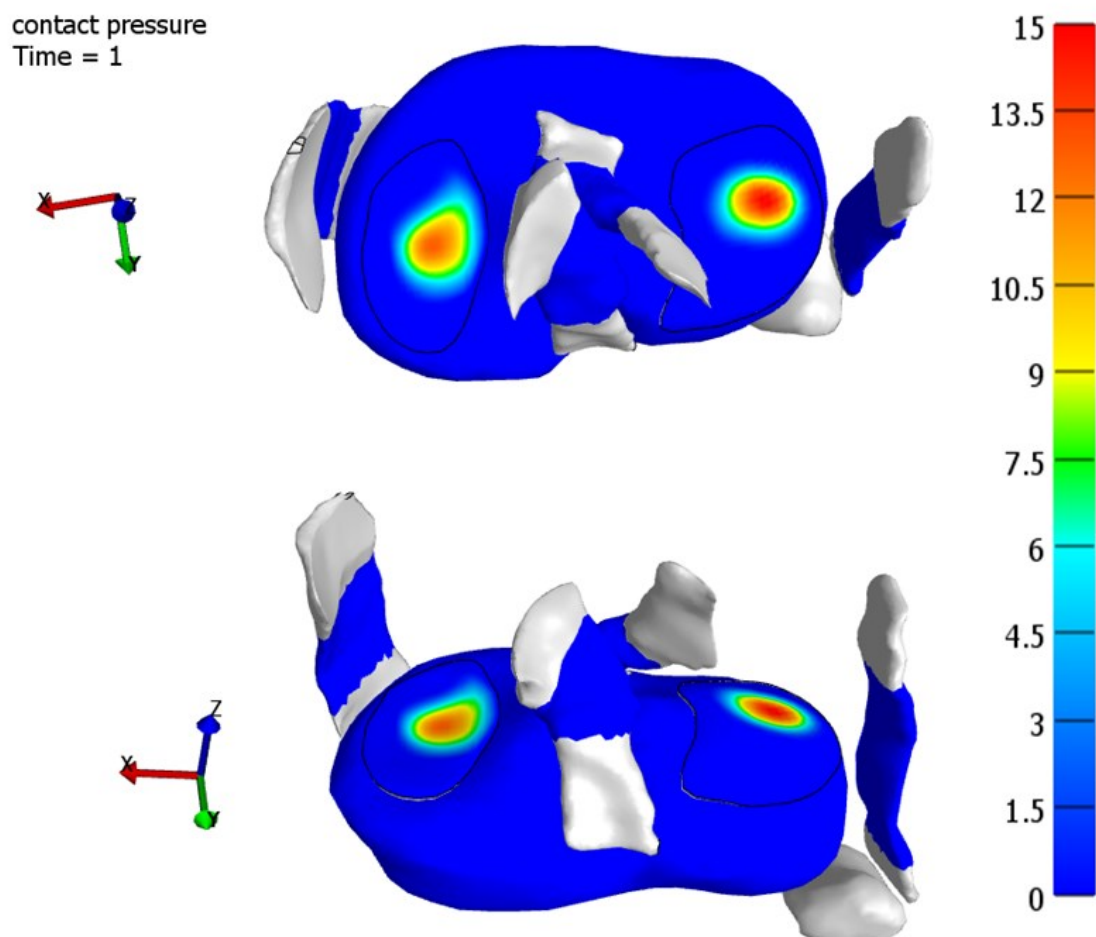


Figura 46 Modello con i legamenti derivanti dalla segmentazione: pressione di contatto (MPa) sulla cartilagine della tibia in corrispondenza del picco

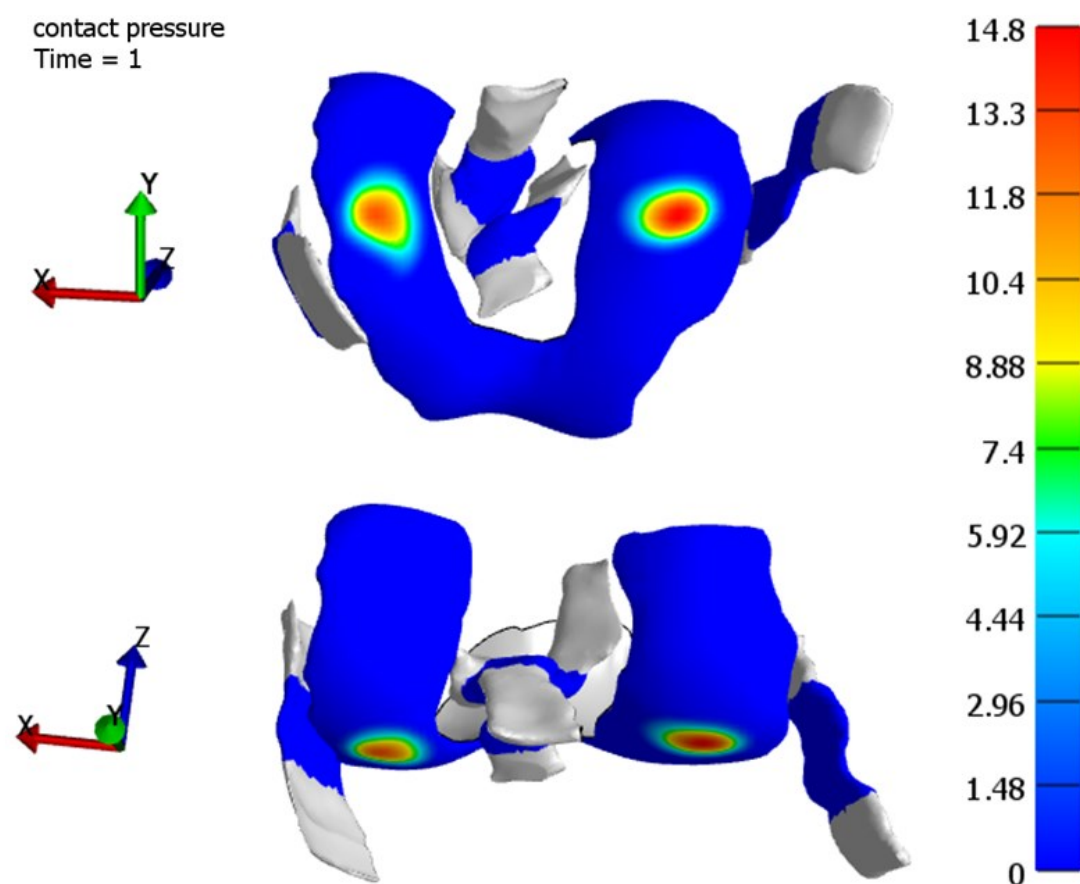


Figura 47 Modello con i legamenti derivanti dalla segmentazione: pressione di contatto (MPa) sulla cartilagine del femore in corrispondenza del picco

In Tabella 11 vengono riportati i valori medi della pressione di contatto sulla cartilagine della tibia e su quella del femore.

<i>Cartilagine della tibia mediale</i>	4.69 MPa
<i>Cartilagine della tibia laterale</i>	5.34 MPa
<i>Cartilagine del femore mediale</i>	5.38 MPa
<i>Cartilagine del femore laterale</i>	5.14 MPa

Tabella 11 Valori medi della pressione di contatto sulla cartilagine del femore e sulla cartilagine della tibia

Sebbene i valori di pressione di contatto massimi raggiunti risultino essere paragonabili con quelli ottenuti dal modello con le molle, nel caso di utilizzo di legamenti segmentati e modellati con materiale iperelastico il contatto risulta essere bilaterale, quindi molto più fisiologico, e con una distribuzione della pressione di contatto in corrispondenza del primo

picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo confrontabile con quella ottenuta dal modello a fondazione elastica (Figura 53), le cui caratteristiche sono state descritte nel capitolo 2.

Si è poi eseguita una seconda simulazione, a parità di carico agente, modificando solo la rotazione attorno all'asse y, in modo tale da portare il femore a caricare maggiormente il compartimento mediale. Anche in questo caso, come si vede dalla Figura 48, la distribuzione della pressione di contatto nel modello che presenta delle molle in sostituzione ai legamenti risulta essere non fisiologica e spostata di nuovo sulla cartilagine laterale, a differenza del modello con i legamenti segmentati dove, avendo indotto uno sbilanciamento del femore nella parte mediale, si ha una distribuzione della pressione di contatto prevalentemente in questo compartimento.

