

POLITECNICO DI TORINO

Laurea Magistrale In Ingegneria Biomedica

Tesi Di Laurea Magistrale

*Sviluppo di un modello agli elementi finiti
patient-specific dell'articolazione del ginocchio per
simulare l'intera fase di appoggio nel ciclo del passo.*



Relatore:

Prof.ssa Cristina Bignardi

Studente:

Luca Ignazio Camposano

Correlatori:

Dott. Ing. Fulvia Taddei

Dott. Ing. Enrico Schileo

Ing. Gregorio Marchiori

Anno Accademico 2020-2021

Sommario

Abstract.....	6
Introduzione	8
1. Richiami Di Anatomia E Biomeccanica.....	10
Cinematica E Biomeccanica Dell'articolazione Del Ginocchio.....	10
Biomeccanica Dei Menischi	14
Biomeccanica Degli Stabilizzatori Mediali E Postero-Mediali	19
Biomeccanica Del Legamento Crociato Anteriore.....	21
Biomeccanica Del Legamento Collaterale Laterale	25
Biomeccanica Del Legamento Crociato Posteriore	28
Biomeccanica Dell'articolazione Patello-Femorale.....	30
2. Vista Del Modello, Segmentazione E Riposizionamento	37
Breve Vista Del Modello	37
Segmentazione.....	41
Mri Dataset In Breve.....	41
Precedente Posizionamento	43
Nuovo Riposizionamento In Configurazione Estesa	45
3. Materiali, Sezioni E Orientamento	49
Proprietà Elastiche.....	49
Teoria Della Permeabilità In Abaqus	54
Proprietà Nel Solido Poroso	57
4. Interazioni E Proprietà Di Superficie	60
5. Legamenti, Corna, Inserzioni Delle Corna Sul Piatto Tibiale	66
Considerazioni Sulle Corna Dei Menischi.....	71
6. Tipo Di Analisi E Steps.....	78

Step Di Contatto	78
Step Di Precarico	82
Step Di Dinamica	83
7. Strumenti Di Diagnostica	92
Ricominciare Correttamente Un’analisi In Modalità Re-Start	100
8. Analisi Dei Risultati	104
Seconda Analisi: Influenza Della Permeabilità	125
Terza Analisi	131
9. Conclusioni	136

Abstract

Questa tesi è stata sviluppata in collaborazione con l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna. È il proseguimento di un progetto di ricerca finalizzato alla creazione di un modello muscolo scheletrico patient-specific dell'articolazione di ginocchio.

Lo scopo del lavoro di tesi è di creare un modello ad elementi finiti (di seguito FEM) patient-specific dell'articolazione di ginocchio in grado di simulare un intero ciclo di cammino, allo scopo di stimare le sollecitazioni sulle cartilagini femorale e tibiali, confrontandosi con i risultati ottenuti dai pochi altri gruppi di ricerca che hanno pubblicato modelli equivalenti.

È stato individuato un modello di riferimento, sviluppato nel corso degli ultimi dieci anni dal gruppo di ricerca della University of Eastern Finland, ora utilizzato nello studio di casistiche cliniche. È stato quindi scelto come articolo di riferimento per la creazione del modello quello di Bolcos et al., 2018, ed è stato successivamente interpellato il primo autore per risolvere numerosi dubbi metodologici lasciati irrisolti nel testo.

Gran parte del lavoro di tesi è quindi consistito nell'individuazione dei parametri del modello più critici per raggiungere la convergenza. Sono state eseguite circa 500 simulazioni, esaminando gli effetti che le modifiche apportavano ai risultati, confrontandoli con la schematizzazione fisica del problema, e ricavando indicazioni per affinare il modello.

Il modello si compone di solidi ottenuti da segmentazione di immagini MRI effettuate su un soggetto sano (cortesia della Leuven University in Belgio). Le cartilagini tibiali, femorali ed i menischi sono modellate come parti tridimensionali, mentre i legamenti crociati ed i legamenti mediali come molle bilineari. Tutti i corpi tridimensionali hanno una mesh esaedrica mappata. Ai menischi è assegnato un materiale trasversalmente isotropo. Le cartilagini femorali sono modellate come trasversalmente isotrope e poroelastiche, con rapporto lineare tra permeabilità e frazione di vuoti.

La simulazione è suddivisa in tre step: distacco e riposizionamento delle componenti femorali e tibiali sino a raggiungere il contatto, precarico, dinamica del passo. La tibia è bloccata con un incastro. Ad un nodo del femore (considerato come corpo rigido) posizionato nel punto medio tra gli epicondili (assimilabile al centro di rotazione) sono assegnate le curve cinematiche (rotazione nel piano di flesso-estensione ed intra extra rotazione) e dinamiche (forza assiale e forza antero posteriore), lasciando liberi tutti i moti di traslazione lungo gli assi principali e l'angolo di rotazione varo valgo. Questa formulazione mista dinamica e cinematica è mutuata

dal modello di riferimento, che ne ha dimostrato l'equivalenza alla completa assegnazione della dinamica o della cinematica. Non avendo modellato l'articolazione femoro-rotulea, viene considerato il contributo del muscolo quadricipite durante il ciclo del passo come forzante antero posteriore.

Al termine della ricerca, si può affermare che, per diversi motivi, la sola riproducibilità del modello rappresenta una sfida modellistica non banale.

Si è riusciti a riprodurre un modello per simulazione FEM dell'intero ciclo del cammino e si è ottenuta la convergenza al variare di parametri sensibili come il pretensionamento dei legamenti, la durata della fase di appoggio e la permeabilità.

Infine sono stati segnalati i parametri importanti da investigare ulteriormente per raggiungere la robustezza del modello.

Introduzione

L'articolazione del ginocchio è un'articolazione molto complessa e al contempo fondamentale per la deambulazione, per questo è oggetto di continua ricerca nel trattamento terapeutico e nella modellazione della biomeccanica. Infatti, diversi sono gli autori che hanno proposto modelli FEM del ginocchio, ma il passaggio dall'ambito di ricerca a quello dell'applicazione clinica rimane una sfida. Sono ancora oggetto di studio infatti i problemi di complessità computazionale, robustezza alla convergenza, verifica e validazione di questi modelli.

In questa tesi viene sviluppato un modello FEM di ginocchio in grado di implementare l'intera fase di carico durante la fase di appoggio del passo; in particolare vengono studiati i risultati al variare di diversi set up dei parametri FEM.

Il primo capitolo della tesi cerca di andare oltre un semplice richiamo di anatomia, rappresenta piuttosto una rivisitazione della biomeccanica. Alla mera descrizione morfologica delle parti che compongono l'articolazione di ginocchio, si cerca di affiancare una descrizione della sua cinematica e delle caratteristiche biomeccaniche dei tessuti.

Nel secondo capitolo, si introduce prima brevemente il modello, mostrandone le parti che lo compongono e le caratteristiche della mesh. Poi si richiamano alcuni punti importanti del lavoro di segmentazione, eseguiti e descritti nel dettaglio in un lavoro precedente (Federico Trincherò, *Development of a subject-specific Finite Element modelling strategy for the knee joint in physiological conditions with preliminary validation against literature data [1]*), e si introducono le operazioni che hanno portato allo sviluppo di un nuovo posizionamento iniziale, considerato più fisiologico del precedente.

Nel terzo capitolo vengono descritte le proprietà dei corpi deformabili, elencando separatamente le proprietà della fase solida e quelle della fase liquida. Viene dato poi spazio all'illustrazione della teoria poroelastica alla base della modellazione delle cartilagini.

Il quarto e il quinto capitolo sono dedicati alla modellazione FEM delle condizioni al contorno, e possono essere tralasciati qualora il lettore voglia andare direttamente ai risultati delle simulazioni. Presentano come sono state scelte e generate le coppie di superfici in contatto, il modo in cui si sono modellati i legamenti e considerazioni utili per posizionare le inserzioni delle corna meniscali.

Nel sesto capitolo si trattano gli step della simulazione. Si comincia dallo step di contatto, si prosegue con il precarico e si finisce con l'implementazione della dinamica fino al termine della fase di appoggio.

Nel settimo capitolo si riportano esempi diretti sull'utilizzo degli strumenti di diagnostica di convergenza per mettere a punto alcuni parametri critici del modello. La trattazione non entra nella fisica del modello, ma si ferma a problematiche pratiche generali di setting dei parametri.

Nell'ottavo capitolo si illustrano i risultati delle simulazioni assieme ad un confronto con quelli di Bolcos et Al. Sono presenti numerose riflessioni personali e diversi tentativi di interpretazione della fisica del modello. Si analizzano gli effetti sul modello della variazione di alcuni parametri chiave. Alcune di queste riflessioni hanno permesso di evidenziare modifiche fondamentali per la robustezza del modello. Sono quindi proposti, in forma sintetica, i nuovi risultati suddivisi in due differenti setting di combinazione dei parametri. Si evidenzia come alcune scelte di modellazione possono alterare significativamente i risultati.

Nelle conclusioni si indicano gli sviluppi futuri del progetto.

1. Richiami di anatomia e biomeccanica

CINEMATICA E BIOMECCANICA DELL'ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO ^{[7][12]}

La comprensione della biomeccanica dell'articolazione del ginocchio, ovvero la comprensione dei meccanismi cinematici che interessano i tessuti dell'articolazione, delle riposte del sistema biologico alle forzanti esterne e delle caratteristiche meccaniche dei singoli tessuti che sono coinvolti, è sicuramente necessaria per poter sviluppare un modello FEM che schematizzi bene la fisica del problema.

In questo capitolo si tratteranno quindi vari aspetti: da quelli principali legati al moto dei tessuti coinvolti nell'articolazione e al come questo moto sia influenzato dalla geometria degli stessi, fino al ruolo dei legamenti e all'intensità della risposta dei legamenti in base al range articolare. Sono presenti considerazioni di carattere fisiologico, anatomico o chirurgico, quando si ritiene che queste siano utili a caratterizzare bene un comportamento o una problematica o uno scopo, come quando si spiega come un importante problema del fallimento di un innesto artificiale di LCA non risieda nelle proprietà meccaniche dell'innesto stesso, bensì nelle difficoltà legate alla tecnica di fissaggio che deve riuscire a generare un solido ancoraggio.

In particolare si esamineranno in paragrafi separati i menischi, il legamento crociato anteriore(ACL), il legamento crociato posteriore(PCL), il legamento collaterale mediale e la capsula posteromediale (MCL e PMC), il legamento collaterale laterale (LCL) e l'articolazione femoro-rotulea.

L'articolazione del ginocchio è una diartrosi. Si tratta di una articolazione con un ampio grado di mobilità, dove si interfacciano due segmenti ossei non congruenti geometricamente (femore, segmento distale e tibia, segmento prossimale) ricoperti da un proprio strato superficiale di cartilagine che ne favorisce lo scivolamento e contribuisce all'ammortizzamento. Le due estremità sono avvolte e mantenute insieme dall'azione di una resistente capsula fibrosa, detta capsula articolare, e dai legamenti. Questo complesso di estremità articolari e capsula genera, nel suo interno, una cavità che è rivestita da una membrana, detta membrana sinoviale. La membrana, a sua volta, produce il liquido sinoviale, il quale lubrifica e nutre tutte le strutture

tissutali interne. Le principali articolazione coinvolte nel sistema del ginocchio sono l'articolazione femoro tibiale e l'articolazione femoro rotulea. L'articolazione tibiale-femorale consiste in un accoppiamento geometrico non direttamente congruente tra i condili del femore ed il piatto tibiale, tra i quali si interpongono i menischi. Il moto è vincolato dai legamenti, e, appunto, in parte condotto anche dalla geometria.

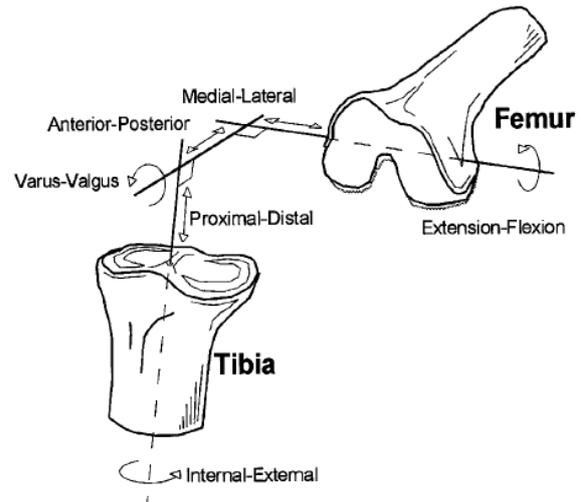


Figura 1.1. Schema dei sei gradi di libertà concessi all'articolazione del ginocchio^[12]

Questi corpi tissutali si possono muovere in tre dimensioni, con sei gradi di libertà, attorno

appunto ai tre assi cinetici principali, così definiti: l'asse prossimale distale che è generato come l'asse che percorre longitudinale il canale tibiale, l'asse medio laterale che è delineato considerando gli epicondili femorali, o volendo, che attraversa i due centri delle circonferenze che definiscono i due condili femorali, e l'asse perpendicolare a questi due, ovvero l'asse antero posteriore. Sono così definite le rotazioni attorno a questi assi: rotazione interna esterna attorno all'asse prossimale distale, di flessione estensione attorno al medio laterale, la rotazione varo valgo attorno all'asse antero posteriore, come illustrato in figura. Di questi moti, quello di rotazione nel piano di flessione estensione prevale nettamente sugli altri, con un range di movimento che va da 0° in totale estensione a 140° in piena flessione.

La capacità di moto negli altri piani è molto più ridotta e varia a seconda dell'angolo di flessione estensione. Ad esempio, alcuni studi sostengono come, a ginocchio completamente teso, l'accoppiamento delle superfici dei condili del femore e della tibia è orientato verso la restrizione dei movimenti rotatori varo-valgo e di rotazione esterna ed interna. Questo sarebbe attribuito, quindi, non solo ai contributi delle azioni muscolari e dei

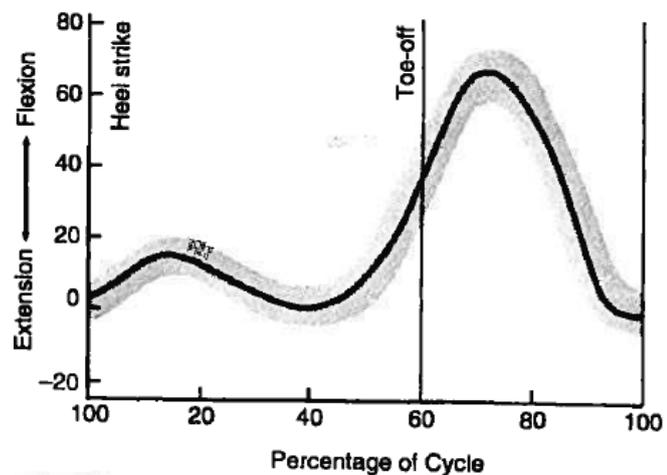


Figura 1.2. Angolo di flessione estensione misurato per l'intera deambulazione^[7]

legamenti, ma anche al fatto che il condilo mediale è più grande del condilo laterale. Trattando i range articolari in condizioni passive, si è rilevato che al crescere della flessione, cresce la capacità di rotazione nel piano trasversale, che giunge ad un massimo a 90° di flesso-estensione, con una capacità rotatoria quasi di 45°, e poi torna a decrescere. La rotazione in valgo ed in varo è molto limitata a pochi gradi, ed è prevalente nel raggiungere i primi 30° di flesso-estensione, per poi tornare a decrescere.

Considerando invece un soggetto deambulante sano, l'angolo di flesso estensione è riportato nel grafico, dove l'area ombreggiata indica la varianza per i soggetti esaminati. La piena estensione si presenta all'inizio della fase di appoggio, nel così detto heel-strike, quando il tallone tocca terra per la prima volta, ed il massimo della flessione dopo il toe-off, ovvero in prossimità della rimozione della punta dei piedi.

Qui infatti il ginocchio deve flettersi per compiere il nuovo passo mentre l'altro arto è in appoggio. Notare anche il piccolo dosso prossimo ai 20° appena prima che il piede si porti in appoggio completo. Di fondamentale importanza è che questi dati sono dipendenti dalla velocità di cammino, e che variano fortemente presentando tutti altri andamenti a seconda dell'attività fisica svolta, come una corsa veloce o una corsetta. In generale un incremento di velocità richiede un maggiore range di movimento.

Per quanto concerne il moto attorno agli altri assi, le misure sono più variabili ed incerte. Per ora si propongono solo riferimenti indicativi. La massima rotazione interna-esterna ha inizio in estensione completa durante la fase di appoggio. Raggiunge il picco, di circa una dozzina di gradi alla fine della fase di pendolamento. Per quanto concerne la rotazione varo-valgo, invitiamo a direttamente a prendere visione dell'immagine 1.3., riferita alla sola fase di appoggio.

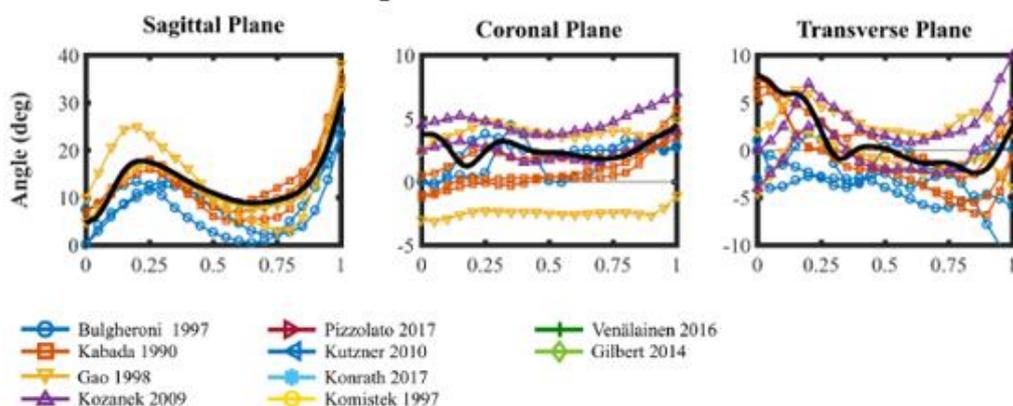
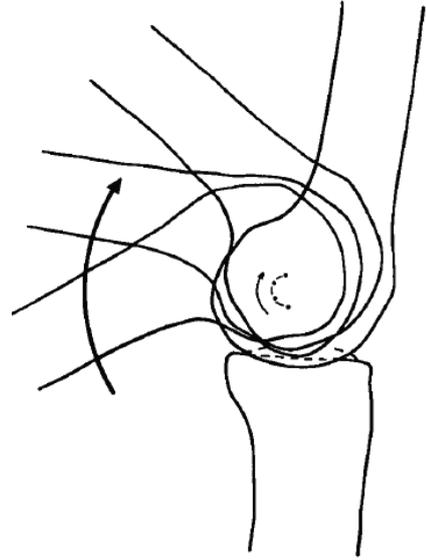


Figura 1.3. Curve delle tre rotazioni attorno agli assi cinematici, misurate da autori differenti^[3]

Si vuole ora introdurre come si interfacciano le superfici di tibia e femore. Non si spiega la teoria dei centri di istantanea rotazione nel dettaglio, questo esula dai nostri scopi. Ci basti dire che questa teoria ci permette di individuare approssimativamente le reciproche posizioni di tibia e femore negli step del moto per cui questi centri sono individuati, e quindi, di capire in modo approssimato come il femore scorre sulla tibia. Questa teoria si basa sull'assunzione che il moto avvenga sul solo piano sagittale. Ebbene, dalla traiettoria posteriore del CIR si dedurrebbe un moto di combinato di



scivolamento e rotolamento tra le superfici articolari. Infatti questo meccanismo, unito al meccanismo a quadrilatero articolato (struttura che viene a formarsi considerando i legamenti crociati anteriore e posteriore ed il modo in cui si inseriscono sui due segmenti ossei femorale e tibiale, trattata poco più avanti), impedisce al femore di slittare e rotolare via posteriormente al piatto tibiale durante la flessione.

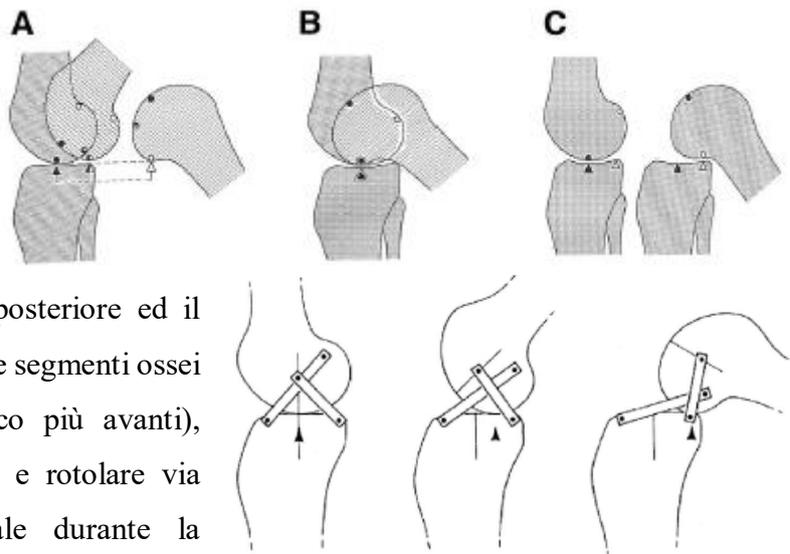


Figura 1.4. Traiettoria del centro di istantanea rotazione, moto proprio ed improprio del femore sulla tibia, meccanismo a quadrilatero articolato [7]

In altre parole, per permettere il full range articolare, deve avvenire sia il moto di

scivolamento che di rotolamento: in figura 1.4, caso a, si mostra il comportamento in caso di solo puro rotolamento, dove il femore scivolerebbe via dalla tibia. Nel caso b si mostra il puro strisciamento, dove il femore urta sulla tibia prima che sia avvenuta la completa flessione. Infine la combinazione dei due moti.

Altro comportamento cinetico da citare è il meccanismo a cacciavite del ginocchio. Durante l'estensione la tibia ruota esternamente e ruota internamente durante la flessione. Molti autori sostengono con fermezza che più che la geometria delle superfici articolari di femore e tibia,

sia il contributo dei legamenti il fattore principale a determinare la cinematica. Si è d'accordo. La teoria del collegamento a quattro barre, di cui due costituite dai legamenti crociati, e le altre due immaginabili congiungendo i due punti di inserzione prossimali della tibia e i due punti distali del femore, oltre ad andare a braccetto con la teoria del CIR, mostra come il LCA, a causa dell'aumento del raggio del condilo femorale durante la flessione, divenga sempre più teso e vada a richiamare indietro il femore sulla tibia. Anche la stabilità stessa dell'articolazione in piena estensione, nonché la rotazione esterna della tibia a fine estensione, sarebbe dovuta a questo legamento, che viene teso in congiunzione con l'asimmetria dei condili femorali. In altre parole come la tibia si muove sul femore da totalmente flessa a totalmente estesa, prima scende poi sale sul condilo femorale, e viene tirata dal legamento crociato anteriore, compiendo la rotazione esterna finale citata nel meccanismo a vite.

Infine, per non allungare la trattazione, non ci si è dilungati su tutti i contributi muscolari che convergono su questa articolazione. Viene trattato, in seguito, solo il contributo trasmesso dal muscolo quadricite. L'articolazione del ginocchio è infatti una struttura molto ridondante, in cui agiscono sinergicamente azioni muscolari e reazioni legamentose.

Lo studio che se ne proporrà tramite il modello FEM, sarà in grado di entrare all'interno della sua complessità, superando diverse difficoltà che ne deriverebbero da uno studio di tipo sperimentale.

BIOMECCANICA DEI MENISCHI [24]

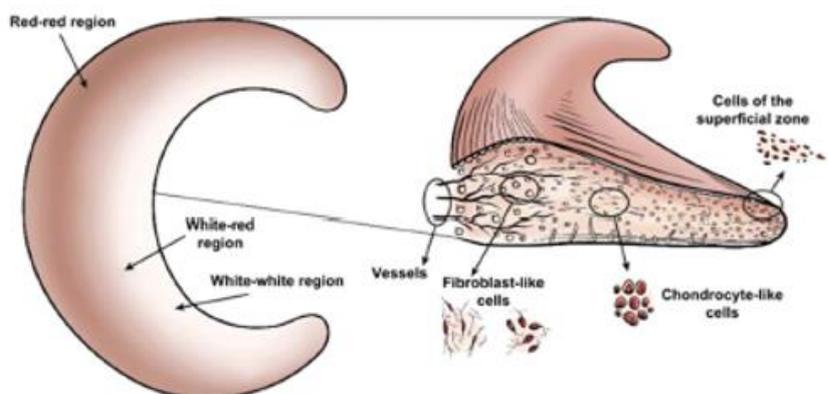


Figura 1.5. Variazione anatomica in vascolarizzazione e popolazione cellulare in regioni differenti del menisco. [24]

La funzione principale dei menischi è quella di trasmettere e sopportare i carichi trasmessi attraverso l'articolazione femorale-tibiale. Favoriscono inoltre il moto del femore sulla tibia, aumentando la congruenza tra le superfici coinvolte grazie alla loro geometria, e si caricano la forzante assiale trasmessa dal femore. Questo riduce lo stress sulle cartilagini articolari. In più, i menischi, hanno un ruolo secondario nello smorzare gli urti, stabilizzare l'articolazione, nutrirla, lubrificarla, e nel garantire la propriocezione (grazie alla presenza di particolari meccanorecettori).

- Dal punto di vista biochimico, i menischi sono composti da una densa matrice extracellulare -ECM- composta da acqua a circa il 72%, collagene al 22% e cellule interposte. Tra i costituenti abbiamo quindi glicosamminoglicani, elastina e proteine di adesione. Il collagene è la principale componente fibrosa del menisco e non è costante nel quantitativo, ma varia a seconda della regione meniscale. Il collagene fornisce la resistenza a trazione al menisco, e costituisce più del 75% in peso asciutto della ECM. Nella zona rossa prevale il collagene di tipo I e le fibre sono orientate circonferenzialmente, negli strati più profondi, parallelamente ai bordi periferici. Nella regione più superficiale, invece, l'orientamento è più radiale. Poi ci sono delle fibre che si legano e intrecciano a quelle della zona più profonda convertendo l'andamento radiale in circonferenziale. Nella zona bianca, la quantità di collagene cala al 70% del peso asciutto ed è composto da fibre di tipo II al 60% e fibre di tipo I al 40%. Le fibre sono fortemente intrecciate con una configurazione ideale per trasferire un carico compressivo verticale a stress circonferenziale.

Un esame istologico dell'interno della zona bianca rivela cellule arrotondate, che hanno un comportamento simile ai fibrocondrociti o a cellule condrocitiche, invece, le cellule appartenenti alla zona rossa, più esternamente, hanno apparenza ovale o fusiforme e sono classificate come fibroblasti. Una terza tipologia cellulare è stata identificata nella zona superficiale dei menischi. Queste cellule sono appiattite e fusiformi, senza una capacità distensiva; il loro scopo non è chiaro, si pensa che possano essere progenitrici di cellule con capacità rigenerative.

- Vascolarità: il menisco è una struttura relativamente vascolarizzata, il supporto di sangue è limitato e periferico, e deriva principalmente da alcuni rami dell'arteria poplitea. Questi vasi endo-legamentosi forniscono una via per nutrire l'articolazione. La parte più interna, invece, riceve nutrimento dalla diffusione del liquido sinoviale.

Nell'immagine 1.6 è mostrata una sezione frontale del compartimento mediale; si nota una diramazione verso la componente radiale dei vasi dal plesso capillare perimeniscale con decrescente penetrazione all'interno del bordo periferico del menisco mediale. Tre sono le principali zone visibili: la zona rossa ben vascolarizzata, la bianco-rossa al limite dell'area vascolarizzata, e la bianca, totalmente non vascolarizzata. Le corna sono le componenti più vascolarizzate.

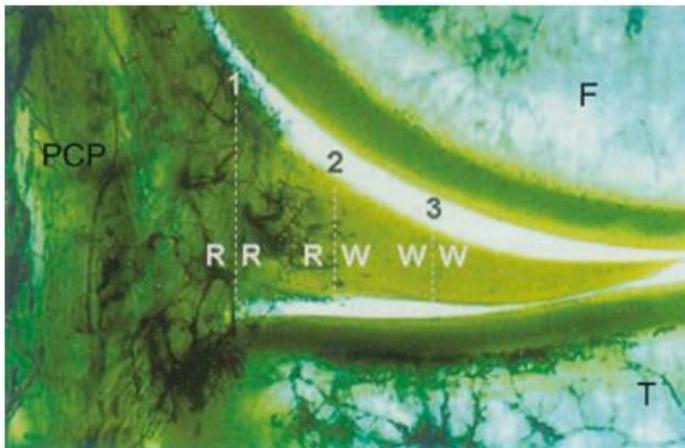


Figura 1.6. Distribuzione ed assenza di vascolarizzazione. F: femore. T: tibia PCP: plesso capillare perimeniscale. I colori sono stati riadattati per maggior comprensibilità. [24]

- Trasmissione di carico ed effetto smorzante: diversi studi hanno analizzato il follow-up di pazienti soggetti a meniscectomia, evidenziando come l'assenza dei menischi porti a un restringimento dello spazio intra-articolare, ad un appiattimento dei condili femorali e alla formazione di osteofiti. Il ruolo protettivo dei menischi è confermato anche da diversi studi sugli animali. Al menisco è trasferito circa il 40-60% del carico agente sull'articolazione a ginocchio completamente esteso, mentre in flessione, può essere soggetto anche al 90 % del carico. Questo meccanismo a cuscinetto, trasforma, in parte, la forza assiale che comprime il menisco in una forza di trazione circonferenziale che è trasmessa e sostenuta attraverso le fibre di collagene. Nell'immagine viene riportato il diagramma delle forze agenti sul menisco in fase di carico.

Il menisco è compresso dalla forza trasmessa dal femore e dalla forza trasmessa dalla tibia, F_{fem} e F_{tib} . Si deforma radialmente, ma è anche ancorato dalla forza F_{ant} e F_{post} trasmessa attraverso i corni meniscali anteriore e posteriore. Viene a crearsi uno stato di compressione, trazione e sforzi di taglio tangenziali. F_v e F_h , proiezione verticale ed orizzontale, sono determinate dalla compressione imposta dal femore, mentre la deformazione radiale induce forze circonferenziali F_{circ} . Quindi parte del contributo assiale viene trasformato da processi connessi a forma e ancoraggio delle corna, e la risposta è tramite una forza radiale F_{rad} .

I menischi hanno una forma concava e accogliente nei confronti del femore e sono ben saldi (diciamo che sono ben saldi ma leggermente mobili, nel senso ben connessi, ma con un po' di possibilità di moto) al piatto tibiale. Accogliendo così il femore, limitano il moto in eccesso in tutte le direzioni, contribuendo alla stabilità e delineando l'area di contatto. Questo ruolo di stabilizzatori è stato investigato su differenti tipologie di pazienti, sottoposte a ricostruzione del LCA, a meniscectomia, o a menischi che hanno subito lacerazioni. Ad esempio, i pazienti che avevano subito sia la ricostruzione del LCA e meniscectomia, anziché la sola ricostruzione del LCA, mostrano una maggiore traslazione tibiale anteriore. Ancor più precisamente, però, questa traslazione è presente in coloro che sono stati sottoposti alla meniscectomia del menisco mediale e non di quello laterale. Questo dimostrerebbe che il corno posteriore del menisco mediale è la struttura non dinamica più importante a contrastare la traslazione anteriore della tibia nelle ginocchia sottoposte alla ricostruzione del LCA.

Infine il menisco ha un effetto smorzante sulle vibrazioni: un ginocchio che ne è privo ne assorbe il 20 % in meno. Questa capacità deriva dalla proprietà viscoelastiche: durante l'impatto, infatti, l'acqua contenuta nei suoi tessuti fuoriesce e l'urto è "assorbito" dalle forze di frizione.

- Dal punto di vista traumatologico, dato che i menischi hanno una struttura anatomicamente, biomeccanicamente e funzionalmente complessa, sono plausibilmente soggetti a lesione, specie negli atleti che praticano sport di contatto.

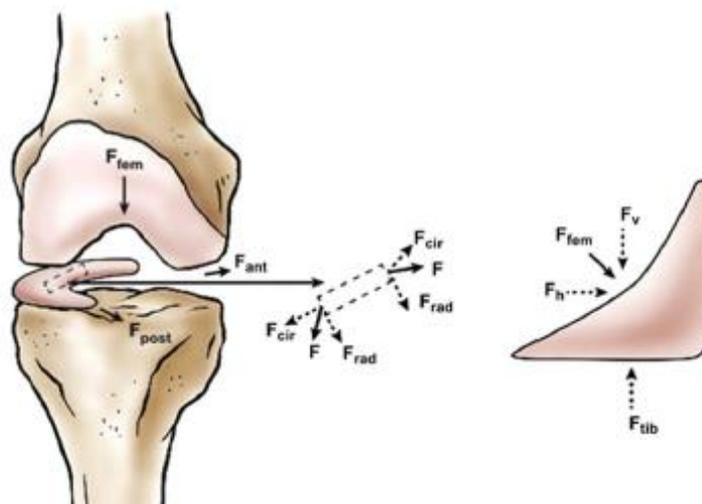


Figura 1.7. Diagramma di corpo libero delle forze agenti sul menisco nella fase di carico ^[24]

La sfida terapeutica riguarda lo sviluppo di terapie e tecniche che possano preservare la loro composizione e funzione. Attualmente, in caso di lesione, si opera la "meniscectomia selettiva", ossia la rimozione della parte di menisco lesionata, fintanto almeno che è possibile non

rimuoverlo completamente. La rimozione completa del menisco è giustificata solo quando la lesione è irreparabile. Infine c'è la meniscopessi che consiste nella sutura del menisco alle strutture capsulari; è indicata quando non si è verificata la rottura del menisco bensì la disinserzione dalla capsula della porzione periferica, abbondantemente vascolarizzata e quindi in grado di cicatrizzare.

- Moto dei menischi e principali legamenti coinvolti:

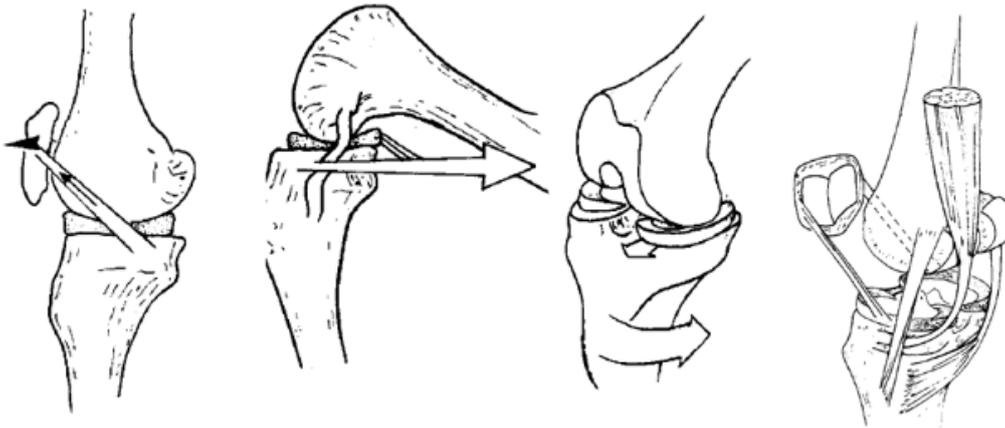


Figura 1.8 Moto dei menischi e legamenti a cui aderiscono.

I menischi sono in parte fissi ed in parte mobili; le corna aderiscono alla tibia, e la loro faccia laterale aderisce alla capsula articolare. Aderiscono inoltre ai legamenti, in particolare ai legamenti menisco-rotulei e al legamento collaterale del ginocchio. Poi aderiscono ai tendini del muscolo popliteo e del semimembranoso. Sono quindi un po' mobili e si spostano durante i movimenti contribuendo alla ripartizione del liquido sinoviale. In estensione i menischi avanzano; sono infatti spinti in avanti dai condili femorali, sono tirati dai legamenti menisco-rotulei, spinti essi stessi in avanti dall'avanzamento rotuleo.

In flessione, invece, i menischi scivolano posteriormente: sono spinti posteriormente dai condili femorali, sono tirati dalle inserzioni del semimembranoso e del popliteo, flessori del ginocchio, il menisco interno è tirato dal legamento collaterale mediale, in rotazione il menisco si sposta in avanti dal lato della rotazione, spinto dal condilo femorale e trattenuto dal legamento menisco-rotuleo.

BIOMECCANICA DEGLI STABILIZZATORI MEDIALI E POSTERO-MEDIALI ^{[16][22][8]}

Molto spesso, le lesioni al legamento collaterale mediale, sono trattate in modo conservativo. Il MCL, infatti, detiene una discreta capacità rigenerativa. Ciò nonostante, è sicuramente di interesse riportare le caratteristiche sulla biomeccanica e la forma di questo legamento. Il legamento collaterale mediale può essere diviso in due sezioni, un layer superficiale e un layer profondo. Saranno da qui chiamati rispettivamente sMCL e dMCL, riferendoci al termine in inglese, più generale.

- Il sMCL è un lungo e ampio fascio di strette fibre di collagene. Queste fibre sono allineate verticalmente. Si estende dall'area dell'epicondilo mediale femorale proseguendo fino alla parte anteriore mediale della tibia, appena sotto la zampa d'oca. Rimane esteso durante tutto il movimento di flessione-estensione del ginocchio, e ciò indica un'azione stabilizzante contro i momenti di abduzione, ovvero contro tutti i movimenti di ginocchio valgo, a tutti gli angoli di flessione. Il dMCL è un legamento capsulare, e le sue fibre, a differenza di quelle del sMCL, hanno un orientamento più obliquo. Se comparato al legamento superficiale, risulta più spesso. È saldamente collegato al bordo mediale del menisco mediale nel mentre che percorre la linea di giunzione dal femore fino alla tibia. Viene descritto come avente due parti, non in senso strutturale, ma funzionale: una femoro-meniscale, detta MFL, ed una menisco-tibiale, MTL. La parte più distale è infatti collegata a alla diagnosi di una mobilità patologica del menisco, identificabile in artroscopia sollevando il menisco lontano dal piatto tibiale quando il ginocchio è sottoposto ad un movimento di abduzione.

- La capsula posteromediale: la PMC ha una anatomia complessa, e la letteratura ha proposto diverse interpretazioni. La si riporta qui da un punto di vista principalmente funzionale. È uno dei maggiori stabilizzatori non muscolari, assieme al collaterale mediale, del giunto mediale femoro-tibiale. Hughton e Eilers^[35] interpretano la capsula posteromediale come in complesso di fasci fibrosi ben separati e distinguibili, ma questo punto di vista è criticato

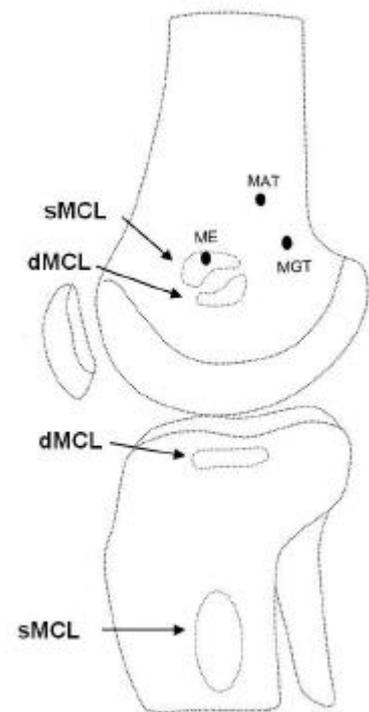
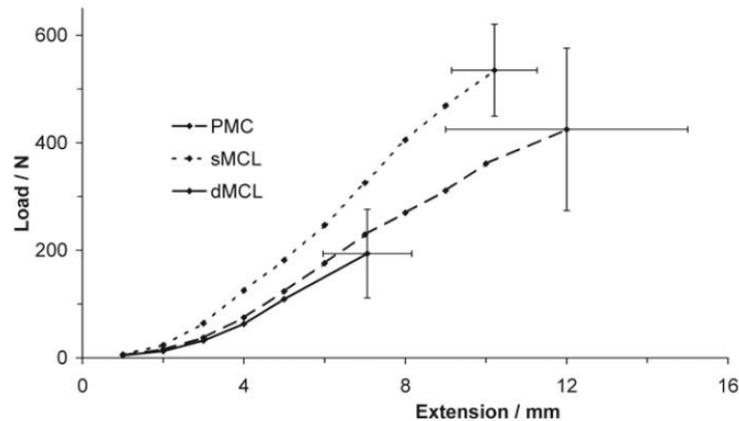


Figura 1.9. Inserzioni del fascio profondo e del fascio superficiale del legamento collaterale mediale. ^[24]

come fantasioso, a favore di quello che vede uno schieramento di fibre che fluiscono dalle inserzioni femorali alle tibiali, avvolgendole posteriormente e delle quali, alcune effettivamente formano una banda più spessa e trasversale e possono essere indicate come legamento obliquo posteriore (POL).

La PMC è tesa dalla rotazione esterna della tibia, e siccome è posta posteriormente all'asse di flessione femorale, si allenta non appena inizia il movimento di flessione. Per flessioni più profonde, la PMC si allenta ulteriormente fino a piegarsi e ad essere trasportata anteriormente, oltre il bordo posteriore del sMCL, che invece rimane teso. In completa estensione, invece la capsula si tonda a seguito del rigonfiamento esterno generato dalla forma del condilo femorale.

- Normalmente, gli studi sulla resistenza del legamento collaterale mediale non lo suddividono nelle sue parti. Qui, invece, viene riportato un grafico relativo ad uno studio^[22] che suddivide il complesso posteromediale nelle tre principali strutture anatomiche sopra descritte. Queste sono state testate analizzando campioni osso legamento osso. I campioni sono stati stressati lungo la direzione delle loro fibre, immobilizzando la tibia. Da questo studio è emerso che tutte e tre le strutture hanno una resistenza significativa, con fallimenti intorno a 534+- 85 N per il sMCL, 194+- 82 N per il dMCL, e di 425+-121 N per la PMC. Tra il sMCL e il PMC non è presente una differenza significativa, ma entrambi sono molto più resistenti del dMCL. Questo implica che il sMCL supporti la maggior parte del carico imposto da un momento di abduzione in valgo. Il dMCL può subire spostamenti inferiori alle altre due strutture. I campioni sottoposti a studio appartenevano a soggetti di un'età media di 77 anni. Nei giovani i valori sono più alti. Inoltre, in alcuni studi su animali hanno studiato gli effetti sui risultati causati dal metodo sperimentale seguito, che presuppone l'immobilizzazione di un arto, in questo caso la tibia. Questa operazione, causerebbe un riassorbimento osseo e un indebolimento del sito di attacco del legamento. Continuando il confronto e la suddivisione morfologica del MCL in parti differenti, si riporta che in alcuni casi clinici, avviene la rottura del dMCL, senza che però sia compromessa la resistenza contro i movimenti di abduzione. Questo è spiegato dal minor carico e dal minore allungamento permesso al dMCL. Il dMCL ha fibre più corte, quindi è soggetto ad un maggiore allungamento percentuale quando sottoposto a stress. Per quel che concerne il complesso della PMC, la maggior parte dei campioni ha ceduto nella sezione del corpo del legamento, e questo prova che le inserzioni al bordo del piatto tibiale sono ben salde.



BIOMECCANICA DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE [9][21][29]

Il legamento crociato anteriore, che, da ora in avanti, abbrevieremo come LCA, è una struttura chiave per l'articolazione del ginocchio. Nonostante sia molto resistente, è spesso soggetto a traumi. In particolare, l'infortunio tipico, si ha in decelerazione brusca con cambio di direzione, e conseguente improvvisa rotazione interna.

Il LCA ha origine nella parte mediale dal condilo femorale laterale, nella parte posteriore, e si inserisce anteriormente e lateralmente alla spina tibiale mediale, ovvero appena sopra l'eminanza intercondiloidea tibiale. È composto da tessuto connettivo denso che contiene fibre parallele di collagene di tipo I e di fibroblasti. Le fibre che lo compongono, non sono sempre e costantemente in tensione, ma piuttosto, si comportano come gruppi soggetti ad episodi di trazione e rilassamento durante il range di movimento.

- In precedenza si è visto come lo studio della cinematica del ginocchio era condotta principalmente indagando il moto delle superficie dell'articolazione femoro-tibiale con la teoria dei centri di istantanea rotazione. In quelle righe, però, si accennava poi alla teoria che costruiva sui due segmenti ossei un quadrilatero articolato, dove di primaria importanza era proprio il LCA. Questo legamento, infatti, ha un ruolo di importanza primaria per quanto concerne l'opposizione alla traslazione anteriore della tibia. Non solo, questo legamento si oppone a tutti i moti di rotazione esterna ed interna dell'articolazione del ginocchio. È talmente importante che, nonostante la buona ridonanza che caratterizza l'articolazione del ginocchio, in caso di compromissione, risulterebbe alterato il moto complessivo dell'articolazione, nonché la stabilità meccanica. Gli stabilizzatori del ginocchio, infatti, si dividono in primari e secondari, proprio a seconda dell'importanza del loro contributo. Il LCA, vincolando il moto della superficie del femore sulla tibia e viceversa, è stato chiaramente identificato come stabilizzatore

primario. L'entità della reazione con cui agisce il LCA è relazionata al suo allungamento, ovvero al suo tensionamento. Quindi, è chiaro che l'attivazione delle strutture legamentose dipende, oltre che dal carico a cui sono soggette, anche dall'angolo di flesso-estensione. L'attivazione è inferiore in piena estensione, mentre, il LCA provvede a più del 80% della reazione contro la traslazione anteriore per angoli compresi tra i 30° e i 90°. Invece oltre i 90° di flessione, il LCA si allenta e ad essere reclutate sono le strutture della capsula anterolaterale e posteromediale. In questa configurazione è il legamento crociato posteriore che si tende. Il LCA ha un ruolo attivo anche durante la traslazione anteriore della tibia, ruotandola internamente, e questo indica che è capace di fornire anche un momento rotatorio interno durante la traslazione anteroposteriore.

