



Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

Tesi di laurea magistrale :

**MODELLAZIONE E VALUTAZIONE
DELL'EFFETTO PRESS-FIT IN UNA PROTESI
TOTALE D'ANCA**

Laureando: De Rossi Elia

Relatore: Carniel Emanuele Luigi

Corso di Laurea in Ingegneria Bioingegneria Industriale

Anno Accademico 2023/2024

Data di laurea 12/12/2023

Indice

Capitolo 1 : Generalità sulle protesi d'anca

- 1.1 L'articolazione d'anca : una struttura sinoviale fondamentale
- 1.2 Movimenti consentiti e limiti dell'articolazione d'anca
- 1.3 Disturbi dell'articolazione d'anca
 - 1.3.1 Osteoartrite d'anca
 - 1.3.2 L'artrite reumatoide
 - 1.3.3 Necrosi avascolare
- 1.4 Artoplastica d'anca
 - 1.4.1 Obbiettivi dell'artoplastica
 - 1.4.2 Artoprotesi Totale (PTA)
 - 1.4.2.1 Componenti della protesi d'anca
 - 1.4.2.2 Protesi cementate
 - 1.4.2.3 Protesi non cementate
 - 1.4.2.4 Protesi ibride
 - 1.4.3 Endoprotesi
 - 1.4.4 Protesi di rivestimento
- 1.5 Eventi di fallimento di una PTA
 - 1.5.1 Frattura periprotetica
 - 1.5.2 Eventi di dismetria
 - 1.5.3 Lussazione
 - 1.5.4 Mobilitazione settica
 - 1.5.5 Mobilitazione asettica
- 1.6 Procedura chirurgica per l'impianto di una protesi totale d'anca

Capitolo 2 : Metodi di calcolo numerico

- 2.1 Metodo delle differenze finite
- 2.2 Metodo degli elementi finiti
- 2.3 Campo di spostamento
- 2.4 Modello di spostamento ai nodi
- 2.5 Step successivi all'approccio degli spostamenti
- 2.6 ABAQUS : Software di calcolo numerico
- 2.7 Stato dell'arte nell'analisi fem per l'artoplastica
 - 2.7.1 Sviluppo di tecniche approfondite per l'analisi fem

Capitolo 3 : Costruzione del modello

3.1 3D SLICER : Software di segmentazione

3.2 Importazione e costruzione delle parti

3.3 Definizione dei materiali

3.4 Definizione delle condizioni al contorno

3.5 Definizione delle interazioni tra le parti

3.6 Visualizzazione assembly dei casi in esame

3.6.1 ANALISI 1 : carichi nella sola componente femorale

3.6.2 ANALISI 2 : carichi nel femore con stelo “cementato”

3.6.3 ANALISI 3 : carichi nel femore con stelo “press fit”

Capitolo 4 : Visualizzazione dei contour

4.1 Contour analisi sola componente femorale

4.2 Contour analisi componente femorale e stelo “cementato”

4.3 Contour analisi componente femorale e stelo “press fit” , DT = 0.01

4.4 Contour analisi componente femorale e stelo “press fit” , DT = 0.02

Conclusioni

Sommario

L'artroplastica totale dell'anca (THA) rappresenta uno dei procedimenti più comuni in chirurgia ortopedica, con oltre 300.000 interventi eseguiti globalmente. La crescente diffusione di questo intervento ha tuttavia comportato un aumento dei casi di fallimento innescando la necessità di interventi di revisione associati a maggior rischio di complicanze. La pianificazione preoperatoria risulta quindi essenziale, richiedendo un approccio più accurato che consideri non solo l'anatomia del paziente, ma anche parametri cruciali come la qualità ossea, la resistenza, il carico sull'impianto e la distribuzione delle sollecitazioni. Con lo sviluppo tecnologico, si sono aperte nuove prospettive attraverso l'impiego di analisi strutturali ad Elementi Finiti (FEM) 3D su modelli femorali protesizzati. Questi modelli derivando da immagini TC, offrono un'opportunità per ottimizzare la valutazione pre-operatoria. Tali metodologie sono tuttavia spesso limitate da un elevato costo computazionale, rendendole impraticabili in ambito clinico, e presentano sfide legate ai costi operativi e alle dosi di radiazioni associate alle scansioni TC. Il presente lavoro di tesi si propone di effettuare una valutazione sul concentramento dei carichi in relazione ad un femore non protesizzato, un femore con protesi simulando una cementazione e un femore con protesi a press fit. Il fine ultimo è valutare come un corretto o scorretto posizionamento dello stelo nella cavità midollare possa implicare concentrazioni dei carichi locali e come quest'ultimo effetto possa essere influenzato dalla presenza di cementazione o meno.