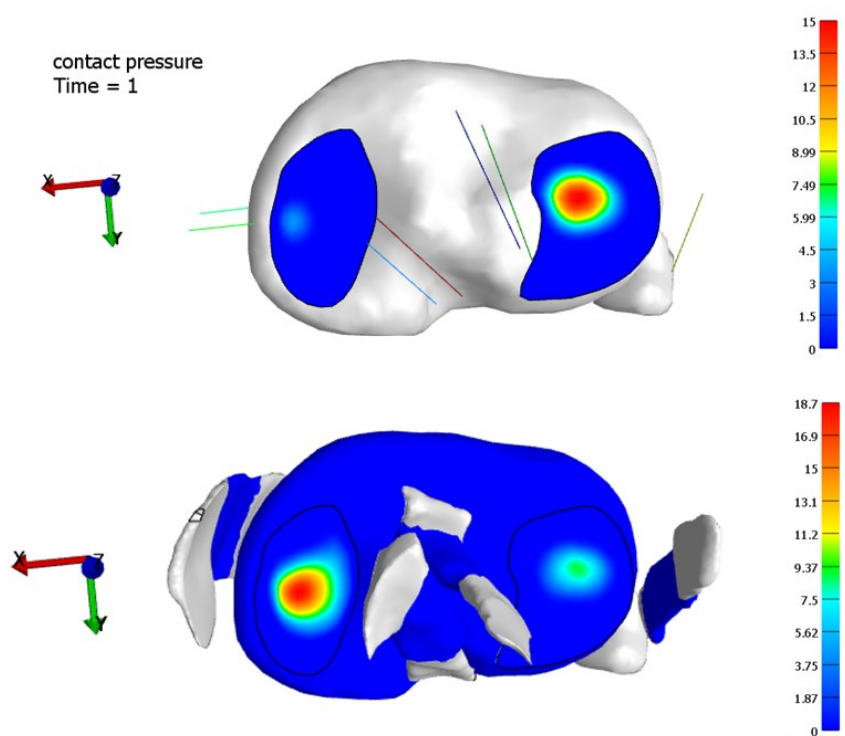


Figura 48 In alto viene illustrata la pressione di contatto (MPa) agente sulla cartilagine della tibia nel modello che presenta le sette molle, mentre in basso viene riportata la pressione di contatto (MPa) agente, sempre sulla cartilagine della tibia, ma nel caso in cui venga utilizzato il modello con i legamenti segmentati

Queste prove preliminari hanno quindi dimostrato come la presenza di legamenti, segmentati dalle immagini di risonanza magnetica ad elevata risoluzione e modellati con materiali iperelastici, sebbene complichi notevolmente il modello aggiungendo ulteriori contatti a quelli

già esistenti, incrementando il numero di elementi presenti ed in generale quindi aumentando notevolmente il costo computazionale, è importante per garantire un comportamento più fisiologico del modello durante la simulazione.

Una volta ottenuta la risonanza magnetica comprendente il bacino del soggetto in analisi e l'articolazione di ginocchio in posizione estesa, dopo aver attribuito un nuovo sistema di riferimento al modello agli elementi finiti coerente con quello del modello muscolo-scheletrico, sono state eseguite ulteriori simulazioni.

Il modello con il sistema di riferimento della risonanza magnetica e quello con il sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico mostrano comunque risultati paragonabili in corrispondenza del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo. In quanto però sarebbe risultato ridondante ed oneroso dal punto di vista computazionale portare avanti entrambi i modelli per eseguire le simulazioni che verranno successivamente presentate, quello che verrà utilizzato da ora in avanti sarà quello con il sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico. Questo permette anche di poter utilizzare direttamente le forze e le rotazioni in uscita dal modello muscolo-scheletrico, senza dover fare ricorso alla procedura di registrazione per ottenere la matrice di rototraslazione che consente di far fronte al problema di dover lavorare con due diversi sistemi di riferimento.

Nella prima simulazione, eseguita per portare il modello nella configurazione del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, è stato quindi possibile attribuire direttamente al femore le forze in uscita dal modello muscolo-scheletrico. Per le rotazioni è necessario fare delle ulteriori considerazioni. Infatti, nel paragrafo 3.8, viene descritto come le rotazioni ottenute dal modello muscolo-scheletrico vengano rimodulate sulla base di due fattori:

- Differenze, in termini di rotazioni (R_x, R_y e R_z), tra il femore segmentato dalla risonanza a più elevata risoluzione e quello della risonanza del corpo intero a minor risoluzione ma con l'articolazione di ginocchio in estensione.
- Differenze, in termini di angolo di intra-extra rotazione (R_y), tra una condizione di non carico dell'articolazione, durante l'esame di risonanza magnetica, ed una condizione di carico assunta invece durante l'analisi del cammino. Inizialmente è stato considerato un valore medio di 3° di intra rotazione della tibia passando da una condizione di non carico ad una di carico [29].

La simulazione con le rotazioni opportunamente rimodulate e la correzione dell'angolo di intra-extra rotazione sulla base di valori medi ricavati dalla letteratura non mostra però una posizione del femore rispetto alla tibia fisiologica e per questo motivo non arriva a convergenza. Il femore presenta infatti una intra rotazione troppo marcata. Questo si può anche vedere dallo spostamento sull'asse antero-posteriore (asse x) (Figura 49), dove i due condili femorali mostrano un pattern di pivoting eccessivo. Nello studio di Kozanek et al. [38], in cui viene utilizzata la tecnica della fluoroscopia per studiare la cinematica tibio-femorale ed il movimento

dei condili durante il cammino, viene riportato un pattern di spostamento diverso da quello ottenuto in questa simulazione, con un movimento dei due condili che dovrebbe seguire il pattern antero-posteriore dell'articolazione tibio-femorale e quindi con uno spostamento più anteriore del condilo mediale ed uno spostamento più controllato di quello laterale in corrispondenza dell'istante del picco.

Bisogna inoltre considerare che gli spostamenti riportati in Figura 49 sono quelli presenti a circa il 65% della simulazione, poiché la rampa di rotazione attribuita al femore è lineare la rotazione raggiunta a tale istante è quindi circa il 65% della rotazione totale.

Questo vuol dire che, anche se la simulazione arrivasse a convergenza, si avrebbe una posizione del femore rispetto alla tibia ancora meno naturale di quella che già si può osservare dalla Figura 49.

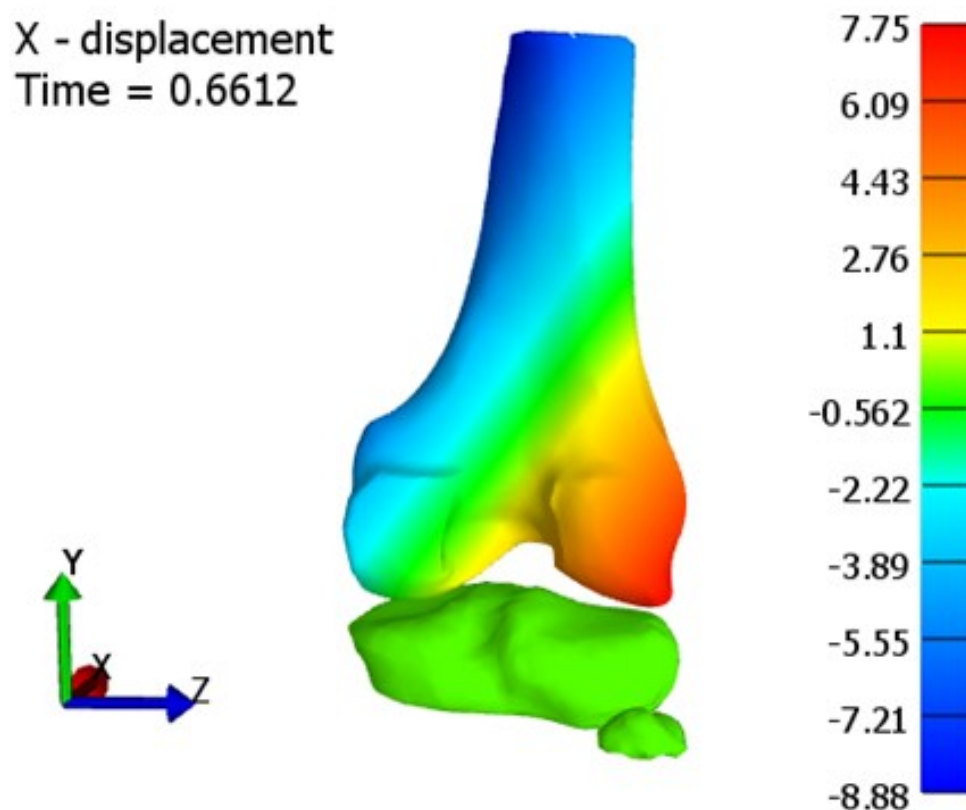


Figura 49 Spostamento antero-posteriore (mm) al 66% della simulazione. Sono stati nascosti, al fine di vedere meglio lo spostamento dei condili, i legamenti ed il tessuto cartilagineo

Quindi, nonostante si pensasse che la rimodulazione delle rotazioni, sulla base dei due fattori sopra descritti, portasse alla simulazione del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo in modo fisiologico, questo in realtà non è stato possibile con le rotazioni inizialmente attribuite.