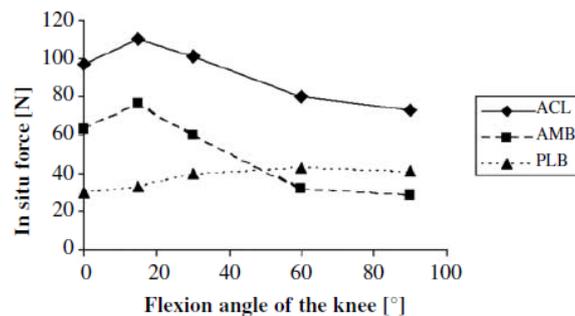
Come visto per le altre strutture legamentose, anche le proprietà meccaniche del LCA sono determinate dalla geometria e dalla curva di tensione sia del corpo centrale legamentoso che della parte dell'inserzione, ovvero dal complesso osso-legamento-osso. Su questo punto si gioca una delle sfide più importanti alla ricostruzione del LCA, sperimentando l'aggraffaggio con materiali diversi e con diverse tecniche di fissaggio.

Alcune prove di tipo sperimentale forniscono la curva di tensione e di deformazione, che viene determinata misurando il carico e gli spostamenti. Questa curva può essere suddivisa in quattro zone distinte, in accordo con le proprietà strutturali del LCA. La prima regione è relativa alle curve di collagene quando si trovano ancora arricciate e sono facilmente estensibili anche per piccole forze assiali. Questa regione non è lineare. Subito dopo abbiamo la regione di sforzo deformazione a cui il LCA si trova sottoposto durante le attività quotidiane, e che permette di determinare la rigidità del legamento espressa in N/mm. Questa è una regione quasi lineare, dove il collagene si deforma reversibilmente. In questo range di tensione deformazione fisiologico, il LCA permette alla tibia di traslare di circa 3-5 millimetri. Segue poi il comportamento plastico, con il calo del coefficiente angolare e una superiore deformazione per minor variazioni di carico rispetto a prima. Un ulteriore aumento della tensione porta, infine, al punto di rottura, al fallimento. Infine, è da citare che studi a carico costante hanno confermato la perdita di rigidità nel tempo, ovvero il presentarsi di fenomeni di creep. Da altri studi in vivo a carico ciclico, invece, si registrava una maggiore lassità del ginocchio dopo l'attività fisica. Questo fenomeno è però temporaneo, i meccanismi biologici, infatti consentono il recupero delle proprietà iniziali a seguito di un periodo di riposo.

In letteratura, tramite analisi di tipo computazionale, sono stati stimati valori di carico sul LCA di 169 N durante una normale camminata e di 445 N scendendo le scale. Questo ultimo

movimento è significativo, infatti stimola forze in situ a causa dell'attivazione dell'apparato estensore del ginocchio, mentre la salita delle scale genera, sul nostro legamento, appena 100 N. Sono poi stati effettuati test sul complesso osso-legamento-osso, effettuati a partire da campioni da cadavere. Ne è riportato un carico di rottura di 2160±157 N ed una rigidità di 242±28N/mm. Ciò nonostante, questi valori sono fortemente variabili in base all'età del paziente, tanto che negli individui più anziani si hanno valori di rottura pari a 496±96 N e di rigidità di 124±16 N. Noto questo, sempre in letteratura, si mostra come il punto debole della ricostruzione del LCA sia nell'aggraffaggio, e si considera che un aggraffaggio debba resistere ad almeno 450 N per garantire sufficiente stabilità.

Da alcuni studi sperimentali da cadavere, invece, dove è stato applicato un carico sulla tibia di 110N, è risultato che il massimo della risposta alla traslazione anteriore si avrebbe intorno ai 15° di flessione, come da grafico sottostante.



Risulta chiaro, a questo punto, l'enorme complessità nel riprodurre la risposta biomeccanica di questa struttura. In caso di infortunio, è complesso ricostruire un legamento in grado di ripristinare la normale biomeccanica del ginocchio, e magari, di permettere il completo ritorno all'attività fisica, anche quella di alto livello. Anzi, purtroppo, la ricostruzione del LCA non garantisce di prevenire ulteriori lesioni e sviluppo pregresso di patologie degenerative, come l'osteoartrosi. Inoltre, la lesione a LCA, spesso, coinvolge anche lesioni meniscali. Per cui a volte l'intervento di ricostruzione è associato anche a meniscectomia. Dal punto di vista di sviluppo di patologie degenerative, bisogna ben distinguere questi due casi. Sono infatti diversi gli studi che analizzano pazienti durante il follow-up post intervento fino a 10 o 20 anni, ed è chiaro come aumenti la probabilità di sviluppare OA in entrambi i casi, ma, fortunatamente per alcuni, è anche stato evidenziato come il principale fattore di rischio sia il sottoporsi o meno a meniscectomia. Riportando però il focus sulla ricostruzione del LCA, elenchiamo i principali fattori medici che possono influenzarne la riuscita:

- scelta dell'innesto basata sulle caratteristiche del soggetto da operare
- corretto posizionamento anatomico del nuovo LCA

- precarico adeguato dell'innesto
- tecnica di fissaggio dell'innesto
- sufficiente forza di fissaggio nelle fasi iniziali del periodo post-operatorio.

Nella tabella vengono riportati, appunto, i dati relativi alle tecniche di fissaggio e alle caratteristiche degli innesti:

Table 2 Biomechanical data on graft material and fixation devices currently used in ACL reconstruction

	Fixation technique	Ultimate failure load [N]	Stiffness [N/mm]
Intact ACL		2160±157	242±28
Quadrupled hamstring tendon graft		4140±n.n.	807±n.n.
Tibial	Interference screw	776±155	226±56
	Suture/post	830±187	60±14
	Washer (20 mm)	930±323	126±28
Femoral	Interference screw (b)	507±93	58±14
	Interference screw (b)	621±139	76±20
	Interference screw (t)	419±77	40±11
	Interference screw (t)	774±154	80±15
	Cross-pin	737±140	
	Endobutton	864±164	
Transfix	746±119		
Patellar tendon-bone graft		2376±151	
Tibial	Interference screw (b)	718±219	46±5
Femoral	Interference screw (b)	707±169	115±26
	Interference screw (b)	702±168	190±78
	Interference screw (t)	681±146	107±25
	Press-fit	571±109	125±29
	Cross-pin	639±156	226±63

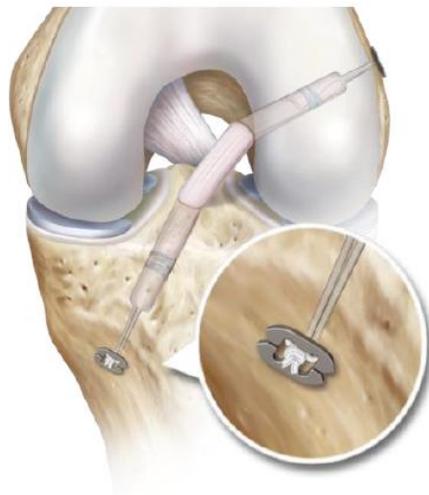


Figura 1.10. Esempio di tecnica di fissaggio e tabella contenente dati di fallimento e di rigidità. ^[9]

BIOMECCANICA DEL LEGAMENTO COLLATERALE LATERALE

[10][16][31][32]

Il legamento collaterale laterale è la principale struttura di supporto laterale del ginocchio. Si estende dall'epicondilo laterale femorale fino alla superficie prossimale della testa della fibula. In prima battuta, si può generalizzare definendolo teso in estensione e si rilassato in flessione.

Diversamente che per le altre strutture legamentose, in letteratura, sono pochi i reports riguardanti il LCL. Questa scarsità di dati è probabilmente attribuita alla bassa probabilità di rottura del LCL se comparata a quella, ad esempio di ACL o MCL. Si pensi che su 500 casi di infortunio, solo il 4% riguardano il LCL, mentre il 63% ed il 44 % il ACL ed IL MCL rispettivamente.

Però, comprendere il ruolo articolare di questo legamento, e quindi presentare un'inquadratura sulla biomeccanica di questo legamento è utile sia per controllare che la modellazione sia appropriata rispetto alla schematizzazione fisica, sia per verificare la coerenza del nostro modello rispetto ai risultati ottenuti da studi di altri autori, e, in seguito, al crescere della qualità dello studio si potrebbe arrivare alla validazione preliminare del modello se i risultati che si otterranno sono allineati con le misure sperimentali ottenute in letteratura.

Si riportano quindi i risultati di due studi che modellano i legamenti in modo differente. Il primo li modella come corpi tridimensionali, a partire dalla ricostruzione anatomica conseguente alla segmentazione MRI paziente specifica, il secondo, modella il legamento collaterale laterale in tre fasci (degeneranti in tre linee), anteriore, centrale e posteriore. Di questi studi si sono presentati risultati differenti. Il primo studio è focalizzato sugli stress agenti sul legamento collaterale mediale a seconda del grado di flesso estensione, e anche variando alcuni parametri di controllo del moto secondario, come l'angolo in varo valgo. Il secondo invece mostra il diverso grado di estensione che si ottiene suddividendo il legamento in più sottofasci, sempre al variare dell'angolo di flessoestensione.

In teoria, il vantaggio di questi studi è che sono focalizzati sullo studio di ciò che avviene sui legamenti, mentre il nostro è focalizzato sulle cartilagini. Teoricamente, quindi, il nostro studio agli elementi finiti approssimerebbe in modo più marcato il comportamento reale dei legamenti rispetto a questi, perché approssima, si accetti il gergo, in modo "opposto" al nostro.

Nel primo studio si analizza un modello agli elementi finiti dell'articolazione del ginocchio, modellizzata a partire dai suoi 4 principali legamenti: MCL, LCL, ACL, PCL. In questo studio,

si è applicato un carico di 134 N (come negli altri studi utilizzati per il confronto), sia anteriormente che posteriormente sulla tibia e il modello è stato validato con dati sperimentali e numerici ottenuti da altri autori.

In primo luogo sono stati esaminati gli stress agenti flettendo il ginocchio solo lungo piano sagittale. Il LCL si trova a decrementare la sua lunghezza all'aumentare della flessione, sino a 120°, dove raggiunge il minimo di 47.63 mm, (valori subject-specific). Si prende quindi questo stato di flessione come punto di partenza, e la tensione corrispondente a questo range diviene la tensione di riferimento, ovvero 1.13 MPa. A 90° la tensione aumenta a 1.87 MPa, a 60° passa a 2.95 MPa e a 30° sale fino a 3.90.

In secondo luogo si mostrano gli stress agenti sull'articolazione imponendo anche una rotazione in varo di 5°. L'aumento delle tensioni è drastico: si hanno 8.31 MPa a 0°, un aumento di 4.0-4.4 MPa per gli altri stadi intermedi e un minimo di 3.95 MPa a 120°. I dati sono stati riportati in un istogramma per un'idea visiva in figura 1.12.

Sono state esaminate anche la traslazione anteriore e posteriore della tibia, imponendo uno spostamento di 5 mm, così come una rotazione interna ed esterna di 5°. Non ci interessa riportare tutti i dati, esce dallo scopo della tesi, ma si evidenzia che ognuno di questi movimenti aumenta lo stress sul LCL, sempre con picco in piena estensione e calando gradualmente in flessione fino a 120°. Questo mostrerebbe una attiva funzionalità di questo legamento anche in confronto a tutti i movimenti secondari a rispetto a quello di flesso-estensione. In particolare, gli incrementi più elevati sono stati registrati per i movimenti in varo-valgo, mentre gli altri hanno un effetto più moderato e più importante nei primi 30° di flesso estensione. In seguito, a questo range angolare, è noto come altre strutture dell'articolazione compensano gli sforzi nella parte laterale del ginocchio. Ad esempio, il PCL, è la struttura che più resiste la rotazione esterna del ginocchio. Anche in alcuni studi su campioni in vitro questi risultati hanno trovato conferma; è stata misurata la risposta del LCL sotto carichi tibiali anteriori e posteriori e momenti di rotazione attorno all'asse trasversale della tibia, indicando un ruolo significativo del LCL nel limitare la rotazione della tibia e nell'affiancare il PCL sotto carichi tibiali, specie posteriori, tutto in concordanza con quanto detto prima. Se infatti bisogna ammettere che il modello utilizzato dall'autore sia molto semplice e non implementi i contributi dei muscoli, dell'articolazione femoro-rotulea, e non riporti il ruolo di menischi e della cartilagine, è almeno



Figura 1.11. ^[31]
Studio che modella i segmenti ossei femorale e tibiale ed i legamenti come componenti tridimensionali.

vero che comunque la cinematica essenziale dell'articolazione è stata correttamente implementata nella ricostruzione anatomica di femore e tibia tramite MRI.

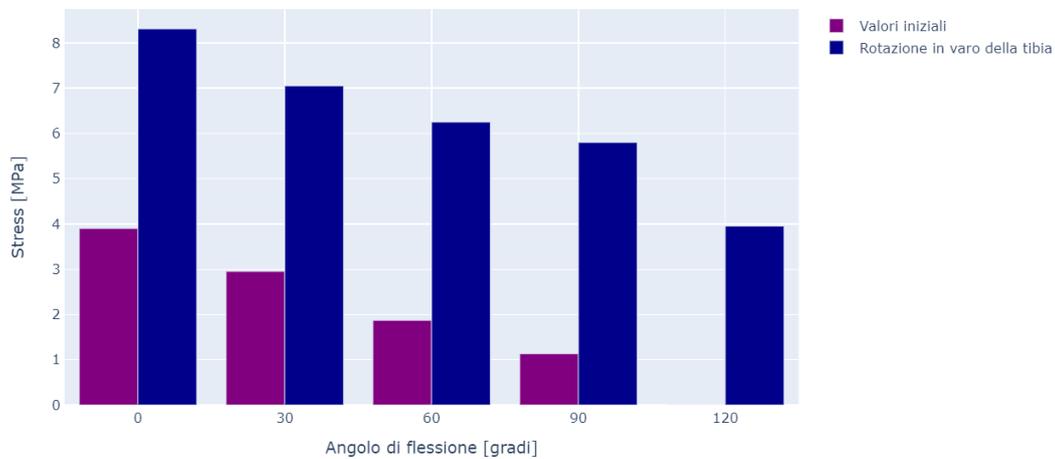


Figura 1.12. Variazione degli stress sul LCL imponendo una piccola rotazione varo-valgo.

Nel secondo studio, si riporta ancora un modello di ginocchio con lo scopo di riprodurre il moto in vivo di un tipico soggetto, dopo averne determinate le inserzioni a partire da una risonanza magnetica. Questa volta, però il LCL è stato separato in tre uguali sezioni, rappresentate dalle linee colorate: anteriore, centrale e posteriore. La lunghezza di questi fasci è stata definita come le distanze dalle inserzioni. Se ne ottiene il grafico che segue. Le fibre anteriori incrementano “costantemente” la loro lunghezza durante la flessione. Le fibre centrali, invece, mantengono pressoché sempre la loro lunghezza, e questo potrebbe indicare che lavorino in isometria. Quelle posteriori, invece, si comportano in modo antagonista a quelle anteriori, presentando maggior lunghezza nei primi 30°, e accorciandosi al progredire della flessione. L'autore dello studio, suppone che sezioni differenti del LCL siano caricate a seconda del grado di flessione articolare. In piena estensione, si ha una lunghezza media delle fibre anteriori di 54.1+-6.6 mm con un incremento a 90° sino a 57.9+-6.9 mm. Le fibre centrali sono stabili tra i 53.6+-7.1 mm e i 52.7+-6.7 mm in tutto il range. Le fibre posteriori passano da 53.6+-7.1 mm in piena estensione a 48.8+-5.8 mm a 30° di flessione, per poi non cambiare significativamente a flessioni più ampie, stabilendosi a 47.7 +-6.1 mm a 90°.

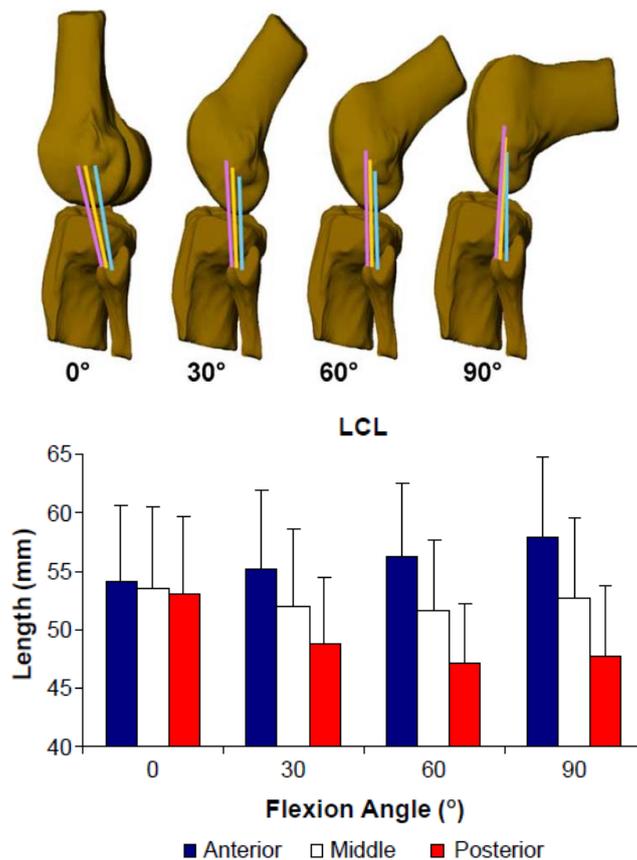


Figura 1.13. Uno studio che propone una suddivisione in fasci del LCL e ne misura le variazioni di lunghezza al variare dell'angolo di flessione-estensione [31]

BIOMECCANICA DEL LEGAMENTO CROCIATO POSTERIORE [5]

Si può un poco considerare il legamento crociato posteriore come la controparte del legamento crociato anteriore. Questo legamento, infatti ha un comportamento quasi opposto al primo, sia per il modo in cui si inserisce tra i segmenti ossei, sia appunto dalla tipologia di moto relativo tra le articolazioni a cui si oppone. La sua principale funzione è quella di agire principalmente come stabilizzatore contro gli spostamenti inferiori della tibia rispetto al femore, ma ha anche un ruolo nel limitare le rotazioni in varo valgo e di intra extra rotazione. È difficile individuare un oggetto antropomorfo che abbia un comportamento simile, ma in parte assomiglia ad un robusto cordone, non slanciato, capace di allentarsi e di offrire una buona risposta elastica a trazione. Non tutte le sue fibre, però

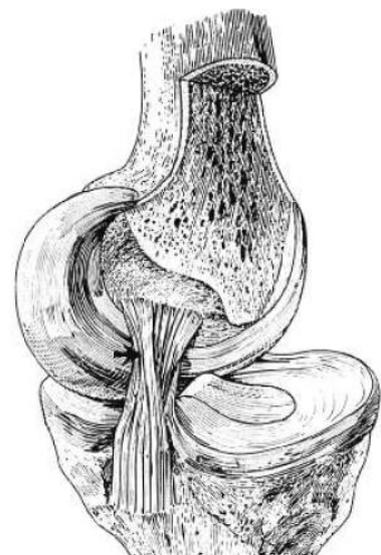


Figura 1.14. Legamento crociato posteriore disegnato in piena estensione, dove si nota che non tutte le fibre sono tese allo stesso modo.

si allungano durante il range articolare, e non tutte allo stesso modo. Ne riportiamo un esempio da uno studio da cadavere nell'immagine di figura 1.14. In questa figura è ben visibile il legamento crociato posteriore, che si trova all'interno dell'articolazione del ginocchio, ha origine dal condilo mediale femorale, un po' in zona centro posteriore, e termina medialmente ed ancor più posteriormente nell'area intercondilare della tibia. Ciò nonostante, pur essendo una struttura intra-articolare, la membrana sinoviale circonda i legamenti crociati, ma senza inglobarli, e per questo, sono considerati strutture di tipo extra sinoviale. Tornando alla sua geometria, ha a una lunghezza tra i 32 ed i 38 mm ed una sezione che varia tra gli 11 ed i 13 mm². Questo è circa il doppio dello spessore del legamento crociato anteriore.



Figura 1.15. (A) Legamento crociato posteriore disegnato in piena estensione, dove si nota come sono i fasci posteriori quelli tesi in questa configurazione. (B) Visione artroscopica dei fasci del legamento crociato posteriore^[5]

È composto da due fasci che presentano un diverso comportamento biomeccanico: il fascio più grande anterolaterale ed il fascio più piccolo posteromediale. Nell'immagine 1.15,

che è stata ottenuta per via artroscopica, vengono mostrati questi due fasci del legamento crociato posteriore. [A]: banda antero-laterale [B] banda posteromediale. Invece nell'immagine 1.16.a sono riportati i fasci anterolaterale e posteromediale nel piano sagittale a seguito di una sezione della tibia e del femore, mentre nell'immagine 1.15.6. i due fasci sono ancora più visibili nella zona di inserzione e rispetto al legamento menisco-femorale, le dimensioni sono relativamente molto consistenti:

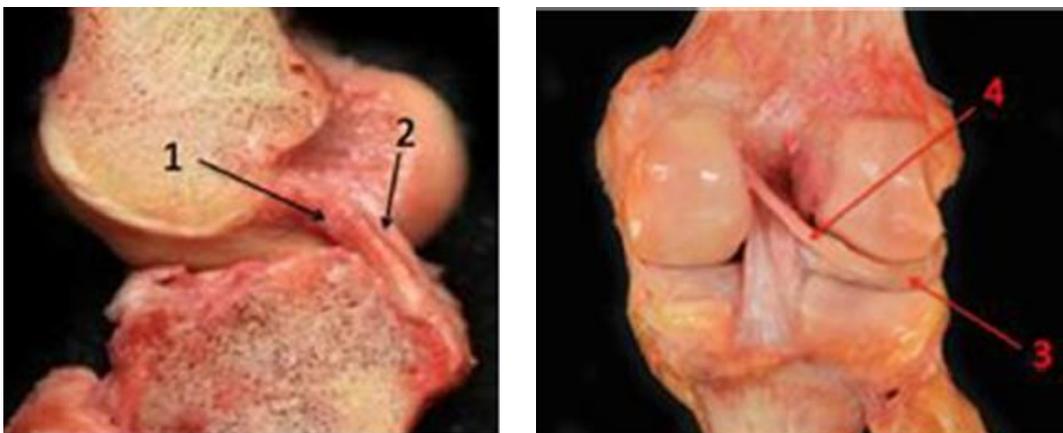


Figura 1.15.a.b: A sinistra i fasci del legamento crociato posteriore. A destra un esempio delle dimensioni del legamento crociato posteriore rispetto a al menisco laterale e ai legamenti meniscofemorali.^[5]

Prima si pensava che i due fasci del legamento crociato posteriore rispondessero al moto in modo indipendente, con il ALB attivo principalmente in flessione ed il PMB in estensione. Oggi non più, soprattutto a seguito del fatto che uno strappo isolato di ognuno dei singoli fasci non altera in modo significativo la traslazione posteriore della tibia.

Inoltre, diversi studi, effettuati sui pazienti soggetti a rottura del legamento crociato posteriore, hanno dimostrato che gli effetti più significativi si mostrano oltre i 90° di flessione. In particolare, oltre questo range articolare, si ritiene che il legamento crociato posteriore sia utile a vincolare la rotazione interna della tibia.

Principalmente a causa delle differenti dimensioni della sezione trasversale, la resistenza a trazione del legamento crociato posteriore è principalmente dovuta al suo fascio anteriore. Questa può variare tra i 739 e i 1627 N, ma i valori potrebbero essere sottostimati in quanto le sue fibre sono in grado di resistere in direzioni differenti.

Per quanto concerne la vascolarizzazione, il legamento crociato posteriore è vascolarizzato dall'arteria genicolata media. Diversi studi propongono che la maggiore capacità di guarigione spontanea nelle lesioni parziali del legamento crociato posteriore rispetto al legamento crociato anteriore sia dovuta, appunto, alla sua maggiore vascolarizzazione.

BIOMECCANICA DELL'ARTICOLAZIONE PATELLO-FEMORALE

[11][30]

Nel nostro modello l'articolazione femoro-rotulea non è stata implementata direttamente, in particolare, non ne è stata presa in considerazione la geometria. Il contributo di questa articolazione è stato considerato con una semplificazione nella modellazione agli elementi finiti. Ciò nonostante, questa articolazione è di interesse per quel che concerne uno sviluppo futuro del modello che desidera, appunto, comprenderla anche modellandone la geometria.

Per ora, ci interessa fornire alcune prime indicazioni riguardanti il moto che compie durante l'atto di flessoestensione, ed il contributo che apporta alla dinamica, essendo la rotula il punto in cui convergono gli importanti fasci muscolari del quadricipite.

L'articolazione patello-femorale consiste nello scorrimento sulla superficie della troclea femorale e dei condili femorali della superficie posteriore della patella. In particolare, i due componenti ossei sono morfologicamente affini, ovvero la rotula ha una superficie ottimizzata per scorrere sul femore, che forma, a sua volta, un solco che fa da binario per la rotula.

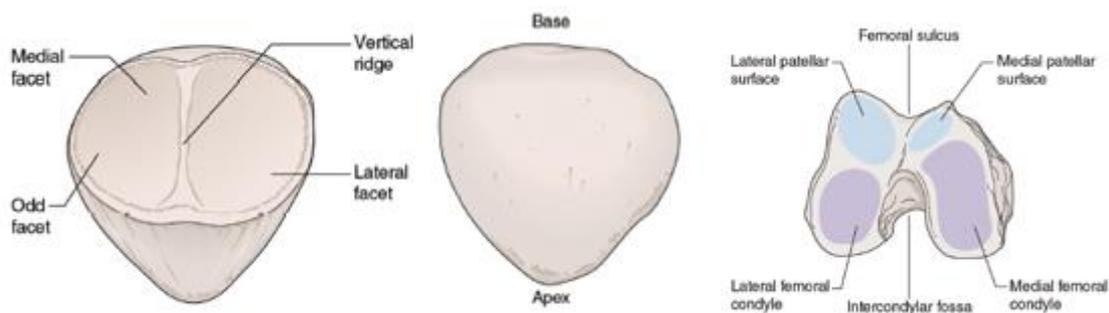


Figura 1.16. Rotula, viste sulla superficie superiore ed inferiore. Solco femorale. [30]

Di questi due componenti ossei, in questo paragrafo ci si concentra sulla rotula. La rotula è un osso spesso e superficiale tanto da essere palpabile, composto da un sottile strato di osso corticale che avvolge un cuore trabecolare. Viene descritta come osso sesamoide. Le distanze di picco della patella sono mediamente di 4-4.5 cm in lunghezza, 5-5.5 cm in larghezza e 2-2.5 cm in profondità.

Come da immagine, è suddivisa in due superfici principali, la superiore e la inferiore, che sarebbero poi rispettivamente quella più anteriore e quella più posteriore. Poi si individuano, sulla superficie posteriore, diverse faccette.

Nella superficie superiore, che è vista come un triangolo rovesciato, si individua una base nella parte prossimale ed un apice nella distale. La superficie posteriore, invece, vede una cresta verticale che la divide in due facce convesse, la faccia mediale e la faccia laterale. Ma, in particolare, la superficie inferiore è liscia ed è rivestita da uno spesso strato di cartilagine.

Come anticipato, il femore forma un solco che fa da binario per la rotula. Questo solco deriva dalla configurazione dei condili laterale e mediale e crea un angolo importante clinicamente: l'angolo del solco femorale. Questo è normalmente tra i $138 \pm 6^\circ$. Un angolo diverso potrebbe essere assimilato alla condizione di displasia, ovvero una ridotta profondità del solco trocleare che, a sua volta, favorisce la sublussazione rotulea.

Tornando alle facce posteriori laterali e mediali della rotula, queste sono divise in diverse sottozone, ma di queste, in particolare nominiamo la faccetta impari, detta anche faccetta di

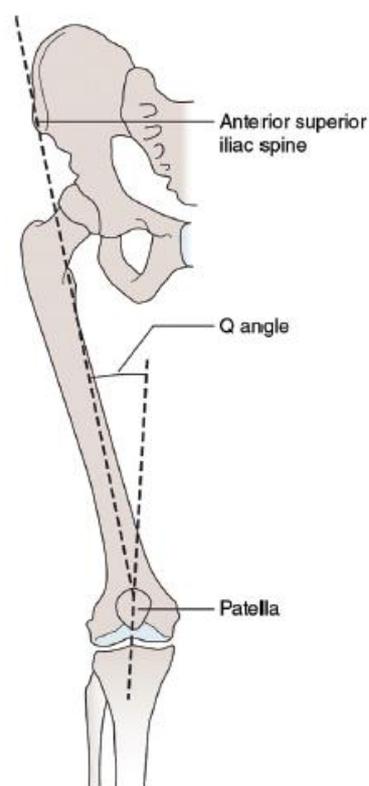


Immagine 1.17. Misura dell'angolo

flessione; questo perché si articola con il femore in flessione molto inoltrata, portando ad una rotazione esterna della rotula.

Quasi tutta la superficie inferiore, tranne una parte più distale che non è articolare, è ricoperta dal più spesso strato di cartilagine del corpo umano. Questo strato è di circa 8 mm ed è fondamentale per ammortizzare le importanti forze che agiscono sulla rotula, di cui, il quadricipite femorale è il primo trasmettitore.

Si consideri che i tendini del quadricipite, un muscolo decisamente potente, vanno proprio a inserirsi convergendo nella rotula come un mantello, per poi si intrecciarsi e fuoriuscire divergendo distalmente nel legamento patellare. Vedremo in seguito la cinetica della patella nel dettaglio, ma per ora, si noti come la geometria ossea, abbia un ruolo nel condurre il moto della rotula. In prima approssimazione diciamo che durante la flessione-estensione, fino alla fine del range di movimento, la patella scivola caudalmente lungo i condili femorali di quasi 7cm, oltre i 90° ruota esternamente e che in piena estensione affonda nella fossa intercondiloidea.

Le strutture principali che stabilizzano la rotula sono il tendine rotuleo, i retinacoli (laterali e mediali), ed il tendine distale del quadricipite femorale. I retinacoli sono formati da più fasci fibrosi, dai fasci longitudinali a quelli trasversali. I retinacoli trasversali sono detti anche legamenti patellofemorali e patellotibiali, i primi si inseriscono su rotula ed epicolodi del femore, i secondi su rotula e sulla superficie anteriore della tibia.

Guardando nel piano frontale con il ginocchio in piena estensione, la rotula si porta a metà strada tra i due condili, anche se alcuni autori propongono una leggera deviazione laterale. In questa posizione, la rotula è più rilassata e leggermente mobile. A partire da questa condizione si traccia un angolo definito Q-angle il quale è clinicamente importante, in quanto identifica l'allineamento della trazione indotta dal quadricipite. Il Q-angle, è definito appunto come l'angolo che si genera tra la linea di tiro del quadricipite e il centro della rotula e la linea che congiunge la rotula con la tuberosità tibiale. Questo angolo è di 10-13 gradi per i maschi e 15-17 gradi per le femmine. Oltre a questa misura, stanno per essere riportate altre brevi indicazioni riguardo il corretto posizionamento della rotula. Queste sono utili sia per un futuro

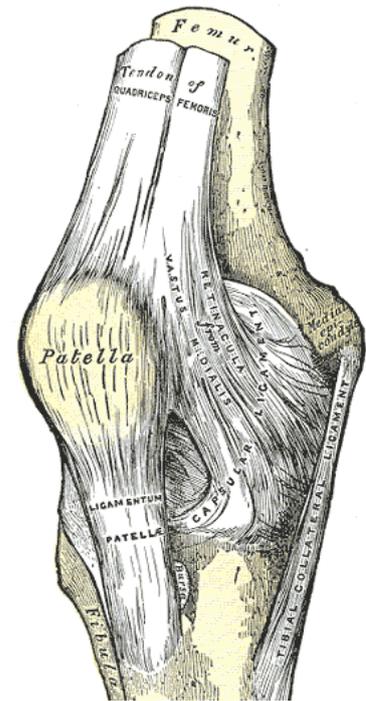


Figura 1.18. Una visione anatomica dell'articolazione patello-femorale.

studio in cui si dovrà implementare il moto della rotula, sia a far capire come la questione del corretto posizionamento sia sentita in campo medico e chirurgico, tanto da definirne indicazioni e proprietà. Infatti l'eziologia dei dolori rotulei è ancora controversa, così come le cause e le

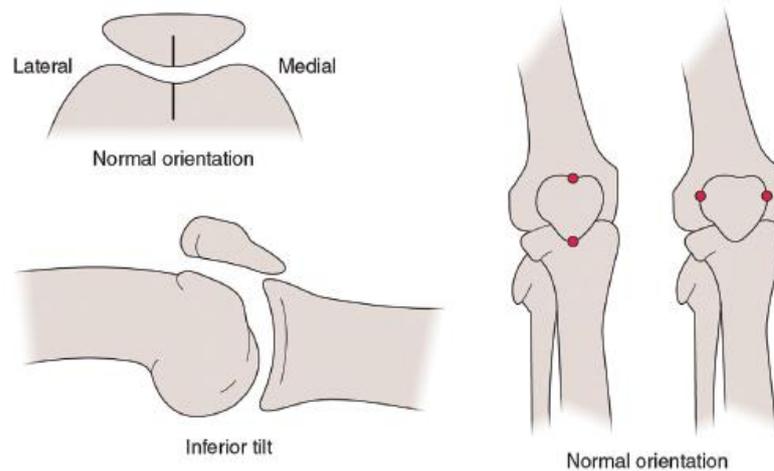


Figura 1.19. Corretto orientamento della rotula ^[30]

relazioni con l'insorgere di condromalacia. La corretta posizione della rotula nel piano sagittale può essere studiata tramite il rapporto di Insall-Salvati. Questo descrive il rapporto tra la lunghezza dei tendini del quadricipite e del legamento patellare. Deve essere prossimo a uno fin tanto che si è a circa 30° gradi di flessione-estensione. Per rapporti inferiori a 0.8 circa si definisce la patologia di rotula bassa, così, oltre gli 1.2 si ha la rotula alta. In più la rotula dovrebbe essere allineata in modo che i bordi superiore ed inferiore siano equidistanti dal femore, diversamente si parla di tilt anteriore-posteriore. Allo stesso modo, si vorrebbe che nel piano trasversale, la rotula sia allineata orizzontalmente in modo che ci sia una distanza simile tra i bordi mediale e laterale ed il femore. Diversamente si parla di tilt latero-mediale. La rotula può poi ruotare attorno ad un asse antero posteriore. Per individuare facilmente questo modo si può guardare l'apice della rotula: un apice che si porta medialmente individua una rotazione esterna, un apice che va lateralmente individua una rotazione interna.

Per quanto concerne il ruolo biomeccanico della rotula, una funzione importante è quella di fungere da pulley meccanica durante il moto di flessione-estensione, variando la direzione della forza di estensione esercitata dal quadricipite ed aumentandone il braccio rispetto al centro di rotazione del ginocchio, spostandolo così il punto di applicazione della forza stessa, in una posizione più favorevole. Secondo Grood et al., il braccio di

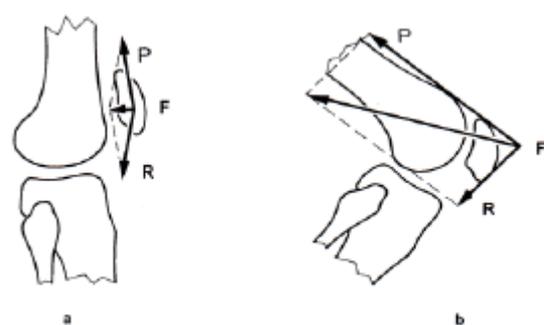


Figura 1.20. La presenza della rotula permette di massimizzare gli effetti della forza esercitata dal quadricipite. ^[30]

leva estensore è massimo a 20° di flessione e la forza del quadricipite aumenta significativamente negli ultimi 20° di estensione. Nell'immagine, che è una semplificazione delle forze in gioco, sono presenti la forza P del quadricipite e la forza R del tendine patellare. Si vede come in completa estensione, la forza risultante F agente sulla rotula sia bassa in estensione, mentre, in flessione, viene esercitata una importante forza di compressione della rotula in direzione posteriore, che serve a mantenere in sede il femore, impedendone l'eccessiva anteriorizzazione. Inoltre, interponendosi tra i tendini del quadricipite ed i condili femorali con un importante strato lubrificato cartilagineo, previene lo sviluppo di eccessive forze di frizione che si avrebbero invece se il quadricipite scorresse direttamente lungo i condili femorali. Infine, la rotula è anche uno scudo osseo, una protezione, sulla troclea femorale.

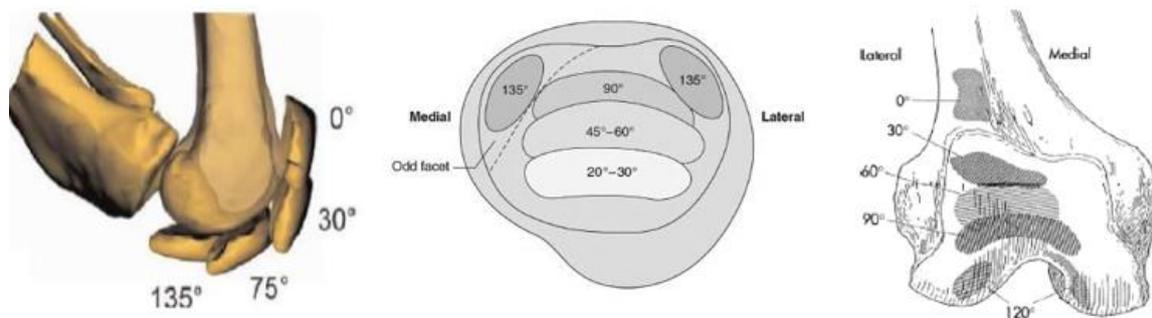


Figura 1.21. a. Spostamenti della rotula nel piano di flesso sagittale e nel piano frontale. b. Punti di contatto sulla rotula durante al variare dell'angolo di flesso-estensione. c. Movimento sul femore nel piano frontale ^[30]

Terminato di inquadrare forma, posizione e ruolo principale dell'articolazione femoro rotulea, resta da trattarne lo scorrimento. Il moto più ampio della rotula si compie all'interno del piano sagittale, come mostrato in figura 1.21.a Ciò nonostante, anche nel piano frontale si ha uno scorrimento orizzontale degno di menzionamento. In particolare, durante il movimento di flesso estensione, la rotula è condotta dall'azione posteriorizzante del muscolo quadricipite che la vincola a scorrere lungo l'accoppiamento geometrico con il solco del femore. Nei primi gradi di flessione, infatti, si trova intrappolata nella troclea femorale. In seguito, descrive una traiettoria circolare attorno all'asse medio laterale. Per quanto riguarda i moti secondari, sono stati condotti studi che hanno indagato l'area di contatto sulla superficie posteriore al variare dell'angolo di flesso estensione. Nel piano frontale, considerando lo scorrimento sul femore, si rileva un contatto che varia, considerando un angolo di flessione crescente, inizialmente da lateralmente a medialmente, come da immagine 1.21.b. e 1.21.c. Poi però, raggiunti angoli importanti, torna a presentarsi una lateralizzazione. Con l'aumentare delle flessioni, l'area di

contatto scorre risalendo la superficie inferiore della rotula, agendo prima centralmente, poi andando a concentrarsi sulle zone dei bordi mediale e laterale. Questo rispetta l'accoppiamento con la geometria dei condili femorali che al centro presentano un solco.

2. Vista del modello, segmentazione e riposizionamento

BREVE VISTA DEL MODELLO

Per avere già un'immagine mentale di ciò che si tratterà, si è deciso di presentare subito le componenti del modello, e dopo di mostrare il come sono state ottenute queste parti. Il modello è composto da cinque corpi solidi: la cartilagine femorale è un unico corpo, la cartilagine tibiale è suddivisa nelle due parti mediale e laterale, e poi ci sono i due menischi. I legamenti, invece, sono considerati bidimensionali. Sono quattro, ovvero i due legamenti crociati ed i due legamenti collaterali, e sono trattati, assieme ai quattro gruppi di fasci bidimensionali che modellano le corna meniscali, in un paragrafo ad hoc.

Infine, anche se non mostrati ancora nell'immagine, ci sono dei punti, detti punti di riferimento (RPs dall'inglese). Questi punti sono 14. Il primo per importanza è il RP del femore, ovvero il punto che governa il moto del femore, mentre poi si ha il RP tibiale che impone la posizione alla tibia. Gli altri RPs sono si trovano agli estremi delle linee blu che rappresentato i legamenti, e ne rappresentano le inserzioni sui corpi ossei, e sono rigidamente collegati ad essi. Restano, infine gli ultimi 4 RPs. Questi sono quattro punti che, anatomicamente, appartengono alla tibia e sono posizionati ognuno vicino al proprio corno meniscale, al quale offre ancoraggio.

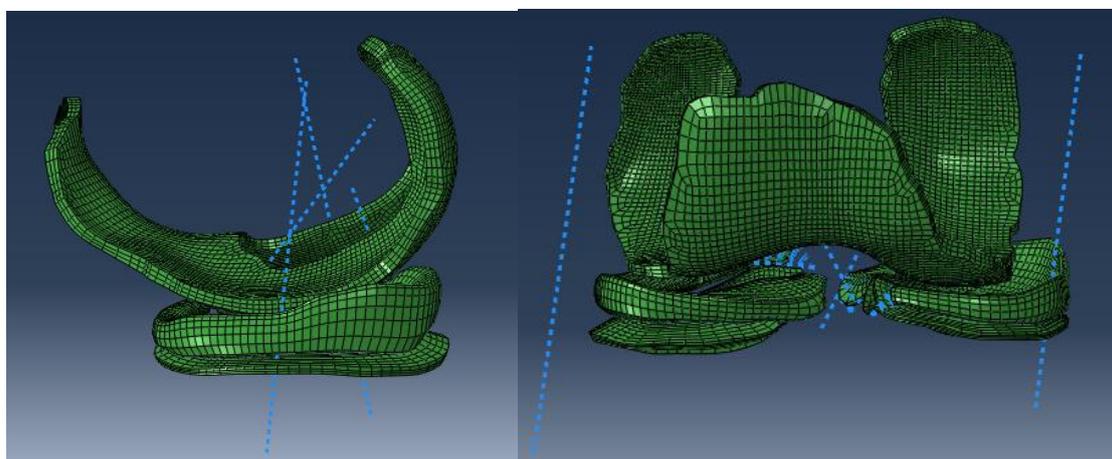


Figura 2.1. Vista laterale e frontale dei corpi tissutali e dei legamenti.

Si rifletta ora sulla scelta della geometria degli elementi che compongono la mesh: nel lavoro precedente erano state fatte diverse prove, in particolare, prove dove gli elementi dei corpi cartilaginei erano stati modellati come esaedrici, mentre, per gli elementi dei corpi meniscali, si era valutato sia una mesh di tipo esaedrico, sia di tipo tetraedrico. Questo lavoro

ha evidenziato una certa incertezza nella scelta, perché oltre al problema del seguire le forme dei tessuti del paziente accuratamente, era molto difficoltoso trovare la convergenza del modello.

Qui si è optato a favore della mesh esaedrica:

- il primo motivo è che si ritiene che il problema della forma è meno importante della robustezza del modello: la forma è già di per sé imperfetta ed è anche patient specific, deriva infatti da operazioni di MRI e di posizionamento aventi loro stesse limiti.
- una mesh esaedrica, può essere dotata di mappatura, ovvero di una operazione numerica ad hoc effettuata per suddividere meglio la geometria del corpo.
- una mesh tetraedrica segue meglio la forma del corpo, ma questo con più elementi e spesso tende a una maggior distorsione degli elementi. Questo tende ad aumentare i tempi ed i problemi computazionali.
- la mesh esaedrica permette di creare layer ordinati. Questo, come si vedrà in seguito, può essere sfruttato per permettere di applicare le proprietà dei materiali basandoci sugli elementi della mesh stessa, quindi su un sistema di riferimento locale sull'elemento e armonico alla forma dell'elemento. Per un materiale anisotropo questa capacità è molto utile, piuttosto che accontentarsi di un sistema di riferimento non locale. Inoltre è molto facile da gestire manualmente per creare set su superfici, strati, curve. In altre parole l'elemento è più schematico. Si pensi, ad esempio, alle cartilagini femorali, è chiara la differenza tra ciò che è la superficie laterale e ciò che la superficie interna che si affaccia all'osso. Questo comporta, ad esempio, di poter assegnare con chiarezza le BCs.
- estendere o tagliare mesh in modo semplice e controllato. Questo sarà utile, ad esempio, quando si tratteranno le corna meniscali.
- quello trattato è un problema di contatto non lineare con materiali non lineari. Si è visto che una mesh tetraedrica, seppur non molto, tende a generare una maggiore interferenza, inoltre tende ad essere più rigida e meno accurata di una mesh esaedrica.
- in una mesh esaedrica, si possono applicare operazioni di analisi del risultato e tecniche di remeshing: ovvero se una mesh è stata deformata in modo significativo, la sua configurazione originale, può, con qualche stratagemma, essere migliorata e l'analisi può continuare. Si porterà a breve un esempio a riguardo.

La mesh non è stata generata all'interno di abaqus, bensì tramite un codice MATLAB.

Il vantaggio è che questo codice è sviluppato ad hoc per l'articolazione di ginocchio, e permette, in sintesi:

- di importare le geometrie STL ottenute dalla segmentazione MRI.
- per ogni corpo in input si ha una funzione specifica per il tessuto specifico.
- di dare in output più o meno nodi, strati, ed elementi, a partire da una suddivisione stabilita in input, in grado di generare suddivisioni lungo coordinate indipendenti. Ovvero, ad esempio, imporre quattro strati nella direzione dello spessore della cartilagine.
- il codice è ottimizzato per mesh esaedriche.

Il fatto che la mesh sia generata esternamente ad Abaqus, non toglie che Abaqus possa verificare la qualità della mesh. In particolare, per quanto concerne le forme, sono valutate le seguenti grandezze:

- larger face corner angle e Smaller face corner angle: elementi con facce aventi due bordi che si incontrano ad un angolo più grande del valore specificato e rispettivamente, più piccolo del valore specificato
- aspect ratio: soglia massima tra il bordo più lungo ed il bordo più corto di un elemento
- short edge: elementi aventi bordi troppo corti

Criteri di selezione	Mesh Esaedrica
Smaller face corner angle	10
Larger face corner angle	160
Aspect ratio	10
Short edge	0.01

In particolare, il controllo oltre alla forma valuta se l'elemento possa lasciare avviare l'analisi. Fintanto che un elemento individuato dal comando verify mesh da solo warnings, effettuando un data check, ovvero l'operazione che consente di stabilire se l'analisi FEM può partire, si avrà esito positivo. Ciò nonostante, una volta subentrata l'analisi, sono spesso gli elementi che presentano questi warnings ad ostacolare la convergenza; in particolare, anche per un data check positivo, come nel nostro caso, si dovrebbe verificare prima:

- quali (nel senso di dove sono posizionati) e quanti elementi risultano dare warnings

- per quale parametro di forma e con quale scostamento rispetto al valore di soglia
- considerando appunto che la forma non è delle più semplici, accettare o meno la mesh effettuata e procedere.

In figura 2.2, si mostra proprio un caso in cui, in seguito ad un posizionamento diverso delle corna meniscali, sono proprio gli elementi in prossimità della cartilagine tibiale a distorcersi eccessivamente ed impedire il proseguimento dell'analisi durante lo step di contatto.

Questo problema si è presentato quando la posizione dell'ancoraggio delle corna meniscali era ancora da individuare correttamente, e questo posizionamento resta ancora molto arbitrario. Sia chiaro, lo è anche per gli altri autori FEM che si sono occupati del problema. Per quanto, però, la nostra analisi è stata in grado di andare a convergenza nonostante qualche elemento che presentava dei warnings, resta aperta la discussione sull'individuare una mesh ancora più soddisfacente.

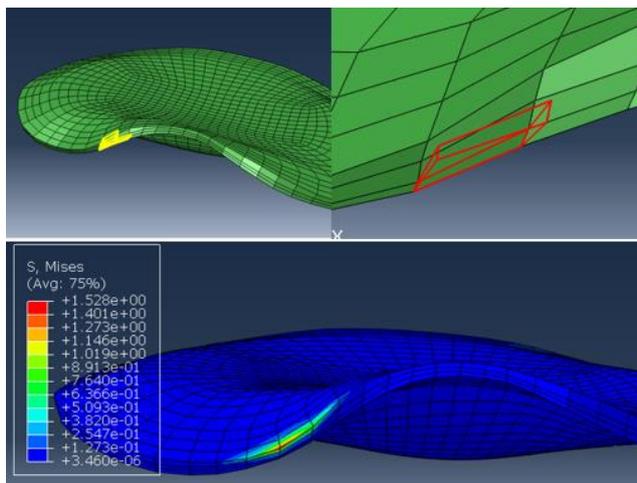


Figura 2.2. Elemento eccessivamente distorto:
 Part: MTC, Element: 4508, Shape: hex
 Min/Max angle: 35.45 / 146.68, Aspect ratio: 9.52
 Geometric deviation factor: NA
 Stable time increment: NA, Max frequency: NA
 Shortest/Longest edge: 0.218 / 2.08,
 Analysis checks: Warning

Viene quindi riportata la seguente tabella con la sintesi delle caratteristiche:

	Cartilagine Femorale	Cartilagine Tibiale Laterale	Cartilagine Tibiale Mediale	Menisco Mediale	Menisco Laterale
N elementi	12816	2760	2772	2880	3360
N nodi	17845	3796	3829	3796	4611
Tipo Elemento in Abaqus	C3D8P	C3D8P	C3D8P	C3D8	C3D8
Forma	Esaedrica	Esaedrica	Esaedrica	Esaedrica	Esaedrica
Nodi per elemento	8	8	8	8	8

Famiglia	Fluido-Pososo e Stress	Fluido-Pososo e Stress	Fluido-Pososo e Stress	Stress 3D	Stress 3D
Ordine Geometrico	Lineare	Lineare	Lineare	Lineare	Lineare
Spessore tipico del corpo	2mm	2mm	2mm	ND	ND
Lunghezza tipica di un elemento lungo lo spessore	0.6 mm, tre strati	0.6 mm, tre strati	0.6 mm, tre strati	ND	ND
N elementi con warnings	80 (0.62422%)	0	4 (0.1443%)	192 (6.66667%)	65 (1.93452%)
N elementi con errori	0	0	0	0	0

Segmentazione

MRI dataset in breve

Il modello è stato creato a partire dalle immagini di due risonanze magnetiche, sulle quali sono state svolte le operazioni di segmentazione e riallineamento atte alla ricostruzione della geometria e dell'orientamento. Non è di nostro interesse prolungarsi su queste, il lettore può consultare il materiale supplementare [1].

Però, si presentano alcune informazioni utili a capire il punto di partenza del nostro lavoro e i motivi delle modifiche apportate in seguito, specie nel paragrafo Nuovo Orientamento. Nel lavoro precedente, erano stati commessi errori.

L'idea era quella di utilizzare il primo dataset per generare un modello su cui impostare dei parametri FEM robusti, il secondo dataset, invece, era concepito per lo studio di una posizione particolare del ciclo del cammino, quella, teoricamente più critica se si considera la forzante assiale, ovvero l'istante di massimo carico in appoggio.

Entrambi i dataset sono stati creati sullo stesso paziente femmina. Soggetto sano di 32 anni, in buona forma fisica. Banale ma il fatto che l'individuo sia sano e giovane rassicura sullo stato, e quindi sugli spessori, delle cartilagini. Il peso del paziente è una prima informazione sull'entità tipica dei carichi che il modello dovrà sopportare. Infine, deve essere chiaro che i risultati di un modello costruito su un paziente non sono direttamente trasportabili ad altri

pazienti.

Dati del paziente.

Gender	Age (years)	Weight (Kg)	Height (cm)	BMI
F	32	60.1	170	20.796

Il primo dataset è focalizzato sulla regione del ginocchio. Ovvero si tratta di una risonanza magnetica ad alta definizione atta a ricostruire i dettagli anatomici in modo preciso.

- Durante l'acquisizione il paziente è supino con il ginocchio leggermente flesso.
- La zona di posizionamento MRI è sull'epifisi prossimale tibiale, e sul segmento distale femorale, compreso parte della diafisi. Accogliere nell'inquadratura il segmento diafisale femorale, serviva per incrociare i dati della prima MRI con la seconda e operare operazioni di ri-orientamento.

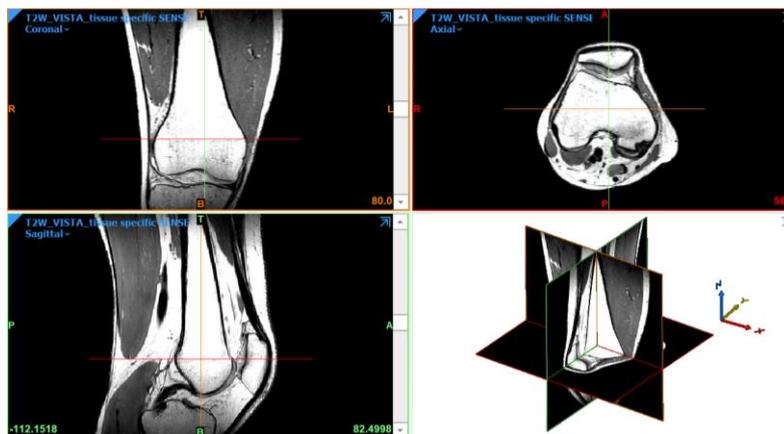


Figura 2.3: Immagini MRI ad alta definizione importate da Mimics.

Nel secondo dataset il paziente è in posizione supina, con il ginocchio completamente esteso. Le immagini vengono acquisite in scansioni successive. Se prima il focus era sulla geometria dei tessuti molli, ora è sulla posizione dei segmenti ossei.

Le immagini sono state acquisite su aree differenti, a partire dal bacino sino ai piedi del soggetto, e poi riallineate tra loro tramite software.

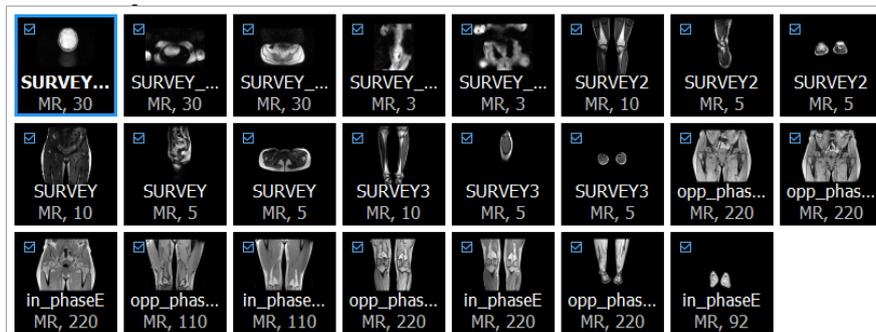


Figure 2.4 Immagini MRI su tutto l'apparato locomotore

PRECEDENTE POSIZIONAMENTO

Generare due differenti dataset aveva uno scopo, ovvero, prima impostare dei parametri FEM sufficientemente robusti sulla configurazione leggermente flessa, approfittando della qualità della ricostruzione dei tessuti, poi, in seguito operare un riallineamento con lo scopo riportare le mesh delle componenti soffici, che era più precisa nelle forme, sulla configurazione estese tramite software Albamaster, che doveva risultare più attendibile per la posizione.

Per chi non appartiene al settore, non risulta chiarissima l'importanza di tutta questa serie di operazioni velocemente riassunta; a un certo punto bisognerà:

- suddividere i gradi di libertà del corpo in gradi assegnati e gradi liberi.
- individuare correttamente dei punti anatomici che permettano di costruire sistemi di riferimento su di essi
- leggere dati in letteratura i cui valori si leggono rispetto al sistema di riferimento creato nello studio e che dipendono quindi, a loro volta, da quanto accuratamente/riproducibilmente sono stati individuati i punti per orientare questi sistemi di riferimento.

Le cose sono molto intrecciate: se il sistema di riferimento è ben individuabile, quindi la ricostruzione della forma è chiara, allora un grado di libertà può essere assegnato con maggior precisione (con accettabile approssimazione) direttamente del valore letto in letteratura sulle curve di appoggio per l'istante desiderato sulla curva corrispondente; questo indipendentemente dalla posizione di partenza (parlando limitatamente a solo quel grado di libertà). Mentre, per quanto concerne i gradi di libertà non assegnati, impostare la posizione iniziale correttamente a livello di assembli, cambia le condizioni iniziali con cui i sistema si accoppierà , quindi i risultati, e poi cambia anche i valori dei prestrain dei legamenti.

Quindi, se forme e posizioni sono ben rappresentate, sia i risultati finali che le condizioni iniziali risulteranno effettivamente rappresentative.

Questa procedura di riallineamento è partita quindi dalla sovrapposizione dei file STL nelle due differenti acquisizioni. Poi, tramite comandi automatici, si è trascinato rigidamente i tessuti dalla una configurazione precedente fino alla nuova.

Il risultato, in pratica, è considerato fallimentare: comportava compenetrazioni eccessive e non fisiologiche in configurazione estesa.

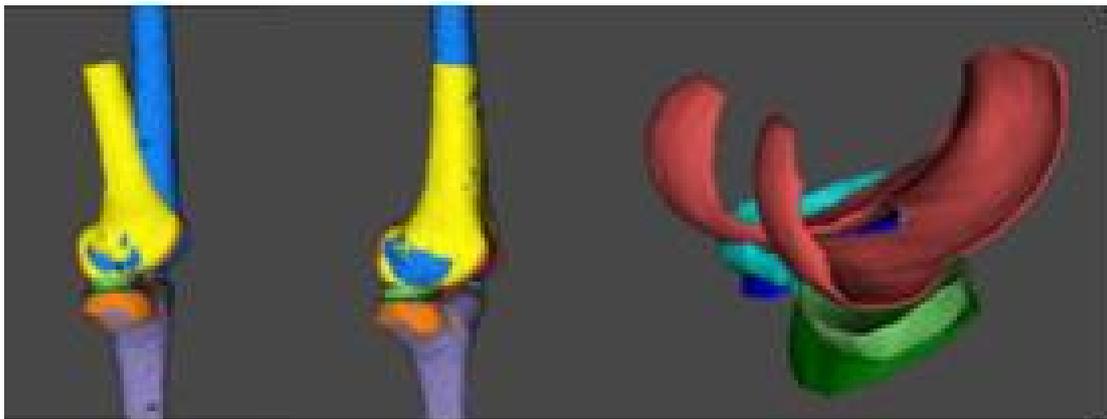


Figura 2.5. Precedente operazione di riposizionamento

In effetti si è ottenuta una perdita di contatto tra le cartilagini femorali ed il menisco laterale sul lato posteriore e una compenetrazione anteriore. Questo è attribuito all'incapacità del software di trascinare correttamente con il femore i menischi, che vengono invece ancorati erroneamente alla tibia, come se non fossero strutture mobili.

Quindi il pensiero successivo del precedente mio collaboratore, anche questo modificato in seguito in questo lavoro di tesi, fu misurare l'angolo di flessione estensione di differenza tra i due modelli STL, e agire in abaqus ruotando direttamente le istanze (ovvero le cartilagini femorali) a livello di assembly della configurazione flessa a questa nuova configurazione estesa. Il modello realizzato era utile ma si è deciso di cambiarne la configurazione perché giudicata come migliorabile.

NUOVO RIPOSIZIONAMENTO IN CONFIGURAZIONE ESTESA

Come detto, la geometria e l'orientamento iniziale è stata cortesemente fornita in un lavoro precedente, dove ad un certo punto, si è dovuto un po' bypassare l'accuratezza di questa operazione. Purtroppo, durante il corso dell'analisi, è stato chiaro che qualcosa non risultava corretto. In particolare, si registrava una eccessiva posterizzazione del femore durante il moto, la quale, è stata confrontata con diversi riferimenti in letteratura e considerata non plausibile.

Si è individuato quindi, in primo luogo, un allineamento scorretto tra le cartilagini femorali e le cartilagini tibiali. Purtroppo, dal lavoro precedente, mancavano alcuni dati per poter ripercorrere completamente, ed in senso inverso, gli step che avevano portato al posizionamento ad oggi dichiarato errato: non erano disponibili le coordinate dei punti individuati come epicondili. Pur avendo quindi il sistema di riferimento costruito con gli epicondili, questo dato mancante, impedisce, di fatto, di poter riposizionare l'osso sulla cartilagine femorale.

Allora si è dovuta individuare una strategia per ripristinare un allineamento rispondente al vero. Si parta con l'individuare gli errori principali dello step precedente, in modo da risolverli:

- Si era erroneamente pensato che bastasse applicare le rotazioni di flessione-estensione ed intra-extra rotazione, dimenticandosi la presenza delle traslazioni, specie quella antero-posteriore. Ricordiamo che il ginocchio compie un moto di rototraslazione nel piano sagittale.
- Si era pensato poi che imporre una rotazione di estensione pari alla differenza in angolo nel piano sagittale tra l'MRI estesa e l'MRI leggermente flessa fosse sufficiente ad assicurare un'orientamento corretto, senza considerare che le MRI sono acquisite a partire da configurazioni in cui i legamenti sono lassi.

In virtù anche della mancanza di dati prima spiegata, si è proceduto unendo informazioni da letteratura e dati MRI: uno dei vantaggi di una misura di dati estratti dal gait, ad esempio, è che è i muscoli ed i legamenti stanno agendo, mentre in MRI sono lassi. Allo stesso tempo i dati estratti dal gait cycle hanno un maggior margine di errore, sia perché non sono specifici per il nostro paziente, come invece sarebbe la MRI, sia perché dipendono dall'accuratezza dell'esperimento stesso. Infine, ci sono i dati da studio su cadavere, che sicuramente offrono valori medi di controllo in configurazione lassa.

Si è pensato quindi di incrociare le tecniche, non per truccare i risultati, ma perché ognuna delle due tecniche ha, da sola, una qualche pecca, e si è cercato di ottenere una posizione di studio che fosse attendibile:

- dai dati MRI in configurazione estesa sono state prese principalmente misure Patient Specific, di cui, una su tutte, la posizione lungo l'asse antero-posteriore del RP femorale rispetto al RP tibiale
- i dati di letteratura sono stati presi di due tipi e con finalità diverse:
 - a) dati di posizione passivi, come quelli tratti da studi cadaverici, usati principalmente come parametri di controllo di ciò che si ottiene dalla MRI.
 - b) dati di gait cycle: per sapere in fase attiva come variano nel tempo gli angoli.

Operazioni di riposizionamento:

- Si è partiti dalla MRI effettuata in configurazione supina con il ginocchio in completa estensione. Sono stati selezionati gli epicondili e ne si è individuato il punto medio. Questo è scelto quale RP delle cartilagini femorali. Il centro del sistema di riferimento tibiale era invece noto, e ampiamente ricostruibile. Si è misurata la distanza tra il centro tibiale ed il RP femorale in direzione anteroposteriore. Questa è la misura di riferimento per la posizione anteroposteriore.
- Nel modello mal configurato, era presente il sistema di riferimento centrato sul RP femorale. Sono stati misurati ed annotati gli angoli tra i piani del sistema di riferimento tibiale e del sistema di riferimento femorale. Queste misure sono state utilizzate inizialmente per riportare tutti i due sistemi di riferimento paralleli in toto.

Da questa configurazione in poi subentrano delle considerazioni e delle scelte.

- Primo: bisogna innanzitutto distinguere ciò che viene fatto a livello di assembly e ciò che viene imposto a livello di BCs. Impostare qualcosa in assembly vuol dire assegnare un orientamento iniziale da cui parte l'analisi FEM e che varia liberamente a seconda dei carichi e dei vincoli sul modello, adattandosi alle condizioni e non viceversa. Quindi è totalmente diverso dall'imporre una condizione di vincolo. Ha però effetti, come sul calcolo dei valori dei prestrain. Invece, come dicevamo, la condizione di vincolo si impone nell'analisi ed è lei che produce effetti sul modello.
- Secondo: si decide che si vuole ottenere inizialmente una configurazione parallela dei piani trasversali del femore e della tibia, questa è dichiarata come condizione iniziale da cui partire. Da questa configurazione, in relazione a quanto detto nel primo punto, si imporranno angoli desiderati
- Per assegnare le traslazioni si ritorna ai dati MRI: prima di tutto viene traslato l'assembly femorale in modo che lungo l'asse antero-posteriore sia rispettata la posizione reciproca tra il

punto medio tibiale ed il punto medio femorale. Quindi nota la distanza desiderata, si misura la distanza attuale e si trasla del necessario.

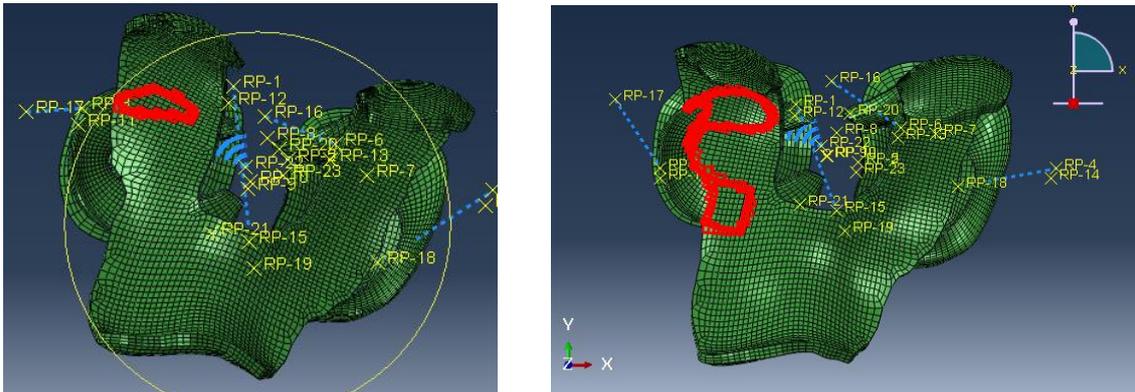


Figura 2.6. Elementi intersecanti prima e dopo l'inclinazione VV.

- viene impostata la condizione parallela, gli angoli misurati in precedenza di flessione-estensione, di inclinazione varo-valgo, e di intra-extra rotazione vengono azzerati.

Poi è stata applicata una inclinazione varo-valgo di 4° , utilizzando curve analizzate in letteratura. Questo, da un lato è vero, in quanto il femore è inclinato rispetto alla tibia, dall'altro assicura che, nonostante la taglia differente di epicondilo mediale e laterale, durante lo step di contatto, entrambi gli epicondili vadano a contatto in modo convincente.

Questo è visualizzabile nella figura 2.7. Sia chiaro, anche senza applicare questa inclinazione il contatto sarebbe avvenuto per entrambe le ragioni, ma nelle fasi iniziali sarebbe stato distribuito in modo disomogeneo ed irrealistico, troppo posteriorizzato sul menisco laterale. Spieghiamo: quando si trasliamo assialmente la cartilagine femorale, si scendi di -3.3 mm a fronte di uno stacco iniziale di 2 mm; questo è sufficiente a portare entrambi i condili a contatto, ma senza l'inclinazione varo valgo si presentano le due diverse mesh intersection, come mostrato nelle immagini. È fondamentale ricordare che durante la simulazione, il grado di libertà varo valgo è libero, ne si sta inserendo un valore iniziale solo in partenza a livello di assembly.

- Gli angoli restanti, ovvero l'angolo di IE rotazione e l'angolo di FE, subentrano dopo lo step che simulerà il contatto, quindi subentreranno in tempistiche dinamicamente attive e quindi saranno assegnati a partire da esperimenti in fase attiva. La similitudine di posizionamento dei sistemi di riferimento garantisce l'attendibilità dei valori di lettura da letteratura. Guideranno così, assieme alle forzanti, le deformazioni sui corpi.

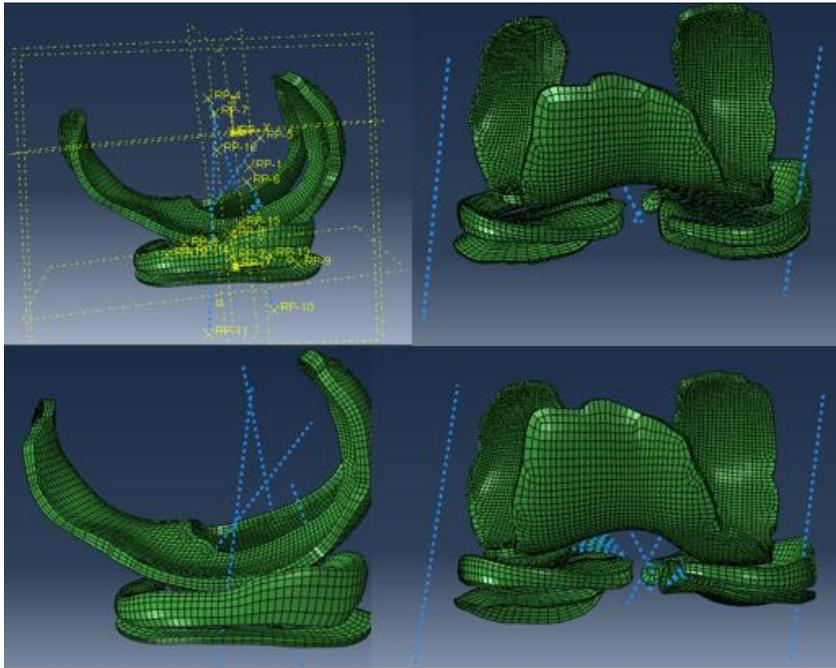


Figura 2.7. In alto: precedente orientamento e linee di costruzione. In basso attuale orientamento.

3. Materiali, sezioni e orientamento

A tutte le parti del modello, vengono quindi assegnate le proprietà dei materiali. Dal momento che lo scopo del nostro progetto è anche riprodurre i risultati ottenuti da Bolcos et al., vengono assegnate le stesse proprietà già da lui utilizzate.

Ora si vedrà il tutto dettagliatamente, ma in sintesi le cartilagini, sia tibiale che femorale, sono modellate come TIPE, ovvero, trasversalmente isotrope e poroelastiche. Mentre i menischi come TIE, ovvero come elastici e trasversalmente isotropi. Il modello ha quindi una componente solida, ovvero i menischi, ed una componente solido-porosa, cioè composta da una parte solida, ma che presenta cavità, le quali sono sature ed attraversate da una componente fluida. Si separi mentalmente le due componenti. Le proprietà dei tessuti solidi ed elastici, ovvero i menischi, e della matrice solida delle cartilagini verranno quindi trattate separatamente dalle proprietà della rimanente componente considerabile come fluido-poroso. Infine, verrà trattato il modo in cui Abaqus modella e fa interagire le due componenti.

Transversely isotropic elastic	E_p (MPa)	E_t (MPa)	ν_p (-)	ν_t (-)	G_t (MPa)	k (10^{-15} m ⁴ /Ns)	e_0 (-)
Cartilage ²⁷	24	0.46	0.42	0.06	12	1	4
Meniscus ^{12,27,102,103}	20	159.6	0.3	0.01	50	—	—

Tabella materiali^[3]

Table 1. Material parameters of cartilage and meniscus used in the FE models. Parameters: E_p – in-plane Young’s modulus, E_t – out-of-plane Young’s modulus, ν_p – in-plane Poisson’s ratio, ν_t – out-of-plane Poisson’s ratio, G_p – in-plane shear modulus, G_t – out-of-plane shear modulus, k – permeability, e_0 – initial void ratio.

Proprietà elastiche

Si parta dalla matrice di rigidezza per un materiale ortotropico. Siano le direzioni 1,2,3 le direzioni principali, allora siano E_i i moduli di Young corrispondenti a tali direzioni, siano i ν_{ij} , i moduli di Poisson e gli G_{ij} i moduli di taglio.

Si ottiene:

$$C = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} \end{pmatrix}$$

Si evolva questa matrice alla matrice di rigidezza per un materiale trasversalmente isotropo, ovvero che presenta una isotropia planare, e una anisotropia nel piano perpendicolare rimanente. Si impone quindi, rispetto al materiale totalmente anisotropo, $E_1 = E_2 = E_p$; $\nu_{31} = \nu_{32} = \nu_{tp}$; $\nu_{13} = \nu_{23} = \nu_{pt}$ and $G_{13} = G_{23} = G_t$, ottenendo:

$$C = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_p} & -\frac{\nu_p}{E_p} & -\frac{\nu_{tp}}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_p}{E_p} & \frac{1}{E_p} & -\frac{\nu_{tp}}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{pt}}{E_p} & -\frac{\nu_{pt}}{E_p} & \frac{1}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_p} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_t} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_t} \end{pmatrix}$$

Dove E_t e G_t sono il modulo di Young ed il modulo di taglio rispettivamente, fuori dal piano di isotropia. E_p e $G_p = \frac{E_p}{2(1+\nu_p)}$ sono invece i moduli analoghi ai precedenti ma nel piano di isotropia. Poi il termine ν_p rappresenta il rapporto di Poisson nel piano di isotropia, mentre ν_{tp} è sempre il rapporto di Poisson, ma nel piano rimanente di anisotropia.

Si passi ora dalla parte teorica all'introdurre questi parametri nel modello. Per farlo, bisogna assegnare un orientamento al materiale. Stiamo dicendo che il sistema di riferimento assoluto non è ideale per definire le proprietà del materiale, ma che è più consono scegliere un sistema di riferimento locale, oppure, scegliere un sistema di riferimento discretizzato sulla geometria di ogni tessuto.

In letteratura, viene consigliato un sistema di riferimento cilindrico rispetto al quale modellare cartilagini tibiali e menischi.

Da input file si ottiene:

*Orientation, name=Ori-2, system=CYLINDRICAL

11.625, 0., -27., 11.625, -1., -27.

1, -90.

Dove, appunto questi comandi indicano che è stato assegnato un orientamento rispetto ad un riferimento cilindrico al materiale, le coordinate dei punti di costruzione del cilindro, e le rotazioni applicate su tale sistema.

Quindi, per i menischi si può immaginare un cilindro il cui asse principale è lungo la direzione anatomica assiale tibiale. Questa direzione, assieme a quella radiale sono considerate come isotrope, mentre la direzione rimanente, ovvero la circonferenziale, come direzione di anisotropia. Questo risponde verosimilmente rispetto alle considerazioni precedente nel paragrafo 1.2 sull' anatomia dei menischi.

Per la cartilagine femorale era stato proposto un cilindro il cui asse coincide con l'asse assiale ed il piano di isotropia è sulle direzioni radiali e circonferenziali; riportiamo l'input anche qui, che interpreti il lettore con ragionamenti analoghi ai precedenti:

```
*Orientation, name=Ori-1, system=CYLINDRICAL
```

```
0.,    0.,    0.,    0.,    0.,    1.
```

2, 90.

Per la cartilagine tibiale, invece, la faccenda è particolarmente semplice. L'unica cosa da considerare è che il sistema di riferimento assoluto, può non coincidere con il sistema di riferimento locale tibiale, ma entrambi i sistemi sono rettangolari. Per diversi motivi che si vedranno in seguito, è però caldamente consigliato di traslare il modello, in modo da far coincidere il sistema di riferimento assoluto con il sistema di riferimento locale tibiale. Per completezza, da input file, si ottiene:

```
*Orientation, name=Ori-1
```

```
1.,    0.,    0.,    0.,    0.,    1.
```

1, 0.

Si è optato però per non seguire questi suggerimenti, ed applicare un orientamento diverso: si è utilizzato lo strumento "Discrete Field" tramite cui si è generato un campo spaziale i cui valori sono associati con gli elementi della mesh. Su un elemento della mesh viene selezionato un asse normale rispetto ad una superficie, questo sarà il nostro asse di anisotropia. Poi, sempre sullo stesso elemento, viene selezionato un asse principale rispetto ad un bordo, questo asse sarà l'ascissa curvilinea, nonché anche la direzione uno del sistema di riferimento. La direzione due è così automaticamente individuata per l'attuale elemento. Poi l'ascissa curvilinea seguendo questo bordo, trova l'elemento successivo della mesh, questo bordo è automaticamente la nuova

direzione uno, e si considera la superficie rispetto alla quale posizionare la normale in analogia con la superficie individuata nell'elemento precedente. Viene quindi individuato il nuovo sistema di riferimento sul nuovo elemento. Si ripeta il procedimento a tutti gli elementi considerando, e anche un minimo di intelligenza del programma, che è in grado di ragionare per strati di elemento, questa operazione risulterà presto automatizzata a tutti gli elementi della mesh. Il vantaggio è chiaro: si segue la variazione della geometria del corpo tra un elemento e l'elemento successivo.

Quindi in definitiva, vengono mantenute le intenzioni di direzionalità espresse nell'orientamento cilindrico illustrato in precedenza, ma, si ritiene, più correttamente, più fedelmente. Riepiloghiamo:

- per la cartilagine femorale, la superficie che individua la normale è quella che si affaccia al piatto tibiale. L'asse principale che traccia l'ascissa curvilinea, invece, è la linea sul piano sagittale che traccia il contorno dei condili femorali. Questo asse assieme all'asse al primo normale ma lungo "direzione non entrante nella tibia", rappresentano le direzioni di isotropia. Quindi la direzione normale anisotropa è quella che attraversa lo spessore delle cartilagini femorali. Viene quindi creata, e riportatene qui solo il comando da input, senza i le coordinate, una tabella di distribuzione spaziale:

```
*Material, name=CARTILAGE
```

```
*Elastic, type=ENGINEERING CONSTANTS
```

```
24., 24., 0.46, 0.42, 3.13043, 3.13043, 8.4507, 12. 12.,
```

```
*Permeability, specific=1e-05
```

```
1e-08,0.
```

```
0.01,4.
```

```
** Section: Section-1-_nameset
```

```
*Solid Section, elset=nameset, orientation=Ori-ORI-1-DISCORIENT,  
material=CARTILAGE_TIP,
```

```
*Distribution, name=FEMURCART_ORI-1-DISCORIENT, location=ELEMENT,
```

```
Table=FEMURCART_ORI-1-DISCORIENT_Table.....etc.
```

- per il corpo dei menischi, se si è seguito quanto detto, è chiaro che l'asse principale curvilineo è quello che curva la chiara forma a C o ad O dei menischi, e questo sarà l'asse di anisotropia, ovvero il più resistente, mentre, nel piano a questo asse perpendicolare giacciono le due direzioni di isotropia. Inoltre, le estremità delle corna meniscali sono modellate come uno strato isotropo e rigido si può immaginare i menischi come

Da input file, per il corpo meniscale e poi per le corna:

```
*Material, name=MENISCUS_TI
*Elastic, type=ENGINEERING CONSTANTS
20., 20., 159.6, 0.3, 0.00125313, 0.00125313, 7.69231, 50. 50.
*Material, name=MENHORNS
*Elastic
500., 0.4
** Section: Section-3-_nameset
*Solid Section, elset=_nameset, orientation=Ori-LM_ORI-1-DISCORIENT-1,
material=MENISCUS_TI,
*Distribution, name=LM_ORI-1-DISCORIENT-1, location=ELEMENT, Table= LM_ORI-1-
DISCORIENT-1_Table.... etc
```

Comunicazione della fase solida e della fase fluido-poroso

In Abaqus si può utilizzare la teoria bifasica per trattare le cartilagini tibiali e le cartilagini femorali. Questo significa generare una matrice solida alla quale si assegna la proprietà di essere parzialmente o totalmente satura. La matrice solida può essere elastica o iperelastica. Questo è in genere settato sulla base di quanto è ampia la deformazione.

Nella pratica, quindi, si assegnano separatamente le proprietà elastiche della fase solida e le proprietà di permeabilità al fluido.

La mesh invece è poro-elastica e lo step è di tipo SOIL. Con queste due caratteristiche il software capirà che deve far comunicare le due analisi. A livello di software, implementare la teoria bifasica correttamente è particolarmente intricato perché occorre far sì che diverse condizioni siano stabilite insieme; rivediamole e spieghiamole:

- La mesh deve essere di tipo poroso ed elastico, nel nostro caso è una C3D8P. Ovvero ha elementi esaedrici, elastici lineari e porosi.
- Il materiale è una sezione solida a cui vanno assegnate separatamente la proprietà elastica e la proprietà di permeabilità; non gli va assegnata la proprietà poroelastica invece.
- Bisogna considerare la presenza di un campo di void ratio, ed assegnarne condizione iniziali in condizione di piena saturazione
- Bisogna definire, nella definizione di permeabilità, l'andamento del void ratio

- Bisogna applicare la condizione di pressioni nulle nei pori in corrispondenza dei bordi laterali delle cartilagini, dove il fluido fuoriesce.
- L'analisi deve essere di tipo SOIL: questo è fondamentale per considerare la dipendenza dal tempo del materiale, quindi tutti gli step devono essere di tipologia transitorio e mai di tipo stazionario.
- Valutare se assegnare o meno la condizione di contatto poroso alle superfici di contatto. (Vedi paragrafo sul contatto)

Teoria della permeabilità in Abaqus ^{[33][34]}

Abaqus considera un fluido relativamente incompressibile a bagnare il mezzo poroso. Questo mezzo può essere totalmente o parzialmente saturo del fluido. Nel caso in cui sia saturo solo parzialmente, la parte restante è riempita con un altro fluido, come, per esempio l'aria. Questa configurazione considera che il fluido possa inglobare particelle solide, come a formare un gel. Per modellare un mezzo poroso in un modello FEM, diciamo che Abaqus "attacca" la mesh ad elementi finiti alla fase solida, e la fase liquida è contenuta all'interno della mesh. È quindi necessaria una equazione di continuità che, durante ogni time increment, eguagli i tassi di massa immagazzinata in un elemento (in realtà in ogni nodo, ma si semplifica dicendo elemento) e di quella che fluisce attraverso l'elemento stesso. A questa equazione va abbinato un modello costitutivo, ovvero la legge di flusso, che può essere o il flusso descritto dalla legge di Darcy o quello descritto dalla legge di Forchheimer.

Legge di Darcy, formulazione debole: è legge costitutiva che caratterizza il flusso attraverso un mezzo poroso: essa afferma che la portata di un fluido attraverso un mezzo poroso completamente saturo è definita in modo integrale dalla seguente equazione di flusso:

$$I_v = - \int_S \frac{k}{\mu} \nabla p \cdot d\vec{r}^2$$

dove k è la permeabilità del mezzo poroso, μ è la viscosità del fluido, ∇ è l'operatore gradiente spaziale, p è la pressione del fluido.

Applicando il teorema della divergenza si esprime nuovamente come l'efflusso attraverso una superficie chiusa che delimita un volume V :

$$I_v = - \int_V \nabla \cdot \left(\frac{k}{\mu} \nabla p \right) d r^3$$

Nei manuali di teoria di abaqus, non si trova questa formulazione, ma la seguente formulazione meno intuitiva, una formulazione locale: in condizioni uniformi, il tasso di flusso volumetrico del fluido attraverso una data area del mezzo, $sn\mathbf{v}_w$, è proporzionale, ma a meno del segno, al gradiente della quota piezoelettrica, ovvero:

$$sn\mathbf{v}_w = -\hat{\mathbf{k}} \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{x}},$$

dove $\hat{\mathbf{k}}$ è la permeabilità del mezzo, che non deve essere necessariamente isotropa, e può dipendere dal void ratio. Generalmente $\hat{\mathbf{k}}$ è una lunghezza su tempo, ma può essere definita diversamente da altri autori. ϕ è la quota piezoelettrica, definita come

$$\phi \stackrel{\text{def}}{=} z + \frac{u_w}{g\rho_w},$$

Dove ρ_w è la densità di massa del fluido, z è la quota rispetto a un dato e g è l'intensità dell'accelerazione gravitazionale, la quale agisce in direzione opposta a z . La formulazione di Forchheimer, invece, afferma che, sempre a meno del segno, il gradiente della quota piezoelettrica è proporzionale ad una funzione quadratica del flusso volumetrico del fluido attraverso l'unità di area del mezzo.

$$sn\mathbf{v}_w (1 + \beta \sqrt{\mathbf{v}_w \cdot \mathbf{v}_w}) = -\hat{\mathbf{k}} \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{x}},$$

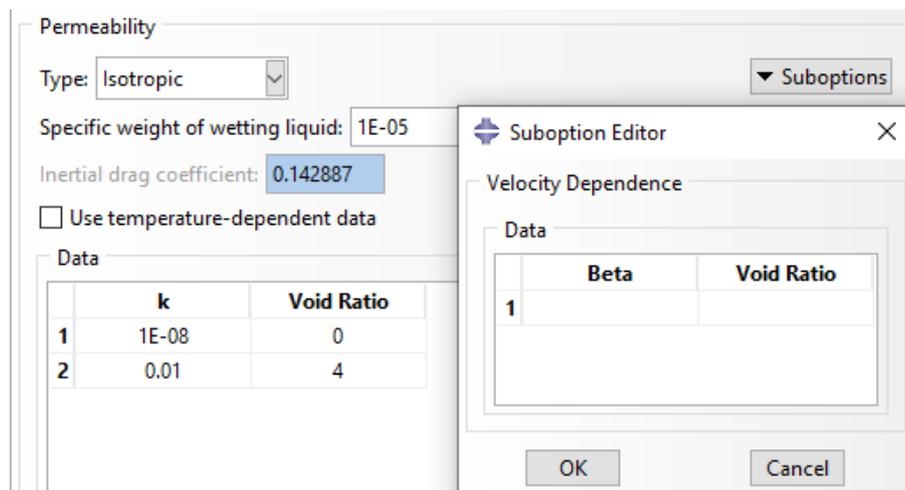
Dove $\beta(\mathbf{x}, e)$ è un coefficiente per la velocità. Questa formulazione non lineare può quindi dipendere dal void ratio anche attraverso il coefficiente B, cosa che prima, in Darcy, non avveniva. Comunque, si può vedere, che se la velocità del flusso tende a zero, la legge di Forchheimer approssima la legge di Darcy. Se poi, $\beta = 0$, allora le due legge divengono identiche.

La permeabilità di un dato fluido in un flusso volumetrico dipende sia da livello di saturazione della fase considerata sia dalla porosità del mezzo. Abaqus assegna in modo separato queste dipendenze:

$\hat{\mathbf{k}} = k_s \mathbf{k}$, ovvero si sono ben due variabili che, moltiplicandosi, definiscono il concetto di permeabilità in una terza variabile: $k_s(s)$ è la dipendenza dalla saturazione, ovvero totale saturazione per $k_s(1) = 1.0$, mentre $\mathbf{k}(\mathbf{x}, e)$ è la permeabilità del mezzo totalmente saturo, che dipende dal void ratio, e quindi dalla porosità. Il parametro k_s può essere impostato dall'utente, ma di default, per un flusso stazionario, per un mezzo parzialmente saturo, è stato osservato che la permeabilità di saturazione segue $k_s = s^3$.

A livello di CAE, per impostare la legge di Darcy o la legge di Forchheimer, occorre individuare l'opzione Suboption, un po' nascosta, la quale permetta di assegnare la dipendenza o dalla velocità o dalla saturazione. Se non si assegna la dipendenza dalla velocità, allora si sta utilizzando la legge di Darcy. La legge di Forchheimer diventa una approssimazione della legge di Darcy quando la velocità del flusso si riduce.

Infine, una domanda sorge spontanea, visto che non sappiamo cosa succede senza prima aver simulato, chi ci garantisce che la velocità di flusso tenda a zero? Sarebbe più corretto, in teoria applicare la legge di Forchheimer, e quindi assegnare la dipendenza, poi, fare un po' di diagnostica e verificare se è vero che dai risultati le velocità sono basse. Allora, a quel punto, si approssimare con Darcy e tagliare i costi computazionali. Ciò nonostante, dato che Bolcos et al. ha applicato questa metodologia, e che comunque non ci si aspetta velocità alte, questa è solo una considerazione utile a chi si troverà ad affrontare problemi dove si debba fare questa scelta.



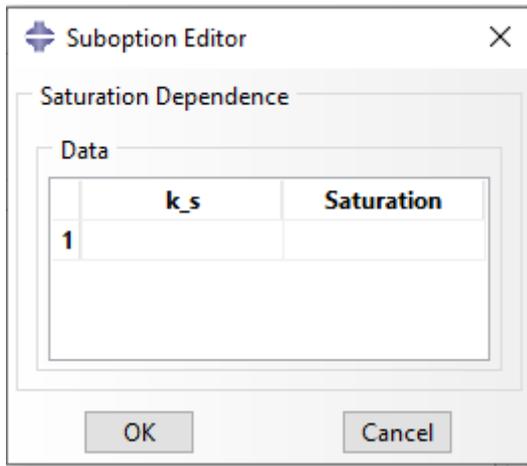


Figura 3.1. Implementazione CAE dei parametri di permeabilità e void ratio. Sottopzioni per imporre dipendenze da saturazione e dalla velocità

Proprietà nel solido poroso^{[15][25] [26]}

Transversely isotropic elastic	E_p (MPa)	E_t (MPa)	ν_p (-)	ν_t (-)	G_t (MPa)	k ($10^{-15} \text{ m}^4/\text{Ns}$)	e_0 (-)
Cartilage ²⁷	24	0.46	0.42	0.06	12	1	4
Meniscus ^{12,27,102,103}	20	159.6	0.3	0.01	50	—	—

Table 1. Material parameters of cartilage and meniscus used in the FE models. Parameters: E_p – in-plane Young’s modulus, E_t – out-of-plane Young’s modulus, ν_p – in-plane Poisson’s ratio, ν_t – out-of-plane Poisson’s ratio, G_p – in-plane shear modulus, G_t – out-of-plane shear modulus, k – permeability, e_0 – initial void ratio.

Confrontiamo questi due modi di impostare il materiale, praticamente uguali se non per un dettaglio finale:

** PREDEFINED FIELDS

**

** Name: IC-1 Type: Void ratio

*Initial Conditions, TYPE=RATIO

_PICKEDSET132, 4.

**

*Permeability, specific=1e-05

1e-08,0.

0.001,4.

** PREDEFINED FIELDS

**

** Name: IC-1 Type: Void ratio

*Initial Conditions, TYPE=RATIO

_PICKEDSET132, 4.

**

*Permeability, specific=1e-05

1e-08,0.

Nelle prime righe, prima di tutto viene definito un campo di tipo Void Ratio, ovvero viene assegnato ai nodi un valore iniziale del Void Ratio, il quale, è una funzione di stato in Abaqus, ed il cui stato determina la permeabilità del mezzo; il void Ratio qua definito varia con la deformazione del materiale.

In particolare, il void ratio, in italiano indice dei vuoti, è formulato come:

$$e = \frac{dV_v}{(dV_g + dV_t)}$$

Dove e è il void ratio appunto, mentre dV_v è il volume degli spazi vuoti nel mezzo, dV_g è il volume dei grani della matrice solida nel mezzo e dV_t è il volume del liquido intrappolato nel mezzo. È chiaro, dalla definizione, che questa è stata pensata prima di tutto per applicazioni geotecniche. Nel nostro caso, di saturazione completa, il void ratio deve essere interpretato come il rapporto tra il volume della parte fluida e quello della parte solida.