Ciò ha permesso però di capire come non sia così immediato ricavare un opportuno valore di angolo di intra-extra rotazione. Questo non è facilmente ottenibile dall'analisi del cammino, a partire da marker posizionati sulla pelle del soggetto, in quanto la misura può essere affetta da una quantità di rumore che paragonata all'entità di tale angolo può risultare significativa. Inoltre, la correzione, che è stata apportata a tale angolo per considerare il passaggio da una condizione di non carico ad una di carico dell'articolazione, fa riferimento a dei valori medi che sono quelli riportati nello studio di Hirschmann et al. [29]. Tali valori medi sono accompagnati però da una deviazione standard molto elevata, come mostrato in Tabella 12, e non è possibile inoltre ricavare, per i ventisei soggetti coinvolti nello studio, la variazione dell'angolo per ogni individuo, se non in un singolo caso che verrà successivamente presentato.

<i>Rotazione in condizione di non carico (°)</i>	<i>Rotazione in condizione di carico (°)</i>
2.7±5.1 ER	0.4±7.7 IR

Tabella 12 Vengono riportati dei valori medi di variazione dell'angolo di intra-extra rotazione con la relativa deviazione standard. Tali dati sono riferiti alla rotazione del piatto tibiale rispetto ai condili femorali. ER: extra rotazione, IR: intra rotazione

In quanto quindi l'angolo di intra-extra rotazione può assumere valori che sono compresi in un range piuttosto ampio, si è deciso di svolgere un'analisi di sensitività per studiare la risposta del modello alla variazione di tale angolo.

La Tabella 13 mostra un riassunto di una serie di simulazioni, che sono state eseguite per capire più in generale il comportamento del modello, e tra queste vengono riportate anche alcune prove in cui, a parità di forze e di rotazioni Rx e Rz imposte, è stata cambiata la rotazione Ry, ossia l'intra-extra rotazione. Tali prove sono state evidenziate in arancione in tabella.

L'angolo di intra-extra rotazione, che alla fine è stato scelto per simulare il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, è pari a 0.040987 radianti, quindi quello utilizzato nella prova 13. Tale valore tiene conto, oltre che della rimodulazione dovuta al fatto che le rotazioni vengono calcolate, dal software Opensim, a partire dall'articolazione in posizione estesa, mentre il femore segmentato presenta già un certo grado di flessione, anche di una variazione dell'angolo di intra-extra rotazione nel passaggio alla condizione di carico di circa 11° (0.19 rad). La rotazione di 11° è quella che viene riportata nello studio di Hirschmann et al. [29] per l'unico soggetto, tra i ventisei analizzati, per il quale non viene dato solo il valore medio di variazione dell'angolo di intra-extra rotazione dalla posizione di non carico a quella di carico, ma ne viene fornito anche un valore esatto. Tale soggetto presenta una rotazione della tibia rispetto al femore che varia da 7° di extra rotazione a 4° di intra rotazione nella condizione di carico.

Una ulteriore attenzione va poi posta sull'angolo di abduzione e adduzione. In realtà, stimare tale angolo, che è molto piccolo in presenza di un'articolazione sana come quella in esame,

dall'analisi del cammino attraverso dei marker posizionati sulla pelle fa sì che la misura sia affetta da rumore che può superare il valore stesso dell'angolo, per cui tale angolo è stato posto a 0 (prova 14 in Tabella 13).

La prova 14, come anche le altre evidenziate in arancione, mostra un comportamento molto più fisiologico e controllato dell'articolazione. Tuttavia, non arriva comunque a convergenza e questo è dovuto, in tutte le simulazioni prima citate, allo stesso problema. Infatti, a causa dell'assenza dei menischi, soprattutto nel compartimento laterale, si hanno alcuni punti in cui il femore è direttamente a contatto con la cartilagine della tibia, mentre la cartilagine del femore viene schiacciata alle sue estremità e questo porta al fallimento della simulazione per distorsione degli esaedri. Inoltre, in altre simulazioni, che si possono sempre trovare nella Tabella 13, si è notato che, in corrispondenza dell'interfaccia tra la cartilagine del femore mediale e la cartilagine della tibia mediale, sono presenti ulteriori problemi di congruenza articolare. Questo è dovuto principalmente al fatto che non è sempre semplice distinguere in modo netto, nelle immagini di risonanza magnetica, la cartilagine dall'osso subcondrale.

Per far fronte a tutto ciò e per rendere quindi il comportamento del modello ancora più fisiologico, si è segmentata nuovamente la cartilagine in modo tale da evitare di lasciare parti di femore scoperte da tessuto cartilagineo in prossimità dell'interfaccia laterale e si è anche migliorata la congruenza articolare nel compartimento mediale.

La simulazione 28 (in Tabella 13 evidenziata in verde), che presenta le rotazioni corrette come descritto precedentemente e che utilizza il modello con una migliore congruenza tra le superfici articolari, converge ed è quindi in grado di simulare il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo.

4 - Presentazione e discussione dei risultati

Simulazione	Modello	Rx (rad)	Ry (rad)	Rz (rad)	Patella	% simulazione	Modalità di fallimento
1	1	0	0.187410107	0.145370382	NO	88%	Contatto CFM-CTM
2	1	0.011168232	0.187410107	0.145370382	NO	84%	CTM
3	1	0.021168232	0.187410107	0.145370382	NO	82%	CTM
4	1	0	0.070117	0.145370382	SI	81%	CTM
5	1	0.011168232	0.010117	0.145370382	NO	75%	CTM
6	1	0.011168232	0.070117	0.145370382	NO	70%	CFL
7	1	0.031168232	0.187410107	0.145370382	NO	68%	Contatto CFL-CTL
8	1	0.031168232	0.187410107	0.145370382	SI	68%	CTM
9	1	0.031168232	0	0.0755572	NO	66%	CTM
10	1	0.031168232	-0.05235987	0.0755572	NO	64%	CFM
11	1	0.031168232	-0.05235987	0.145370382	SI	58%	CFL
12	1	0.031168232	0.070117	0.0755572	NO	60%	CFL
13	1	0.031168232	0.040947	0.145370382	SI	58%	CFL
14	1	0	0.040947	0.145370382	SI	61%	CFL
15	1	0.031168232	0.070117	0.145370382	SI	38%	CFL
16	1	0	0	0	NO	53%	CTM
17	1	0.031168232	0	0.145370382	NO	50%	CFM
18	1	0.031168232	bloccata	0.145370382	NO	50%	CFM
19	1	0.031168232	0	0.145370382	SI	31%	CFL
20	2	0	0.070117	0.145370382	SI	100%	-
21	2	0.011168232	0.187410107	0.145370382	NO	100%	-
22	2	0.021168232	0.187410107	0.145370382	NO	99%	-
23	2	0.031168232	0.187410107	0.145370382	SI	89%	CTM
24	2	0	0.187410107	0.145370382	NO	88%	Contatto CFM-CTM
25	2	0.011168232	0.010117	0.145370382	NO	72%	CFL-CTM
26	2	0.031168232	0	0.0755572	NO	65%	CFL
27	2	0	0.040947	0.145370382	SI	56%	CFL
28	3	0	0.040947	0.145370382	SI	100%	-
29	3	0.021168232	0.187410107	0.145370382	NO	100%	-
30	3	0	0.070117	0.145370382	SI	100%	-
31	3	0.011168232	0.187410107	0.145370382	NO	95%	Contatto CFM-CTM
32	3	0.011168232	0.070117	0.145370382	NO	94%	CTM
33	3	0.031168232	0.187410107	0.145370382	NO	84%	CTL
34	3	0.031168232	0.187410107	0.145370382	SI	81%	Contatto CFL-CTL
35	3	0	0.040947	0.0755572	SI	100%	-