La riga successiva richiama il comando *Permeability con il quale si richiama le proprietà di permeabilità del materiale. Nel namefile.inp sarebbe un comando che appare in ordine precedente, ma era più semplice spiegare le operazioni in ordine alterato. In ogni caso per prima cosa con il comando specific=1e-05 è stato assegnato il peso specifico del fluido.

Dopodiché inizia la differenza tra il codice a sinistra e quello a destra; nel codice a sinistra si sta imponendo espressamente che la permeabilità sia una funzione lineare del void ratio. Ovvero assegnando due coppie di valori, ovvero la coppia (1e-08,0) e la coppia (0.001,4). Questi sono gli estremi della retta. Imponendo ulteriori coppie si potrebbe definire, implementando ulteriormente la tabella, anche un andamento lineare tra più sottointervalli.

4. Interazioni e proprietà di superficie

In questo capitolo, si parte proprio dall'input file, per mostrare in modo sufficientemente dettagliato quali superfici sono state definite come interagenti, come sono state create e come sono state definite le loro proprietà superficiali.

INTERAZIONI

** INTERACTIONS

**

** Interaction: INTPROP-1-1

*Contact Pair, interaction=INTPROP-1, type=SURFACE TO SURFACE, hcrit=10.

LM_SUP, FC_INF

** Interaction: INTPROP-1-2

*Contact Pair, interaction=INTPROP-1, type=SURFACE TO SURFACE, hcrit=10.

LTC_SUP, FC_INF

** Interaction: INTPROP-1-3

*Contact Pair, interaction=INTPROP-1, type=SURFACE TO SURFACE, hcrit=10.

MM_SUP, FC_INF

** Interaction: INTPROP-1-4

*Contact Pair, interaction=INTPROP-1, type=SURFACE TO SURFACE, hcrit=10.

MTC_SUP, FC_INF

** Interaction: INTPROP-1-5

*Contact Pair, interaction=INTPROP-1, type=SURFACE TO SURFACE, hcrit=10.

LM_INF, LTC_SUP

** Interaction: INTPROP-1-6

*Contact Pair, interaction=INTPROP-1, type=SURFACE TO SURFACE, hcrit=10.

MM_INF, MTC_SUP

**

- **Contact pair:** principalmente, si sta comandando che a definire le coppie di superfici, sia l'utente e non un l'algoritmo di Abaqus. In altre parole, l'utente crea dei set di superfici, le quali vengono definite in contatto. Occorre quindi spiegare come definire la superficie master e la superficie slave in una coppia di contatto: la selezione deve essere affrontata per ogni coppia di superfici individuate. I nodi della superficie master possono penetrare nella superficie schiava. La superficie con una mesh più fine dovrebbe essere di tipo slave, mentre quella

appartenente al corpo più rigido dovrebbe agire da master. Quindi, le superfici del femore che si interfacciano con i menischi risultano schiave, così come lo risultano anche le superfici delle cartilagini tibiali che interagiscono sempre con i menischi. Invece, le superfici delle cartilagini femorali agiscono da master quando si interfacciano con le cartilagini tibiali, essendo più estese delle ultime.

- **Interaction=INTPROP-1:** comando molto importante, assegna le proprietà alle superfici. Nel paragrafo seguente è spiegato dettagliatamente.

- **type=surface to surface:** si sta affermando che il contatto è di tipo superficie su superficie, e non, ad esempio, nodi su superficie, e che tali superfici sono appartenenti a tessuti diversi, non si sta, ad esempio, ripiegando una superficie su sé stessa. Si spiega: abaqus permette diversi metodi di discretizzazione, come nodo-superficie o superficie superficie. Il primo metodo definisce le condizioni di contatto tra ogni nodo della superficie schiava e la superficie master, mentre il secondo va a considerare anche la forma, sia quella della superficie master che quella della schiava.

- **Parametro hcrit:** questo parametro è una piccola chicca di abaqus. Può essere modificato solo da input file. Quando le iterazioni non convergono, questo parametro controlla la taglia dell'incremento basandosi sulla distanza di penetrazione. Quando durante una iterazione, la penetrazione eccede una certa distanza, che è appunto quella definita in $hcrit=distance$, abaqus abbandona l'incremento e procede ad un nuovo incremento più piccolo. Il valore di default di hcrit equivale al raggio di una sfera che circoscrive la superficie caratteristica di un elemento. Quando questo valore viene calcolato, Abaqus utilizza solo la superficie schiava della coppia di contatto. Se si vuole accedere al valore di hcrit, bisogna controllare il file .dat.

In realtà abbiamo semplificato le cose. Ad esempio non sempre abaqus è in grado di calcolare il valore di hcrit da assegnare come valore di default, oppure, se vi sono molte coppie di contatto nel modello, come nel nostro caso, dove sono otto, abaqus utilizza la dimensione media di tutti gli elementi delle superfici schiave, che potrebbe non essere un valore attendibile per tutte le coppie.

Poi, ci sono delle zone, come i condili femorali, alcune parti dei menischi (specie sulla superficie superiore), vicino alle due creste che formano l'eminanza intercondiloidea, nei solchi tibiali, dove le superfici iniziano ad avere una certa curvatura, a volte anche abbastanza tagliata.

In tali casi, si considera appunto una nuova definizione del valore h_{crit} . Questo perché, durante una iterazione, può succedere che un nodo della superficie schiava, inizialmente nel punto a, possa penetrare nella superficie master sino al punto b, fintanto che la penetrazione in questione è appunto minore del valore di h_{crit} . Però, c'è anche il rischio che Abaqus muova il punto a nel punto c, che si sulla superficie master, anziché all'interno di essa. Allora, per impedire ciò, occorre impostare un valore più basso di h_{crit} .

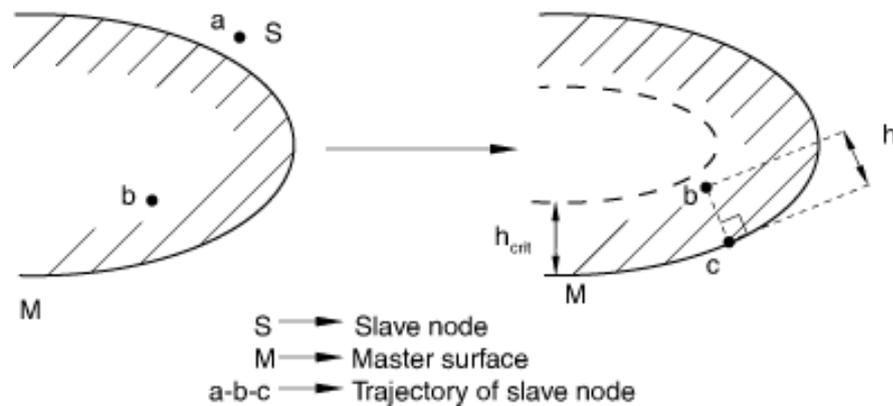


Figura 4.1 effetti di una penetrazione eccessiva su superfici curve^[34]

Infine, per completezza, riportiamo che anche nei modelli in cui è presente un contatto ammorbidito, che permette, quindi maggiori penetrazioni, occorre rivedere il parametro di h_{crit} .

Ora, prima di passare alle proprietà delle superfici che interagiscono tra loro, si vuole aggiungere qualcosa di più del come scegliere quale superficie agisce da master e quale da slave. Dal momento che le superfici, come si è detto, sono create dall'utente, e non automaticamente individuate da un algoritmo interno di Abaqus, si vuole indicare che, quando si definisce la superficie master occorre anche creare adeguatamente tale superficie. Dal manuale di Abaqus, si riporta l'immagine 4.2. Durante un approccio di contatto di tipo finite sliding, occorre assicurarsi che la superficie master si estenda sufficientemente per tenere in considerazione il moto che avverrà tra i due corpi a contatto. Sarebbe importante evitare che il contatto vada a estendersi lungo il perimetro della superficie master: se una superficie master ha lati definiti liberi dal contatto, ma che durante il moto rischiano di andare in contatto, alcuni nodi della superficie schiava potrebbero finire arrotondarsi dentro alla superficie master. Questo problema è noto come chattering. Ora, la mesh del femore è stata sviluppata con pareti laterali

a spigolo vivo, e si muove, nella fase di contatto assialmente verso all'interno degli altri corpi tissutali. È quindi soggetta a questa problematica.

Ciò nonostante, è anche vero che, sulla superficie laterale della cartilagine tibiale è assegnata una BC di tipo pressione sui pori, dove questa pressione è stata impostata come nulla. Esiste quindi, prima di tutto un primo punto di riflessione sulla correttezza dello spigolo vivo con il quale è stata ricostruita la cartilagine femorale, poi anche un primo conflitto tra il desiderio di instaurare uno step di contatto più solido dal punto di vista computazionale e la necessità di assegnare correttamente le condizioni al contorno. Il modello è riuscito a trovare la convergenza considerando solo la superficie inferiore distale del femore come superficie di contatto. Questa è ciò che conta davvero perché bisogna distinguere ciò che sono gli artifici matematici che servono a far convergere un modello, dei quali, in effetti, fa parte lo step di contatto stesso, e ciò che è la fisica del modello. Ciò nonostante può essere interessante, dato che la nostra mesh ha tre strati lungo lo spessore, considerare di assegnare lo strato laterale più distale come parte anche esso della superficie master, ed assegnare la condizione al contorno di pressione sui pori solo agli ultimi due strati superficiali laterali più prossimi.

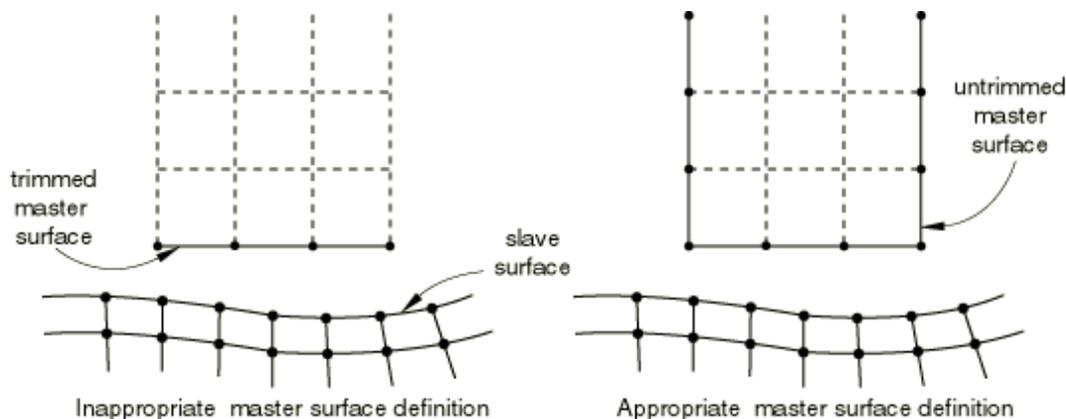


Figura 4.2. Corretta costruzione delle superfici di contatto^[34]

PROPRIETÀ DELLE SUPERFICI

** INTERACTION PROPERTIES

**

*Surface Interaction, name=INTPROP-1

1.,

*Friction,

0.,

*Surface Behavior, pressure-overclosure=HARD

*Distribution Table, name= FEMURCART_ORI-1-DISCORIENT_Table

coord3d, coord3d

*Distribution Table, name= LM_ORI-1-DISCORIENT-1_Table

coord3d, coord3d

*Distribution Table, name= LTC_ORI-1-DISCORIENT-3_Table

coord3d, coord3d

*Distribution Table, name= MM_ORI-1-DISCORIENT-4_Table

coord3d, coord3d

*Distribution Table, name= MTC_ORI-1-DISCORIENT-6_Table

coord3d, coord3d

Friction: Si sta assumendo praticamente nullo l'attrito con le superfici che si interfacciano alle cartilagini, essendo il soggetto sano.

***Surface Behavior, pressure-overclosure=HARD:** Si sta determinando, oltre che il modello matematico di risoluzione, anche il modo in cui lo stato di un nodo è considerato aperto o chiuso e l'intensità di risposta. Questa relazione, è la relazione più severa. Minimizza infatti la penetrazione della superficie schiava nella superficie master. L'alternativa era considerare metodi detti morbidi che hanno comportamento diverso da questo mostrati nel grafico in figura 4.3. Negli altri, la risposta pressione-penetrazione e pressione-assenza di penetrazione (overclosure e clearance), presenta un andamento in funzione della penetrazione imposto dall'utente con da valori tabulati con andamenti lineari o esponenziali.

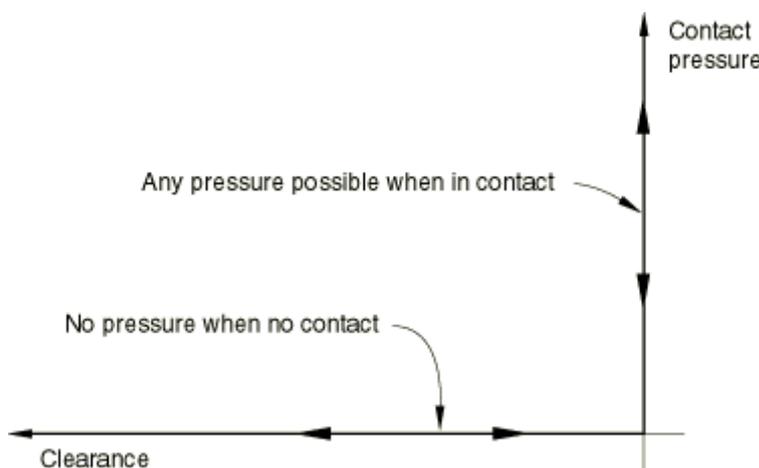


Figura 4. 3. Risposta distanza - pressione di contatto di tipo hard. ^[33]

***Distribution Table:** Con questo comando, si stanno definendo delle distribuzioni spaziali che riguardano l'orientamento delle superfici che vengono in contatto. In precedenza era già stato

trattato il discorso quando si erano assegnate le proprietà ai materiali. Ad esempio, quando si vuole visualizzare la CPRESS(ovvero la pressione di contatto) che esprime il rapporto tra il carico normale e la vera superficie di contatto, che rappresenta l'area efficace, ovvero l'unione dell'area frontale e posteriore, bisogna ricordare che il segno della CPRESS calcolata dal esprime una pressione di compressione sulla faccia positiva della superficie, dove, la faccia positiva è appunto la faccia, qui definita, da cui la freccia normale è uscente, come da immagine. Questa deve essere quindi prima correttamente orientata, poi, può comunque essere visualizzata disegnando le normali su ogni faccia dal modulo di visualizzazione di abaqus; come nella figura 4.4.

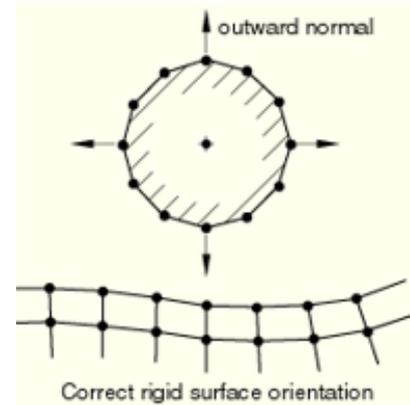


Figura 4.4 Corretta assegnazione delle direzioni normali in superfici a contatto^[33]

5. Legamenti, corna, inserzioni delle corna sul piatto tibiale

Per trattare i legamenti si parta prima dalle ossa. Nel modello le ossa sono considerate come corpi rigidi. È questa un'approssimazione ragionevole?

Quello studiato è un problema multi contatto, in cui sono importanti tanto le cartilagini quanto i menischi. Sarebbe sbagliato dire che ha senso perché le ossa sono molto più rigide delle cartilagini e basta. Ha senso perché le ossa sono anche, nel complesso, meno deformabili dei menischi.

Restano da modellare i legamenti, i quali sono collegati alle ossa. Le ossa, oltre che corpi rigidi, sono anche corpi ancorati a livello modellistico se si considera la tibia, ma molto mobili se si considera il femore. Inoltre i legamenti, non sono collegati sempre solo alle ossa: si pensi ad esempio al legamento profondo mediale, il quale si connette ai menischi, e in un paragrafo successivo, si discuterà dell'importanza di ciò.

Per fare scelte modellistiche sui legamenti bisogna quindi considerare:

- **funzione:** i legamenti stabilizzano l'articolazione del ginocchio; siccome nel nostro modello la tibia è ferma, rispondono in base al moto del femore, mantenendolo sulla sede tibiale. Quindi la componente modellistica che si sceglie deve avere un ancoraggio sulla base e deve essere in grado di muoversi sulla zona prossimale seguendo il femore e trasmettendo reazioni sulla base di questo moto.

- Siamo in un campo di **rigidezza** che, fintanto che si è in condizione lassa, è comparabile a quello dei corpi meniscali, ed inferiore a quello delle ossa. Inoltre, dal momento che non risponde in compressione è non lineare. Nel dettaglio, il valore di rigidezza per il crociato anteriore è $k = 380$ N/mm, per il crociato posteriore è $k = 200$ N/mm, mentre per il collaterale mediale e il collaterale laterale è $k = 100$ N/mm. Si riporta ad esempio il formato tabulare con le caratteristiche del crociato posteriore, mostrato in figura 5.1. Si premette che il dominio riportato per definire lo spostamento è molto diverso da quello che si avrà effettivamente nella simulazione, che avviene in un campo molto più ristretto. Dai valori in tabella si disegna un andamento costante praticamente nullo tra $[-\infty$ e $-1]$, tra $[-1$ e $0]$ si opera in lassità lineare, tra $[0$ e $10]$ la risposta è elastica lineare, mentre tra $[10$ e $+\infty]$ è costante.

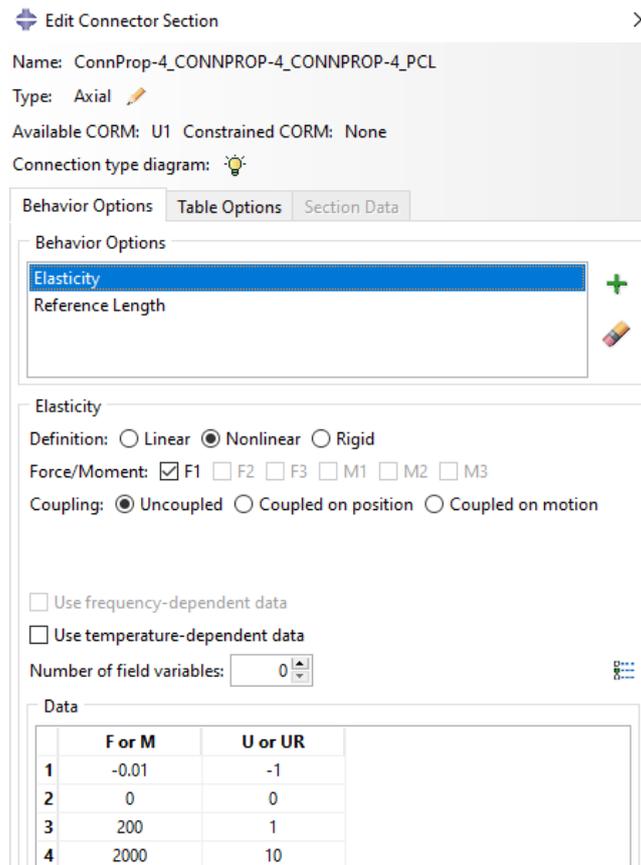


Figura 5.1. Modellare la sezione dei legamenti in Abaqus CAE.

- **Inserzioni e curvatura:** le inserzioni, di fatto, individuerebbero delle aree attacco sulle ossa, mentre per curvatura ci si riferisce al fatto che spesso i legamenti seguono una forma imposta dalle curvature ossee e quindi sono in realtà tutt'altro che linee rette tra punti.

Le aree di contatto possono essere relativamente piccole e circoscritte, come ad esempio nei crociati, oppure possono protrarsi longitudinalmente alle ossa come nei collaterali. La forzante principale può agire principalmente a taglio, se agisce longitudinalmente all'area di contatto, oppure può agire a trazione se agisce prevalentemente perpendicolarmente all'area di contatto. Tutte queste complicazioni di forma vengono semplificate sulla base del seguente requisito: assegnare abbastanza correttamente il braccio della reazione trasmessa dai legamenti, i quali poi agiranno sui i gradi di libertà non assegnati del moto femorale. In generale, si è quindi individuato queste inserzioni direttamente dalle immagini MRI del paziente. Considerando il punto medio dell'area di contatto con l'osso, e riportando in Abaqus attraverso le loro coordinate.

Le altre difficoltà espresse vengono risolte considerando che i punti di attacco siano perfetti sui corpi ossei, del resto, durante la camminata, questi non saranno certo soggetti a criticità

fisiologiche. Per la curvatura, in principio, se si individuano punti adatti e tratti non troppo lunghi, come punti sufficientemente laterali e mediali per i legamenti collaterali, questa può essere trascurata. L'alternativa sarebbe linearizzare in sottorange la curvatura creando 2 o più sottowire lineari che ne seguono l'andamento, ma questo presenta costi computazionali eccessivi.

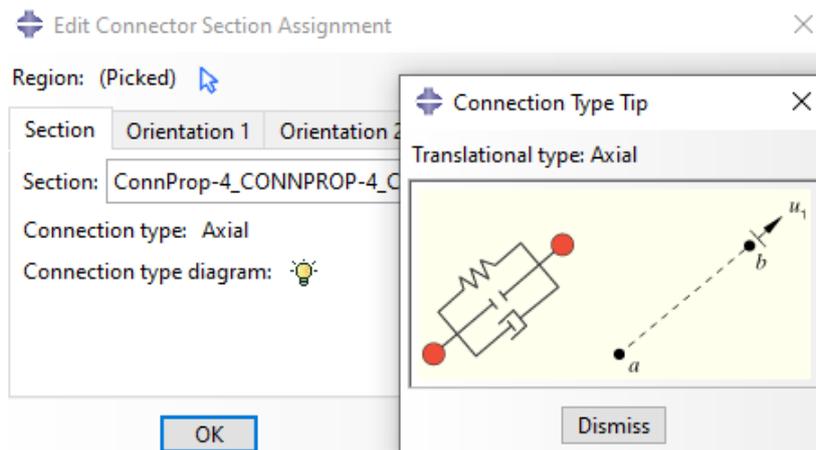


Figura 5.2. Nessuna restrizione è assegnata al moto dei punti che modellano le inserzioni dei legamenti. Solo la direzionalità della reazione vincolare è assegnata.

- **Allungamento, torsione, sezione, fasci, moto.** Se le aree di contatto degenerano in punti, allora i corpi dei legamenti degenerano in linee. Per quanto detto prima, specie nel paragrafo di anatomia, i legamenti sono strutture nella realtà molto complesse, e si poteva modellarli anche diversamente. Potevano, ad esempio, essere suddivisibili in sottofasci di rette con diversa direzionalità ed inserzioni. Questo avrebbe portato, ad esempio, ad avere possibilmente sullo stesso legamento contemporaneamente fasci in allungamento e fasci in accorciamento. Oppure, si poteva comprendere in toto la geometria di questi tessuti. Al momento, però, serve un modello di compromesso tra utilizzabilità e complessità, e la modellazione della geometria non è il focus della trattazione. Si delinea quindi un comportamento unilaterale della reazione, ovvero solo in risposta alla trazione, lungo una retta assiale alle cui inserzioni si lascia la possibilità di allungamento e torsione su se stessa. Questo ci porta al moto: i punti di inserzione sono molto mobili nello spazio circostante. Siano a e b i punti di inserzione, non si vincolano i gradi di libertà di questi punti in alcun modo, e non sono vincolate le terne costruite sui punti a e b a restare parallele durante il moto. Quindi, si lascia, oltre all'allungamento, la possibilità di torsione. A essere costretta, invece, è la risposta al moto, ovvero la reazione; la reazione è assiale e bilineare.

- **Accoppiamenti:** rielaborando quanto detto fin qui, a questo punto è chiaro che tra i punti di inserzione dei legamenti ed il reference point femorale ci deve essere un accoppiamento totale su tutti i gradi di libertà.

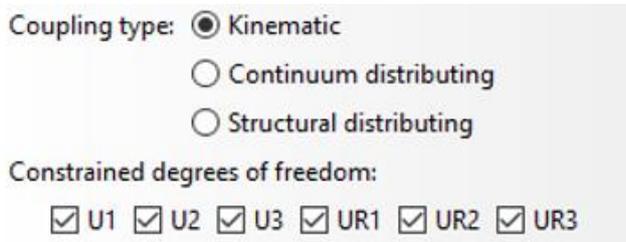


Figura 5.3. Costrizione del moto dei punti di inserzioni dei legamenti al femore, al punto che modella il moto del femore stesso.

Si approfitta dell'argomento per introdurre una piccola, ma utile digressione, dal carattere molto pratico per chi utilizza Abaqus e che in molti lavori, come nel precedente, non è stata considerata, e che può portare ad ingenti perdite di tempo:

I punti di inserzione, che siano mobili o no, quindi sia a femorali che tibiali che delle corna meniscali, andrebbero sempre costruiti a livello di parte (in Abaqus/cae si distingue parte ed assembly). Questo consente di muovere questi punti con i comandi di traslazione e rotazione che si applicano alle istanze di abaqus, che risultano ancorati così alla parte nei quali sono stati creati. Questo è particolarmente utile quando si debba rimettere in discussione qualcosa sul modello che riguardi posizione o orientamento. Si pensi, ad esempio, alle corna meniscali, che sono assegnate creando un dire per nodo. Se viene cambiata la coordinata di inserzione del RP e questo è stato creato a livello di parte, i wire seguiranno automaticamente la nuova posizione, diversamente, andranno ricreati tutti.

Ora per quanto i punti siano stati ricostruiti seguendo questo principio, a volte, si è dovuto rimangiarsi alcuni parametri a livello di Input File e non di CAE, e quando si reimporta il modello in CAE, si perde automaticamente la costruzione dei RPs nella parte, che nell'operazione di import, vengono assegnati a livello di assembly.

- **Prestrain:** il prestrain dei legamenti è assegnato sulla base del lavoro di Esrafilian et al. che ha analizzato questo parametro in configurazione estesa, ovvero pressoché nella la nostra configurazione iniziale, individuandone un valore di riferimento. Inoltre Esrafilian ed al. ha studiato anche la variabilità dei risultati nel suo modello di ginocchio focalizzandosi sulla variazione del valore del prestrain in un range tra il -10% ed il 10%. Si veda appunto i valori in tabella:

Ligament Bundle	K _l (kN)	ε _r (%)				
		-10%	-5%	Reference	+5%	+10%
ACL	10	-2	3	8	13	18
PCL	18	-23.5	-18.5	-13.5	-8.5	-3.5
LCL	6	-17.3	-12.33	-7.33	-2.33	2.67
MCL	8.25	-6.34	-1.34	3.66	8.66	13.66

Table 1. Material parameters of ligaments used in the simulation (see Eq. 1). K_l is the linear stiffness and ε_r is the ligament pre-strain for the fully extended knee joint⁸⁴.

A livello CAE, questi valori vanno inseriti inserendo nelle proprietà di sezione dei connettori il comportamento “lunghezza di riferimento”, come mostrato in figura 5.1.

Questa lunghezza R, è calcolata appunto sulla base del prestrain individuato ε_r (%) e sulla base della lunghezza raggiunta L in configurazione estesa all’inizio dello step di contatto**. La formula da applicare è:

$$R = \frac{L}{1 + \frac{\epsilon_r(\%)}{100}}$$

** il modello era stato traslato a livello di assembly di 2.5 mm assialmente lungo la cartilagine femorale e, sempre assialmente, di 1mm lungo la cartilagine tibiale. Questo evitava di iniziare la simulazione con qualche intersezione di mesh già fin dal primo incremento. Queste piccole intersezione erano dovute ai limiti del processo manuale di segmentazione e riorientamento dei corpi tissutali. Si è individuata la lunghezza semplicemente traslando “indietro” a livello di assembly esattamente dei valori appena descritti, e misurando la lunghezza dei legamenti accettando queste piccole intersezioni di mesh. Sia chiaro che questa è un’approssimazione molto piccola e comunque obbligatoria: in teoria, per conoscere ancora più esattamente la lunghezza in configurazione estesa, bisognerebbe effettuare proprio lo step di contatto, così che le mesh non siano intersecate brutalmente. Allo stesso tempo, per effettuare lo step di contatto bisognerebbe conoscere R. Quello adottato è un metodo semplice e soddisfacente. I valori di R, L ed ε_r = sono riportati nel paragrafo di ri-orientamento, nel capitolo 2. Sia ricordato, che i valori finali di lunghezza di riferimento, dipende anche dalla posizione iniziale reciproca che si è assegnata ai corpi femorali e tibiali, la quale non è la stessa per entrambi i corpi.

Occorre infine sottolineare, che, oltre ai prestrain utilizzati da Esrafilian, sono stati utilizzati anche i prestrain di Bolcos. Ma questa scelta è trattata nei paragrafi sulle conclusioni.

- **Lassità:** è correlata alla questione precedenti sul pretensionamento, sulla posizione e sulla rigidità. Per una molla lineare il pretensionamento impone che la rispostata della molla

sia prima costante fintanto che non si raggiunge la forza di compressione o trazione necessaria a modificare la condizione di equilibrio, poi, da lì in avanti, lineare. In questo caso, invece, il comportamento è più assimilabile a quello di una cordicella elastica ancorata che si può un poco flettere quando gli estremi si avvicinano. In particolare, la lassità è descritta dalla bilinearità, ovvero dall'aver imposto una rigidità bassa e negativa per spostamenti negativi. Poi, se il valore del pretensionamento in una data posizione è negativo, si può assumere che in quella data posizione il legamento non stia rispondendo in modo attivo. In particolare risultano inizialmente non attivi il PCL e il LCL.

- **Capacità di vedere i risultati in output, dimensione dei dati immagazzinati e costi computazionali:**

ci si concentra sui corpi quali cartilagini tibiali, femorali e menischi. I risultati di output sui legamenti non ci interessano, se no non li si avrebbe implementati in questo modo. Nel processo di setting dei parametri FEM è importante avere risposte in tempi accettabili e gli spazi di immagazzinamento possono diventare eccessivi. Aver implementato in questo modo i legamenti evita tutto ciò.

In sintesi, per fare un sommario di tutto quel che si è detto e vedere la questione in modo semplice, si dica solo che i punti di inserzione dei legamenti sono stati individuati grazie alla segmentazione manuale in mimics, il loro moto segue perfettamente il moto del femore, e che dal punto di vista modellistico sono molle bilineari in grado di resistere a trazione e non a compressione. Queste molle sono pretensionate, tale pretensionamento è incerto, dipende da molti fattori e può alterare le capacità del modello e dei risultati (piccola premessa sulle conclusioni).

Considerazioni sulle corna dei menischi [13][28]

Generalmente, una questione omessa nelle trattazioni di letteratura FEM è il modo in cui si è giunti ad individuare la posizione dei punti di inserzione delle corna meniscali. Se si pone al modellista la domanda “come sono stati individuati i punti di inserzione delle corna meniscali sulla tibia”, una classica risposta sarà che questa scelta è stata presa in collaborazione con un radiologo. Insomma, questa è una faccenda delicata e un po' ardua da trattare.

Intanto, nel paragrafo sui materiali, è stato riportato che le estremità meniscali sono modellate con uno strato terminale di materiale isotropo e rigido. Questo strato ha una funzione ben

precisa:

- È uno strato che **assorbe e trasmette carico in modo più omogeneo**; ai nodi sulla superficie esterna di questo strato, infatti, sono connessi degli elementi di connessione di tipo wire. Ogni wire ha quindi una estremità sul punto individuato come inserzione del corno meniscale sulla tibia, e l'altra estremità su un solo nodo della superficie esterna del nodo dello strato rigido. La rigidità totale di questi wire è circa 350 N/mm da suddividere appunto per ogni wire in base al numero dei nodi per superficie esterna. Se non fosse quindi presente lo strato rigido, prima di tutto i wire imporrebbero problemi FEM del tipo "forza concentrata", ed in secondo luogo si verificherebbero deformazioni eccessive in prossimità degli elementi vicino alle estremità del corpo dei menischi. Quindi da una parte questo strato rigido assorbe e trasmette meglio il carico di questi wire che modellano l'ancoraggio delle corna meniscali sulla tibia.

Quando si è parlato dei legamenti, si sono visti i diversi procedimenti per assegnare loro le proprietà. I discorsi relativi ai wire che modellizzano le inserzioni delle corna meniscali sulla tibia sono molto affini e non si crede necessario ripeterli, piuttosto si riassume tutto dicendo:

- si tratta di componenti che rispondono solo assialmente
- la reazione agisce solo in trazione, non risponde a compressione
- la rigidità è considerevole rispetto alle rigidità del modello, raggiungendo 350 N/mm in totale. Maggiore della rigidità dei legamenti.
- i punti delle estremità che rappresentano le inserzioni delle corna meniscali sono fermi e sono ancorati con un BC di tipo incastro, perché del resto è ferma la tibia stessa.
- l'altra estremità del wire, essendo connessa ad un nodo particolare del menisco, si sposta assieme a questo nodo.

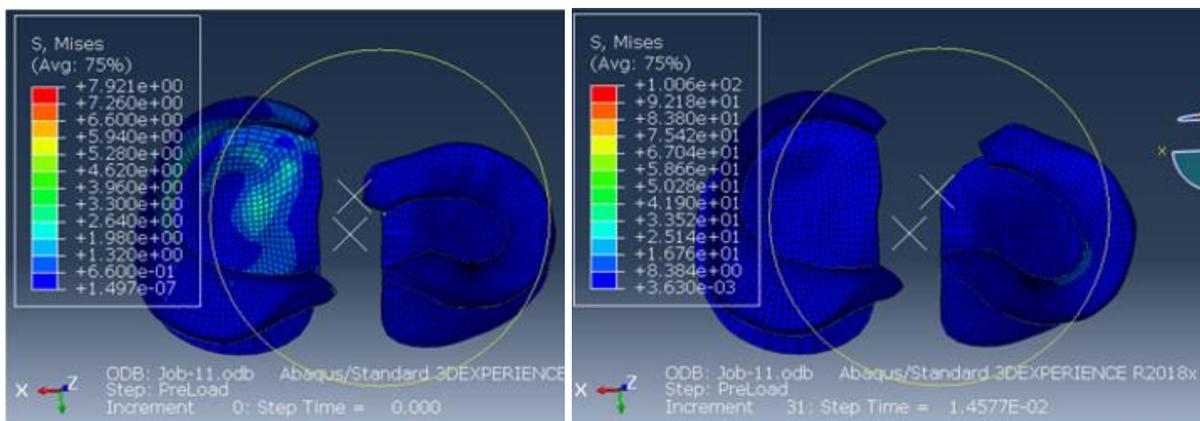
Ora, però, la questione realmente importante:

- **questi wire sembrano apparentemente l'unica cosa a cui sono vincolati i menischi.** Questa questione è da studiare assieme al paragrafo sulle proprietà superficiali, ovvero nel capitolo 4. In questo capitolo, si mostra che è stato impostato come nullo il coefficiente di attrito tra le superfici di cartilagine femorale e menischi, ma anche dove si esamina l'opzione inserita di slip rate.

Dal punto di vista dell'ancoraggio, quindi, estremizzando un po' il concetto per avere un'immagine espressiva, i menischi somigliano un po' ad un'amaca appesa tra due alberi,

ovvero appaiono svolazzanti. Di fatto, senza attrito, in teoria non potrebbe essere la forza assiale a tenerli in sede, perché per quanto grande, non genera una normale ad essa. E del resto questo è un bene, anzi una vera fortuna per evitare l'erosione cartilaginea. Però, per capire il meccanismo che tiene i menischi in sede, occorre uno sforzo di immaginazione: quando i corpi tissutali si avvicinano, in effetti, ad aiutare è la loro **forma**, che accoglie la cartilagine femorale, ed il fatto che la forzante preponderante del modello sia la forzante assiale: il modello, quindi, fortunatamente si chiude in configurazione di appoggio come un sandwich, i menischi si bombano radialmente e si schiacciano centralmente, e risultano così, nel complesso dell'azione delle corna, della forma e della preponderanza della forzante assiale, sia un po' intrappolati, sia un po' accogliere il carico dei corpi tissutali su loro stessi. Si ritiene, che nella comprensione di quanto detto, ci sia la chiave della soluzione del problema del contatto multiplo di questi corpi.

- Detto ciò, è chiaro che questo corpo è ad alto rischio di scivolamento, non nel senso di tutto il corpo, ma ad esempio, che una sua parte sia condotta eccessivamente esternamente dal moto della cartilagine femorale; è così infatti che **si ritorna alla questione della posizione dei punti di inserzione delle corna** meniscali. Del resto la cartilagine femorale è, in relazione ai menischi, molto grande ed anche molto mobile. A questo punto, si pensi ancora, che il seguente è un problema multicontatto e l'assenza di attrito per la quale prima si temeva l'eccessivo scivolamento dei menischi sulla tibia potrebbe anche diventare un fattore favorevole se si pensa che, nel flettersi, non si vuole che il femore, strisciando sui menischi, e li trasporti con sé. Mostriamo subito un esempio significativo di quanto detto: nell'immagine 5.4 è chiaro, che una posizione inappropriata della posizione delle corna può portare ad uno spostamento sostanzioso del menisco laterale anteriore. Questa condizione non è apparsa quando le forzanti erano grandi, ma poco dopo la fine della fase di contatto della simulazione. Questo conferma, di fatto, le considerazioni precedenti.



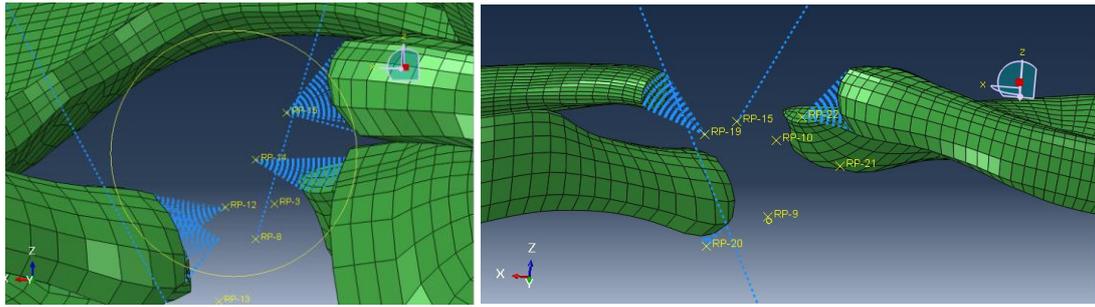


Figura 5.4. Spostamenti eccessivi delle corna dei menischi. Ricerca di posizionamenti migliori.

Si cerca quindi, di stilare una serie di linee guida atte a cercare di posizionare al meglio questi punti, andando per problematiche; in primo luogo:

- si ritiene che il corno meniscale debba appartenere alla tibia, o almeno, non essere posto più alto (assialmente) rispetto al centro del layer terminale delle corna.

Banale si direbbe, ma poi non così tanto: si guardi la figura 5.5.

L'asse z è pressoché la coordinata assiale, il corno collegato al RP 14 era stato modellato come rivolto con la faccia esterna risalente assialmente e rivolta verso l'alto. Prima, quindi, l'inserzione era di fatto sopraelevata, sospesa per intenderci, al di sopra del corno stesso. Questo comporta che, nel moto di traslazione assiale durante il quale il femore si porta a contatto sui menischi, così come poi negli step di carico, saranno i wire a caricarsi per sostenere il carico, e lo trasferiranno così alle estremità dei menischi. La precedente frase può non essere chiara: è vero che i menischi aiutano a sostenere il carico assiale, ma lo devono fare attraverso un sostegno radiale. Se l'ancoraggio è troppo alto, tirano su il femore in modo errato.

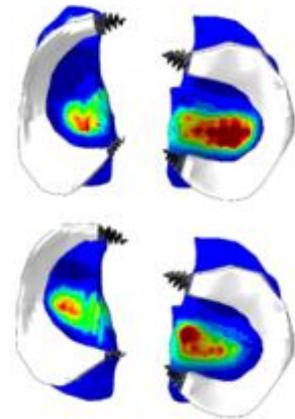


Figura 5.5. Posizione delle inserzioni secondo Bolcos et al. [3]

Questo comporterà due effetti: il primo è che non si raggiungerà la convergenza perché gli elementi in questa zona si distorceranno eccessivamente, il secondo è che non è anatomicamente sensato pensare che questa reazione vincolare dei menischi sia anatomicamente plausibile. Presto si capirà che il vero ruolo di queste inserzioni deve essere quello di non far scappare i menischi stessi quando nascono moti nel piano trasversale. In linea di principio, sarebbe bene fare una scelta di compromesso: anatomicamente è difficile stabilire dove mettere questi punti di inserzione, però, si ritiene che sia bene centralizzarli

rispetto all'area su cui agiscono. Perciò non dovrebbero giacere(assialmente) neanche troppo internamente all'interno tibia.

- Si è visto nella parte di anatomia, che, in effetti, i menischi sono dotati di una certa mobilità, inoltre questi fasci di wire agiscono direttamente sui nodi della superficie finale delle corna, quindi si ritiene che consentire una posizione non troppo bloccata sia importante.

- Si pensa che anche la forma dei menischi sia importante: guardate l'immagine 5.5. Questa immagine è stata riportata nell'articolo di Bolcos et al [2]. Questa, rappresenterebbe quindi la posizione delle corna secondo Bolcos. Qui sembra che si sia cercato di non centralizzare internamente (si parla della posizione nel piano trasversale) i punti di inserzione delle corna dei menischi all'interno del piatto tibiale. Anzi le corna sembrerebbero addirittura state tagliate, in modo da restare sui bordi della tibia e non centralizzarsi eccessivamente. Addirittura, si guardi, il menisco mediale anteriore, nell'immagine più alta delle due, relativa al 20% della fase di appoggio, ovvero intorno al picco. Il fascio di wire sembra un prolungamento naturale del menisco stesso. I wire ne seguono l'andamento radiale, e la forma, nel frattempo si stringe in un cono che sfocia in un estremo di raccolta. Questo punto non è interno al piatto tibiale, mentre la direzione principale dei suoi filamenti non è antero-posteriore ma medio-laterale. Ci si ricordi di questa riflessione per il seguito, perché sarà importante quando accoppiata al concetto di prestrain del PCL e alla variabilità in segno della forzante AP. Si noti, infine, che naturalmente, nella immagine successiva relativa a circa 80% della stance phase, questa direzione è leggermente variata ma non in modo da variare quanto detto finora, solo in modo da adattarsi al diverso posizionamento del femore in questo istante.

- Nel frattempo invece si noti (specie nella zona laterale) che le **inserzioni posteriori reagiscono** per mantenere il corpo in sede prevalentemente rispetto **ad una forzante posteriore**, e questa si ritiene un'indicazione importante.

- Infine, sempre a conferma di quanto detto, si guardi la figura 5.6, nella quale è mostrata una delle varie problematiche che si presentano quando le inserzioni risultano troppo centralizzate all'interno della tibia: il corno del menisco sta andando a sbattere sull'eminanza intercondiloidea. Questo comporterà l'interruzione della simulazione, si ricorda che c'è estremo in questione, oltre che modellata con materiale molto rigido, va ad agire su un elemento di bordo, dove sono anche presenti curvature importanti.

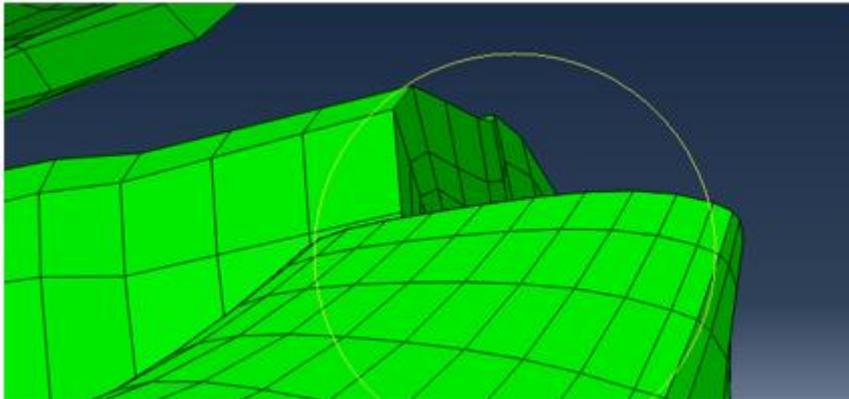


Figura 5.6.
Simulazione in cui il corno del menisco impatta sull'eminanza intercondiloidea.

- Sforzi di taglio: l'immagine 5.7 mostra, oltre che la posizione delle corna meniscali finale utilizzata, che resta discutibile e migliorabile, anche un'ultima problematica da prendere in considerazione: si immagini il corno del menisco laterale posteriore più corto, quindi più laterale. Ora lo si continui ad accorciare fintanto che non sia più visibile, ma coperto dalla cartilagine femorale. In questa posizione, quando la cartilagine femorale affonda, viene sottoposta a taglio, perché impatta sullo spigolo del corno, il quale oltre che spigoloso, è rigido. Da evitare.

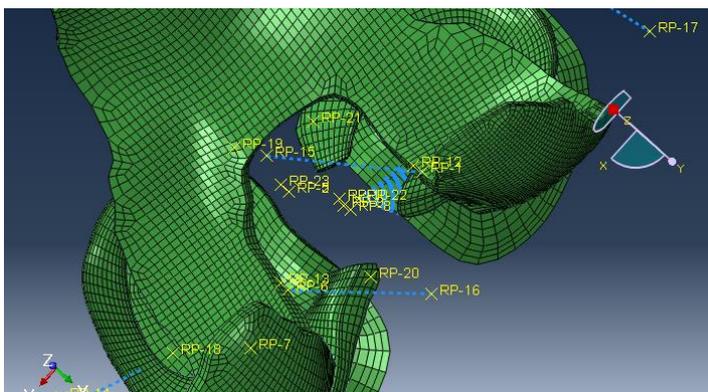


Figura 5.7
Problematica a taglio.
La parte rigida e spigolosa del corno anteriore mediale impatta sulla cartilagine femorale

6. Tipo di analisi e steps

Step di contatto

Lo step di contatto è un artificio modellistico dove i corpi si devono avvicinare e devono spingere uno sull'altro generando "interferenza" di geometria, ma senza che siano applicate forze esterne e senza che vi siano compenetrazioni tra le due superfici.

Generalmente, da uno step di contatto, si è interessati, a trovare lo stress che l'accoppiamento geometrico genera sui due corpi, come ad esempio quando si studia un'interferenza geometrica albero-mozzo, oppure una configurazione di posizionamento reciproca delle superfici, a partire dalla quale i successivi step dell'analisi FEM saranno più predisposti alla convergenza. In particolare, in questo modello, lo step di contatto riguarda la traslazione e della tibia verso il femore e del femore verso la tibia. Durante la generazione del modello, questi tessuti erano stati allontanati a nel modulo di assembly. Questo serve per di evitare compenetrazioni iniziali tra le mesh dei tessuti. La tibia era stata traslata assialmente di 1mm, il femore di 2.5 mm. La tibia viene riportata in posizione della stessa quantità, mentre la traslazione del femore raggiunge i 3.3 mm.

Per fare ciò, in realtà, i software FEM applicano appunto delle compenetrazioni di nodi su superfici. Queste compenetrazioni devono essere piccole. Durante l'analisi, allora, vengono a generarsi delle forze di respingimento, e su tali forze viene controllata la convergenza del modello. Quindi, idealmente queste forze devono essere nulle. In realtà, saranno entro una certa tolleranza.

Se quindi questo è il succo del significato dello step di contatto, dal punto di vista pratico, lo step di contatto è per il nostro modello, di gran lunga il più difficile step da far convergere.

Occorre quindi, almeno in modo qualitativo, avere un'idea sull'implementazione dell'algoritmo di contatto utilizzata da Abaqus. In quanto così si può capire il senso dei i messaggi di diagnostica.

L'algoritmo di contatto

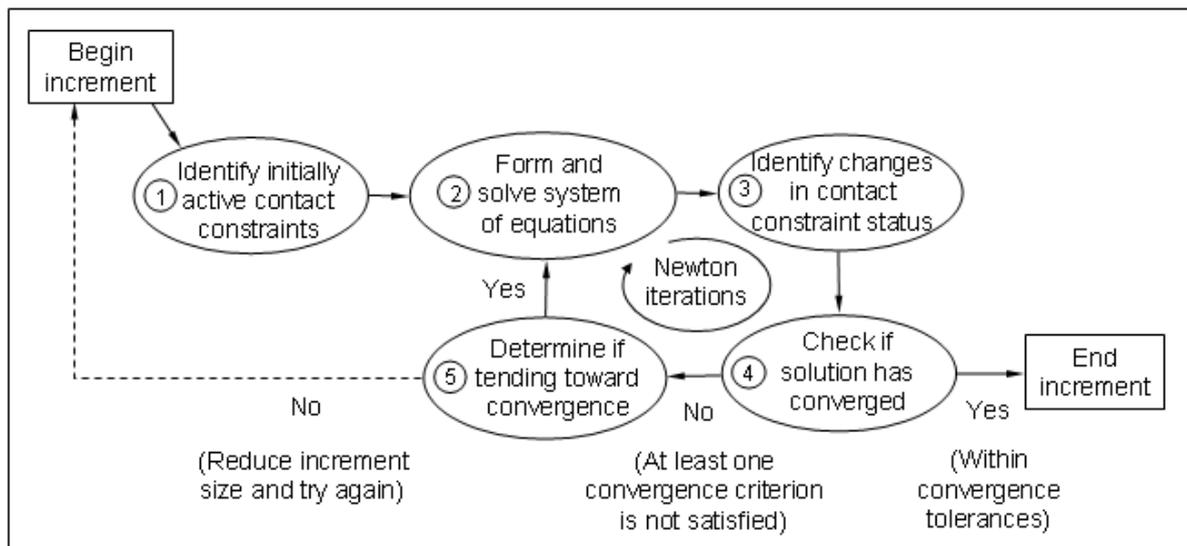


Figura 6.1 Algoritmo di contatto di Abaqus. [34]

Come prima cosa Abaqus esamina gli stati di tutte le interazioni di contatto all'inizio dell'incremento. Determina quindi quali nodi sono aperti o chiusi. Un nodo aperto, sarebbe, in modo semplice, un nodo che non è a contatto. Per tutti i nodi chiusi, viene assegnata l'attributo di scivolamento o di fissaggio. Vengono quindi, sempre per i nodi chiusi, assegnate condizioni di vincolo, mentre le condizioni vengono rimosse sui nodi che prima erano chiusi ed ora sono aperti. Ora l'incremento può iniziare. Si ottiene una nuova configurazione del modello, figlia delle modifiche appena assegnate. Ora, nella nuova configurazione relativa alla fine dell'incremento, Abaqus può verificare i cambiamenti nello stato di contatto nei nodi della superficie schiava. Principalmente si cercano i nodi che hanno variato la configurazione da chiusa ad aperta. Ovvero nodi a severe discontinuità. Per determinare questa variazione di stato, principalmente sono presi in considerazione due fattori sui nodi della superficie schiava: la distanza tra nodo e superficie è diventata negativa, oppure la pressione di contatto sul nodo è diventata negativa. Sia sottolineato che, anche se, in linea teorica, un fattore dovrebbe accompagnare l'altro, non serve che i due fattori siano verificati insieme, ma ne basta uno dei due a far comparire una severa discontinuità di stato di contatto. Quindi, abbiamo detto che tutti i nodi che hanno cambiato configurazione sono considerati come nodi di severe discontinuità. Ora è poi Abaqus che determina quanto sono severe queste discontinuità. Una nuova iterazione può proseguire solo se le severe discontinuità sono considerate sufficientemente piccole, e, dato che la nostra analisi è porosa, se le tolleranze sull'equilibrio delle equazioni che descrivono i flussi sono soddisfatte. Esistono comunque alternative, vedremo che il comando `convert severe`

discontinuities=NO cambia il modo di iterare in Abaqus, e che le tolleranze stesse possono essere variate tramite i parametri di controllo.

All'inizio di questo lavoro, l'analisi era stata impostata in modo molto diverso. Prima di tutto era stazionaria, mentre l'attuale analisi è transitoria. Questo, cambia molte cose:

- a livello fisico, le variazioni di velocità e di volumi all'interno degli elementini non sono più solo spazialmente dipendenti, ma dipendono anche dalle grandezze tempo dipendenti, come ad esempio le proprietà di creep.
- per quanto concerne i parametri FEM, le differenze riguardano il controllo del time increment, il fatto che si considera il creep, il come si determina quando far finire uno step, e varie altre cose.

Vediamo quindi le principali caratteristiche dello step di contatto. Da input file si ha:

```
** STEP: Contact
```

```
*Step, name=Contact, nlgeom=YES, amplitude=RAMP, inc=1000, unsymm=YES, convert sdi=YES
```

```
*Soils, consolidation, end=PERIOD, utol=1e+09, cetol=1e+09
```

```
0.001, 0.15, 1e-10, 0.01,
```

```
**
```

- **Soils:** questo parametro specifica che si sta trattando un'analisi di un mezzo poroso totalmente saturo.
- **Utol=1e+09:** questo parametro richiama l'incrementazione automatica di abaqus. Quando si utilizza l'incrementazione automatica, abaqus inizia ad incrementare a partire dall'entità dell'incremento iniziale, poi la dimensione degli incrementi successivi varia a seconda di quanto velocemente la soluzione stia convergendo. Ora questo parametro imposta però anche la massima variazione di pressione nei pori permessa ad ogni incremento, in una analisi di tipo transitorio. In altre parole Abaqus restringe il time step in modo che questo valore non sia superato in nessun nodo.
- **Cetol=1e+09:** questo parametro si applica quando la risposta del materiale ha un comportamento di tipo creep. Similmente al parametro utol, è un controllo sull'incremento. Impone la massima differenza permessa per l'incremento di deformazione a creep calcolato a partire dal tasso di variazione a creep all'inizio ed alla fine dell'incremento.
- **Nlgeom=Yes:** imposta la presenza di importanti nonlinearità geometriche: un'ipotesi alla base del calcolo lineare è quella dei piccoli spostamenti, secondo la quale il calcolo delle

sollecitazioni avviene sulla geometria della configurazione indeformata. Questa ipotesi non è più verificata, quindi occorre introdurre nel modello gli effetti dei grandi spostamenti.

- **Unsymm=YES:** richiama un metodo di calcolo nominato: metodo di soluzione e immagazzinamento a matrice asimmetrica. Deve essere utilizzato quando sono presenti elementi con matrice asimmetrica, materiali modellati con matrice asimmetrica ed interazioni di superficie in cui si interfacciano elementi aventi matrice di rigidità asimmetrica. Nella guida di abaqus è riportato che per analisi di mezzi porosi totalmente saturi alcuni contributi della matrice di rigidità possono essere asimmetrici, e quindi, utilizzare questa opzione, può consentire di risolvere alcuni problemi di convergenza.

- **Consolidation:** imposta un'analisi di tipo transitorio. Si è quindi imposta una dipendenza non solo spaziale ma anche temporale.

- **Convert sdi= yes** determina come vengono trattate le discontinuità più severe appunto, quali le variazioni dello stato di contatto. In questo comando viene assegnato di utilizzare i criteri di convergenza locali di default di Abaqus per determinare se una nuova iterazione è necessaria. Quindi verranno considerati fattori quali il massimo errore di penetrazione e l'errore massimo sul bilancio delle forze, e la soluzione potrà convergere solo se gli errori sono piccoli. L'altra opzione è forzare le iterazioni, non finché le severe discontinuità sono entro le tolleranze, ma finché non si trova una condizione senza severe discontinuità. Questa ultima condizione è troppo rigida per il modello.

- **Amplitude=RAMP:** si indica che le condizioni sui carichi (in realtà sulla traslazione in questo step) non siano raggiunte al primo incremento dello step, ma linearmente durante tutto lo step.

- **End= period:** un'analisi transitoria può terminare o ad uno specifico time period, o fintanto che non sono raggiunte le condizioni di stazionarietà. In particolare, nel nostro caso, dove non sono contemplati scambi di calore, lo stato stazionario si raggiunge individuando un tasso massimo di variazione di pressione nei pori nel tempo. Quando tutte le variazioni sono minori di questo massimo, lo stato è considerato stazionario.

- **Inc=1000:** si esprime molto semplicemente il numero massimo di incrementi che si può eseguire in uno step.

Le BCs, invece, a livello di input file, saranno riportate in forma abbreviata e trattate in modo più discorsivo:

```

** BOUNDARY CONDITIONS
** Name: Disp-BC-23 Type:
Symmetry/Antisymmetry/Encastre
*Boundary, op=NEW
CT_lowerlayer, ENCASTRE
*Boundary, op=NEW
Fem_REF, 3, 3, -3.3
** Name: Disp-BC-26 Type:
Displacement/Rotation
*Boundary, op=NEW
Tib_REF, 3, 3, 1.
** Name: Por-BC-1 Type: Pore pressure
*Boundary, op=NEW
** Name: Por-BC-2 Type: Pore pressure
*Boundary, op=NEW
POREPRESSURE_PP_PP_PP_PP_, 8,
8
**

```

Ovvero, alcuni gradi di libertà sono vincolati, come le traslazioni assiali di femore e tibia. Gli altri sono lasciati liberi di configurarsi. Sulle pareti laterali dei tessuti cartilaginei è applicata la condizione di pressione

Step di Precarico

Lo step di precarico permette al modello di portarsi in una condizione adatta ad implementare la dinamica che si avrà nello step successivo.

Inoltre, questo step ci conduce ad un istante della fase di appoggio dal quale implementare la curva di dinamica. In particolare, lo step ha una durata di 0.1 s, suggeritaci da Bolcos et al. Non si sa, però, se Bolcos et al abbia poi implementato lo step di dinamica partendo dall'inizio della curva di gait o dall'istante a circa 0.1s, come invece noi abbiamo deciso di fare. Questo può portare diverse modifiche ai risultati: in particolare, variare l'interpretazione e quindi le tempistiche, di questo step, varia i valori di void ratio ed i valori per cui perdura la forzante antero posteriore. Queste questioni sono trattate ad hoc nel capitolo 8.

Intanto vengono riportate alcune righe dell'input file; si mostra la continuità logica, a livello di parametri di controllo di *step, con quanto avvenuto per lo step di contatto, la condizione finale a 432 N di forzante assiale e 5.1 N di forzante antero posteriore. Sono riportati i valori degli angoli di IE e di FE e si mostra infine che la condizione assiale di traslazione tibiale è stata propagata dallo step precedente.

```

** STEP: PreLoad
**
*Step, name=PreLoad, nlgeom=YES,
amplitude=RAMP, inc=1000,
unsymm=YES, convert sdi=YES

```

```

*Soils, consolidation, end=PERIOD,
utol=1e+09, cetol=1e+09
0.01, 0.1, 1e-10, 0.1,
**
** BOUNDARY CONDITIONS
*Boundary, op=NEW
** Name: Disp-BC-24 Type:
Displacement/Rotation
*Boundary, op=NEW
_PICKEDSET101, 4, 4, -0.33
** Name: Disp-BC-28 Type:
Displacement/Rotation
*Boundary, op=NEW
_PICKEDSET101, 6, 6, -0.009

```

```

*Boundary, op=NEW
_PICKEDSET72, 3, 3, 1.
** LOADS
**
** Name: CFORCE-2 Type:
Concentrated force
*Clod, op=NEW
_PICKEDSET100, 3, -432.
** Name: Load-4 Type: Concentrated
force
*Clod, op=NEW
Set-115, 2, 5.1
**

```

Step di dinamica

Nel terzo step, si implementa la dinamica. Il modello deve percorrere dunque delle curve tempo dipendenti che descrivono gli angoli che si instaurano tra tibia e femore durante la fase di appoggio del ciclo del cammino. Inoltre è anche soggetto a forzanti, sempre variabili nel tempo, ovvero le forze che trasmette il femore, e la forza trasmessa dal quadricipite tramite la rotula. Si vuole analizzare, in particolare, i risultati sulle cartilagini tibiali, valutarli rispetto a parametri fisiologici considerati critici da test in vitro effetti da altri ricercatori e verificare la previsione che la condizione più critica sia negli istanti di appoggio pieno, ovvero poco dopo il venti per cento del ciclo.

Bisogna premettere che, anche se la geometria è patient specific, le curve utilizzate non sono patient specific. Sono le curve che ha utilizzato Bolcos et al. Sarebbe più corretto utilizzare dati sperimentali estrapolati da esperimenti in vivo sul nostro modello. Questo è uno degli sviluppi futuri che si proporrà a fine tesi.

Quindi, seguendo l'esempio di Bolcos et Al, l'angolo varo valgo viene lasciato libero, così come sono lasciate libere tutte le traslazioni, dalla traslazione assiale, alla anteroposteriore e anche quella medio laterali. Sono invece assegnate le forzanti e gli angoli di flesso estensione e intra extra rotazione.

L'asse della coordinata indipendente presentato da Bolcos et Al, è in funzione della percentuale della fase di appoggio del ciclo di cammino, partendo quindi dal contatto del calcagno, fino a giungere allo stacco del piede da terra. Il nostro step invece ha una durata espressa in secondi, quindi si è considerato il valore medio della fase di appoggio, che dura mediamente 0.63 s, e ritratto i valori nella tabella in figura 6.1 sulla base di ciò.

Le curve sono state interpolate da funzioni polinomiali a partire da valori noti di angoli e forzanti in determinati istanti del gait. Questo tramite un semplice software di grafica ed Excel.

La forzante medio laterale è considerata nulla durante tutto il ciclo del cammino.

La forzante più intensa è la forza assiale che raggiunge picchi di 600 N, e che già nei primi frame prende il sopravvento rispetto alla componente antero-posteriore, raggiunge il picco, poi oscilla leggermente mantenendosi su valori elevati per gran parte del ciclo fino a tornare a scaricarsi allo stacco delle dita.

La forza antero posteriore è caratterizzata da una accesa variabilità in direzione con una tendenza molto più sinusoidale. Se ne si traccia una retta di tendenza si intravede comunque un carattere posteriorizzante, ovvero, l'azione della rotula sul ginocchio. Ciò nonostante, nella prima fase di impatto e a metà del ciclo esibisce valori anteriorizzanti che meriteranno in seguito una trattazione a sé per quel che concerne gli effetti sul modello, che ricordiamo, è studiato come senza attrito.

Infine è da sottolineare che, il picco della forzante antero posteriore è leggermente in ritardo rispetto al picco della forzante assiale, nonché più piatto e prolungato.

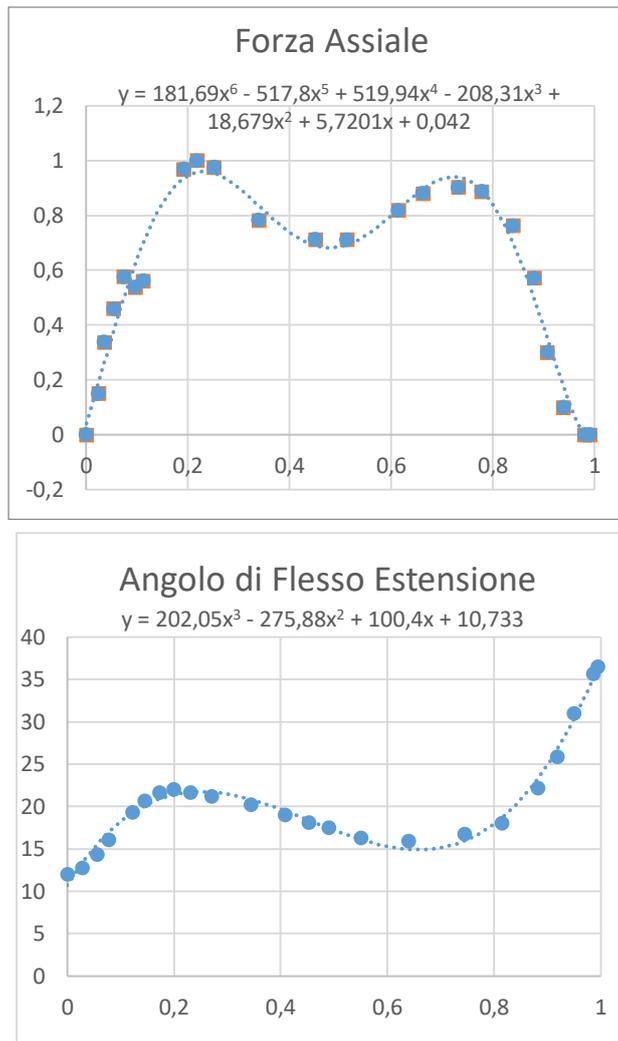
L'angolo più ampio è l'angolo di flesso estensione, da qui nominato FE_angle. Questo varia tra i 10 ed i 37 gradi, il che rappresenta sicuramente un moto importante per il modello. Allo stesso tempo, ha un andamento più omogeneo con una pendenza che non varia troppo rapidamente, e mantiene sempre lo stesso segno.

Si può decidere, a seconda di particolari necessità, sia di seguire totalmente la curva sin dai primi valori, sia di individuare un altro solo istante di interesse e porsi direttamente in quella condizione, sia di scegliere alcuni particolari istanti più o meno rarefatti tra loro. Sia chiaro che, però, i valori risultati che si ottengono seguendo la curva per arrivare in un dato istante e quelli ottenuti imponendo direttamente quell'istante sono diversi, e i secondi sono molto meno attendibili dei primi. Sia noto, infatti, che queste tre casistiche sono sia concettualmente che modellisticamente diverse. Tralasciamo gli effetti del void ratio che già basterebbero a spiegare quanto appena detto e che saranno trattati in seguito.

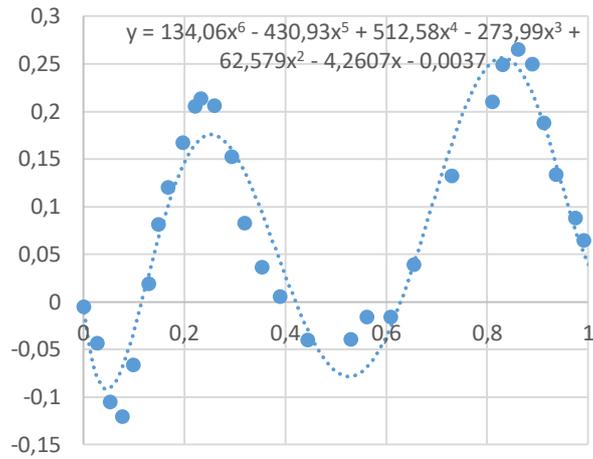
Per intenderci sul resto si porta un esempio: un modello il cui scopo è valutare un unico istante del gait cycle, perdura un'analisi tempo dipendente per una durata molto diversa da quella di un modello che opera durante tutto il gait. Nel primo caso si giunge alla configurazione desiderata direttamente, mentre nel secondo seguendo un intero percorso. Inoltre in un'analisi di questa complessità, è anche importante il tasso di campionamento del percorso: introdurre un campionamento fitto e costante, può costringere eccessivamente il modello. Abaqus, infatti, interpola linearmente tra un frame ed il frame successivo, e questo significa che più il campionamento è fitto, più le configurazioni sono costrette a raggiungere più o meno rapidamente la configurazione imposta. Allo stesso tempo, ci si può chiedere se alcuni frame possono essere by-passati, ad esempio quando questi non siano veramente significativi, o se per qualche motivo impediscano il corretto proseguimento dell'analisi. Del resto, i modelli sono pur sempre modelli, e sta a chi li ha fatti conoscerne i limiti. Un altro caso che si può presentare si ha quando si vuole investigare un certo range particolarmente critico, vuoi per la convergenza, vuoi per i risultati, della curva di gait, così da decidere di infittirne il campionamento in loco.

Si riponga però nuovamente l'attenzione al comportamento delle curve. Tenzialmente le curve individuate interpolano correttamente i valori puntuali da cui nascono. Si ha nonostante ciò qualche eccezione: l'istate al 79% dell'angolo di intra extra-rotazione mostra un minimo abbastanza attenuato rispetto al valore reale, si tratta di uno scostamento di 1,16 a fronte di un valore vero di 7,25, ovvero del 16%. Mentre la forzante anteroposteriore, che presenta punti più variabili, perde un po' i massimi intorno al 25% del gait cycle e accentua i minimi nei pressi della metà del ciclo. Dal momento che le curve devono essere un indicatore utile ma non forviante, è utile reinserire manualmente valori più realistici. Alternativamente, si può segmentare la curva della forzante antero-posteriore in sottodomini, imporre la continuità tra i sottodomini e creare un nuovo polinomio interpolante per ogni sottodominio.

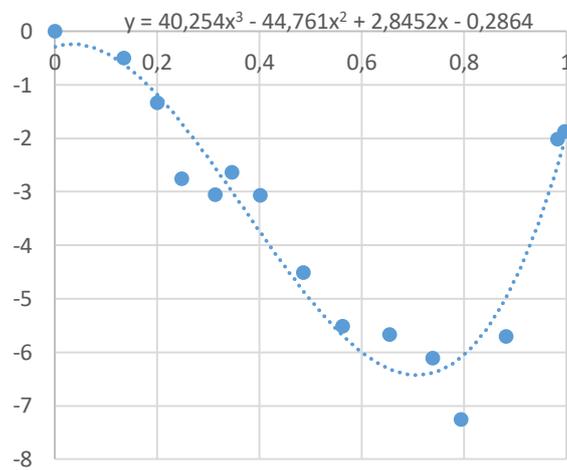
Figura 6.1. Interpolazione delle curve della dinamica e della cinematica del passo. Annessa anche tabella con tutti i valori ricampionati.



Forza Anteroposteriore



Angolo di intra-extra rotazione



Percentuale di appoggio	Tempo [s]	Forza assiale [N]	Forza AP [N]	Angolo FE [Rad]	Angolo IE [Rad]
0	0	-24.762	-2.17818297	-0.187	0
0.04	0.025	-170.175	-53.14079632	-0.24981	-0.00422
0.08	0.05	-313.743	-38.09755727	-0.29835	-0.00566
0.12	0.075	-432.105	5.100982168	-0.33419	-0.00907
0.16	0.1	-513.915	51.41374653	-0.35869	-0.01417
0.2	0.125	-556.881	86.07369049	-0.37321	-0.02069
0.24	0.15	-565.119	102.2850997	-0.37909	-0.02835
0.28	0.175	-546.827	99.15363844	-0.3777	-0.0369
0.32	0.2	-512.266	79.84914502	-0.37037	-0.04606
0.36	0.225	-472.065	50.00117344	-0.35848	-0.05556
0.4	0.25	-435.838	16.32728278	-0.34337	-0.06513

0.44	0.275	-411.119	-14.5059265	-0.32639	-0.07451
0.48	0.3	-402.61	-36.78902917	-0.3089	-0.08342
0.52	0.325	-411.748	-46.44324473	-0.29224	-0.09159
0.56	0.35	-436.588	-41.46115975	-0.27779	-0.09875
0.6	0.375	-471.998	-22.11470315	-0.26688	-0.10464
0.64	0.4	-510.172	9.069625627	-0.26088	-0.10898
0.68	0.425	-541.463	47.56827561	-0.26113	-0.1115
0.72	0.45	-555.527	87.3509103	-0.26899	-0.11195
0.76	0.475	-542.78	121.6034209	-0.28581	-0.11003
0.8	0.5	-496.182	143.6836866	-0.31294	-0.10549
0.84	0.525	-413.324	148.3100817	-0.35175	-0.09806
0.88	0.55	-298.841	132.9827307	-0.40358	-0.08746
0.92	0.575	-167.136	99.63750923	-0.46978	-0.07343
0.96	0.6	-45.4193	56.53279315	-0.55171	-0.05569
1	0.625	0	20.36895426	-0.65073	-0.03399

È opportuno per chi leggerà questo lavoro con finalità di riprodurlo con una sua personale reinterpretazione, aggiungere anche alcune considerazioni pratiche da implementare in ABAQUS CAE, in particolare:

- sono definite in ABAQUS CAE delle tabelle di amplitudini per forzanti ed angoli che presentano un andamento a rampa tra i vari campioni.
- si deve imporre la continuità con i valori di angoli e forzanti propagati allo step di preload, ma allo stesso tempo, si devono imporre i nuovi andamenti, quindi una nuova tipologia di BCs e forzanti; in parole più chiare per i pratici di FEM: le BCs non si propagano più a livello di BCs manager, ma la continuità è data attraverso i valori inseriti nelle tabelle dei valori che definiscono le curve di amplitudine, inserendo come valori iniziali i valori finali raggiunti allo step di preload.
- si deve considerare la continuità temporale rispetto all'istante raggiunto nel preload: se, ad esempio, il terzo step avrà un total step time pari alla durata media della fase di appoggio, ovvero 0.63 s secondo letteratura, lo step di dinamica si prolungherà per tale valore meno la durata per dello step di preload.
- non si può superare il time increment massimo di 0.025s, corrispondente al campionamento minimo delle curve effettuate da Bolcos et al. Questa frase può sembrare

strana, perché un time increment di 0.025 s non è certo ciò che ci si aspetta da un'analisi così complessa, per la quale i valori attesi sono decisamente più piccoli. Questo è, piuttosto, una considerazione di concetto.

- Tempo iniziale dello step pari a 0.005 secondi: il tempo iniziale varia le condizioni iniziali. Generalmente, variarlo può influenzare il convergere o meno di un'analisi, anche se, tendenzialmente, un modello robusto quale il nostro non ne è afflitto.

- Abaqus genera dati in output a tramite due tipologie di richieste differenti: le field output request e le history output request. Le prime sono generate a bassa frequenza, riguardano l'intero modello, nonché una serie elevata di grandezze, e servono a tracciare la deformata o i contour plot. Invece, le history output request sono generate ad alta frequenza, sono ristrette alla selezione di una parte minore del modello, ed esaminano solo variabili particolari, come ad esempio, le energie di deformazione.

È consigliabile, quindi, specie nella fase di ottimizzazione dei parametri della simulazione, ridurre la quantità di dati generati, modificando la frequenza di scrittura delle field output request ed eliminando le richieste per la history output request.

Alla fine di tutte le spiegazioni fatte sinora, e di quelle fatte in precedenza, un lettore con un minimo di esperienza o con un po' di olio di gomito, sarà da solo in grado di interpretare alcune delle righe riportate qui dall'input

```

** STEP: AxialForce                                *Boundary, op=NEW, amplitude=ie_angle
**                                                  _PICKEDSET101, 6, 6, 1.
*Step, name=AxialForce, nlgeom=YES,                *Boundary, op=NEW
amplitude=RAMP, inc=1000,                           _PICKEDSET72, 1, 1
unsymm=YES, convert sdi=YES
*Soils, consolidation, end=PERIOD,                  ** Name: Disp-BC-39 Type:
utol=1e+09, cetol=1e+09                             Displacement/Rotation
0.005, 0.6, 1e-9, 0.05,                            *Boundary, op=NEW
**                                                  _PICKEDSET72, 2, 2
** BOUNDARY CONDITIONS                             ** Name: Disp-BC-40 Type:
**                                                  Displacement/Rotation
*Boundary, op=NEW,                                  *Boundary, op=NEW
amplitude=Fe_angle                                  _PICKEDSET72, 3, 3, 1.
PICKEDSET101, 4, 4, 1.                              *Boundary, op=NEW

```

_PICKEDSET72, 6, 6
** Name: Por-BC-3 Type: Pore pressure
*Boundary, op=NEW
** LOADS
**
*Cload, op=NEW,
amplitude=LOAD_F_AP
_PICKEDSET100, 2, 1.

** Name: CFORCE-4 Type:
Concentrated force
*Cload, op=NEW,
amplitude=LOAD_F_AXIAL
_PICKEDSET100, 3, 1.
** Name: Load-4 Type: Concentrated
force
*Cload, op=NEW
**

7. Strumenti di diagnostica

Questo capitolo presenta l'utilizzo degli strumenti di diagnostica al fine per poter scegliere alcuni parametri del modello. È differente da un'analisi dei risultati finalizzata al confronto con la schematizzazione fisica del modello, per quello si visualizzano le analisi dei risultati. Per ora si propone solo come l'utilizzo di questo strumento è stato applicato direttamente sul nostro modello a diverse problematiche per raggiungere la convergenza. Il capitolo, quindi, ha una valenza abbastanza generale rispetto a diverse problematiche FEM.

Gli strumenti di diagnostica sono un mezzo fondamentale per verificare cosa sta succedendo durante l'analisi del modello. Si presentano in diverse forme: dal data file (nome.dat), all'output database(nome.odt), al message file(nome.msn) fino al job diagnostic tool. Ogni file di estensione ha potenzialità differenti; ad esempio il file.msg è un file testuale che ci informa in tempo reale sul procedere delle iterazioni e sugli incrementi, e ci informa su quale tipo di errore interrompe la simulazione. Il file.odt, che è quello su cui ci si concentrerà, permette la visualizzazione grafica dei risultati ottenuti e, appunto, contiene l'interfaccia grafica da cui applicare gli strumenti di diagnostica. Questi strumenti permettono di individuare nodi e regioni di massima criticità alla convergenza, di capire come definire i parametri di analisi di uno step, permettono, ad esempio, di controllare che il contatto si stia instaurando correttamente e di vedere, incremento per incremento, il cambiato di stato dei nodi della superficie schiava.

Si tratta di uno strumento capace di immagazzinare informazioni di monitoraggio e di debug, ma anche di riportarle in modo chiaro e schematizzato, e, a volte, di evidenziarle all'interno del modello stesso: come ad esempio, evidenziare la posizione precisa di un elemento che è eccessivamente distorto. Appare, quindi, immediatamente evidente il chiaro potenziale sia di localizzazione spaziale che temporale di una problematica. La diagnostica, però, permette molto di più. Ad esempio, permette di controllare che il quando si inserisce un fattore di sforzo questo non influisca troppo sui risultati, permette di visualizzare grandezze meccaniche ovunque sui diversi tessuti, permette di controllare la dimensione degli incrementi in uno step e insomma, una quantità innumerevole di cose. Senza la diagnostica, ancora, non si vede come si possano individuare correttamente i parametri di controllo che determinano quando una soluzione è accettabile. Se ne riporta subito un esempio:

**

*Controls, reset

*Controls, parameters=time incrementation

10, 16, , , , , , , ,

*Controls, parameters=constraints

, , , 1, 1, , , 100

*Controls, parameters=line search

10, , , ,

*Controls, parameters=field, field=displacement

200, 2.75, , , 0.2, , ,

*Controls, parameters=field, field=hydrostatic fluid pressure

200, 50, , , 0.2, , ,

*Controls, parameters=field, field=rotation

200, 2.75, , , 0.2, , ,

*Controls, parameters=field, field=pore fluid pressure

200, 50, , , 0.2, , ,

**

Quelle che precedono sono righe di input in cui si è impostato manualmente alcuni parametri sul controllo al proseguimento delle iterazioni, sul controllo della convergenza, sul controllo del flusso negli elementi del modello etc.

Sono estremamente complicati da maneggiare, ma in seguito si potrà un esempio sul come, con gli strumenti di diagnostica, si può trarre informazioni per manipolare, o almeno, per controllare, questi parametri.

Intanto, viene mostrato come la diagnostica è riportata in modo schematico e chiaro, suddividendo le informazioni sia per il job intero, sia per il singolo step, sia per ogni incremento, sia per tentativo che per iterazione dell'analisi.

A seconda di ciò sono immagazzinati dati diversi:

-Dati sui residui:

i residui sono utilizzati da Abaqus per determinare se una iterazione abbia o meno raggiunto l'equilibrio. Abaqus accetta una iterazione come convergente, quando i residui sono considerati sufficientemente piccoli, dove piccolo è un valore di default, ma che può essere modificato,

purché con senso, nei parametri di control. Questo, può essere fatto step by step. Da un punto di vista fisico, i residui, rappresentano la differenza tra le forze interne e le forze esterne che agiscono sul modello. Non è certo solo il FEM che utilizza il concetto di residuo, lo si usa anche in altri ambiti, come nei programmi quali OPEN SIM quando si calcolano le azioni muscolari a partire dalle forzanti esterne. Sia chiaro, prima di accettare un'iterazione come convergente, oltre ai residui, sono valutati altri parametri.

Quando le equazioni di equilibrio non convergono, bisogna subito individuare i nodi in cui questo avviene; ad ogni iterazione fallita è mostrato il massimo valore di forza residua in forma tabulare, e avviene lo stesso per momenti, spostamenti e rotazioni. Ad esempio, nel nostro modello, alcuni nodi suscettibili e ben individuati sono quelli in corrispondenza delle corna meniscali, i quali sono attaccati a dei RPs di tipo wire. In altre parole il menisco assomiglia un po' ad un'amaca per il modo in cui è ancorato. Quindi questi nodi più esterni delle corna meniscali, la massima forza residua eccede i valori prestabiliti. Poter individuare ed analizzare queste zone critiche, ha permesso di ridiscutere le caratteristiche del layer terminale delle corna meniscali. Viene, quindi creato un layer set di elementi al termine delle corna con proprietà dei materiali più rigide e isotrope, questo layer non influenza la qualità dei risultati e rende più uniforme e dolce la propagazione delle forze attraverso gli elementi in trazione dalla superficie esterna verso le zone interne.

-Dati di riepilogo degli errori e dei warnings per categoria:

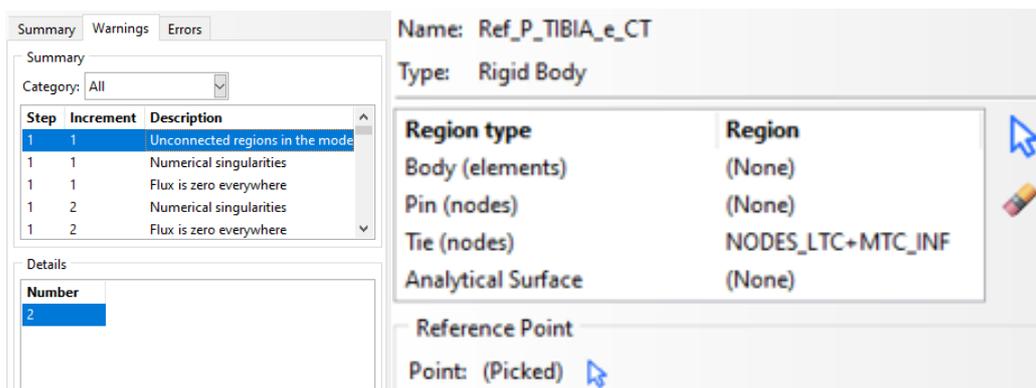


Immagine 7.1. Alcuni warnings suddivisi per categoria. Assegnazione di tipo "TIE" alle regioni inferiori delle cartilagini tibiali.

Individua i warnings per incremento, descrivendoli per categoria, quali ad esempio numerica, sconosciuta, o di convergenza: i warnings non sono errori, sono avvisi, dei quali alcuni possono però divenare errori che impediscono la convergenza. Tra gli avvisi compare quello che indica che ci sono due regioni non connesse nel modello; se fosse vero il modello sarebbe sbagliato.

Vedere in diagnostica questo warning è allarmante, quindi va considerato. È individuabile, in effetti, la presenza di due regioni con connessione virtuale: la superficie prossimale della cartilagine femorale, connessa con il RP femorale, e la superficie distale della cartilagine tibiale connessa al RP tibiale. Ogni RP impone un collegamento di tipo corpo rigido con queste due superfici. In questo collegamento si definisce una interazione di tipo “TIE” che però non vede, dall’altra parte, un’altra superficie, ma un reference point. Ciò produce l’avviso.

Warning di tipologia numerica: singolarità numeriche, zero pivot, autovettori negativi.

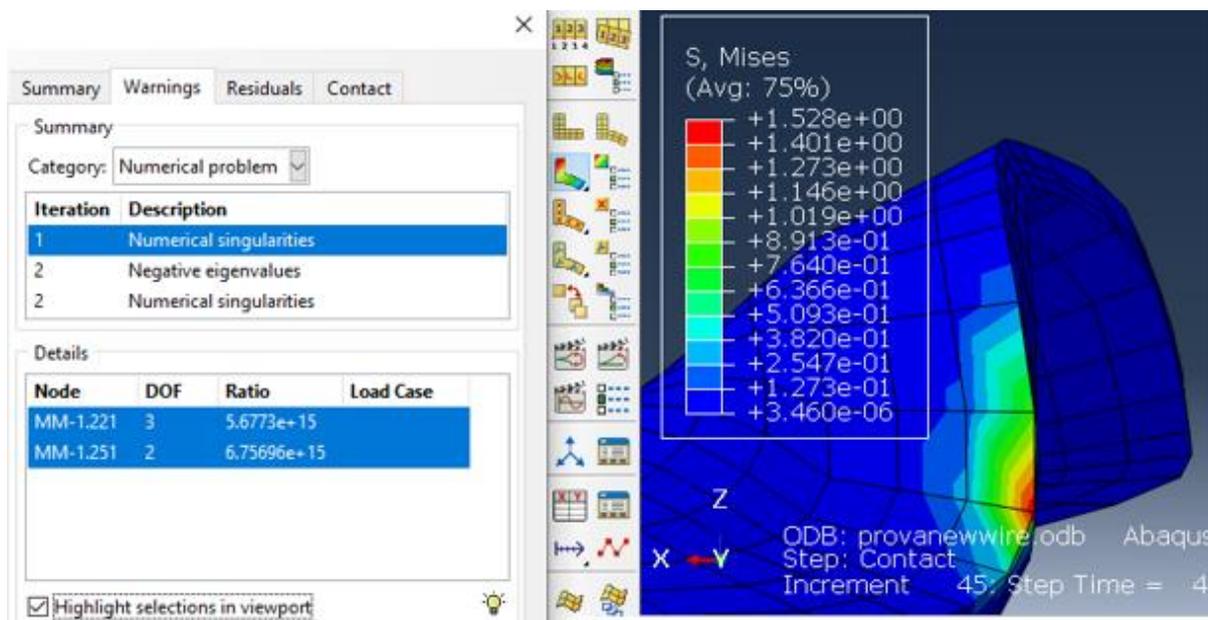


Immagine 7.2. Warning di singolarità numerica. Esempio di elevato stress sull’eminenza intercondiloidea durante lo step di contatto

Partiamo dall’errore di singolarità numerica. Fortunatamente questo errore si presenta solamente nei primissimi incrementi. Una singolarità numerica riporta al concetto di matrice singolare, ovvero una matrice quadrata con determinante nullo, quindi non invertibile. Le cause possono essere diverse, dalla concentrazione di forza in zone esterne o spigolose fino al moto di corpo rigido. In questo caso si tratta di moto di corpo rigido. Ad esempio, se un elemento ne è affetto, potrebbe non essere sufficientemente vincolato. In questo caso, è molto probabile che al warning di singolarità numerica sia associato anche il warning di spostamento eccessivo. Questo avviso non è preoccupante nella nostra analisi. Nella primissima fase iniziale dello step di contatto, infatti, il nostro modello non parte subito a contatto, essendo prima avvenuta un’operazione di distacco. Le componenti del modello, infatti, sono sottoposte a un piccolo moto di corpo rigido, che appena raggiunto i 0.5 mm di traslazione assiale porterà i corpi a contatto.

Da qui in poi l'errore cesserà grazie alla contrapposizione fornita dall'avvenuto contatto. In generale, per evitare questo avviso, la prima cosa da controllare è che ci sia un legame di tipo TIE e non di tipo PIN tra i RPs che governa il moto femorale ed la superficie prossimale della cartilagine femorale: siccome in questo step il RP femorale trasla solamente, tutti i gradi di libertà, anche quelli di rotazione, devono essere vincolati al moto di questo RP.

Così facendo, nel modello restano solo 2 nodi su due spigoli che sono affetti da singolarità numerica di tipo forza concentrata, dovuto probabilmente al fatto che l'incremento è ampio nei primissimi istanti, cioè è ampio lo spostamento, in quanto inizialmente questo non trova contrapposizione. Questa sarebbe quindi una singolarità di tipo forza concentrata, quando cioè la forza, anche se piccola, agisce su un area tendenzialmente nulla, e quindi si raggiungono valori di picco irrealistici. La soluzione è ridurre il l'incremento massimo dello step, saper rielaborare in modo critico i risultati, e in parte accettare che questo sia un piccolo limite dell'analisi FEM. Per quanto concerne invece gli errori di autovalori negativi, questi in uno studio altamente non lineare, specie dal punto di vista del materiale, sono più frequenti. Si pensi poi al fatto che il modello è poroelastico, con diverse non linearità di geometria e di contatto. In ogni caso il primo pensiero alla vista di questo avviso è sicuramente quello associato matrice di rigidità. L'avviso è infatti spesso abbinato a quello di distorsione eccessiva di un qualche elemento. Una matrice di rigidità dovrebbe essere positiva e semidefinita. Diversamente si va verso la perdita di stabilità e di unicità della soluzione. La simulazione, se ciò avviene troppo frequentemente, non convergerà. Questi warning possono essere ignorati se l'iterazione si è interrotta, ma vanno valutati se è stata accettata.

- Informazioni per il controllo ed il monitoraggio del flusso e delle pressioni nell'analisi di mezzi porosi:

Nei primissimi incrementi delle step di contatto, compare l'avviso di -Flux is zero everywhere in the model, based on the default criteria. Ancora una volta la diagnostica permette di valutare questo avviso, se accettabile o meno.

L'avviso non si protrae negli incrementi successivi, e la diagnostica riporta un valore nei primissimi incrementi dell'ordine del $10e-17$.

Da quando invece il contatto inizia, i valori di flusso medio acquisiscono valori realistici, così come lo saranno sempre da qui in avanti. Anche nell'intorno dell'applicazione della forza massima nello step di carico, il flusso medio è di circa $7.3e-3$. Dovrebbe essere chiaro che sono

due step molto diversi. Lo step di contatto, in effetti non genera forzanti sul modello, e tendenzialmente i valori di flusso e delle forze è giusto che siano bassissimi. Infatti se si misurasse, ad esempio, l'andamento del rapporto dei vuoti in questo step, si vedrebbe che questo resta costante. Poi, come già spiegato in precedenza, all'inizio degli incrementi dello step di contatto, il modello non è istantaneamente a contatto. Lo step che implementa la dinamica del passo è, ovviamente, molto diverso. In ogni caso, poter visionare questi valori è di importanza chiave, sia nella comprensione dei risultati sia nel caso si voglia manipolare i parametri di controllo.

The image shows two diagnostic windows from a software interface. The left window, titled 'Summary', displays a table of convergence warnings. The right window, titled 'Job Diagnostics', shows a tree view of the job history and a table of residuals.

Summary Window:

Step	Increment	Description
1	1	Flux is zero everywhere
1	2	Flux is zero everywhere
1	2	Flux is zero everywhere

Details: There is zero VOL. FLUX everywhere in the model based on the default criterion. please check the value of the average VOL. FLUX during the current iteration to verify that the VOL. FLUX is small enough to be treated as zero. if not, please use the solution controls to reset the criterion for zero VOL. FLUX.

Job Diagnostics Window:

Job History tree:

- Job
 - Step 1
 - Increment 1
 - Increment 2
 - Attempt 1
 - Iteration 1 (SDI)
 - Iteration 1
 - Increment 3
 - Attempt 1
 - Iteration 1
 - Increment 4
 - Attempt 1
 - Iteration 1 (SDI)
 - Iteration 2 (SDI)
 - Attempt 2
 - Iteration 1
 - Iteration 1 (SDI)

Residuals table:

Description	Value	DOF
Max volumetric flux residual	2.30732467223148	8
Max pore liquid pressure incre	-1.0195058097524	8
Max pore liquid pressure correc	-1.6411845561287	8

Details: The volumetric flux equilibrium equations have converged. Average volumetric flux: 4.59623149220059e-17. Time average volumetric flux: 0.01.