Tabella 13 Riassunto di alcune simulazioni eseguite al fine di comprendere al meglio il comportamento del modello. Nella colonna 'Modello' il numero 1 indica il modello originale, il 2 un modello dove è stata migliorata la congruenza articolare mediale ed il 3 un modello dove è stata migliorata la congruenza articolare sia mediale che laterale. Vengono poi riportate, in ordine, le rotazioni attribuite al modello Rx, Ry e Rz, il dato relativo alla considerazione o meno dell'effetto della patella su Fx, la percentuale di riuscita della simulazione ed eventualmente, nel caso di non riuscita, la modalità di fallimento. In quest'ultima colonna CFM: cartilagine del femore mediale, CFL: cartilagine del femore laterale, CTM: cartilagine della tibia mediale, CTL: cartilagine della tibia laterale

Si riporta, in Figura 50, la parte di script con le curve di carico che illustrano i tre valori di forza ed i tre valori di rotazione utilizzati, nella prova 28, per simulare il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo.

```
<LoadData>
  <loadcurve id="1" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,0</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="2" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,0.040947</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="3" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,0.1453703817</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="4" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,-140</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="5" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,-1906.052706</point>
  </loadcurve>
  <loadcurve id="6" type="linear">
    <point>0,0</point>
    <point>1,14.777351</point>
  </loadcurve>
</LoadData>
```

Figura 50 Le prime tre curve sono relative rispettivamente alle rotazioni R_x , R_y e R_z , mentre le ultime tre curve riguardano rispettivamente le forze F_x , F_y e F_z . I valori di rotazione sono espressi in radianti mentre quelli di forza sono espressi in Newton

Andando ad analizzare lo spostamento antero-posteriore ottenuto all'istante del picco in questa simulazione, questo risulta essere molto più fisiologico rispetto a quello presentato in Figura 49 e più simile a quello riportato nello studio di Kozanek et al. [38], con uno spostamento del condilo mediale più anteriore ed uno spostamento del condilo laterale più controllato (Figura 51).

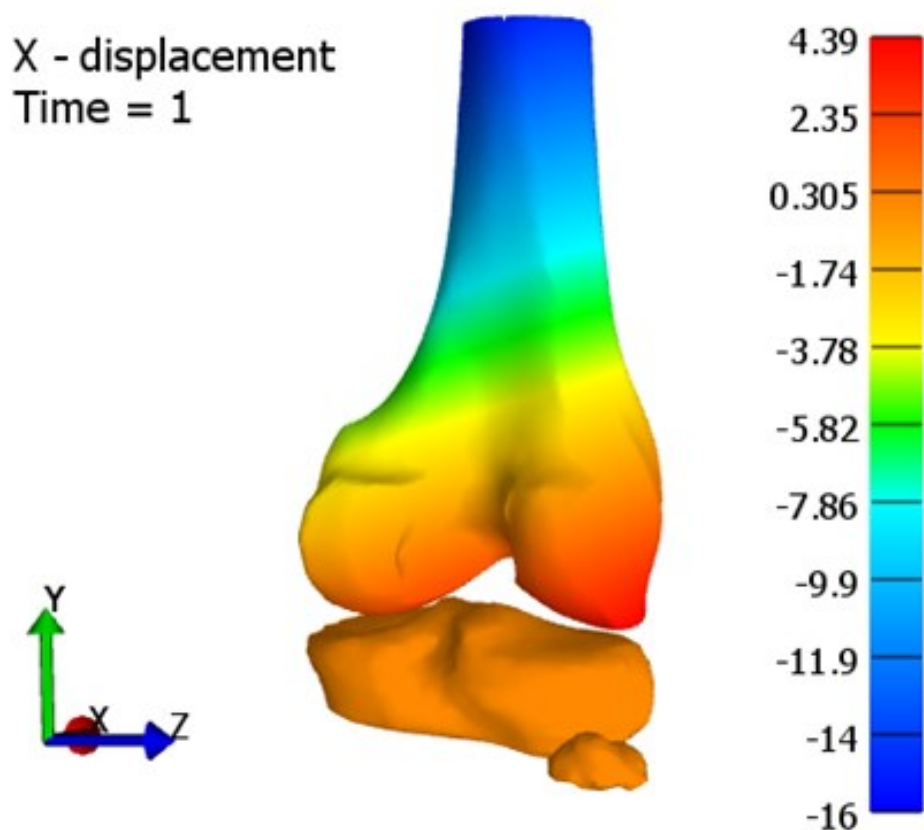


Figura 51 Spostamento antero-posteriore (mm) al 100% della simulazione. Sono stati nascosti, al fine di vedere meglio lo spostamento dei condili, i legamenti ed il tessuto cartilagineo

La pressione di contatto sulla cartilagine della tibia e sulla cartilagine del femore, in corrispondenza del picco, è riportata in Figura 52.

Sono indicati, in Tabella 14, i valori medi della pressione di contatto nei due compartimenti.

<i>Cartilagine del femore mediale</i>	4.71 MPa
<i>Cartilagine del femore laterale</i>	4.88 MPa
<i>Cartilagine della tibia mediale</i>	4.29 MPa
<i>Cartilagine della tibia laterale</i>	4.97 MPa

Tabella 14 Valori medi della pressione di contatto agenti sulla cartilagine articolare

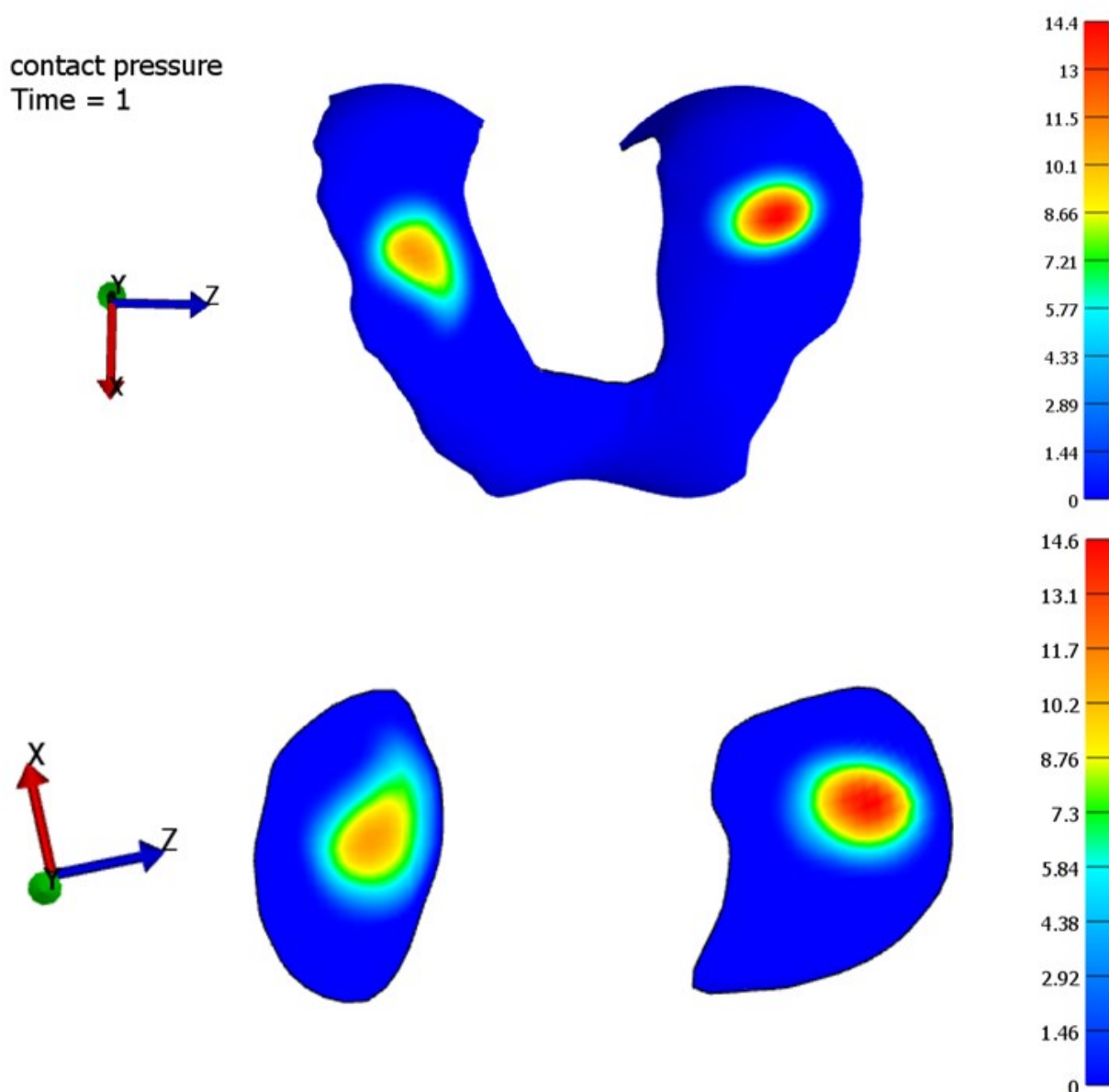


Figura 52 Pressione di contatto (MPa) agente sulla cartilagine del femore (in alto) e sulla cartilagine della tibia (in basso) in corrispondenza del picco

La distribuzione della pressione di contatto, nel compartimento mediale ed in quello laterale, risulta essere concorde con quella trovata mediante il modello a fondazione elastica (Figura 53), modello validato dove per il calcolo della pressione di contatto si fa ricorso alla procedura descritta nel capitolo 2.