Immagine 7.3. Avvisi di tipo zero flusso ovunque all'interno del modello sulla base del criterio di default. Valori medi del flusso all'interno di un generico incremento in due step con caratteristiche molto differenti.

- SDI: Avvisi di cambio di stato di contatto e di eccessiva penetrazione

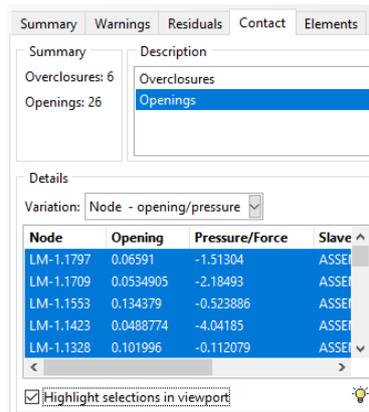
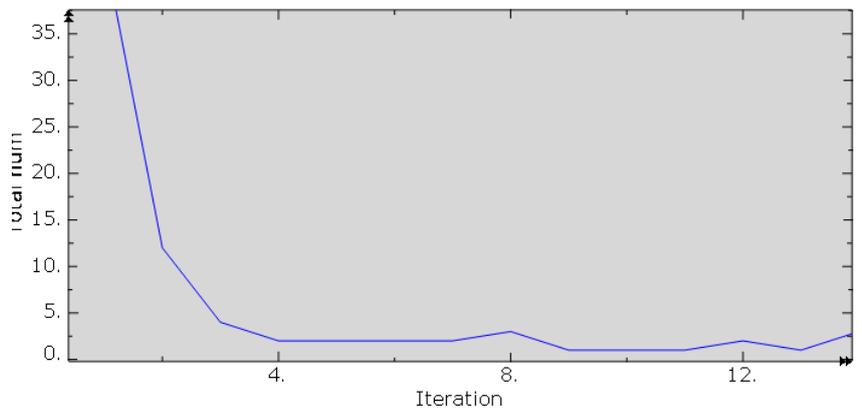


Immagine 7.4. Capacità di individuare il nodo esatto per cui si hanno gli avvisi sulla variazione dello stato di contatto o di eccessiva penetrazione. Grafico andamento delle SDI durante la simulazione.



Sono riportati informazioni sulle variazioni stato di contatto dei nodi della superficie schiava e di eccessiva penetrazione. Si invita a rivedere il paragrafo precedente, dove si tratta l'algoritmo di contatto, ma in breve, si qui si ha un reportage riguardo a quali nodi, durante l'incremento appena effettuato, hanno registrato una variazione di condizione di stato di contatto da aperta a chiusa. Ovvero dove sono variare le condizioni di vincolo che Abaqus applica ai nodi. Lo stato, ad esempio, passa a chiuso quando la distanza dopo l'iterazione diventa negativa o nulla, o se ancora a diventare negativa è la pressione di contatto. In realtà, esistono altre condizioni di stato oltre a queste due, ma non ci riguardano. Queste variazioni sono considerate SDI, ovvero iterazioni a severa discontinuità, e se troppo grandi, o troppo numerose, la simulazione si interrompe. L'overclosure, invece, da un lato non deve essere eccessiva, dall'altro, ci assicura che si stia veramente stabilendo un contatto. Sempre in questa parte della diagnostica è possibile tracciare graficamente il numero di aperture di compenetrazioni durante le iterazioni per ogni tentativo di ogni incremento. Questo serve a capire se ha senso o meno, in caso di fallimento, ritentare un'analisi permettendo un numero di iterazioni maggiori. Supponiamo che un'analisi

proceda discretamente, poi, arrivati a un certo incremento, è interrotta dopo sei iterazioni in un tentativo per qualche motivo più oneroso. Ad esempio all'incremento 101 dello step di contatto di un modello, si vede nella figura un certo numero iniziale di overclosure (è analogo l'andamento e il ragionamento per le aperture), ma la loro quantità va diminuendo con le iterazioni e tende ad azzerarsi. Qui, può aver senso permettere qualche iterazione in più. Questi grafici permettono anche di contemplare l'ipotesi di fenomeni quali la presenza di un nodo in catering, ovvero un nodo che, mentre tutti gli altri nodi acquisiscono una condizione di stato di contatto, passa di continuo da tra stato ad un altro in tentativi diversi di iterazioni. Questo errore affligge i grafici che presentano un andamento in diminuendo all'aumentare delle iterazioni, ma che verso la fine presentano un piccolo innalzamento, che porta a un eccessivo numero di tentativi.

- Dati sulla dimensione degli incrementi e sul numero di incrementi all'interno di uno step:

ovvero un breve sommario in cui indica il numero dell'incremento, la quantità di tentativi prima che sia o meno andato convergenza, la dimensione dell'incremento, il tempo a cui si è arrivati in quell'incremento durante lo step.

Questi dati sono utili ad impostare la taglia degli incrementi minimi e massimi di uno step. Sono dati utili a capire se lo step tendenzialmente procede correttamente, a valutare le configurazioni più critiche in cui si può trovare il modello o, viceversa, le configurazioni in cui il modello è raggiunge più facilmente la convergenza: si guardi i grafici tracciati rispettivamente per lo step di contatto e per lo step che implementa la dinamica. Le curve permettono di vedere e misurare durante un'analisi dove si trovano gli incrementi minori e quanto a lungo un'analisi procede per piccoli incrementi. Se gli incrementi sono troppo grandi, potresti non essere in grado di visualizzare le grandezze meccaniche in output con la risoluzione temporale desiderata, se sono sempre troppo piccoli, bisogna rivedere i parametri o, addirittura, il modello perché qualcosa è errato. Se invece, solo in una piccola parte dello step l'incremento decresce a valori ragionevoli, allora si può rivedere la taglia nelle impostazioni dello step.

Nella figura 7.5, se si incrociano i dati del grafico con le curve delle forzanti della dinamica del passo, si vede come, dopo il primo picco, gli incrementi sono piccoli. Quando poi si riducono i valori della forzante assiale e della forzante anteroposteriore, il modello risulta meno sollecitato, osiamo dire più a libero, e la simulazione procede "a grandi passi" fino a quando le condizioni non tornano più ardue nella risalita delle forzanti nell'intorno del secondo picco.

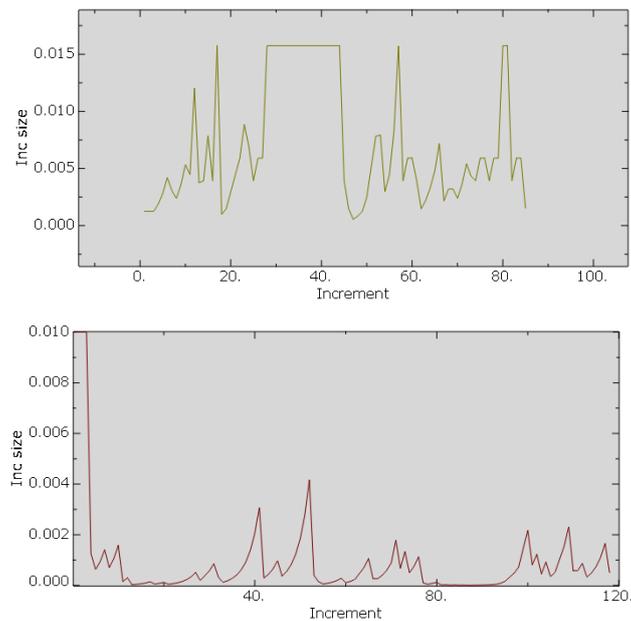


Figura 7.5. Variabilità e ordine di grandezza degli incrementi nello step della dinamica del passo e nello step di contatto.

Ricominciare correttamente un'analisi in modalità re-start o da un import di risultati

Quando un'analisi si dimostra particolarmente onerosa, quale quella in questa in trattazione, alcuni trucchi possono fare la differenza. Si pensi, ad esempio, a quando un job ha superato lo step di contatto, quindi è stato in sottomissione per due ore, poi, per un generico motivo, non prosegue l'analisi durante lo step di preload. A questo punto, ci si trova a rivederne le caratteristiche e ad apportare delle modifiche, e queste probabilmente riguardano fasi inoltrate dell'analisi, ovvero, nel nostro caso, solo lo step di precarico e della dinamica della fase di appoggio del passo, ma non quello di contatto. Risulta quindi inutile far ripartire l'analisi dall'inizio, e sarebbe chiaramente conveniente cominciare direttamente dall'inizio dello step di precarico. Questo è possibile e molto utile, ma solo a patto che il Job eseguito e non terminato fosse già stato dotato di questa impostazione prima dell'avvio. Occorre quindi in primo luogo impostare il job iniziale in modo che salvi i progressi e salvi dei punti di ripristino. Ad esempio, questi punti possono essere ogni n incrementi o all'ultimo incremento di un determinato step. Questo viene fatto negli output request manager di ogni step. Si può impostare, per ogni step della simulazione, modalità di ripristino e salvataggio diverse, a seconda di ogni quanti incrementi si vuole salvare o del salvare solo al termine di uno step. Nella directory selezionata

viene così generato il file jobfathername.res contenente i dati di ripartenza, e anche a livello di Abaqus input file comparirà il comando:

```
** STEP: Contact
.....
** OUTPUT REQUESTS
*Restart, write, number interval=1, time marks=NO
*End Step
```

Poi occorre creare un nuovo modello in cui variare solo la parte successiva a quella di ripristino. A questo modello “figlio” assegnare una partenza in modalità re-start editandone gli attributi di modello. In particolare occorre specificare da quale job padre leggere i dati e da che specifico punto ripartire.

A livello di input compariranno principalmente i comandi:

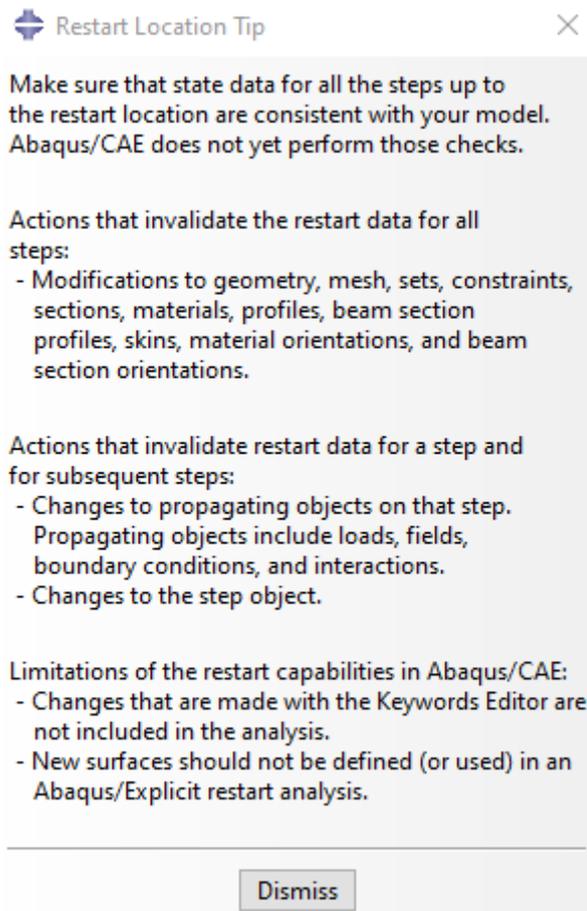
```
*Heading
** Job name: Knee_son Model name:
Knee_restart
.....
*Restart, read, step=2
```

In seguito, agendo da prompt dei comandi, si acceda alla directory da prompt si scriva per il primo job:

```
abaqus run job=knee cpus=n
```

per il secondo job:

```
restart job=Knee_restart oldjob=Kneefather
cpus=n
```



Restart Location Tip [X]

Make sure that state data for all the steps up to the restart location are consistent with your model. Abaqus/CAE does not yet perform those checks.

Actions that invalidate the restart data for all steps:

- Modifications to geometry, mesh, sets, constraints, sections, materials, profiles, beam section profiles, skins, material orientations, and beam section orientations.

Actions that invalidate restart data for a step and for subsequent steps:

- Changes to propagating objects on that step. Propagating objects include loads, fields, boundary conditions, and interactions.
- Changes to the step object.

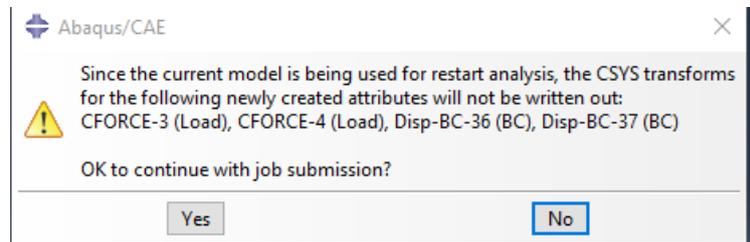
Limitations of the restart capabilities in Abaqus/CAE:

- Changes that are made with the Keywords Editor are not included in the analysis.
- New surfaces should not be defined (or used) in an Abaqus/Explicit restart analysis.

Dismiss

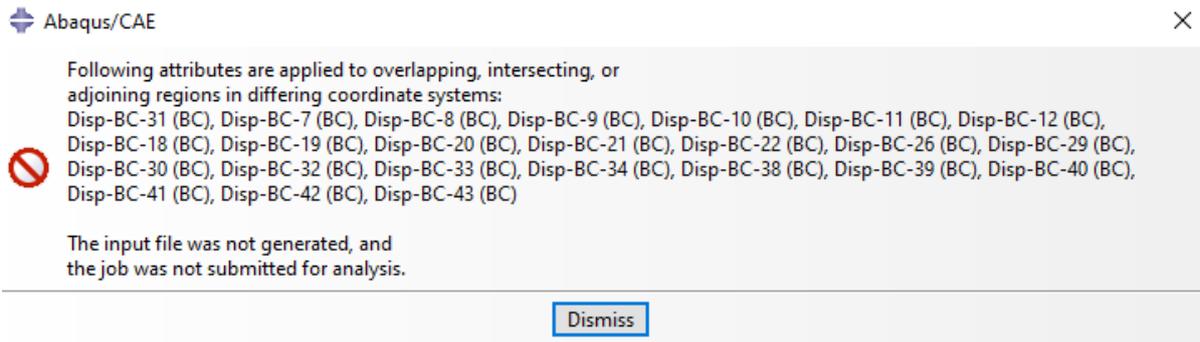
Nel nostro caso, è però necessario un passo in più: traslare il modello in modo che il sistema di riferimento tibiale coincida in toto, sia in origine che in orientamento, con il sistema di riferimento assoluto di Abaqus. In prima battuta non si vedeva una chiara necessità di ciò. Del resto, durante i passaggi che vanno dalla segmentazione MRI ottenuta in mimics fino all’import

del plug-in contenente la mesh delle parti anatomiche in analisi, l'orientamento relativo tra la tibia ed il femore viene mantenuto. Ciò nonostante, durante una analisi da import di un risultato o da re-start, compare il seguente messaggio di errore:



Abaqus non è quindi in grado di richiamare, in re-start mode, carichi o BCs assegnate rispetto a sistemi di riferimento differenti dall'assoluto. È stato allora creato un modello dove il SISTEMA DI RIFERIMENTO ASSOLUTO coincide con il sistema di riferimento tibiale. L'alternativa è calcolare la matrice di trasformazione e ridefinire le tabelle di ampiezza di BCS e delle forzanti. Ma la prima scelta risolve due problemi: il primo riguarda appunto l'impossibilità di fare re-start analysis o import analysis quando questi due sistemi non coincidono, ovvero la possibilità di propagazione correttamente e non sovrapporre BCs e delle forzanti. Il secondo riguarda la qualità di lettera ed interpretazione dei dati di posizione: ad esempio è molto diverso avere le coordinate dei reference point delle inserzioni del legamento crociato anteriore a valori che non sono in grado di rendere un'idea anatomica delle sue dimensioni immediata, oppure sì, come appunto si avrebbe nel secondo caso. Se appunto, le prime coordinate, senza dedicarvici grande attenzione rappresentano quasi solo dei numeri, le seconde danno un impatto immediato e concreto sulla sua posizione e sulla lunghezza. Se questo può sembrare poco, si pensi prima di tutto che in questo modello le ossa non sono visibili, ma ci sono solo strati di cartilagini, che l'anatomia dei pazienti è variabile, e si pensi infine alle inserzioni delle corna meniscali, che quando modellate come RPs collegati a gruppi di wires, risultano di più difficile posizionamento.

Questa rototraslazione è stata ottenuta individuando la posizione del centro tibiale rispetto al sistema assoluto, gli angoli tra i piani del sistema di riferimento tibiale e corrispettivi piani del sistema assoluto ed un nodo chiaramente individuabile della cartilagine femorale. Il lettore si starà chiedendo cosa serva questo nodo.



A dover essere traslate non sono solo parti fisiche, aventi cioè una geometria definita quali le cartilagini e i menischi, ma anche i RPs che individuano la posizione delle inserzioni delle corna dei menischi, o dei RPs delle inserzioni dei legamenti sul femore, oppure il RP stesso del femore etc. Avviene così che quando si rototrasla un assembly, infatti, i RPs non rototraslano assieme con le parti. In altre parole, i comandi ad hoc di traslazione e rotazione di istanze, non si applicano ai RPs.

I RPs sono stati quindi rototraslati a partire dalle loro coordinate iniziali, ed applicando ad essi due vettori: uno è un vettore traslante che porta l'origine del sistema di riferimento tibiale a coincidere con il sistema di riferimento assoluto, e l'altro è un vettore che rappresenta la posizione che si ottiene a causa della sola rotazione. Questa è stata precedentemente calcolata in questo modo: prima di traslare l'assembly nell'origine assoluta, si fa una copia del modello, e la si ruota degli angoli misurati in precedenza tra i piani dei sistemi di riferimento tibiale ed assoluto, si misura il vettore spostamento relativo alla variazione tra queste due posizioni, utilizzando le coordinate del nodo chiaramente individuabili di cui si è parlato prima. Si applica quindi la traslazione e poi si applica questo vettore, che rappresenta la rotazione. I RPs sono così riposizionati. Le geometrie invece possono essere manipolate in modo immediato a partire dalle misure precedenti. Queste si ottengono generando i piani necessari tramite i comandi tool-create datum-plane-etc, e tramite il comando tool-query-angle-ect.

Ora il modello è pronto, le forze e le BCs possono essere assegnate rispetto a sistemi di riferimento coincidenti e l'analisi può essere riavviata in re-start mode o come import analysis.

8. Analisi dei risultati

Introduzione: cosa si sta cercando dai risultati e come lo si cerca

I risultati FEM non esprimono ciò che sta avvenendo nella realtà fisica, ma solo che quello che è stato modellato computazionalmente, che si spera molto simile.

In coscienza di ciò, si vuole ora analizzare i risultati in modo da trarre informazioni riguardo a:

- come si muove il modello nel tempo: come si muovono e come si accoppiano i tessuti
- come si deforma e dove il modello è soggetto a criticità (intesa come stress sui tessuti sopra soglia fisiologica): non è per forza necessario che la configurazione più critica per il modello sia in corrispondenza del carico massimo, inoltre è importante se le criticità sono estese o localizzate.

- quando e per quanto perdurano le condizioni di criticità: questo "per quanto" deve essere sottolineato; si pensi, ad esempio, al protrarsi nel ciclo di appoggio di una condizione, oltre soglia ma anche un po' meno impattante, o il presentarsi, ma per un brevissimo periodo di una condizione oltre soglia. Si debba poi fare una scelta clinica che imponga una tra le due condizioni, come, ad esempio, un esercizio di riabilitazione. Insomma, si sta dicendo che un dato esteso sul ciclo ha un'importanza informativa; infatti può alterare significativamente sia l'interpretazione della condizione, sia l'entità del danno, sia la veridicità della condizione stessa di criticità.

- correttezza, e riproducibilità del modello: se il comportamento del modello è coerente con la realtà anatomica e se i suoi risultati siano affidabili ed estendibili ad altri soggetti.

- Individuare, quando appunto si voglia estendere il modello a scopi più generali, non più specifici solo per il nostro paziente specifico, quali tra i parametri FEM siano di massima sensibilità sia per ottenere in brevi tempi la convergenza. Bisognerebbe poi essere in grado di capire, o almeno di sapersi aspettare come, al variare di questi parametri, varino i risultati.

- effetti ha la geometria scelta per segmentare i tessuti sui risultati.

Per ottenere quanto prima espresso, si deve presentare i risultati in più forme. Ad esempio, si può fare il grafico di una grandezza durante il ciclo dell'appoggio o rappresentare una mappa di distribuzione di un preciso frame sulla superficie tibiale. Saranno quindi selezionate le grandezze che si ritengono caratteristiche e la/e parte/i da confrontare, nonché la zona che si vuole rappresentare. Tutto questo è scelto sempre in base allo scopo: principalmente verifica rispetto ai risultati di Bolcos e validazione rispetto agli andamenti misurati in letteratura, confronto rispetto a soglie fisiologiche ottenute da prove in vitro; se si sta verificando, ad

esempio, l'attendibilità del moto di un grado di libertà di un dato corpo tissutale, si dovrà tracciarne l'andamento e confrontarlo con la letteratura.

Infine c'è l'estensione dello studio alle finalità mediche: la criticità si ha quando, per il modello, una condizione meccanica è riconducibile all'attivazione di un malfunzionamento di tipo biologico. In letteratura ^{[14][17][18][19][20]}, si è individuato che per l'articolazione di ginocchio:

- una tensione principale massima sotto i 7 MPa è relativamente sicura rispetto al danneggiamento della rete di collagene, mentre per 14 MPa, analisi in vitro testimoniano che i rischi sono più elevati
- una massima deformazione assoluta a taglio oltre la soglia del 30% è associata e alla perdita di proteoglicani.

Si sono individuati tre range temporali di studio:

- Analisi della fase di precarico
- Analisi degli istanti da fine precarico sino al primo picco
- Analisi della curva di appoggio in toto
- Analisi primo picco vs secondo picco

Le riflessioni saranno introdotte con complessità via via crescente, si sconsiglia al lettore di saltare da un paragrafo al successivo.

PRIMA ANALISI DEI RISULTATI

Analisi della fase di precarico

Si consideri il grafico in figura 8.1. Questo grafico traccia l'angolo di flesso estensione ed il moto antero-posteriore del RP femorale in funzione del tempo. I valori positivi dello spostamento corrispondono ad una traslazione posteriore, i valori negativi ad una traslazione anteriore. L'angolo, invece, più è negativo più aumenta la flessione. L'origine è a 0.10 s, ovvero all'inizio della fase di precarico, negli istanti precedenti è avvenuto lo step di contatto. Il Preload dura fino a 0.20 s, poi iniziano i primi istanti della fase più intensa del carico. Per tutto il preload, quindi, sta avvenendo la flessione, l'angolo di flessione sta infatti variando sensibilmente, poi la flessione continuerà, ma con un incremento molto più piccolo. Nel frattempo, sul modello sta agendo una forzante AP con direzione posteriorizzante di intensità molto piccola. Se ci si riconduce agli approfonditi discorsi sull'attrito tra le superfici del

modello e sull' ancoraggio dei menischi visti nei capitoli 4 e 5, sarà chiaro che, anche se la forzante antero posteriore è piccola, la sua presenza non è trascurabile. Ora, dal grafico si può vedere che, il RP femorale, sta traslando posteriormente, questo è coerente rispetto al crescere della flessione ed alla direzione della forzante posteriore. Quindi, in primo approccio, dal modello si può dire:

- anche forzanti anteroposteriori molto piccole hanno effetti visibili.

L'immediata considerazione successiva, è:

- non appena la forza AP sale, variando di segno, fino raggiunge valori prossimi ai 50N, domina il moto nel piano trasversale. Si noti come questo avvenga non appena superato il preload. Dopo gli 0.20 secondi, infatti, è da poco iniziata a variare la forzante AP, e subito la traslazione antero-posteriore subisce una variazione molto brusca.

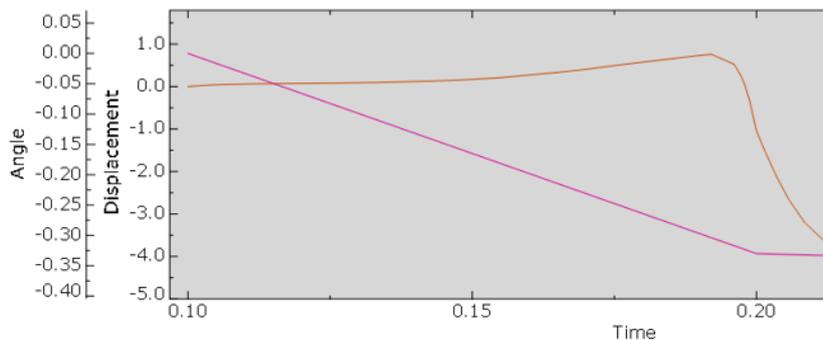


Figura 8.1
Andamento dello spostamento AP del RP femorale e dell' angolo di flessione estensione dalla fine del contatto a poco più dell'inizio del precarico.

Si voglia ora visualizzare effettivamente la configurazione raggiunta in questi particolari istanti. Tracciare gli spostamenti non ci sta specificando infatti dove e come stia avvenendo il contatto. Per questo bisogna associare la deformata alle grandezze meccaniche caratteristiche. L'immagine in figura x, y evidenzia, appunto, uno scatto in cui la forzante assiale è molto vicina ai valori di picco, mentre la forzante posteriore è ancora piccola, ma pronta ad aumentare rapidamente. In questo istante, ad esempio, il rapporto dei moduli tra le intensità assiale rispetto alla anteroposteriore è pari a 84, mentre il rapporto in prossimità del picco sarà pari a 5.5. Le crescite, invece, andranno dai 5N ai 102N per la forzante antero posteriore e dai 432N ai 565N per quella assiale.

Nel frattempo, tornando al preload, i valori di intra extra rotazione sono ampiamente trascurabili (anche se, nella cartilagine mediale anteriore, questa rotazione produce un piccolo artefatto numerico dovuto a un cattivo contatto tra lo spigolo laterale della cartilagine femorale e una parete della conchetta tibiale), mentre è da un buon decimo di secondo che abbiamo iniziato l'appoggio, e quindi, la flessione è già a valori superiori ai 20°, ed è stato proprio questo moto

rotativo il prevalente. È chiaro che il contatto sta avvenendo anteriormente per la cartilagine tibiale mediale, e sta avvenendo in posizione antero-centrale per la cartilagine tibiale laterale. Specie per la mediale, è chiaramente individuato un cratere contenente due superfici interfaccianti:

- la zona sottoposta a compressione dove la cartilagine femorale sta spingendo sulla cartilagine tibiale, questo suggerito dai valori negativi della tensione principale massima e da quelli positivi della tensione principale minima.
- la zona, subito adiacente, sottoposta a trazione nelle regioni dove la cartilagine tibiale si sta tirando a causa delle zone vicine che sono compresse.

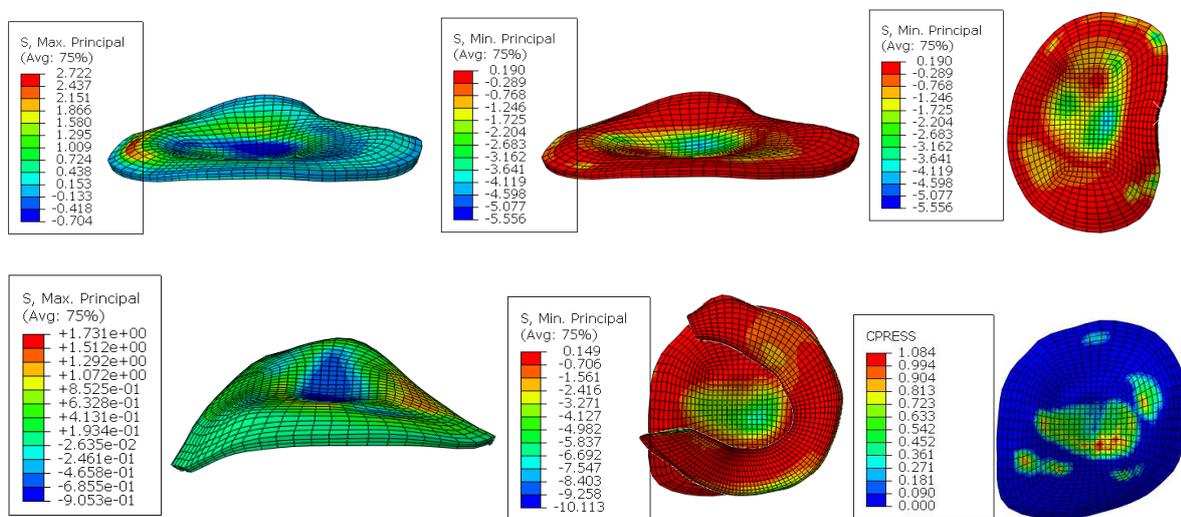


Figura 8.2. Condizione in un istante relativo a quasi il massimo del picco della forzante assiale, ma prima che subentri una componente antero-posteriore intensa.

Per quanto concerne la cartilagine tibiale laterale, invece, bisogna fare un ragionamento in più:

- anche qua è chiaro che il femore si è anteriorizzato, affonda infatti in un'area visibilmente individuabile, area che è soggetta a compressione. Questo è stabilito da ragionamenti del tutto analoghi a quelli appena precedenti. Però, anche il menisco laterale si è un po' spostato anteriormente, le sue inserzioni erano più centralizzate all'interno del piatto tibiale e quindi sono tese in risposta all'anteriorizzazione. Qui, ad influire, è il valore assegnato, e non libero, di intra extra rotazione. Ne risulta, in definitiva, una configurazione più centrale. L'immagine 8.3 affiancata alla precedente rassicura sull'interpretazione di quanto detto e conferma anche i discorsi sull'anteriorizzazione.

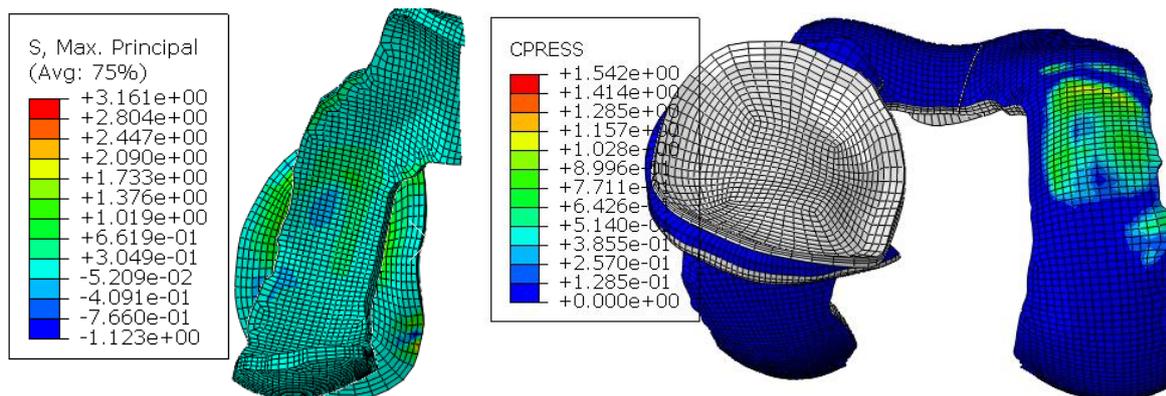


Figura 8.3 Effetto dell'affondo della cartilagine femorale sulla tibia e zona a maggiore CPRESS.

Si introduce anche una parentesi che avrà più avanti ulteriore motivo di approfondimento. Per ora, è solo un'indicazione rivolta ad un lettore meno pratico di quella che è l'analisi dei risultati su di un mezzo poroso.

Nella meccanica dei solidi, dove si studiano i risultati applicandoli ai materiali metallici, è difficile arrivare ad un caso limite dove un elemento sia sottoposto a una forte tensione principale minima su una faccia e ad una tensione principale massima tendente a zero sull'altra faccia. Si immagini, infatti, di tracciare il cerchio di Mohr per questo corpo. Tale solido sarebbe un po' irrealistico, nel senso che si starebbe imponendo due tensioni principali negative, di cui una molto forte, e la massima tendente a zero; cioè si starebbe comprimendo il solido in tutte le direzioni senza allargarlo contemporaneamente. Qui la situazione è diversa, perché appunto, essendo il solido poroso, a bilanciare questo comportamento c'è l'energia spesa per la perdita di massa fluida dall'elemento.

Inoltre si vuole, già da ora, anche introdurre una riflessione sugli effetti di forma: quanto è piatto il piatto tibiale?

L'immagine 8.4. mostra l'istante trattato in precedenza ma ora si vede chiaramente come il femore è posizionato sul piatto tibiale. Si può notare che, proprio al centro del contatto, c'è una piccola zona in leggera trazione, ma, il posizionamento farebbe pensare ad una regione che dovrebbe essere soggetta a compressione, in quanto sembra che il femore vi stia diffusamente appoggiando. Qui si ritiene sia impattante la forma: anche se non si vede benissimo dall'immagine, andando verso il centro del piatto tibiale si forma una conchetta che, in alcune piccole aree, instaurerebbe un accoppiamento con il femore tale da offrire un maggiore sostegno nella zona radiale più che nel fondo del cratere centrale. Questa comunque è una considerazione

possibile, non una certezza. Sul piatto laterale, invece, si possono fare altre deduzioni importanti sulla forma, per ora lasciate in sospeso.

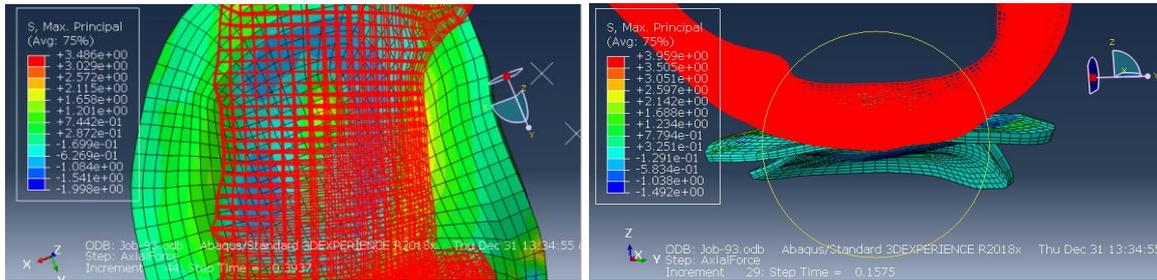


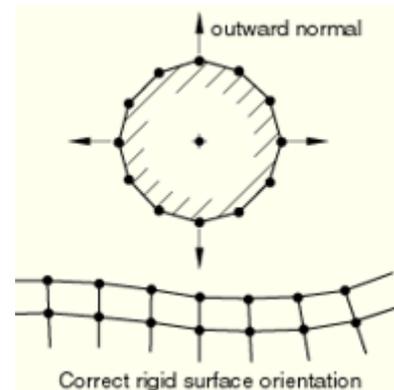
Immagine 8.4 Formazione di una piccola zona in trazione al centro della concavità presente nella forma della cartilagine tibiale mediale.

Istante di massimo carico; variazione dei parametri del modello

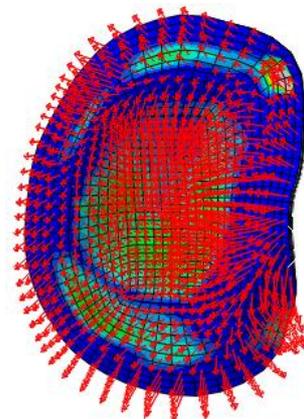
Si vuole ora introdurre alcune valutazioni su quello che è il primo picco della fase di appoggio, ritenuto finora l'istante di massimo carico.

Immagine 8.4.b

--Premessa sulla CPRESS: la pressione di contatto esprime il rapporto tra il carico normale e la vera superficie di contatto, ovvero l'area efficace. È quindi diversa dalla pressione che agisce su di un elemento, la quale è invece studiata come la traccia della somma delle tensioni principali mediata sul loro numero.



La CPRESS calcolata dal modello dipende direttamente dalla tipologia di comportamento scelto; i comportamenti, possono essere, ad esempio: Hard, Exponential, Linear, ect. A seconda di questo varia l'algoritmo di contatto, e le condizioni possono diventare meno stringenti: il contatto "hard" è sicuramente più severo, anche nella sua capacità di andare a convergenza. Dall'input file del modello si riporta: *Surface Behavior, pressure-overclosure=HARD. Inoltre la CPRESS ha un'implementazione diversa se si utilizza un'assegnazione delle superfici di tipo contact pair o se si utilizza il general contact. Per concepirne il segno, occorre sapere che una CPRESS positiva esprime una pressione di compressione sulla faccia positiva della superficie, dove, la faccia positive è



appunto la faccia da cui la freccia normale è uscente, come da immagine. Questa deve essere quindi prima correttamente orientata, poi, può comunque essere visualizzata disegnando le normali su ogni faccia dal modulo di visualizzazione di abaqus; come in immagine 8.4.b.

Alla luce di quanto premesso, ora l'immagine 8.5 è di chiara interpretazione, a questa, viene affiancato lo spostamento antero posteriore del Reference Point femorale in un range focalizzato tra fine del precarico, in corrispondenza dell'origine, ovvero 0.20 s, e raggiungimento del picco, cioè 0.35s.

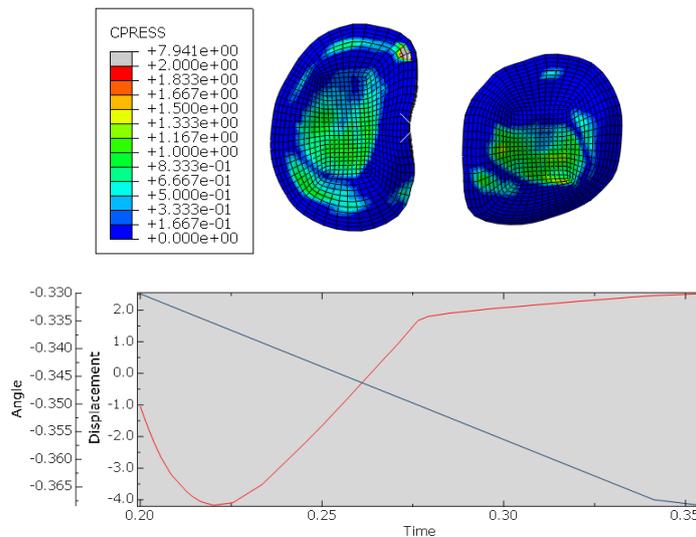


Figura 8.5. Spostamento AP del RP femorale e angolo di flessioestensione. Range temporale da fine preload a primo picco della F_AX.

Allora dopo la precedente anteriorizzazione di cui si è parlato, inizia una importante e rapida posteriorizzazione, che trova un massimo nell'intorno del picco della forzante assiale, coincidente anche con i picchi della forzante antero-posteriore. In questa zona si vede, dai contour plot della CPRESS, che si instaurano i massimi della pressione di contatto. Il valore medio nelle zone di contatto è di circa 1.4 MPa. Il picco a 7 MPa è un artefatto numerico.

Ora, si passi invece ai contour plot delle tensioni principali massime e minime, rappresentati in figura 8.6. La tensione principale minima mostra un comportamento accettabile sulla cartilagine tibiale mediale, con picchi prossimali ai 7 MPa, mentre cartilagine tibiale laterale supera questa soglia, raggiungendo i 9 MPa. È stato controllato che i valori appena descritti sono relativi al contatto cartilagine-cartilagine.

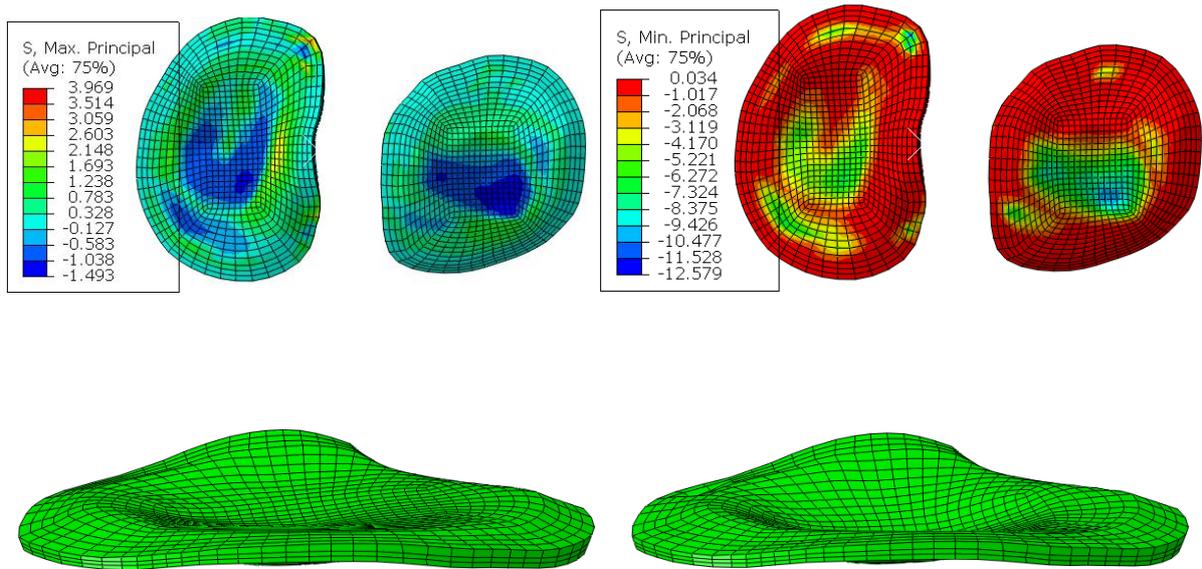
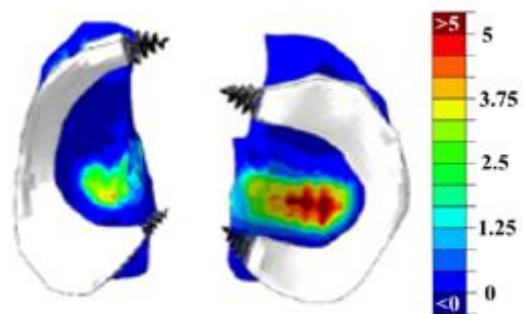
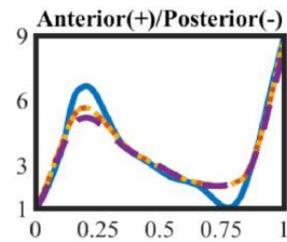


Figure 8.6. In altro tensioni principali massime e minime al primo picco. Sotto, da sinistra a destra, indeformata e deformata della MTC. In basso a destra tensioni principali massime di Bolcos et al e traslazioni AP.

- FORMA: La tensione principale massima, ancora, descrive un leggero trazionamento delle zone laterali adiacenti all'affondo della cartilagine femorale. Ancora una volta, si vuole sottolineare come l'indeformata sia di per sé più accogliente nella parte centrale, dove appunto vi sono le cavità condiloidee. In effetti, sembra un po' che l'indeformata abbia accolto questo invito. Questa considerazione non è banale, perché, se così non fosse, ovvero se non ci fosse una deformata armonica con ciò che erano le strutture anatomiche originali, forse le operazioni di riposizionamento del modello, le operazioni di ricostruzione delle geometrie, le forzanti o le BCs impostate, potevano essere sbagliate.



Allo stesso tempo, però, qua si pone qualche riflessione:

- le conchette di cui si sta parlando potrebbero essere state generate da un precarico dovuto al fatto che la segmentazione MRI era stata effettuata in una posizione semi-flessa. In uno stato fisiologico, magari scomparirebbero, estendendo il ginocchio senza carico, ma ciò, non accade nel nostro FEM, dove l'indeformata rimane a conca.

- nei risultati di Bolcos et AL, la tensione principale massima è più alta della nostra. È corretta, quindi, la forma con cui sono state ricostruite le cartilagini tibiali? Per dirla in modo artistico: il piatto tibiale, non si chiama, in effetti, conchetta tibiale. Se la forma della conca fosse troppo accentuata, che effetto avrebbe tutto ciò sul modello? Il primo pensiero è che il femore possa affondare spingendo più centralmente e vigorosamente, accentuando quindi tensioni principali minime locali e massime tangenziali nelle zone periferiche al contatto.

Continuando il confronto tra i nostri risultati e quelli di Bolcos et Al. si notano ulteriori differenze. Purtroppo i dati riportati nel suo articolo lasciano qualche dubbio di interpretazione, però si inizi con il valutare il grafico in immagine 8.6, relativo alla traslazione anteroposteriore, da lui riportato.

- Anche il modello Bolcos et Al. mostra una importante sensibilità alla forzante antero posteriore, infatti anche la CF oscilla, in termini assoluti, antero-posteriormente di diversi millimetri (si consideri che gli assi della coordinata indipendente dell'immagine sono tarati in modo diverso rispetto a quelli da noi tracciati e che la curva da considerare è la curva tratteggiata in tratti rossi ed arancioni).

- In particolare, sembra che la CF si muovi anteriormente fino al primo picco della fase di appoggio, dove si registra nell'immagine 8.6 un femore pressante prevalentemente sui menischi anteriori, e che lascia così diffondere sulla cartilagine tibiale valori di tensione principale massima con picchi intorno ai 5 MPa.

Analizziamo per rispondere a quanto appena individuato una serie di fattori uno ad uno, ma sia chiaro che solo alla fine di tutti i punti analizzati si potrà avere una vista efficace di quanto sta avvenendo, perché occorre acquisire una visione di insieme; i fattori si combinano tra loro con risultati diversi:

- Inserzioni delle corna: il nostro modello ha una restrizione più rigida sulla posizione dell'ancoraggio del corno anteriore del menisco mediale e più lassa nelle inserzioni del menisco mediale posteriore.

Di fatto, una prima ipotesi è che il modello di Bolcos, partendo da una posizione più arretrata, ma meno vincolato dal corno anteriore del menisco mediale, possa aver sostenuto un moto anteriorizzante più ampio e duraturo, moto che poi, nella fase posteriorizzante, sia stato maggiormente contrastato dalla reazione del corno posteriore del menisco mediale. L'inserzione del nostro corno posteriore è molto meno tesa sia per la posizione che per la direzionalità dei vincoli: i collegamenti di tipo wire rispondono assialmente, ma essendo

tendenzialmente perpendicolari e non paralleli al piano antero-posteriore, piano dove sta avvenendo la parte preponderante del moto, sono meno eccitati nella risposta. Infatti, il corno posteriore del menisco laterale, che ha invece inserzioni con direzione più parallela e direzione più centrale, risulta meno mobile. Non si ritiene invece plausibile che la forzante antero-posteriore, sia stata modellata in modo molto diverso da quando da noi supposto, anche se la questione sta per essere ampiamente dibattuta.

- **Posizione:** si ritiene possibile, ma di secondaria importanza rispetto quella di altri fattori, che il suo modello parta in una posizione più posteriore della nostra. Questo perché il nostro modello, quando anteriorizza, spostandosi di 4mm, si porta un po' ai limiti di ciò che è una posizione accettabile sul piatto tibiale, dove il menisco rischia quasi di strabordare, mentre il modello di Bolcos et al, pare muoversi di qualche millimetro in più.

- **Tempistiche e valori della Forzante AP alla fine del Preload:**

Ipotesi: durante lo step di precarico, Bolcos et Al ha impostato un andamento a rampa dove la forzante antero posteriore parte da zero e torna ad essere nulla o debolmente positiva nell'intorno della fine del preload. (Si veda il capitolo sugli step di preload e dinamica).

A guardare le curve della F_{AP} , il primo 12% della fase di appoggio, si ha un piccolo segmento di parabola che parte da zero, diventa negativo nel mezzo, poi alla fine va positivizzandosi. A guardare le curve della fase di appoggio, quindi, si seguirebbe un andamento un po' anteriorizzante. Quindi, se il precarico è stato modellato con andamento a rampa, come suggeritoci, questa fase in cui la forzante è anteriorizzante dovrebbe essere stata bypassata. Un lettore attento potrebbe criticare quanto appena detto nel seguente modo: “la curva anteroposteriore non è precisamente leggibile, ed il valore di finale del precarico, invece che nullo, potrebbe essere debolmente negativo, ovvero la forzante antero-posteriore risulterebbe anteriorizzante. Inoltre questa stessa tesi ha ampiamente dimostrato in precedenza la sensibilità del modello a valori anche bassi della forzante antero-posteriore. Quindi, anche una forzante piccola ma agente per un intero decimo di secondo, quale appunto la durata della fase di precarico, potrebbe aver anteriorizzato il femore.” Tutto questo è vero, ma come si vedrà nel prossimo punto, è altrettanto vero che i valori posteriorizzanti agenti per la quindicina di centesimi di secondo che seguono il precarico e anticipano il picco, sono molto più intensi e posteriorizzanti. È altrettanto vero, come detto, che la posizione del corno posteriore del menisco mediale pare più tesa a contrastare le forzanti posteriori rispetto a quella del nostro modello, che lascia più libertà di moto. Occorre approfondire.

- Ordine di grandezza temporale del modello: **tempistiche e valori** della Forzante AP tra la **fine** del Preload e **prima** dell'istante di massimo carico:

questo moto anteriore, che avviene prima del picco, è in conflitto con il segno della forzante anteroposteriore, ma concorde con il modo di muoversi che abbiamo analizzato nel paragrafo "Analisi della fase di Precarico", cioè concorde con l'azione di flesso-estensione.

Ora dalla fine del precarico all'arrivo al primo picco, la forzante antero-posteriore dovrebbe avere valori posterozzanti, ed anche di grandezza rilevante, ora però ci si chieda, per quanto tempo agiscono?

In realtà, per rispondere a questa domanda, sempre a proposito della fase di precarico, ci sono due possibilità da affrontare e sono tra loro fortemente intrecciate:

1. Non è detto che Bolcos et Al abbia impostato il preload come parte della curva di appoggio.
2. Non si sa la durata esatta della fase di appoggio.

Il dato certo è solo che il preload impostato da Bolcos et Al. dura 0.1s. Finora si è sposata l'idea che considera il preload come uno step che fa giungere il modello ad una configurazione posta a circa il 14.3% del ciclo della fase di appoggio. Da una parte Bolcos et Al esprime il desiderio di giungere a valori importanti della forzante assiale durante questo step, siccome nelle curve della fase di appoggio la forzante assiale ha valore nullo nell'origine degli assi, sarebbe contraddittorio pensare che la fine dello step di preload corrisponda all'origine delle curve della fase di appoggio. Inoltre, se tutto ciò è vero, una durata di 0.1s, come prima detto, giunge a circa il 14.3% o più della fase di appoggio, a seconda della durata scelta (non nota) per la stessa. Questo, associato alle considerazioni sulla tipologia di step di tipo rampa e sul valore finale della forzante AP in questo istante, farebbe pensare che Bolcos et Al avrebbe bypassato il primo piccolo tratto della curva della forzante AP, tratto che dura circa il 13% della fase di appoggio. Questo, in realtà, semplificherebbe anche le cose dal punto di vista del comportamento nei primi istanti del modello, che non si trova così a scivolare eccessivamente anteriormente. Però:

anche se quanto detto sinora è plausibile e ragionevole, il preload può anche essere interpretato come uno step di puro assestamento computazionale: uno step dove si vuole lasciare che il modello si adatti ad una nuova configurazione che è difficile da simulare in quanto il carico assiale varia rapidamente tra 0 e diverse centinaia di Newton. I

modelli FEM sono sensibili a rapide variazioni di carico ed è universalmente accettato di adottare questa metodologia risolutiva. A questo prima possibilità, va accompagnata una seconda opzione, ovvero la durata selezionata, in secondi, della fase di appoggio.

Finora si è considerate un valore comodo ai fini del calcolo computazionale, ma un po' più alto della misura media: 0,7s su una durata media riportata in letteratura di 0.63s. Questo lo si è fatto appunto in fase di ricerca della convergenza, per non costringere il modello a variazioni troppo brusche.

Ora avviamo le quattro possibilità in cui si intrecciano queste due “variabili”:

a) Preload al 14.3% della fase di appoggio e durata 0.7s: se il picco della forzante assiale fosse al 23%, la forza anteroposteriore agirebbe posteriorizzando prima del picco per 0,061s, perché la forzante assiale raggiunge il massimo a 0.161s.

b) Preload porta al 16.6% della curva di appoggio e durata media dell'appoggio 0.6 s. Se il picco della forzante assiale resta a 23%, la forza antero-posteriore agisce prima del picco per 0.038 s, perché la forzante assiale raggiunge il picco a 0.138s. Quindi nella condizione nella condizione “b” la F_{AP} agisce per 0.023s in meno che nella a) e per 0.037s in meno che per noi. Ora, 0.037s di differenza su una durata di azione di 0.038 per la condizione b) o di 0.075s per la nostra implementazione x) è una differenza non trascurabile, specie perché, in questi istanti, i valori della F_{AP} non sono bassi.

c) Preload porta all'origine della curva e durata del gait di 0.6 s. La F_{AP} agisce per 0.138 s, di cui anteriorizzando per 0.12s (valore medio di lettura) e per 0.018s posteriorizzando prima del picco. Attenzione, qui rispetto a prima si otterrebbe una anteriorizzazione decisamente importante, è così, e verrà mostrato. In questo caso il preload deve terminare con una F_{AP} nulla. Poi, la F_{AP} segue sin dall'inizio le curve di dinamica, e questo, di fatto, porterà a maggior anteriorizzazione. Resta da approfondire comunque il contributo di alcuni fattori, come il prestain dei legamenti e le inserzioni delle corna. Ciò nonostante, verrà in seguito mostrata che questa supposizione si concretizza. Ora, infatti, il segmento anteriorizzante iniziale della curva della F_{AP} non è più bypassato. Tutti le condizioni al contorno sono vincoli che agiscono in risposta allo spostamento, limitando l'anteriorizzazione, ma non impedendola.

d) Preload porta all'origine della curva e durata del gait di 0.7 s. Valgono I ragionamenti del punto c) per il preload, e mantenendo a 0.12 la durata della

curva anteriorizzante, la F_AP posteriorizzante che prima agisce del picco, agisce per 0.041s.

Quindi si è trovato in ordine crescente: 0.018s, 0.038s, 0.041s 0.061s. Non si vuole appesantire troppo il discorso, come si è visto dipende da molti parametri, però, semplifichiamo dicendo che:

-gli effetti della durata dell'azione della F_AP sono da analizzare, presto una simulazione sarà presentata. Infatti per come è stato impostato finora il nostro modello, ci si è posti in una condizione dove il preload raggiunge il frame posto a 0.075s, mentre il picco della forzante assiale è posto ad un istante della curva di gait posto a circa 0.15s. Per cui la F_AP agisce per 0.075s prima del picco. È quindi la condizione peggiore vista sinora, con uno scarto di 0,063s dalla condizione d), di 0,065s dalla condizione c), di 0,037s dalla condizione b) e di 0,014s dalla condizione a). Tra tutte, il valore più veritiero dovrebbe essere in mezzo tra la condizione a) e la condizione b). Il nostro valore è quello più posteriorizzante.

- **Prestrain:** i precarichi dei legamenti sono stati impostati in modo diverso per i due modelli. Bolcos et Al ha impostato: 5% di prestrain per ACL e PCL e 4% di prestrain per MCL e LCL; noi 5% per ACL, -13.5% per PCL, -7.33% per LCL e 3.66% per MCL. Ora, di fatto, per parlare con maggiore certezza, oltre ai prestrain, occorrerebbe conoscere anche l'esatta posizione iniziale e le locazioni delle inserzioni.

Inoltre i prestrain sono assegnati a partire dalla lettura terra terra delle distanze tra le inserzioni lette alla fine dello step di contatto, e tale step prevede due condizioni di traslazione assiale differenti tra il modello qui presentato ed il modello di Bolcos et Al. Però, in linea di principio, nella sezione si anatomia si è visto come il PCL sia coinvolto le contrastare la posteriorizzazione del femore rispetto alla tibia. Siccome qui la tibia è ferma, il PCL contrasta l'anteriorizzazione del femore rispetto alla tibia. Il nostro PCL è decisamente più lasso. A proposito si ricordi il punto precedente in cui si tratta la posizione iniziale reciproca tra femore e tibia, che poteva essere più posteriore per Bolcos. Quindi il nostro modello, risulta da questo punto di vista, meno capace di sopportare i carichi anteriorizzanti, sia per posizione che per valori iniziali dei precarichi. In effetti questo è vero. Il nostro modello ha evidenziato una certa difficoltà a simulare una forzante antero-posteriore anteriorizzante, specie quando sono stati dovuti implementare gli istanti di mezzo della fase di appoggio, dove sono stati presi i valori meno anteriorizzanti della fascia di valori considerata accettabile.

La scelta di utilizzare questi valori di prestrain, è per noi giustificata dallo studio di Esrafilian, il quale li ha espressi come valori di riferimento in configurazione estesa, ma che ne descritto anche la sensibilità e l'incertezza, nel senso che lo studio è stato appunto un'analisi di sensibilità dei risultati in base alla variazione dei prestrain in un range del $\pm 10\%$. In primo approccio è anche ragionevole ipotizzare che una tale differenza in pretensionamento possa spiegare una tensione massima di trazione meno intensa nel nostro modello.

A questo punto non resta che effettuare nuove analisi per poter approfondire tutte queste ipotesi. Quanto appena affermato sarà quindi da ora dibattuto tramite il re-setting di alcuni dei parametri che non si considerano univocamente certi. È importante che il lettore sappia che non si sta inseguendo un risultato ciecamente a costo di stravolgere il senso fisico del modello, ma solo verificando gli effetti di quei parametri che non erano veramente individuabili con certezza. Come prima cosa si è quindi variato il solo il pre-strain dei legamenti, impostando gli stessi valori di Bolcos et Al. Si è registrata un incremento dello stato di stress sia nei valori di tensione principale massima che per i valori di tensione principale minima.

Al modello con i nuovi prestrain, sono state introdotte forzanti antero-posteriori più anteriorizzanti, ritenute più veritiere a simulare gli istanti intermedi della fase di appoggio.

Il modello è stato in grado di raggiungere la convergenza. Configurare pretensionato il PCL risulta un fattore critico per la capacità di simulare più correttamente anche la curva della forzante antero posteriore.

Inoltre, sono confermati anche qui valori maggiori di tensione principale massima e di tensione principale minima. Ma, come si era spiegato, non si attendeva un posizionamento molto diverso dal precedente.

Non sono quindi i prestrain ad alterare la zona di contatto nell'istante di picco. Come mostrato nell'immagine 8.7.

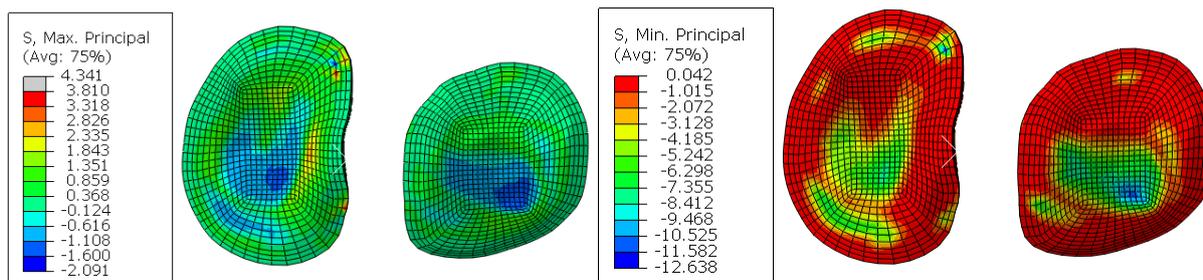


Figura 8.7. Risultati ottenuti variando i Prestrain. La forzante anteroposteriore è ora più realistica.

È stato eseguito un nuovo tentativo atto a riposizionare le corna in modo più simile al posizionamento di Bolcos et Al. In particolare occorre riposizionare entrambe le inserzioni delle corna del menisco mediale come sopra descritto. Finora, il modello si è dimostrato molto sensibile a questa modifica che richiede di reimpostare i parametri dello step di contatto. Nulla di infattibile, ma può richiedere un po' di tempo e non sembra sufficiente a variare sensibilmente i risultati.

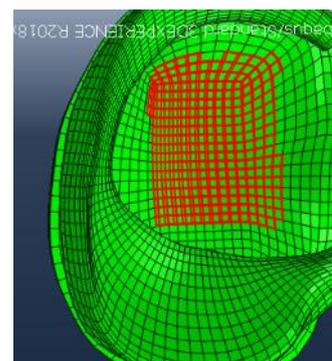
Non si vuole nascondere, infine, che si è anche messo in dubbio di aver correttamente interpretato il segno stesso della forzante antero-posteriore. Il dubbio viene perché variando questo segno tutto tornerebbe quasi come per magia, in effetti. La convenzione di segno utilizzata non era infatti disponibile. Bolcos et Al afferma che questa forzante è comprensiva del contributo patellare. Si ritiene illogico affermare sia di segno opposto a quanto analizzato sinora, nonché in contrasto con la letteratura.

Analisi dell'intera fase di appoggio

Si affronterà ora l'analisi di come si muove il modello nel tempo. Si confermerà che la configurazione più critica per il modello è in corrispondenza dei picchi della forzante assiale, si mostrerà che le condizioni di criticità non sono né perduranti né sparse, si valuterà la conservazione di una condizione di lubrificazione sui tessuti cartilaginei durante tutta la fase di appoggio.

Ricordiamo che:

- una tensione principale massima oltre i 14 MPa può portare al danneggiamento della rete di collagene



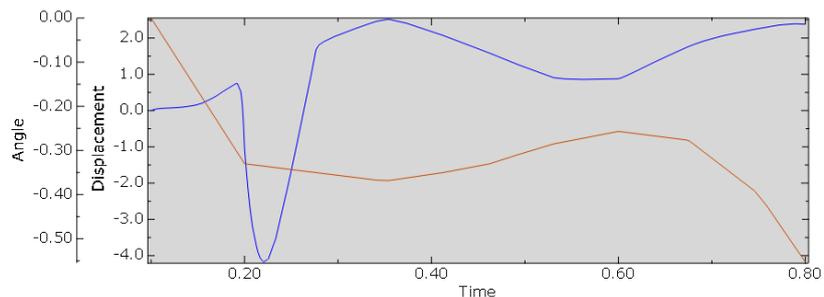
- una massima deformazione assoluta a taglio oltre la soglia del 30% è associata e alla perdita di proteoglicani

Per poter continuare, occorre scegliere un'area sulla quale rappresentare i risultati relativi alle principali grandezze meccaniche; l'area dovrebbe:

- rappresentare solamente il contatto cartilagine-cartilagine
- rappresentare le zone più critiche in toto
- essere rappresentativa di tutti gli istanti della la fase di appoggio
- essere mediata su di un numero campioni sufficiente, ma che non oscuri troppo i valori massimi
- tenere in considerazione che i menischi si muovono considerevolmente durante la fase di appoggio

Figura 8.8
Esempio di scelta di elementi che compongono la superficie di studio

Grafico 8.9
Moto antero posteriore e di flessione estensione esteso a tutti gli step



Alcune di queste richieste indurrebbero ad optare per una superficie maggiore, come la richiesta di rappresentare adeguatamente tutti gli istanti della fase di appoggio. Altre suggeriscono di ridurre la superficie a meno elementi, come la richiesta di assicurare che siano trattati solo elementi di contatto cartilagine-cartilagine, e quindi di evitare di prendere una zona sulla quale, in certi istanti, possano essersi posizionati i menischi.

In effetti, questa difficoltà nello scegliere l'area, sembra persistere:

il grafico 8.9 mostra ancora il moto del RP femorale. Senza soffermarci di nuovo sulla spiegazione del grafico, si consideri solo che anche se il primo picco negativo ha una durata breve, l'escursione è tale per cui non può essere totalmente trascurato. Questo anche perché avviene contemporaneamente a valori già rilevanti della forzante assiale.

In seguito, la posizione si assesta in un'oscillazione contenuta per gran parte della fase di appoggio. Questo non deve passare inosservato, perché indurrebbe a pensare che per la maggior parte del tempo, la regione di contatto cartilagine femorale-cartilagine tibiale è individuabile

chiaramente. Perché indurrebbe? Perché comunque bisogna valutare anche altri fattori. Si guardi alcuni istanti di campionamento della CPRESS, raffigurati nell'immagine 8.10. Sono due frame di contour plot relativi ad intorno delle posizioni di massimo e minimo degli spostamenti antero-posteriori. Ancora la cartilagine laterale si dimostra sufficientemente stabile, mentre per la mediale dove nella zona anteriore inizialmente c'era il contatto poi si avvicina il menisco laterale segmento anteriore, senza però coprire l'area verde nella prima figura. Si è considerato quindi di valutare per alcune grandezze caratteristiche, seppur solo qualitativamente, anche la sensibilità dei risultati in funzione di una famiglia di aree. Tale famiglia è variabile tra due superficie agli estremi considerabili accettabili. La famiglia delle aree di studio selezionate varia quindi decrescendo in superficie a partire da quella che considera tutta la zona della conca antero-centrale (circa dalla regione verde anteriore alla regione verde centrale dell'immagine 8.10), ad una che considera prevalentemente la regione centrale.

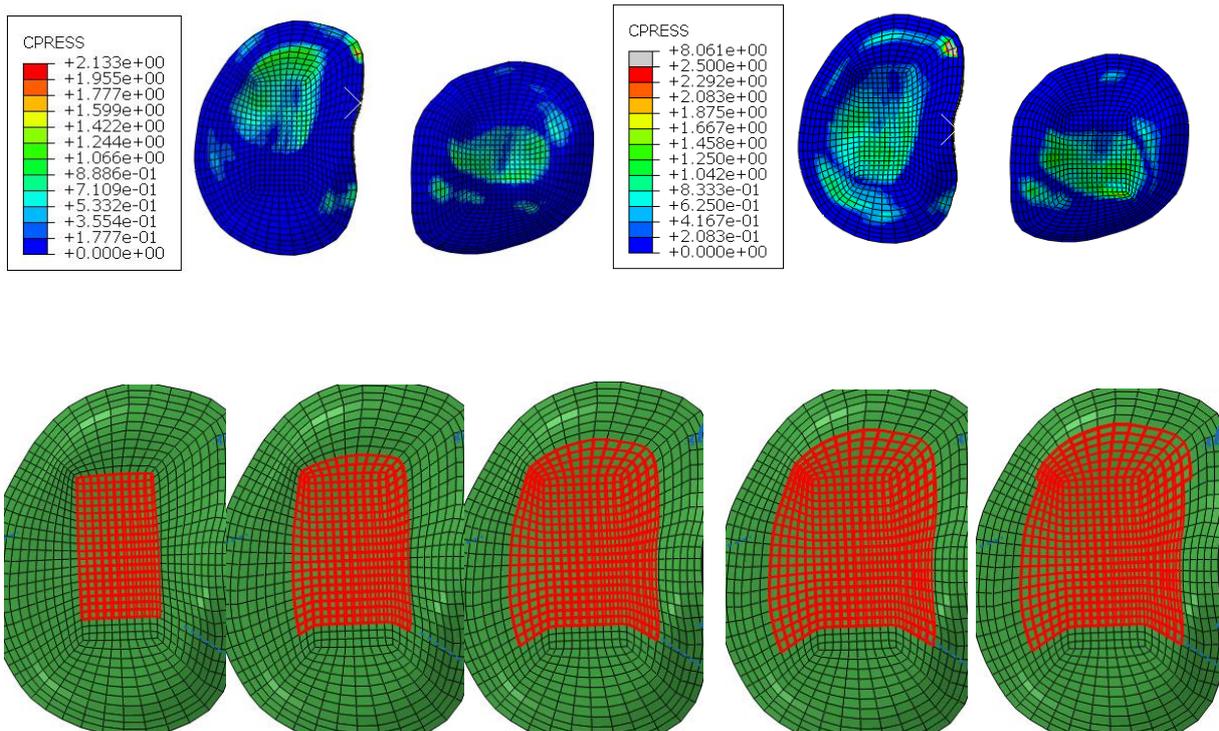
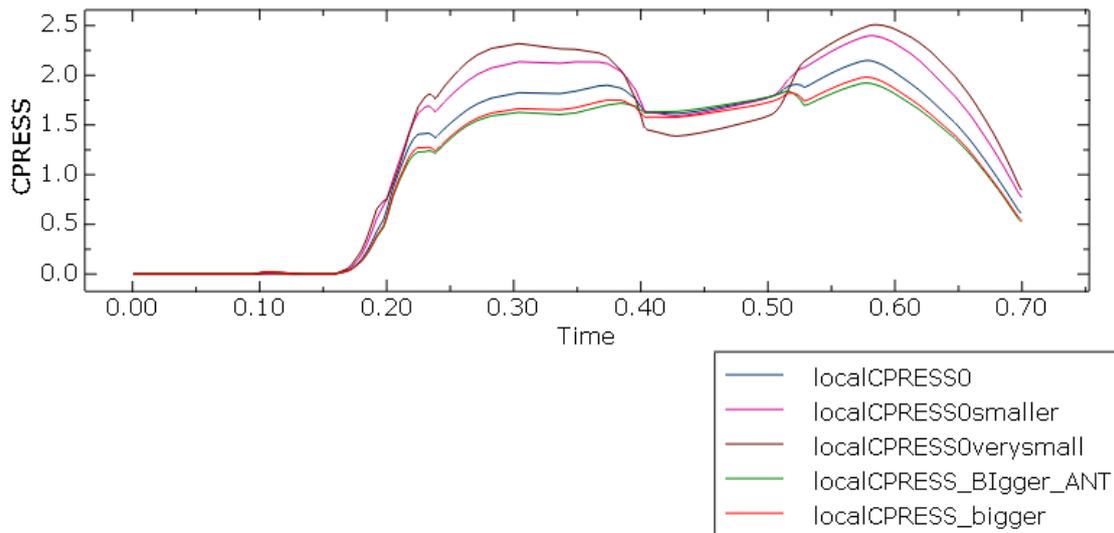


Immagine 8.10
 CPRESS in istanti vicini ai picchi opposti di F_{AP}
 Esempio di famiglia di aree individuate sulla CTM
 Curve al variare dell'area scelta



Si guardi quindi un primo risultato ottenuto impostando un prestrain più elevato del PCL e a tempistiche più strette della fase di appoggio rispetto alle simulazioni precedenti. Gli andamenti risultano abbastanza contemporanei tra le varie curve, perché risultano più ristrette appunto le tempistiche in cui la F_{AP} è libera di agire, e perché il moto anteroposteriore è leggermente più o meno lo stesso anche se aumenta la forzante antero-posteriore imposta.

Però si ha un primo risultato fuori da ogni aspettativa: la condizione di massima CPRESS non è più in corrispondenza dell'istante di picco della forzante assiale. Nel grafico di figura 8.11, infatti, la posizione di picco della forzante assiale sarebbe a 0.26s circa. Ne si noti quindi l'evoluzione in tre frame: 0.25s, 0.30s e 0.40s. Anche se la forzante assiale sta calando, e non di poco tra 0.30 s e 0.40 s, la condizione di compressione espressa nelle curve di CPRESS perdura. Può essere, che in tali istanti, l'area indicata esprima meglio la posizione esatta rispetto che negli altri, ma non è certo che il motivo sia questo. Può anche essere, che per questioni legate alla forma, l'istante di massimo carico non coincida con il picco della forzante assiale. Ciò nonostante, non si può considerare giusto affermare che sia possibile individuare una sola area rappresentativa di tutto la fase di appoggio per la cartilagine tibiale mediale. Il picco che si intravede sul bordo della cartilagine tibiale mediale, zona anteriore-mediale, è dovuto ad uno spigolo vivo che a sua volta sta incontrando un altro spigolo vivo della mesh della cartilagine femorale.

Per il resto i valori sono sufficientemente omogenei, mostrando due picchi tra i 2 ed i 2,5 MPa.

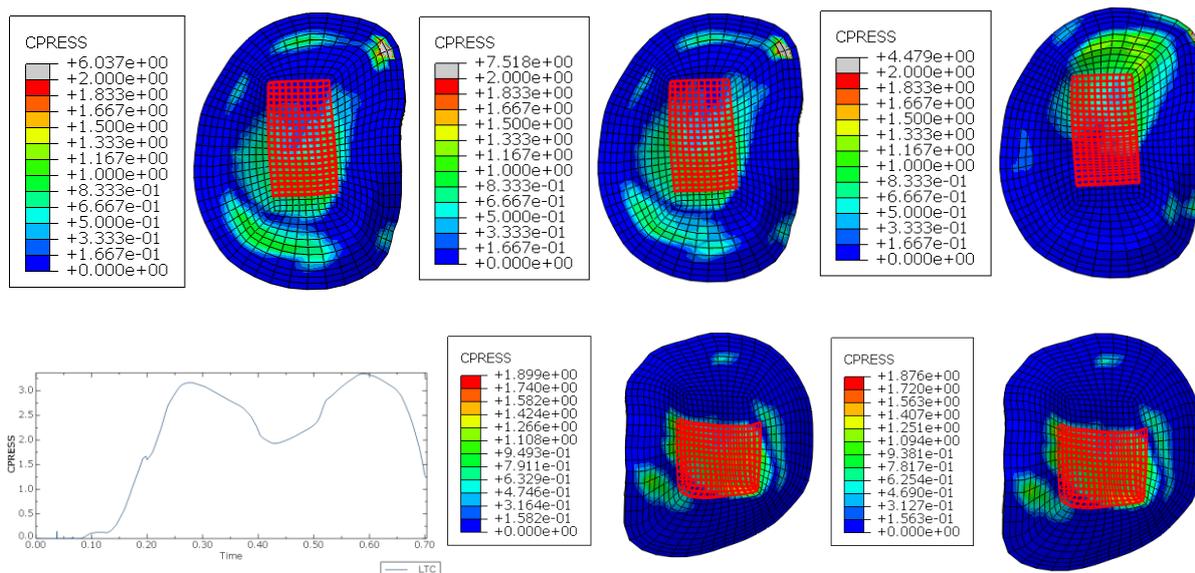
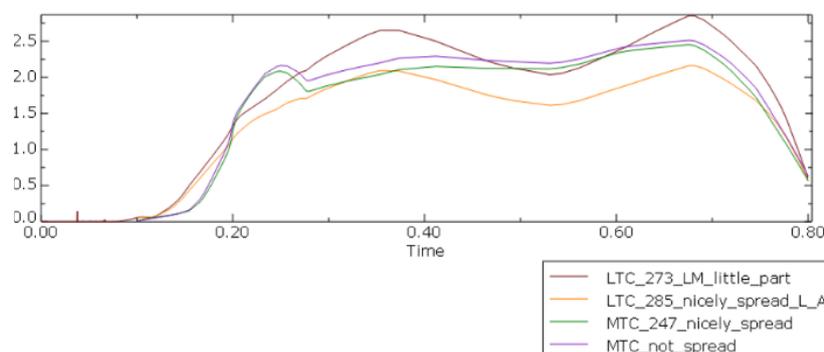


Figura 8.11. Aree e CPRESS. Andamento mediato della CPRESS sulla LTC

I picchi sulla cartilagine tibiale laterale raggiungono invece 3,3 MPa. Le curve sulla LTC, hanno mostrato come, in effetti, qui la zona di contatto sia meno mobile, tanto che è stato effettivamente possibile individuare una zona di studio stabile. Per quello, nel grafico è riportata solo una curva.

Anche se la regione individuata sulla cartilagine tibiale mediale non si dimostra particolarmente robusta, le curve restano sempre sufficientemente vicine.

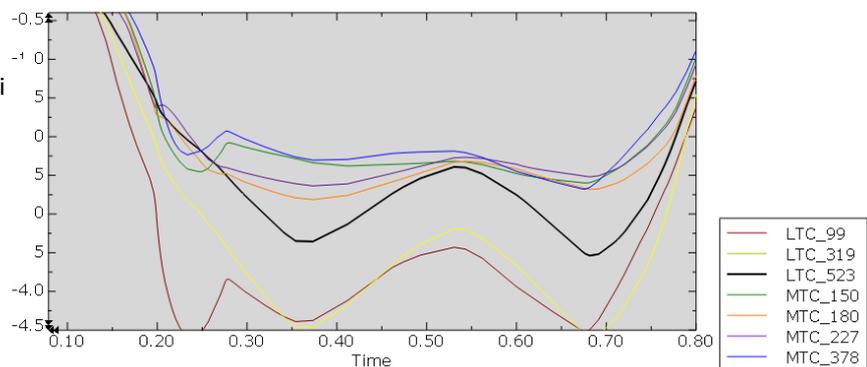
Figura 8.12.a. Grafico ottenuto su di un modello avente una durata più elevata della fase di appoggio e prestrain più bassi del PCL.



Questo anche per modelli con parametri un po' differenti tra loro: come nel grafico 8.12.a., dove si mostrano, i risultati che erano stati per un modello con differenti prestrain e tempistiche. I valori massimi sono confermati, e anche se le aree erano ancora alle prime scelte, le curve giacciono in una banda ragionevole.

Tutto ciò, grazie al fatto che, anche se i corpi tissutali, come i menischi si muovono molto, i valori restano sempre sufficientemente omogenei su tutta l'area di studio.

Grafico 8.12.b. Andamenti degli stress minimi principali.



Si può considerare che

entrambi i piatti sono partecipati al contatto in modo simile, non vi è un eccesso di pressione su nessuno dei due per tutta la fase di appoggio, specie se si considera che le medie sulla cartilagine tibiale mediale sono più basse per le problematiche legate alla variabilità dell'area. Anche il fatto che l'angolo VV sia stato lasciato libero a livello di BC favorisce questo adattamento. Per quanto riguarda gli stress minimi principali si guardi il grafico 8.12.b. L'area MTC_150 riguarda una superficie contenuta e un po' antero-centrale. Infatti ha una crescita più rapida delle concorrenti nel primo decimo di secondo della fase di appoggio. Dopo le altre curve, come la MTC_180 o la MTC_227, che riguardano una superficie più ampia e coinvolgono anche un tratto centrale, inizialmente crescono più lentamente, ma nel complesso mantengono valori leggermente più elevati. La MTC_180 è più centrale della MTC_227 che invece coinvolge un piccolo tratto laterale del piatto tibiale. La MTC_378, invece, presenta una superficie ancora maggiore e coinvolge anche nodi un po' laterali, soggetti a sforzi di compressione più ridotti, e per questo, presenta valori medi più bassi delle due precedenti. Gli andamenti non sono comunque discordanti e sono contenuti in una fascia di circa 0.5 MPa. Per l'area della cartilagine tibiale laterale, che era invece più chiaramente identificabile, si vuole evidenziare come in corrispondenza dei picchi, i valori medi sono molto più bassi dei massimi raggiunti sul singolo elementino, come si vede dal contrasto tra la vista sagittale in un istante di picco e il valore medio tracciato nello stesso istante.

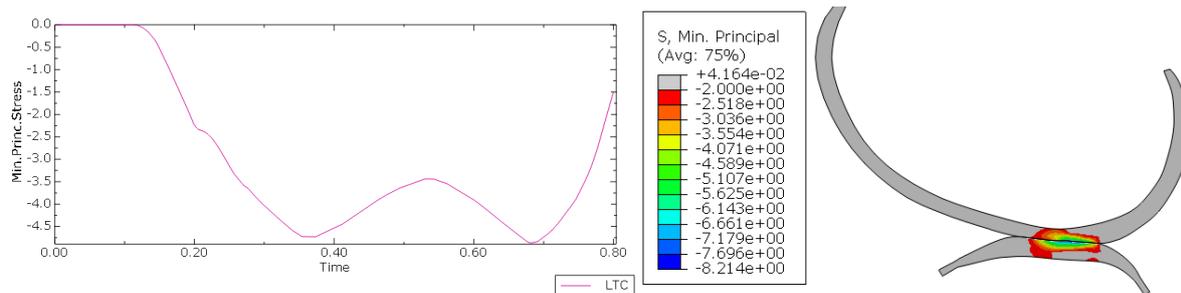


Grafico 8.13. Andamento della tensione principale minima sull'area individuata per la cartilagine tibiale laterale. Sezione sagittale che mostra come la tensione principale minima è minore sulle aree a contatto e lontane (in direzione assiale) dalle superficie ossee.

Nel grafico 8.14, è rappresentato l'andamento del void ratio in funzione del tempo, a partire dall'inizio della fase di contatto, sino alla fine della fase di appoggio. In particolare viene studiata la cartilagine tibiale laterale in zona di contatto cartilagine-cartilagine che soddisfa bene tutte le esigenze espresse nelle righe sul come scegliere un'area di studio adeguata. Nella fase di contatto il void ratio è stabile, mentre nelle fasi di carico cala con il progredire della forzante assiale, seguendone bene l'andamento. Raggiunge minimi di 2 nell'intorno dei due picchi di carico. Mostrare questo serve a garantire che nella fase di appoggio, anche per i carichi più elevati, non si perde la permeabilità della cartilagine, ovvero il tessuto continua ad essere lubrificato.

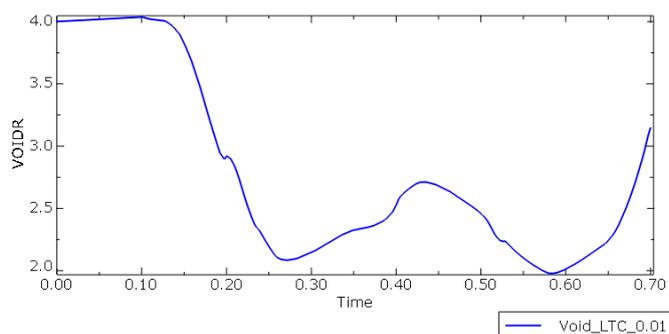


Grafico 8.14.a. Andamento del void ratio durante tutta la simulazione.

Seconda analisi: influenza della permeabilità

Alla fine di tutta l'analisi dei risultati fin qui condotta restano alcuni punti di perplessità:

- i valori di tensione principale massima sulle cartilagini tibiali sono parecchio più bassi di quelli ottenuti da Bolcos et al.
- il contatto, per Bolcos et al., affonda principalmente sulla parte anteriore del menisco.

Ragionando sulla prima differenza è riemersa ad una considerazione fatta in precedente, nel paragrafo di analisi dei risultati alla fine del precarico:

“Ne si approfitti anche per introdurre una parentesi per un lettore meno pratico di quella che è l'analisi dei risultati su di un mezzo poroso. Allora, nella meccanica dei solidi, dove si studiano i risultati applicandoli ai materiali metallici, è difficile arrivare ad un caso limite dove un elemento sia sottoposto a una forte tensione principale minima negativa su una faccia e ad una tensione principale massima tendente a zero sull'altra faccia. Si immagini, infatti, di tracciare il cerchio di Mohr per questo corpo. Tale solido sarebbe un po' irrealistico, nel senso che si starebbe imponendo due tensioni principali negative, di cui una molto forte, e la massima tendente a zero; cioè si starebbe comprimendo il solido in tutte le direzioni senza allargarlo contemporaneamente. Qui la situazione è diversa, perché appunto, essendo il solido poroso, a bilanciare questo comportamento c'è l'energia spesa per la perdita di massa fluida dall'elemento.”

Ebbene, le cartilagini di Bolcos et Al sembrano mostrare un comportamento più “solido”. Quando un solido poroso, saturo di fluido come nel nostro caso, tende ad un solido? Quando cala la permeabilità. Così si è trovato l'errore.

Nell'introduzione, si era scritto riferendosi al tema di riprodurre il modello di Bolcos et Al: quella appena introdotta è, senza mezzi termini, una sfida: le variabili del modello sono molte numerose, e a questo si aggiunge una certa riservatezza su alcuni punti di studio. Anche se all'inizio del progetto si era già individuato il valore corretto di permeabilità da utilizzare, ad un certo punto questo valore si è perso nelle numerose prove di studio effettuate, anche riguardo a questo stesso valore. Il modello, quindi, risulta sinora partire da un valore di coppia permeabilità- void ratio pari a (0.01,4), a fronte di un valore esatto di (0.001,4).

Non tutto il male vien per nuocere. Anzi, è proprio grazie al confronto dei nuovi risultati ottenuti e dei precedenti che, a un certo punto, è stato possibile far luce su uno dei punti chiave e più

incerti della trattazione, ovvero, come dovrebbe essere interpretato lo step di preload. Si vada per passi, per ora si ha ora modo di studiare l'effetto della permeabilità sul modello:

- Prima di tutto la permeabilità dipende dal void ratio. In figura 8.14.a, erano mostrati gli andamenti del void ratio quando la permeabilità era (0.01,4), ma con diversa durata della fase di appoggio. Bisogna confrontare il valore a 0.35 s del primo grafico, corrispondente al primo picco, con il valore a 0.26 s del secondo grafico. Il valore finale è pressoché identico. Se si ripete però il confronto, stavolta mostrato nella però nella figura 8.16, tra (0.01,4) e (0.001,4) a parità di durata della fase di appoggio, si ottengono rispettivamente valori di void ratio pari a circa 3.5 e 2.0.

Quindi, si ottiene che anche se si hanno impostato valori iniziali differenti di un fattore dieci, durante il primo picco, la differenza effettiva di permeabilità nei due modelli è, istantaneamente, di un fattore poco inferiore a cinque. Durante il secondo picco, invece, è di un fattore poco superiore ad 8.

- Dal punto di vista delle tensioni principali, risultati non sono sempre sensibilmente differenti tra i due modelli, ovvero tra quello più permeabile e quello meno permeabile:

- a) Nel primo picco, in particolare, per la cartilagine tibiale laterale si hanno picchi di tensione principale minima pari a -6 MPa e picchi di tensione principale massima pari a 3 MPa per il modello (4,0.001), mentre, nel modello (4,0.01) i picchi sono rispettivamente -12 MPa e circa 1.7 MPa (il picco a 4.2 MPa è un artificio numerico).

- b) Nel secondo picco i comportamenti sono invece molto simili. La spiegazione di ciò è che una volta raggiunti valori sufficientemente bassi di permeabilità, un decremento di permeabilità ulteriore non è più significativo.

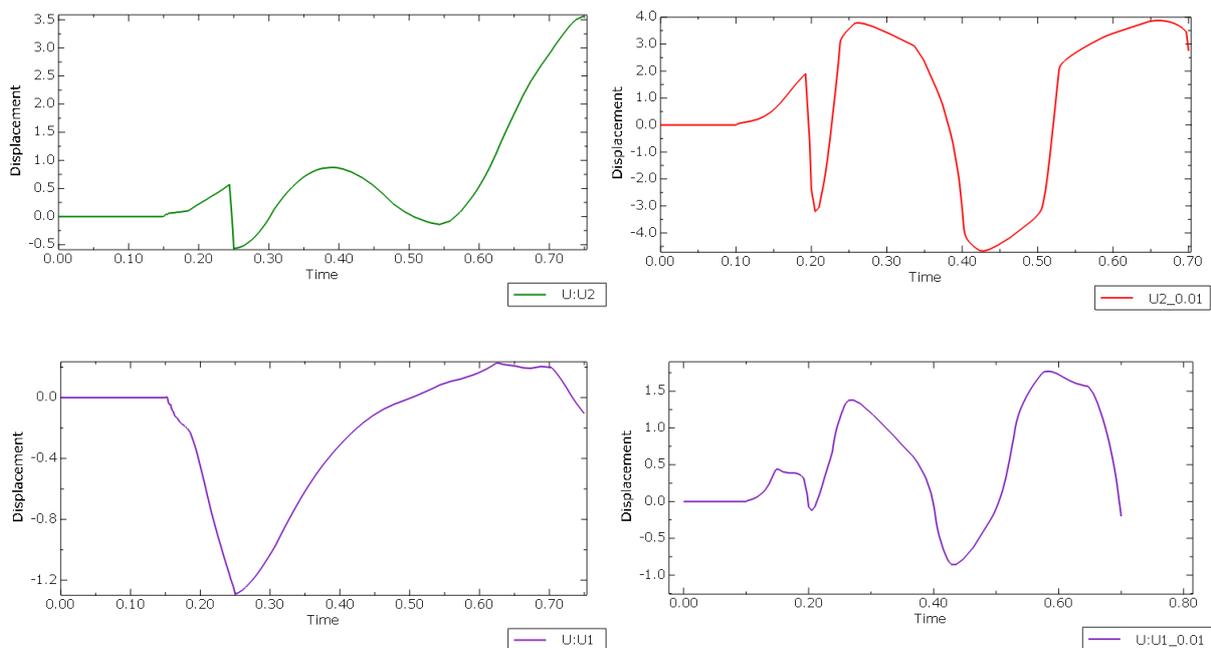
- Aumenta il contributo idrostatico, si esibisce un maggiore rigonfiamento. Se si considera la zona di contatto cartilagine cartilagine, con focus sulla cartilagine tibiale laterale, si ha una condizione di -6 MPa di tensione principale minima e -0.85 MPa di tensione principale massima. Prima i valori erano -2 MPa di tensione principale massima e -12 MPa di tensione principale minima.

- Aumentano le difficoltà a raggiungere la convergenza: nel momento in cui si riesce a portare a carico massimo, una cartilagine più permeabile, quindi, in qualche modo più cedevole, è più adatta a sopportare le oscillazioni di carico. Ora la situazione è più complicata. Dopo diversi tentativi, si è optato per utilizzare il damping factor di default di Abaqus. Questo è stato impiegato solo nello step di dinamica, ovvero dopo lo step di precarico. Un controllo sulla

dissipazione energia rassicura sulla bontà del risultato. Tra l'altro, non dilunghiamo il discorso, ma, in breve, se si è andati a convergenza senza damping durante lo step di precarico, che comunque arriva a valori importanti della forzante assiale, si ritiene che con ulteriori prove si può effettuare un'intera analisi della fase di appoggio tutta senza damping.

- È diminuita la sensibilità del modello rispetto alla forzante antero-posteriore, con importanti ripercussioni anche sul comportamento assiale. Si veda, a tal proposito, i grafici della traslazione antero posteriore di cui si era parlato in precedenza. Si sono conservate le tendenze, ma si è ridotta sia l'ampiezza che la rapidità delle escursioni.

Per la traslazione assiale, invece, succede qualcosa di molto più interessante: il RP femorale, a causa della mobilità antero posteriore eccessiva, prima andava a risalire assialmente, questo perché, sul piatto tibiale mediale, era presenta una conchetta. Ora, invece, l'affondo è molto più deciso (0.2575 s).



Grafici 8.14.b. Traslazioni antero-posteriori e traslazioni assiali al variare (principalmente) della permeabilità

- Per quanto riguarda gli andamenti di alcune grandezze durante la fase di appoggio, continua a presentarsi una certa mobilità e variabilità nelle zone di contatto per la quale non è possibile determinare univocamente un'area di contatto accettabile per la cartilagine tibiale mediale. Invece, per la cartilagine tibiale laterale l'area è più localizzabile. Per cui, in figura 8.15., ne è riportato l'andamento in funzione del gait cycle. Sono mostrati poi i contour plot di tre istanti: primo picco(0.2575s), secondo picco(0.575s), istante finale di massima flessione(0.7s).

Si presenta un andamento tempo dipendente.