Tale modello, sebbene rappresenti la cartilagine in modo equivalente ad un layer di molle non lineari, e non con un materiale iperelastico di Mooney-Rivlin come nel caso del modello agli elementi finiti utilizzato, ha il vantaggio di fornire dei risultati direttamente all'interno di un

modello muscolo-scheletrico scalato sulla base dei dati antropometrici del soggetto in esame, e di avere le stesse condizioni di carico della simulazione presentata.

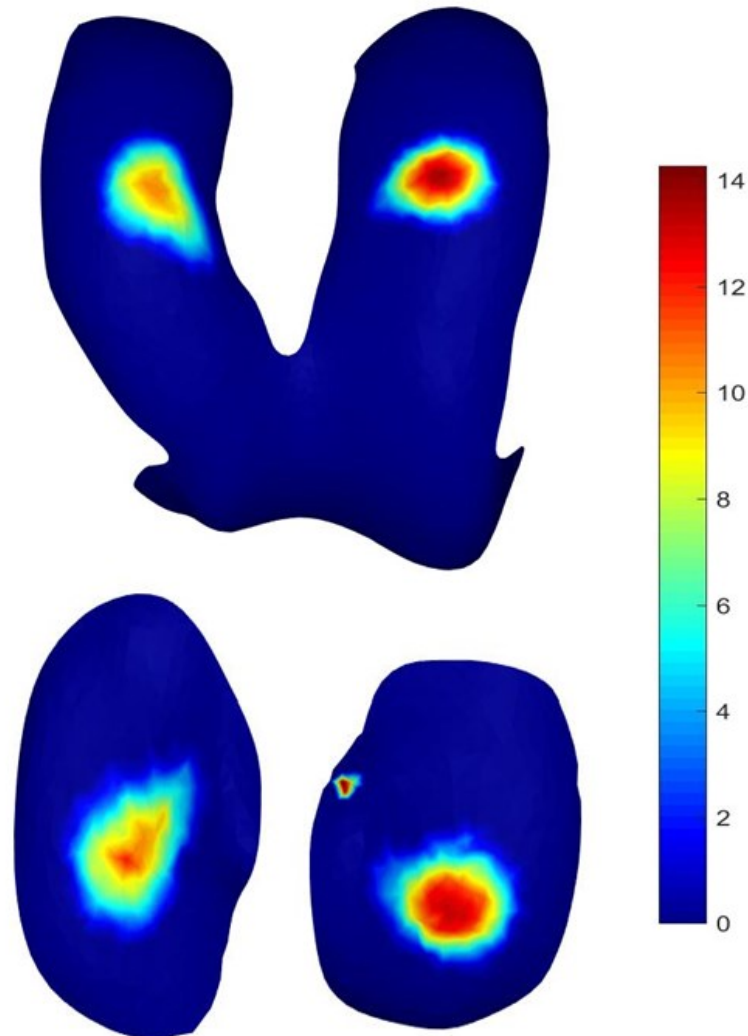


Figura 53 Pressione di contatto (MPa) ottenuta con il modello a fondazione elastica, in corrispondenza del picco, sulla cartilagine del femore (in alto) e sulla cartilagine della tibia (in basso)

Si è poi analizzato lo stress agente nella cartilagine articolare (Figura 54), in corrispondenza del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, e per farlo si è considerato il terzo stress principale, che risulta essere quello più elevato in valore assoluto.

Lo stress agente è prevalente a compressione.

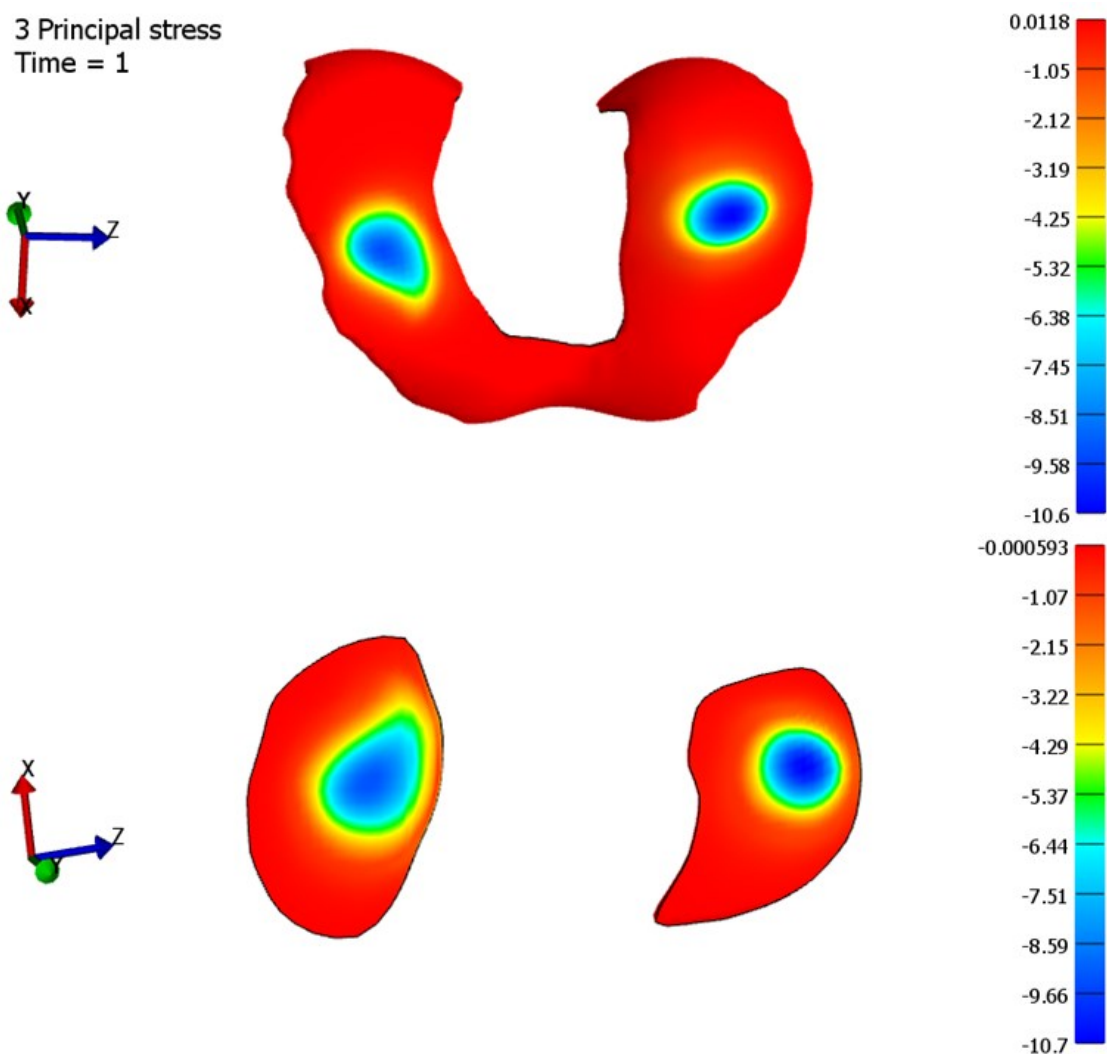


Figura 54 Terzo stress principale (MPa) agente sulla cartilagine del femore (in alto) e della tibia (in basso) in corrispondenza del primo picco

Sia in corrispondenza della cartilagine del femore che di quella della tibia, il valore assoluto dello stress massimo raggiunto è di circa 10.5 MPa.