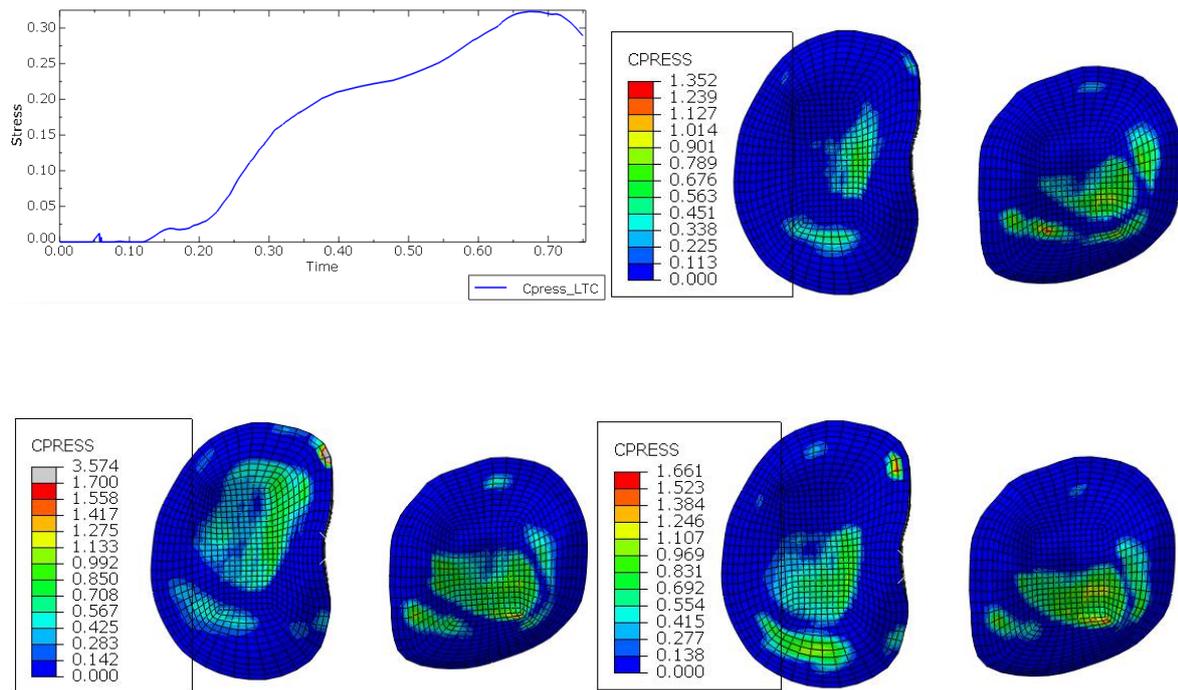


Figura 8.15. Andamento e distribuzioni della CPRESS. In alto a destra primo picco, basso a sinistra secondo picco, in basso a destra massima flessione.

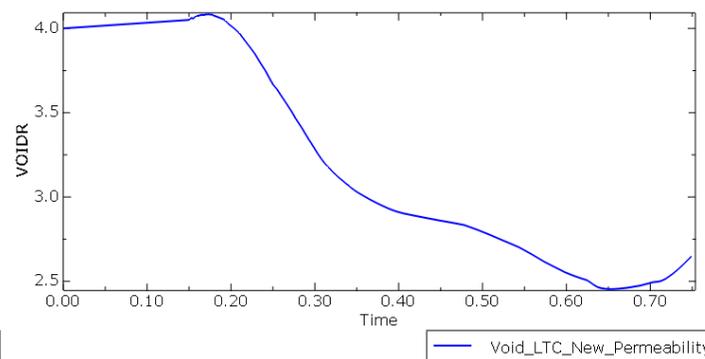
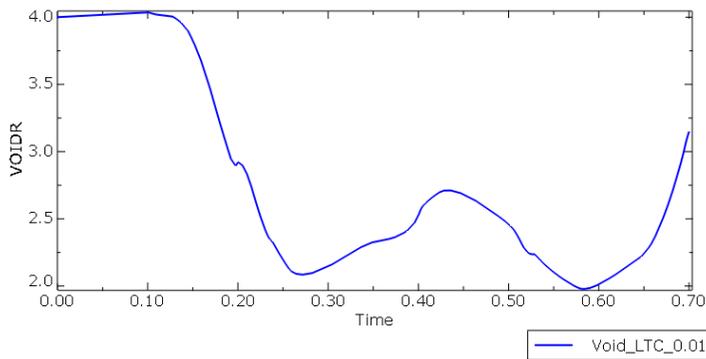
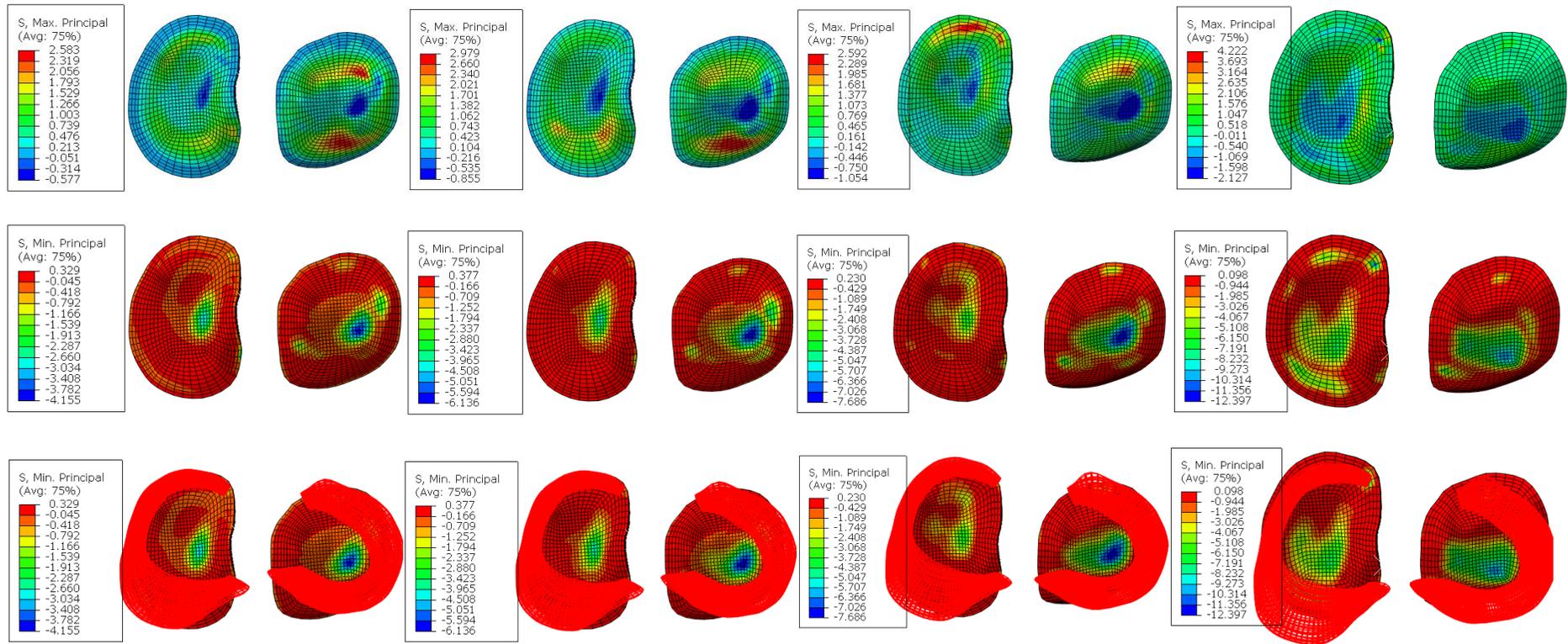


Immagine 8.16. Variazioni nelle tensioni principali massime e nella posizione dei menischi.
 Coppie (e,k); In colonna da sinistra a destra:
 (4,0.001) fine precarico
 (4,0.001) primo picco forzanti AX e AP
 (4,0.01) fine precarico
 (4,0.01) primo picco forzanti AX e AP

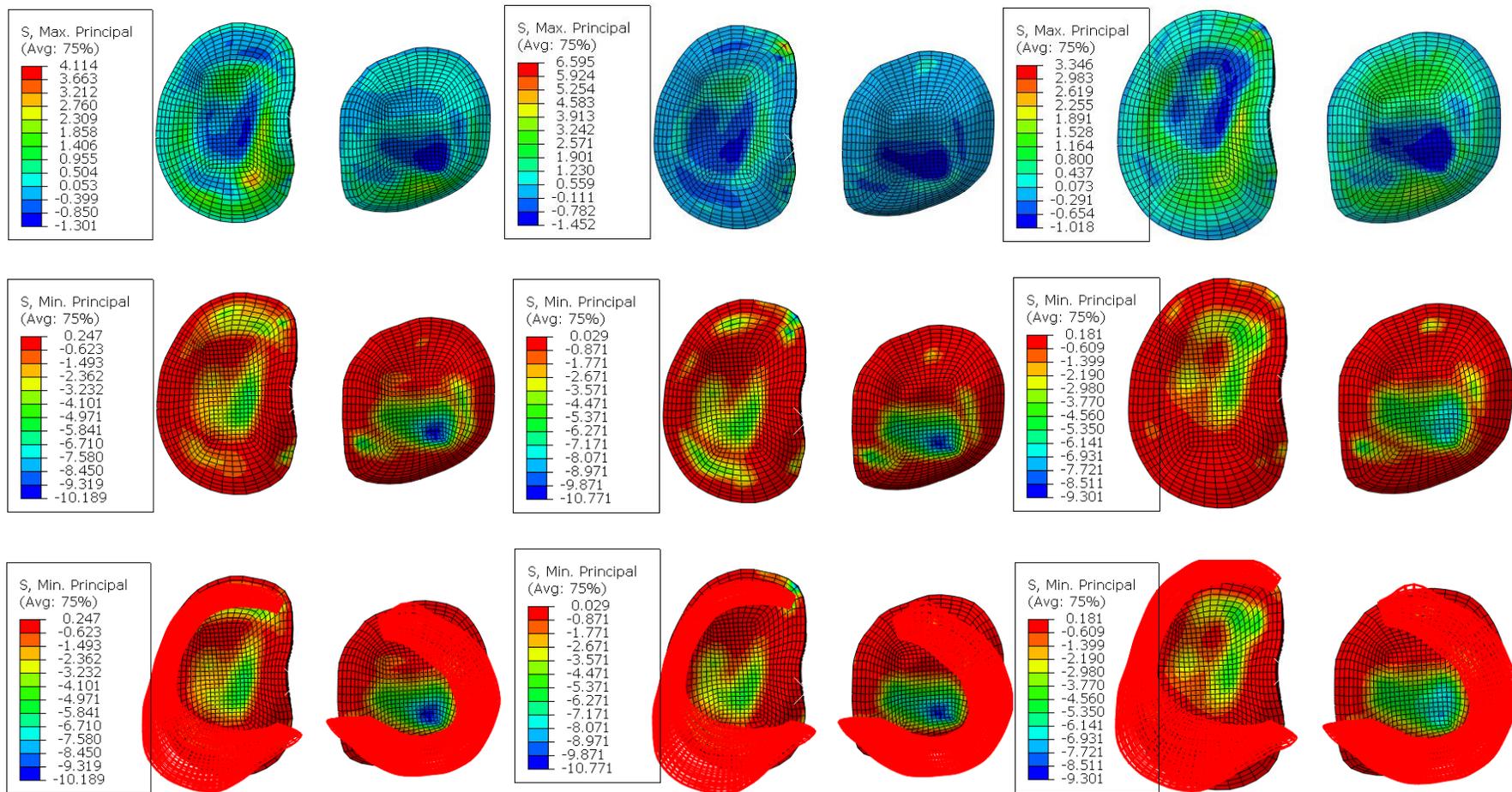


Immagine 8.17. Variazioni nelle tensioni principali massime e nella posizione dei menischi. Seshuple: (e,k,F_AX,F_AP, FE_ANGLE,tempo); In colonna da sinistra a destra: (4,0,0.001,-298,132,23°,0.45) (4,0,0.01,-298,132,23°,0.45) (4,0,0.001,-542,121,16°,0,37).

Terza analisi

Dall'analisi precedente sono emerse differenze di stress massimi principali tra il primo ed il secondo picco. Si è mostrato come questo dipenda dal diverso valore di permeabilità nei due differenti istanti, e si è tracciato l'andamento del void ratio, ovvero la variabile di stato che impone il valore di permeabilità. Si è, infine, visualizzata una minore mobilità del modello rispetto alle forzanti antero posteriori.

Nella prima analisi, invece, si erano trattate questioni come quella di individuare l'ordine di grandezza temporale del modello e del come interpretare lo step del precarico. Si era spiegato, che uno dei motivi principali per cui si pensava che lo step di precarico terminasse in un istante a circa 0.1 s della fase di appoggio, fosse la sensibilità del modello alla forzante anteroposteriore e la mobilità che ne derivava.

Finora, ci si è costantemente avvicinati ai risultati ottenuti da Bolcos et Al. Dalla rielaborazione di quanto fatto nel lavoro precedente, ha senso, mettere di nuovo in discussione alcune ipotesi iniziali e riproporre una nuova analisi: si suppone che il precarico termini all'istante iniziale delle curve di dinamica del passo, per intenderci, nello zero reale della fase di appoggio. Questo influisce decisamente sulla durata del terzo step, ritardandola rispetto alla condizione precedente di 0.1s, e quindi, incide anche sui valori di permeabilità in corrispondenza dei due picchi.

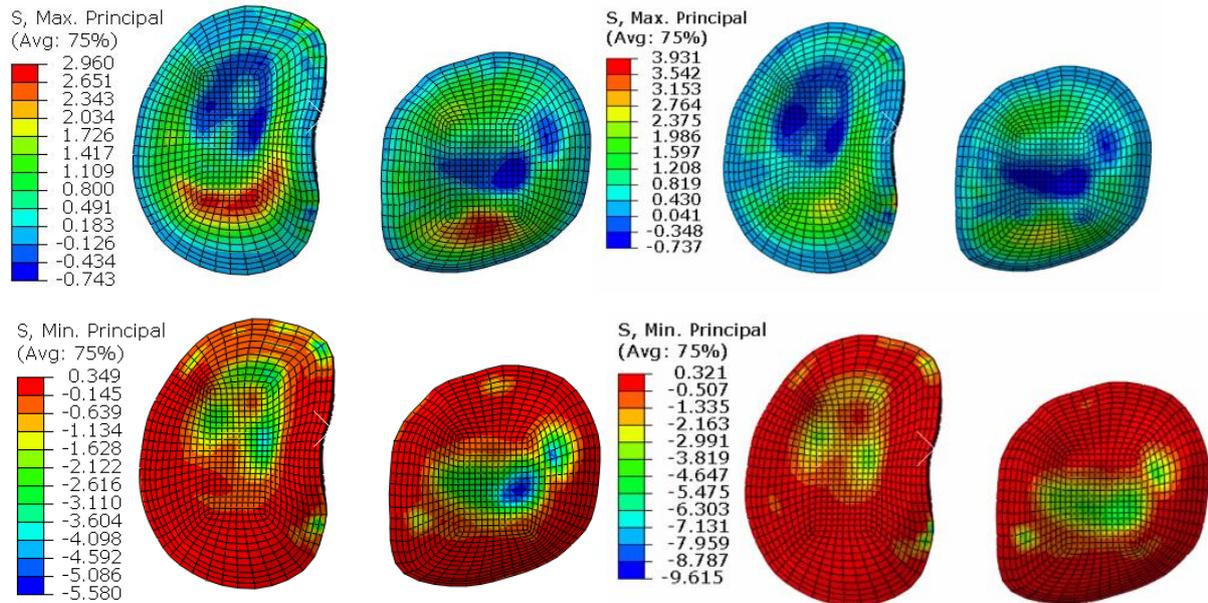
Durante questa nuova analisi, è anche stata messa in discussione la lunghezza di riferimento che impone il prestrain sul legamento collaterale laterale. Questo è stato fatto in merito a diverse considerazioni ragionevoli, ma che dilungherebbero eccessivamente il discorso.

Servono studi ulteriori, ma per ora presentiamo il risultato sulle tensioni principali massime, in prossimità del primo picco della forzante assiale e senza damping, poi, esattamente al primo picco specificando il damping, e, in seguito, sempre esattamente al primo picco della forzante assiale, ma specificando un fattore, detto, fattore di frazione di energia dissipata massima, che richiama un algoritmo che controlla il valore dello smorzamento. In breve, questo fattore, fermo restando all'interno di un rapporto tra l'energia di stabilizzazione e l'energia totale di deformazione, adatta lo smorzamento considerando la storia della convergenza.

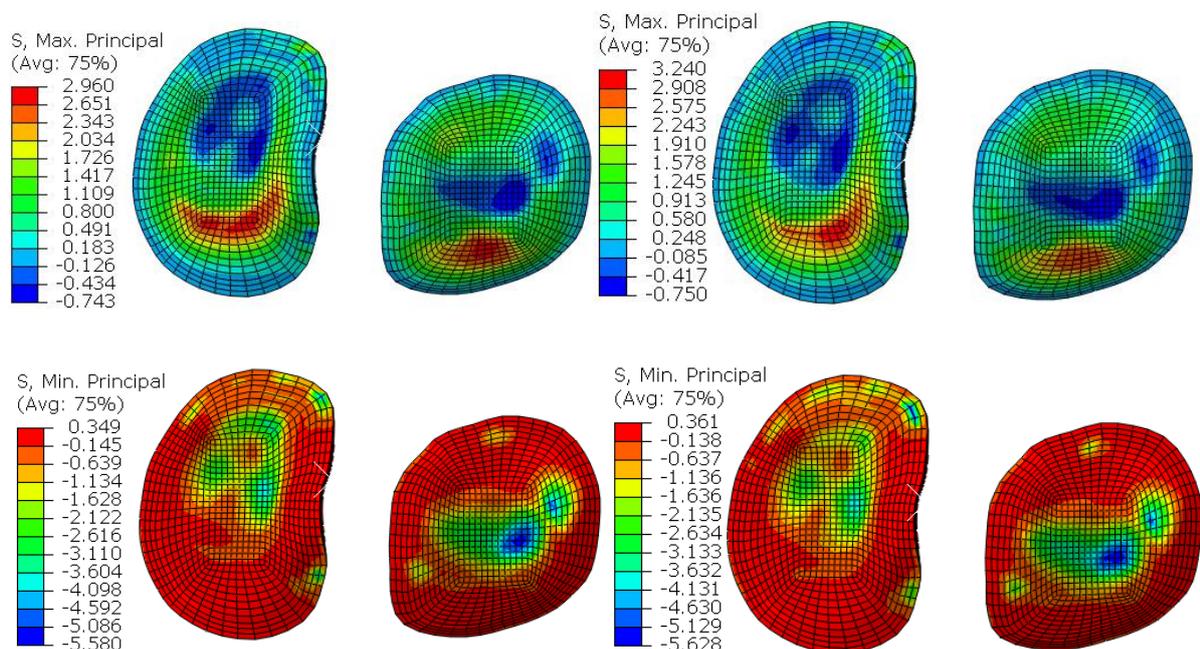
Senza damping, non si è giunti esattamente al primo picco della forzante assiale, ma molto vicino, ovvero a 0.125s anziché 0.15s. Introducendo il damping, invece, la simulazione prosegue, ma i picchi delle tensioni principali massime risultano attenuati e distribuiti in

maniera un più uniforme su tutta l'area disponibile. Introducendo, invece, uno smorzamento che, come dicevamo, specifica anche la frazione di energia massima dissipata, si ottengono risultati soddisfacenti. Si rilevano picchi di tensione principale massima intorno ai 3.2 MPa e maggiore concentrazione in una regione definita delle cartilagini tibiali.

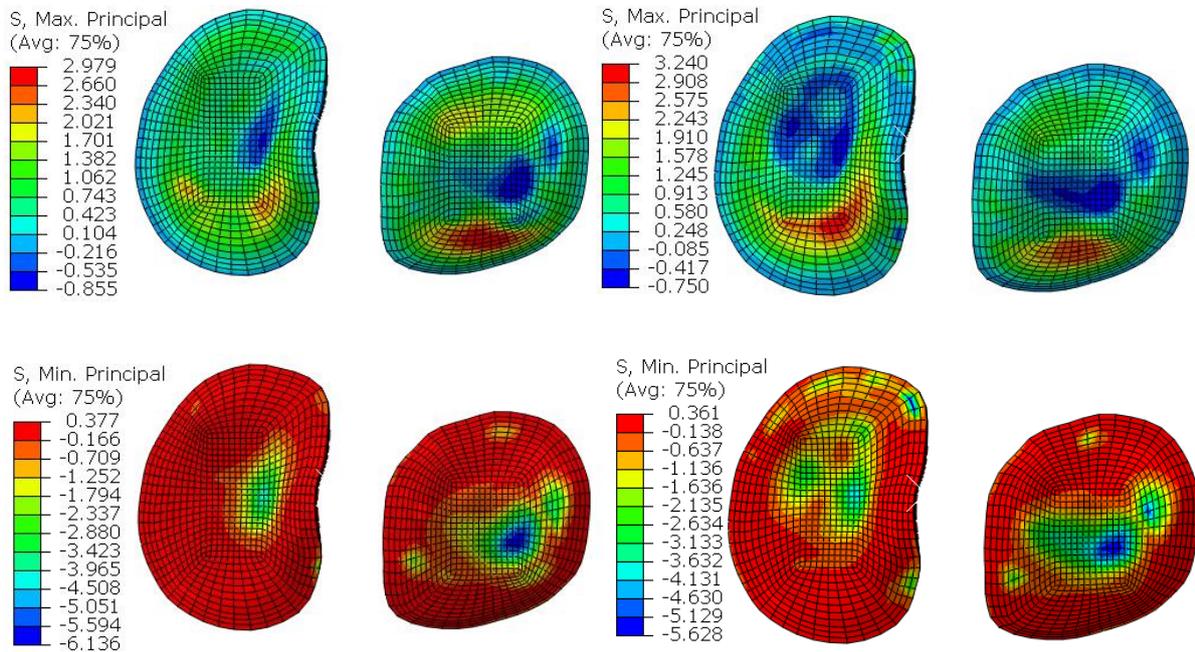
Confronto in presenza di damping (a destra) e assenza di damping:



Confronto in assenza di damping (a sinistra) ed in presenza di un damping che specifica anche la frazione di energia massima dissipata:

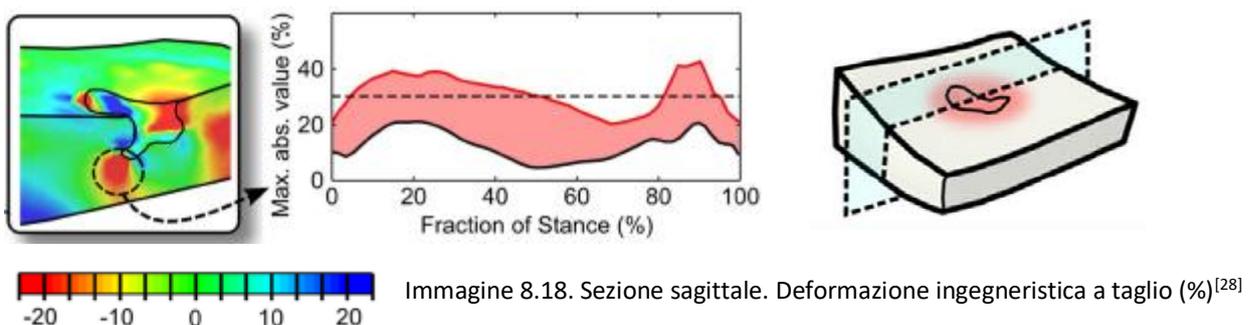


Confronto risultati al variare di quei parametri precedentemente spiegati, che influiscono sulle tempistiche della simulazione, e quindi sulla permeabilità istantanea raggiunta in prossimità del primo picco della forzante assiale.



Come ci si aspettava, sono aumentate le tensioni principali massime, così come le minime. Sul piatto tibiale mediale si registrano incrementi significativi della tensione principale massima, questo, probabilmente, anche per la maggior spinta che viene permessa una volta allentato il prestrain del legamento collaterale laterale. Per quanto riguarda la permeabilità istantanea il nuovo set-up dei parametri mostra che, raggiunto il primo picco della forzante assiale, si hanno valori di indice dei vuoti di 3.0 rispetto al valore precedente di 3.3. Quindi, il decremento è pari circa al 10% al primo picco.

Un' ulteriore grandezza associata a fenomeni degenerativi sulle cartilagini è la deformazione ingegneristica a taglio. In particolare, si consideri la figura 8.18: la linea tratteggiata del



grafico, indica la soglia di criticità fisiologica espressa in valore percentuale. Questa è pari al 30%. Come spiegato precedentemente, il nuovo set-up dei parametri FEM, comporta una durata più lunga della simulazione, e, in analogia a quanto avvenuto per le tensioni principali massime, si riscontra un aumento anche nella deformazione ingegneristica a taglio, con valore massimo del 29.4% al secondo picco. Analizzare l'immagine 8.19.

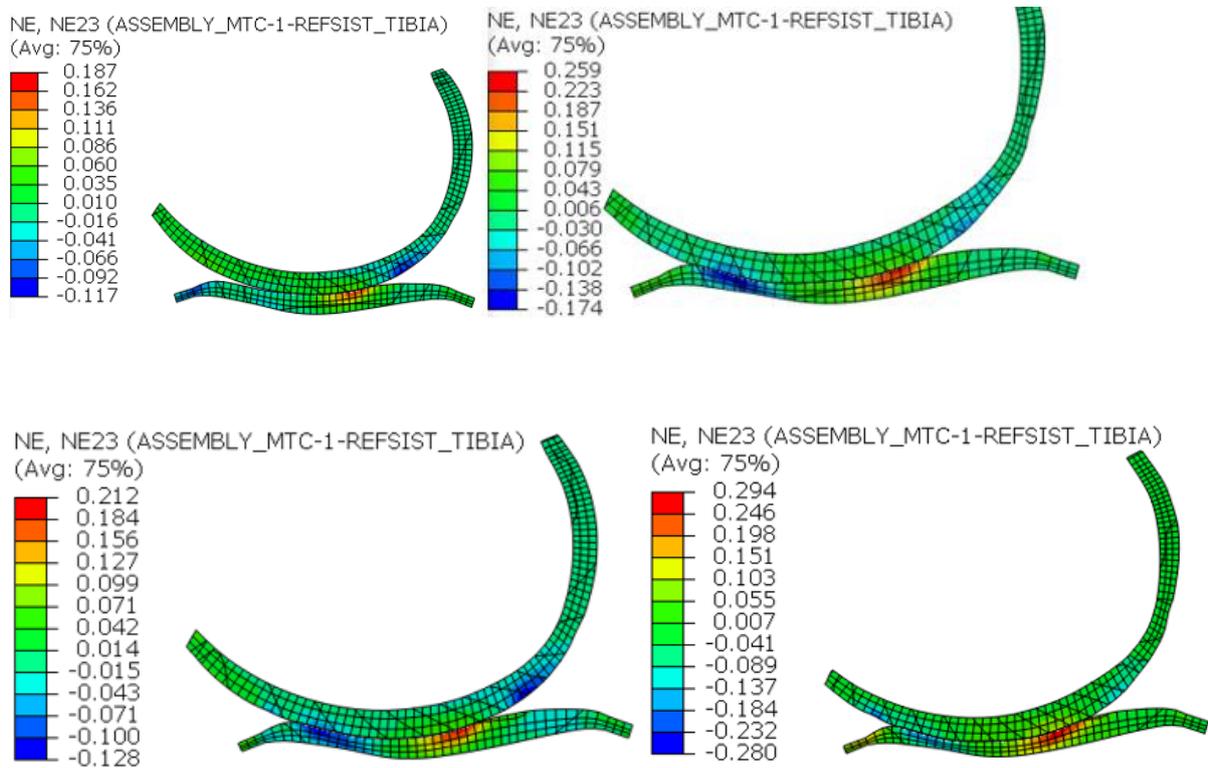
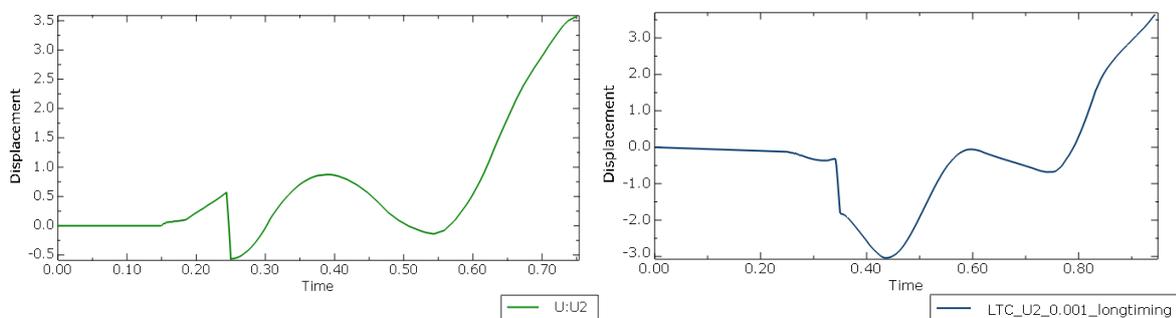


Immagine 8.19. In alto set-up dei parametri fem che comportano una durata più breve della simulazione; a sx: primo picco a dx secondo picco. In basso, simulazione più durevole; sx primo picco, dx secondo picco.

Infine, si vuole mostrare come, le tempistiche di modellazione, influenzino profondamente anche la traslazione del femore lunga la direzione antero-posteriore. Questo, in particolare, rispetto alla traslazione anteriore del femore, che prima era ridotta a circa 5mm, ora raggiunge i 3mm. L'escursione complessiva, invece, era pari a 4mm contro gli attuali 6.5 mm.



9. Conclusioni

Il primo obiettivo di questo lavoro era lo sviluppo di un modello agli elementi finiti dell'articolazione del ginocchio per simulare gli sforzi su di essa durante l'intera fase di appoggio del passo, a partire da una ricostruzione della geometria dei tessuti patient specific.

Durante la ricerca, sono emerse numerose difficoltà:

- dal lato della sola modellazione FEM ci sono multiple non-linearità di contatto e sono presenti grandi spostamenti e deformazioni
- persiste incertezza nella definizione delle condizioni iniziali per la registrazione tra sistemi di riferimento delle immagini MRI e posa iniziale del cammino
- è necessario utilizzare un modello costitutivo poroelastico per il tessuto cartilagineo
- le condizioni al contorno devono replicare uno schema di forze e vincoli cinematici equivalenti a quelli dell'articolazione reale, senza però poter modellare tutti i tessuti
- riservatezza su alcuni dati sensibili di modellazione.

Si può quindi affermare che la sola riproducibilità del modello rappresenta una sfida modellistica non banale. Si suggerisce, quindi, lo sviluppo di modelli open, che possano far chiarezza sulla moltitudine dei parametri da analizzare.

Ciò nonostante, l'analisi dell'intera fase di appoggio del passo è stata conseguita con successo, questo anche al variare di parametri sensibili come il prestrain dei legamenti e la durata della fase di appoggio.

- Sono state individuate tensioni principali massime sotto i valori di soglia di degenerazione su entrambi i piatti tibiali (7MPa), così come per le deformazioni a taglio (30%). Tali valori di soglia sono stati estratti sperimentalmente dai risultati dei test in vitro condotti da altri ricercatori.

- è importante citare come lo stato tensionale nel primo picco di carico durante l'appoggio, sia diverso da quello nel secondo picco: il secondo picco della fase di appoggio raggiunge stress principali minimi di circa -9 MPa, il primo picco di circa -6 MPa. Questo avviene a causa dell'andamento tempo decrescente della porosità al progredire del passo (i.e. dell'estrusione di fluido), e quindi di una minore permeabilità negli istanti finali della fase di appoggio.

- Sul piatto tibiale mediale si registra una consistente variabilità degli elementi le cui facce sono sottoposte ai valori più alti di CPRESS. Sul piatto tibiale laterale, invece, i valori maggiori di CPRESS risultano più circoscritti.
- Sul piatto laterale, le tensioni principali sono, in valore assoluto, superiori ai valori calcolati sul piatto tibiale mediale. Questa differenza persiste durante tutto il passo. La tensione principale massima presenta differenze analoghe, seppur meno marcate; ad esempio, nel primo picco di carico si raggiungono i 3 MPa sul piatto laterale e circa i 2 MPa sul piatto mediale.
- Ridurre il prestrain del LCL annulla le precedenti differenze, e rende più omogenea la distribuzione degli stress sulle cartilagini tibiali. Continua però a prevalere la mobilità mediale nella direzione antero-posteriore.
- Non è stato possibile riprodurre in toto i risultati ottenuti da Bolcos et al, nonostante una parziale conoscenza di dati rilevanti.

Come secondo obiettivo, si voleva approfondire l'influenza dei vari parametri di modello e offrire una sua interpretazione fisica; in particolare si rileva:

- Alta sensibilità del modello alla forzante antero posteriore e ai pre-strain dei legamenti: si riesce a contrastare i picchi della forzante antero-posteriore, e dunque ad arrivare a convergenza, solo applicando gli stessi valori di prestrain di Bolcos et Al.
- Posizione delle inserzioni delle corna meniscali sulla tibia, determinanti sia per la convergenza, sia per mantenere le corna dei menischi all'interno del piatto tibiale, e quindi definire l'area di contatto.
- Importanza dell'istante finale a cui si imposta lo step di precarico: ha ripercussione sia sul valore istantaneo di permeabilità in corrispondenza ai picchi della forza assiale, sia sull'impatto dell'azione della forzante antero posteriore. Se si considera lo step di precarico terminare nell'origine delle curve di dinamica del passo anziché raggiungere un istante posto a circa un decimo di secondo delle stesse curve, al primo picco si ottiene una permeabilità istantanea inferiore di circa il 12%.
- La necessità di dati di gait patient specific: l'attuale formulazione mista dinamica e cinematica è stata mutuata dal modello di riferimento e ne ha dimostrato l'equivalenza alla completa assegnazione della dinamica o della cinematica. Però sarebbero utili dati sperimentali patient specific, specie sulla durata della fase di appoggio e sui valori degli angoli di intra extra

rotazione. Averli a disposizione garantirebbe maggior sicurezza nella valutazione di altri parametri del modello.

- Effetto dell'aumento dei pre-strain sugli stress principali delle cartilagini: essendo i pre-strain dei legamenti tutti positivi per Bolcos et al, si ha un incremento degli stress principali.
- L'angolo varo-valgo lasciato libero in tutti gli step della simulazione ha permesso di migliorare l'adattamento del contatto sui piatti tibiali.
- È opportuno modellare le estremità delle corna in materiale isotropo e più rigido rispetto al resto del menisco. Si permette, così, di sopportare gli sforzi concentrati generati dal collegamento corna-tibia. Occorre, però, in quanto questi sono elementi spigolosi e rigidi, evitare che impattino con la cartilagine femorale, generando sforzi di taglio.
- Fra i vari parametri di controllo della simulazione, va evidenziato il parametro hcrit, cruciale nel risolvere alcune problematiche di compenetrazione e quindi di raggiungere la convergenza del modello.
- Per raggiungere la convergenza nello step di distacco e riposizionamento, si consiglia di aumentare il tempo finale dello step. Questo non altera i risultati.

Data l'ampia quantità di parametri in gioco, non si esclude a priori che alcune di queste conclusioni, nonostante le diverse prove effettuate, possano essere alterate da combinazioni differenti dei parametri. Rimane comunque il valore di averli evidenziati come critici per la robustezza del modello.

Si suggerisce inoltre di approfondire:

- La forma della cartilagine tibiale mediale, con riferimento alla presenza di una leggera concavità dovuta alla deformazione nella posizione di MRI, che avrebbe dovuto modificarsi nel riposizionamento per la simulazione del passo, ma che invece persiste. Questa sembra poter influenzare l'ampiezza di picco degli stress principali massimi.
- Gli effetti di una eventuale connessione di parte del menisco mediale col legamento mediale collaterale, come da anatomia.
- I risultati di simulazioni in cui si lascia libero l'angolo di intra extra rotazione.
- La correttezza della posizione relativa iniziale tra i corpi a contatto; questo è un passo particolarmente affetto da incertezza e anche da limiti tecnologici.

- La creazione di una mesh di maggiore qualità, specie in corrispondenza di alcune regioni anatomiche, come l'eminanza intercondiloidea, che potrebbero entrare in contatto con le estremità rigide delle corna meniscali.
- Un nuovo pretensionamento del legamento collaterale laterale, o almeno una rivalutazione della correttezza della posizione dei punti individuati come inserzioni.
- I risultati relativi ad una geometria più complessa di quella attuale, comprendente anche l'articolazione femoro-rotulea.

Assieme agli approfondimenti di cui sopra, il principale sviluppo di questo lavoro consisterà nel guidare il modello agli elementi finiti *patient-specific* con dati di cinematica e dinamica anch'essi *patient-specific*, ulteriore step nella modellazione muscolo-scheletrica del progetto di ricerca complessivo.

Ringraziamenti

L'esperienza presso l'istituto Rizzoli è stata bellissima. Il progetto non è stato semplice, c'era tanto da imparare, ma è bello sapere che, potendo tornare indietro, si sarebbe presa di nuovo questa strada.

Ringrazio quindi tutti coloro che mi hanno permesso di svolgere questa collaborazione, partendo da Fulvia, che mi ha accolto. Ringrazio Enrico e Gregorio, che hanno pazientemente ascoltato le mie idee, anche quelle sbagliate, e la professoressa Bignardi, che ha cercato un progetto di tesi adatto a me, ascoltando i miei desideri.

Ringrazio i miei genitori, eroi.

Ringrazio Bianca, tantissimo e ancora tantissimo.

Ringrazio quella banda di zucchine dei miei amici, mi fate morire dal ridere.

Un pensiero è poi rivolto a tutti gli altri membri della famiglia, con particolare riferimento a Roberta, Andrea, Miriam e Francesca.

Spero di rivedere presto gli amici che hanno condiviso con me l'esperienza di essere uno studente fuori sede, e che ora viaggiano nuovamente nei panni di cittadini del mondo, Cristina e Nicola.

Infine, dedico questo piccolo risultato ai miei nonni.

Bibliografia

[1] Federico Trinchero

Development of a subject-specific Finite Element modelling strategy for the knee joint in physiological conditions with preliminary validation against literature data

October 2020

[2] Esrafilian, L. Stenroth, M. E. Mononen, P. Tanska, J. Avela & R. K. Korhonen

EMG-Assisted Muscle Force Driven Finite Element Model of the Knee Joint with Fibril-Reinforced Poroelastic Cartilages and Menisci

2020

[3] Paul O. Bolcos, Mika E. Mononen, Ali Mohammadi, Mohammadhossein Ebrahimi1,

Matthew S. Tanaka, Michael A. Samaan, Richard B. Souza, Xiaojuan Li,

Juha-Sampo Suomalainen, Jukka S. Jurvelin, Juha Töyräs & Rami K. Korhonen

Comparison between kinetic and kinetic-kinematic driven knee joint

finite element models

November 2018

[4] Paul O. Bolcos, Mika E. Mononena, Matthew S. Tanakab, Mingrui Yangc,

Juha-Sampo Suomalainend, Mikko J. Nissia,e, Juha Töyräsa,f,g, Benjamin Mab, Xiaojuan Lic,

Rami K. Korhonenaf,

Identification of locations susceptible to osteoarthritis in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: Combining knee joint computational modelling with follow-up T1ρ and T2 imaging

2019

[5] Stephanie L. Logterman & Frank B. Wydra1 & Rachel M. Frank

Posterior Cruciate Ligament: Anatomy and Biomechanics

May 2018

*[6] Savio L-Y. Woo, * PhD, Richard E. Debski, PhD, John D. Withrow, and Marsie A.*

Janaushek

Biomechanics of Knee Ligaments

1999

[7] Margareta Nordin, Victor H Frankel

Biomechanics of the knee

[8] Liu et al.

Morphology of the medial collateral ligament of the knee.

Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2010

[9] J. Dargel • M. Gotter • K. Mader • D. Pennig • J. Koebke • R. Schmidt-Wiethoff

Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical

Reconstruction

15 March 2007

[10] A.A. Amis, J.R. Robinson

**The anatomy and biomechanics
of the medial collateral ligament
and posteromedial corner of the knee**

Sep 2003

[11] Comini Federica

**Il ruolo dell'articolazione femoro-rotulea
nell'artroplastica totale di ginocchio
durante chirurgia comuter assistita:
analisi cinematica in-vivo su un campione di pazienti**

8 oct 2015

*[12] Paul N. Smith, BMBS, FRACS, Kathryn M. Refshauge, PhD, Jennifer M. Scarvell,
BAppSc*

Development of the Concepts of Knee Kinematics

December 2003

*[13] Hamid Naghibi & Dennis Janssen & Ton van den Boogaard & Tony van Tienen &
Nico Verdonschot*

**The implications of non-anatomical positioning of a meniscus prosthesis on predicted
human knee joint biomechanics**

11 April 2020

[14] Xiaogang Wang, Thomas S.E. Erikssonb, Tim Rickenc, David M. Piercea,d,

**On incorporating osmotic
prestretch/prestress in image-driven finite
element simulations of cartilage**

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2018

*[15] *Kallemeyn, N A; *Grosland, N M; *Pedersen, D R; *Martin, J A; *Heiner, A D;
Brown, T D

A Poroelastic Finite Element Analysis Of Cartilage In Dynamic Triaxial Compression
1985

*[16] William T. Wilson, Mbchb • Angela H. Deakin, Phd • Anthony P. Payne, Phd Frederic
Picard, Md• Scott C. Wearing, Phd*

**Comparative Analysis of the Structural Properties of the Collateral Ligaments of the
Human Knee**

Oct 25, 2011

[17] *M. S. Venäläinen et al.*,
“Quantitative Evaluation of the Mechanical Risks Caused by Focal Cartilage Defects in the Knee,”
Sci Rep, vol. 6, no. 1, p. 37538, Dec. 2016, doi: 10.1038/srep37538.

[18] *A. M. Loening et al.*
“Injurious Mechanical Compression of Bovine Articular Cartilage Induces Chondrocyte Apoptosis,”
Archives of Biochemistry and Biophysics, vol. 381, no. 2, pp. 205–212, Sep. 2000, doi: 10.1006/abbi.2000.1988.

[19] *D. D. D’lima, S. Hashimoto, P. C. Chen, C. W. Colwell, and M. K. Lotz*,
“Human chondrocyte apoptosis in response to mechanical injury,”
Osteoarthritis and Cartilage, vol. 9, no. 8, pp. 712–719, Nov. 2001, doi: 10.1053/joca.2001.0468.

[20] *M. E. Mononen, P. Tanska, H. Isaksson, and R. K. Korhonen*,
“A Novel Method to Simulate the Progression of Collagen Degeneration of Cartilage in the Knee: Data from the Osteoarthritis Initiative,”
Sci Rep, vol. 6, no. 1, p. 21415, Aug. 2016, doi: 10.1038/srep21415.

[21] *Nicole A. Friel, MD and Constance R. Chu, MD**
The Role of ACL Injury in the Development of Posttraumatic Knee Osteoarthritis
June, 2019

[22] *Ryan B. Lundquist, MD George R. Matcuk, Jr, MD Aaron J. Schein, MD Matthew R. Skalski, DC Eric A. White, MD Deborah M. Forrester, MD Christopher J. Gottsegen, MD Dakshesh B. Patel, MD*
Posteromedial Corner of the Knee:
The Neglected Corner
July-August 2015

[23] *Garcia, J. J., Altiero, N. J. & Haut, R. C.*
An Approach for the Stress Analysis of Transversely Isotropic Biphasic Cartilage Under Impact Load. *J Biomech. Eng.* 120, 608 (1998).

[24] *Alice J.S. Fox, Florian Wanivenhaus, Alissa J. Burge, Russell F. Warren, Scott A. Rodeo*
The Human Meniscus:
A Review of Anatomy, Function, Injury,
and Advances in Treatment
2014 Aug 14

[25] *Hattie C. Cutcliffe^{1,2} & Louis E. DeFrate*
Comparison of Cartilage Mechanical Properties Measured During Creep and Recovery
31 Jan, 2020

[26] *M. Petrtyl*

**Biomechanical Properties of Synovial Fluid in/Between
Peripheral Zones of Articular Cartilage 2014 Czech Technical University in Prague**

[27] *Danso, E. K., Honkanen, J. T. J., Saarakkala, S. & Korhonen, R. K.* Comparison of nonlinear mechanical properties of bovine articular cartilage and meniscus.
J Biomech. 47, 200–206 (2014).

[28] *Hamid Naghibi & Dennis Janssen & Ton van den Boogaard & Tony van Tienen & Nico Verdonschot*
The implications of non-anatomical positioning of a meniscus prosthesis on predicted human knee joint biomechanics
11 April 2020

[29] *J. Dargel • M. Gotter • K. Mader • D. Pennig • J. Koebke • R. Schmidt-Wiethoff*
Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical Reconstruction
15 March 2007

[30] *Janice K. Loudon,*
**BIOMECHANICS AND PATHOMECHANICS
OF THE PATELLOFEMORAL JOINT**
Rockhurst University
Department of Physical Therapy Education December 2016

[31] *ZHONG Yan-lin, WANG You*, WANG Hai-peng, RONG Ke and XIE Le* Stress changes of lateral collateral ligament at different knee flexion with or without displaced movements: a
3-dimensional finite element analysis

[32] *Sang Eun Park, Louis E. DeFrate Jeremy F. Suggs, Thomas J. Gill, Harry E. Rubash, Guoan Li,*
“The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion”
Bioengineering Laboratory, Department of Orthopaedic Surgery, Massachusetts General Hospital/Harvard Medical School

[33] **Abaqus documentation MIT**

[34] **Abaqus Unified FEA manuals**

[35]. *Hughston JC, Eilers AF*
The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial (collateral)

ligament tears of the knee.

J Bone Joint Surg 55A:923–940, 1973