Questo valore è inferiore al limite di 14 MPa, che viene riportato in letteratura come valore tale per cui, in test in vitro a compressione, si inizia a vedere la morte delle cellule costituenti il tessuto cartilagineo dell'articolazione di ginocchio, ed è quindi anche inferiore al limite di 20 MPa oltre al quale si ha un esteso danneggiamento della cartilagine [39].

Bisogna comunque considerare che il valore di 10.5 MPa è molto probabile che sia sovrastimato, a causa dell'assenza dei menischi all'interno del modello.

Si è infine analizzato il terzo strain principale (Figura 55 e Figura 56) in quanto questo è un parametro importante per valutare se il tessuto cartilagineo sia o meno a rischio di insorgenza di patologie come l'osteoartrosi. Viene riportata in letteratura [12] [39] [40] una soglia,

derivata da test in vitro su cartilagine di ginocchio umana, oltre alla quale si hanno più frequentemente l'apoptosi dei condrociti, ossia delle cellule costituenti la cartilagine, e modifiche nella struttura del tessuto cartilagineo stesso.

I valori di strain ottenuti si collocano al di sotto di tale limite posto al 30%.

Inoltre, il primo strain principale ed il terzo strain principale risultano essere molto simili in modulo evidenziando una componente di strain tangenziale importante. Anche la componente dello strain tangenziale si colloca al di sotto del valore soglia ricavato in letteratura [12], oltre al quale si ha danneggiamento del tessuto cartilagineo. Tale soglia è posta per lo shear strain al 32%.

I valori di strain ottenuti, che comunque si trovano di poco al di sotto delle soglie presentate, anche in questo caso, è probabile che siano stati sovrastimati a causa dell'assenza dei menischi.

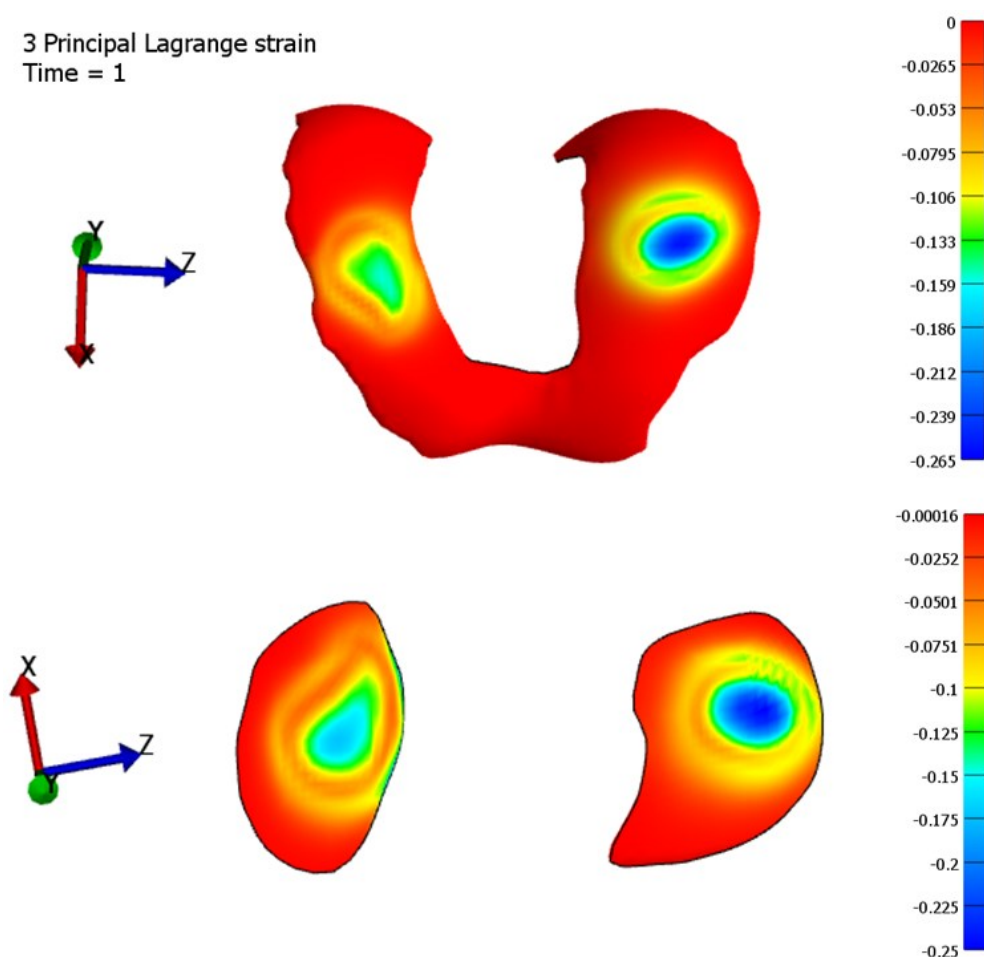


Figura 55 Terzo strain principale agente sulla cartilagine del femore (in alto) e della tibia (in basso) in corrispondenza dell'istante di picco

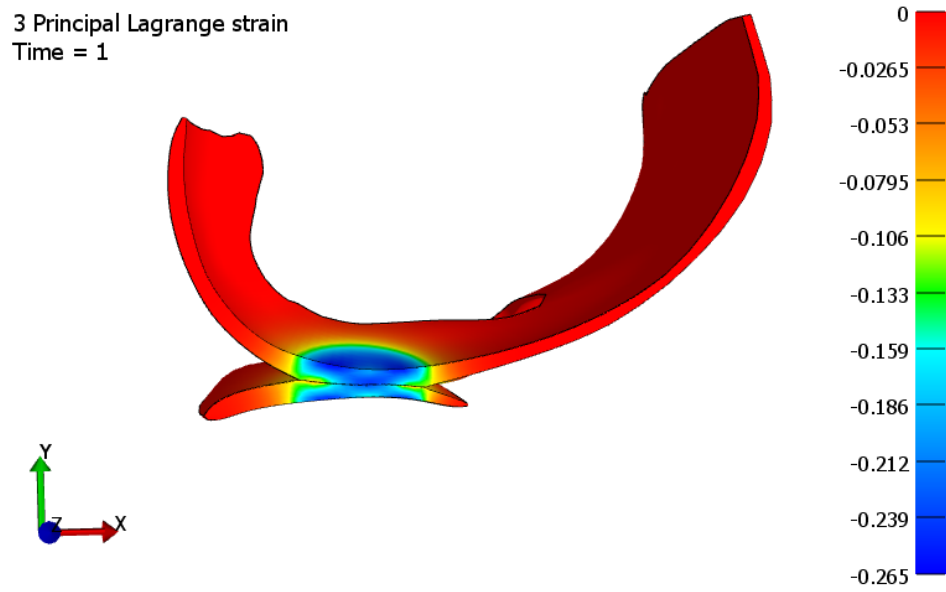


Figura 56 Viene illustrato nel dettaglio come agisce lo strain all'interfaccia tra la cartilagine del femore e quella della tibia ed al loro interno.

5 Limiti del modello e sviluppi futuri

Dopo tutte le simulazioni effettuate e dopo un'accurata analisi del modello agli elementi finiti generato, è necessario indicare quelli che sono i limiti individuati e quelli che possono essere gli sviluppi futuri di questo lavoro di tesi.

Un primo limite è relativo alla ricostruzione anatomica del ginocchio e riguarda la segmentazione dei legamenti collaterali. Questi nella risonanza magnetica, a differenza dei due legamenti crociati, non sono sempre ben visibili, motivo per cui, in alcune delle immagini in cui sono stati segmentati, il decorso dei due legamenti potrebbe risultare approssimato. Considerando però che l'obiettivo di questa tesi non è quello di analizzare lo stato di sollecitazione dei legamenti, che sono stati introdotti principalmente per disporre di un miglior vincolo cinematico dell'articolazione, questo non è un limite significativo.

Il secondo e principale limite è dovuto all'assenza dei menischi nel modello. Questi, se inseriti, aumentano notevolmente la complessità del modello introducendo peraltro ulteriori contatti ai molti che sono già presenti.

Il modello agli elementi finiti proposto è completamente personalizzato, sia per quanto riguarda le geometrie, che per quanto riguarda le condizioni di carico imposte durante la simulazione.

In letteratura ci sono ancora pochissimi esempi simili, motivo per cui si è preferito non introdurre in un primo momento anche i menischi per non complicare troppo un modello già così molto articolato ed iniziare ad avere un'idea di quelli che possono essere i risultati ottenibili e le problematiche presenti in un modello completamente personalizzato, data la scarsa disponibilità di informazioni al momento presenti.

È opportuno tenere in conto che i valori di sollecitazione, risultati dalle simulazioni e presentati nel capitolo 4, potrebbero essere sovrastimati a causa dell'assenza di tali componenti anatomiche che, in un'articolazione fisiologica, sono strutture in grado di trasmettere efficacemente i carichi attraverso l'articolazione e di assorbire gli urti.

I menischi sono comunque stati segmentati, trasformati in un file Stl e successivamente discretizzati con degli esaedri. Sono già state effettuate alcune considerazioni riguardanti la tipologia di elemento più adeguata per discretizzarli (paragrafo 3.4) ed il metodo di vincolo più appropriato per mantenerli nella sede fisiologica (paragrafo 3.5.4).

In futuro l'obiettivo è quello di introdurli al fine di ottenere un modello ancora più completo e fisiologico.

Prima di utilizzarli in nuove simulazioni, in quanto si trovano interposti tra la componente femorale e quella tibiale, sarebbe però opportuno condurre un'ulteriore indagine per capire come vengono modificati, non solo gli angoli, ma anche gli spazi articolari passando da una condizione di non carico ad una di carico dell'articolazione.

In quest'ottica si potrebbero sfruttare i recenti sviluppi che si stanno compiendo nel campo dell'imaging e svolgere un'analisi di risonanza magnetica in movimento [41]. In questo modo sarebbe possibile ricostruire in modo più semplice e preciso, ad esempio, la posa del femore rispetto alla tibia e gli spazi articolari presenti durante un determinato istante del ciclo del passo.

Infine, un limite che occorre ancora menzionare è relativo al fatto che lo studio è stato effettuato prendendo in considerazione un solo soggetto. Tuttavia, in letteratura, i modelli presenti che utilizzano geometrie personalizzate dell'articolazione solitamente prendono in esame un solo soggetto, sono rare le eccezioni.

In futuro verrà analizzato un secondo soggetto, di sesso maschile e con indice di massa corporea più elevato di quello femminile, le cui geometrie sono già state segmentate seguendo esattamente la stessa procedura riportata nel paragrafo 3.2.

L'obiettivo è quello di capire se si riescano ad ottenere dei pattern di stress e di strain simili a quelli ricavati e quali possano essere le differenze nell'analisi dell'articolazione di un soggetto con un indice di massa corporea più elevato.

Un ulteriore sviluppo futuro potrebbe poi essere quello di simulare alcuni difetti sulla cartilagine del femore nell'ottica di capire come la dimensione e la posizione di tali difetti possa influenzare le sollecitazioni agenti nel tessuto cartilagineo e quando un difetto possa essere considerato critico per lo sviluppo dell'osteoartrite.

6 Conclusioni

Vengono riportate, come conclusione dell'elaborato, alcune considerazioni emerse dal lavoro di tesi svolto.

Per prima cosa bisogna fare una considerazione relativa al fatto che il modello utilizzato è un modello completamente personalizzato sul soggetto in analisi, sia per quanto riguarda le geometrie, ricavate dalla risonanza magnetica segmentata, sia per quanto riguarda le curve di carico attribuite per simulare il primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, che sono state ricavate, in seguito all'analisi del cammino, tramite un modello muscolo-scheletrico opportunamente scalato sui dati antropometrici del soggetto.

Si trovano in letteratura diversi modelli che presentano delle geometrie personalizzate [5] [10] [12] [42] [17] [18], ma tra questi alcuni non hanno lo scopo di analizzare cosa succede all'articolazione durante il cammino [5] [42] [17]. Vengono spesso simulate delle condizioni di carico meno complesse. Chi invece analizza il cammino in genere utilizza dei dati sui carichi agenti ricavati dalla letteratura o dei valori medi, quindi non personalizzati sul soggetto [10] [12] [18].

Questo rende quindi difficile poter confrontare i risultati ottenuti con un modello uguale a quello presentato. Pur non potendo disporre di un confronto di questo genere, il modello in esame mostra comunque risultati verosimili, con una distribuzione della pressione di contatto analoga a quella fornita dal modello a fondazione elastica. Inoltre, anche i valori di stress e di deformazione, raggiunti in corrispondenza del primo picco di forza di reazione articolare del ciclo del passo, risultano essere inferiori ai valori soglia, ottenuti da prove in vitro sul tessuto cartilagineo e riportati in letteratura, oltre ai quali si ha rischio di danneggiamento del tessuto e di insorgenza di osteoartrosi.

D'altra parte, aver formulato un modello completamente personalizzato ha permesso di fare alcune considerazioni importanti, dal punto di vista metodologico, a riguardo della sua costruzione.

Una seconda osservazione è infatti relativa alla modellazione dei legamenti. Si è visto come approssimare con delle molle il decorso di queste strutture anatomiche, nonostante permetta di lavorare con un modello senza dubbio più semplice e che richiede anche un costo computazione nettamente inferiore, non consenta di avere un comportamento fisiologico, come quello che si può vedere con dei legamenti segmentati e modellati con un materiale iperelastico. Una modellazione anatomica dei legamenti è fondamentale per raggiungere un adeguato vincolo cinematico.

Bisogna in ultimo evidenziare come, una volta creato un modello agli elementi finiti personalizzato dell'articolazione a partire dalle immagini di risonanza magnetica, sia necessario prestare notevole attenzione su come trasporre al meglio le condizioni di carico dal modello

muscolo-scheletrico al modello agli elementi finiti e su come sia difficile ricavare valori fisiologici per alcuni dati.

Infatti, sebbene la procedura di registrazione, messa in atto per far fronte alla diversa posizione iniziale del femore nel modello agli elementi finiti ed in quello muscolo-scheletrico, permetta di ricavare in modo appropriato l'angolo di flessione-estensione da attribuire alla componente femorale, per l'angolo di abduzione-adduzione e quello di intra-extra rotazione la sola procedura di registrazione non si è rivelata sufficientemente adeguata, mettendo in luce una situazione più complessa e che necessita di maggiore attenzione, come riportato nel capitolo 4. Si è infatti evidenziato come l'angolo di intra-extra rotazione possa subire importanti variazioni passando da una condizione di non carico ad una di carico dell'articolazione, e come sia l'angolo di abduzione-adduzione che quello di intra-extra rotazione siano molto difficili da misurare sperimentalmente, dall'analisi del cammino a partire da marker posizionati sulla pelle del soggetto, in quanto la misura è affetta da molto rumore che, nel caso di angoli piccoli come quelli in esame, può avere un'influenza rilevante.

In conclusione, al netto dei limiti evidenziati, con il modello sviluppato nel presente elaborato si è riusciti a simulare una condizione di carico tipica della vita quotidiana con un livello di personalizzazione ancora scarsamente presente in letteratura. La creazione di modelli personalizzati è fondamentale per avere una sempre maggiore consapevolezza delle sollecitazioni agenti nei tessuti molli all'interno delle articolazioni e per poter prevedere eventuali variazioni delle sollecitazioni stesse, in condizioni degenerative, nelle strutture in questione. Sarà interessante comprendere sempre più accuratamente come utilizzare modelli simili a quello descritto in questo lavoro di tesi in ambito clinico, in termini di supporto alla pratica di prevenzione, intervento e riabilitazione in presenza di patologie quali l'osteoartrosi.

7 Bibliografia

- [1] Dott Egidio Tittarelli , [Online]. Available: http://www.egidiotittarelli.com/?page_id=189.
- [2] Dipartimento di Medicina Sperimentale. Università di Genova, [Online]. Available: <http://www.istologia.unige.it/styled-19/page3/page21/page24/page24.html>.
- [3] Dipartimento di Scienze della vita e Biologia dei sistemi. Università degli studi di Torino, [Online]. Available: <http://www.atlanteistologia.unito.it/page.asp?xml=connettivi.Cartilagine.Elastica>.
- [4] Dipartimento di scienze della vita e Biologia dei sistemi, [Online]. Available: <http://www.atlanteistologia.unito.it/page.asp?xml=connettivi.Cartilagine.Fibrosa>.
- [5] Y. Dabiri e L. Li, «Focal cartilage defect compromises fluid-pressure dependent load support in the knee joint,» *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2015.
- [6] [Online]. Available: <https://i2.wp.com/www.kinesiopatia.it/wp-content/uploads/meniscoginocchio.jpg?ssl=1>.
- [7] Wikipedia, [Online]. Available: <https://it.wikipedia.org/wiki/Legamento>.
- [8] Istituto Ortopedico Rizzoli, [Online]. Available: <http://www.ior.it/curarsi-al-rizzoli/ginocchio-lesione-del-legamento-crociato-anteriore>.
- [9] Medicina per tutti, [Online]. Available: <https://www.medicinapertutti.it/argomento/articolazione-del-ginocchio/>.
- [10] Mika E. Mononen, Petri Tanska, Hanna Isaksson, Rami K. Korhonen, «A Novel Method to Simulate the Progression of Collagen Degeneration of Cartilage in the Knee: Data from the Osteoarthritis Initiative,» *Scientific Report*, 2016.
- [11] [Online]. Available: <https://www.cure-naturali.it/enciclopedia-naturale/salute/naturopatia/artrosi.html>.
- [12] Mikko S. Venalainen, Mika E. Mononen, Jari Salo, Lasse P. Rasanen, Jukka S. Jurvelin, Juha Toyras, Tuomas Virén & Rami K. Korhonen, «Quantitative Evaluation of the Mechanical Risks Caused by Focal Cartilage Defects in the Knee,» *Scientific Report*, 2016.
- [13] Quotidiano sanità, [Online]. Available: http://www.quotidianosanita.it/scienza-e-farmaci/articolo.php?approfondimento_id=4054.
- [14] Ortopedia Traumatologia Borgotaro, [Online]. Available: <http://www.ortopediaborgotaro.ausl.pr.it/otb-news-per-il-paziente-ortopedia-borgotaro/188-la-riparazione-delle-lesioni-della-cartilagine>.

- [15] Istituto Ortopedico Rizzoli, [Online]. Available: <http://www.ior.it/laboratori/lab-di-biomec-inn-tec/Biotecnologie/trattamento-lesioni-condrali>.
- [16] Ospedale Sacro Cuore Don Calabria, [Online]. Available: <https://www.sacrocuore.it/journal/Il-tessuto>.
- [17] E.Pena, B.Calvo, M.A Martinez, M. Doblaré, «A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint,» *Journal of Biomechanics*, 2005.
- [18] M. Adouni, A. Shirazi-Adl, «Evaluation of Knee Joint Muscle Forces and Tissue Stresses-Strains During Gait in Severe OA Versus Normal Subjects,» 2013.
- [19] George Papaioannou, Constantine K. Demetropoulos, Yang H. King, «Predicting the effects of knee focal articular surface injury with a patient-specific finite element model,» *The Knee*, 2009.
- [20] John C. Gardiner, Jeffrey A. Weiss, «Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading,» *Journal of Orthopaedic Research*, 2003.
- [21] C. R. Smith, K. Won Choi, D. Negrut e D. G. Thelen, «Efficient computation of cartilage contact pressures within dynamic simulations of movement,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 2016.
- [22] A. Erdemir e S. Sibole, «Open Knee: A Three-Dimensional Finite Element Representation of the Knee Joint,» *User's Guide*, 2010.
- [23] D. L. Schub, N. C. Frisch, K. R. Bachmann, C. Winalski e P. M. Saluan, «Mapping of Cartilage Depth in the Knee and Elbow for Use in Osteochondral Autograft Procedures,» *The American Journal of Sports Medicine*, 2013.
- [24] Yuen, Kwok, Qin, Leung, Chan, Kwok, Woo, Leung, «Characteristics of age-related changes in bone compared between male and female reference Chinese populations in Hong Kong: a pQCT study,» 2010.
- [25] J. Yao, J. Snibbe, M. Maloney, A. L. Lerner, «Stresses and strains in the medial meniscus of an ACL deficient knee under anterior loading: a finite element analysis with image-based experimental validation.,» 2006.
- [26] Febio User Manual 2.8, [Online]. Available: https://help.febio.org/FEBio/FEBio_um_2_8/index.html.
- [27] D.Villegas; J.Maes; Magee, S.; T. L. Haut Donahue, «Failure properties and strain distribution analysis of meniscal attachments,» *Journal of Biomechanics*, 2007.
- [28] E. Arnold; S. Ward; R. Lieber; S. Delp, «A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement,» 2010.
-

- [29] A. Hirschmann, F. M. Buck, S. F. Fucentese e C. W. A. Pfirrmann, «Upright CT of the knee: the effect of weight-bearing on joint alignment,» 2015.
- [30] [Online]. Available: <http://elite.polito.it/files/courses/01OQM/slide2014/32-postura-deambulazione.pdf>.
- [31] «Fernanda Grossi,» [Online]. Available: http://www.fernandagrossi.it/pages/ANALISI_DEL_CAMMINO-1648063.html.
- [32] [Online]. Available: <https://tmarinelli.files.wordpress.com/2015/12/cammino-biomeccanica.pdf>.
- [33] C. Group. [Online]. Available: <http://chinesiogroup.it/cammino-fasi-analisi-ed-elettromiografia/>.
- [34] [Online]. Available: <https://fisioterapia-pavia.myblog.it/media/02/02/1372765050.pdf>.
- [35] L. Blankevoort, J. H. Kuiper, R. Huiskes e H. J. Grootenboer, «Articular contact in a three-dimensional model of the knee,» *Journal of Biomechanics*, 1991.
- [36] L. Blankevoort, R. Huiskes e A. de Lange, «Recruitment of Knee Joint Ligaments,» *Journal of Biomechanical Engineering*, 1991.
- [37] L. Blankevoort e R. Huiskes, «Ligament-Bone Interaction in a Three-Dimensional Model of the Knee,» *Journal of Biomechanical Engineering*, 1991.
- [38] M. Kozanek, A. Hosseini, F. Liu, S. K. Van de Velde, T. J. Gill, H. E. Rubash e G. Li, «Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait,» *Journal of Biomechanics*, 2009.
- [39] D. D. D'Lima, S. Hashimoto, P. Chen, C. W. Colwell e M. K. Lotz, «Human chondrocyte apoptosis in response to mechanical injury,» *Journal of the Osteoarthritis Research Society International*, 2001.
- [40] B. Caramés, N. Taniguchi, D. Seino, F. J. Blanco, D. D'Lima e M. Lotz, «Mechanical Injury Suppresses Autophagy Regulators and Pharmacologic Activation of Autophagy Results in Chondroprotection,» *Arthritis & Rheumatism*, 2012.
- [41] L. Shapiro e G. Gold, «MRI of weight bearing and movement,» 2012.
- [42] T. L. Haut Donahue, M. L. Hull, M. M. Rashid e C. R. Jacobs, «A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact,» *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002.
- [43] S. V. Eleswarapu, D. J. Responde e K. A. Athanasiou, «Tensile Properties, Collagen Content, and Crosslinks in Connective Tissues of the Immature Knee Joint,» *PLoS ONE*, 2011.

Ringraziamenti

Con la fine di questa tesi si conclude un lungo percorso di studi e desidero ringraziare tutti coloro che hanno contribuito a questo che, per me, è un grande traguardo.

Un grande ringraziamento va sicuramente a Fulvia, Enrico, Stefano e Giordano che mi hanno seguito con tanta pazienza durante lo sviluppo di questa tesi e che mi hanno permesso, in questi otto mesi di permanenza a Bologna, di vivere un'esperienza formativa per me molto significativa e di cui farò sicuramente tesoro in futuro.

Un ringraziamento in generale a tutto il laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli per l'aiuto che ognuno mi ha dato e per avermi accolta nel periodo di svolgimento della tesi.

Ringrazio la Professoressa Cristina Bignardi per le indicazioni che mi ha fornito nell'elaborazione di questo lavoro di tesi.

Ringrazio poi i miei amici più stretti che sono sempre stati presenti e grazie ai quali è stato meno pesante superare le difficoltà durante questo cammino.

Un ringraziamento enorme va poi al mio ragazzo Stefano, che in questo lungo percorso universitario mi è sempre stato accanto, spronandomi a vincere le mie insicurezze e a raggiungere con determinazione ogni mio obiettivo.

Devo poi ringraziare i miei nonni per l'enorme affetto e sostegno che mi mostrano ogni giorno.

Un ringraziamento speciale va poi alla mia famiglia e dedico infatti questa tesi al mio papà, alla mia mamma e alle mie sorelle, Luciana e Francesca. Grazie infinite ai miei genitori che oltre a sostenermi economicamente mi hanno supportata in ogni momento senza mai lasciarmi sola, e grazie alle mie sorelle, che riempiendo ogni giorno la casa di felicità, hanno reso meno pesanti gli intensi periodi di studio contribuendo ampiamente al raggiungimento di questo obiettivo.