L'ottimizzazione della pianificazione preoperatoria potrebbe non solo migliorare l'esito degli interventi, riducendo il rischio di fallimenti e complicanze, ma anche rendere più accessibili tali pratiche in contesti clinici più ampi, contribuendo al benessere complessivo dei pazienti sottoposti a THA. L'introduzione in costante aumento di tecnologie biomedicali robotiche renderà possibile nel corso dei prossimi anni arrivare ad una pianificazione calibrata e customizzata per il paziente in sede operatoria eliminando la possibilità di mal posizionamenti delle componenti con il rischio di lussazioni o mobilizzazioni dello stelo.

Capitolo 1

Generalità sulle protesi d'anca

1.1 L'ARTICOLAZIONE D'ANCA : UNA STRUTTURA SINOVIALE FONDAMENTALE

L'articolazione dell'anca è una complessa articolazione sinoviale che svolge un ruolo essenziale nel collegare l'arto inferiore al tronco. La sua struttura comprende due componenti principali: una sfera sinoviale, nota come la testa del femore, e una cavità, chiamata l'acetabolo. Il funzionamento di questa articolazione si basa sull'accoppiamento sferico tra la testa del femore e la cavità acetabolare che la ospita, creando così un giunto sferico dal punto di vista meccanico. Sebbene sia simile all'articolazione della spalla, che è anch'essa un giunto sferico, l'articolazione dell'anca si caratterizza per una maggiore stabilità a discapito di una minore libertà di movimento.

La testa del femore costituisce approssimativamente i due terzi di una sfera ed è rivestita da uno strato di cartilagine articolare più spesso nella parte superiore, che si assottiglia gradualmente lungo la sua linea di terminazione, situata al punto di giunzione tra la testa e il collo femorale. D'altra parte, l'acetabolo dell'osso coxale presenta una superficie articolare arcuata che circonda la fossa acetabolare, creando una struttura altamente adattata all'accoglienza della testa del femore (Figura 1.1).

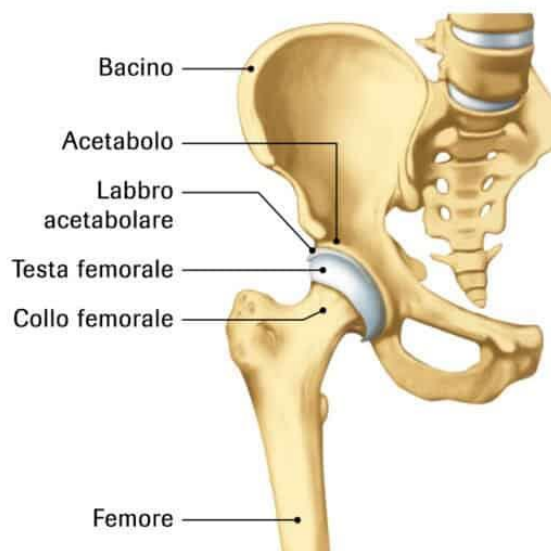


Figura 1.1 : L'articolazione d'anca

Un aspetto cruciale dell'articolazione dell'anca è l'angolo formato tra il collo del femore e il corpo femorale, che è conosciuto come l'angolo di inclinazione nel piano frontale (Figura 1.2) e l'angolo di antiversione nel piano orizzontale (Figura 1.3). Nella popolazione adulta media, l'angolo di inclinazione della testa femorale si aggira intorno ai 125°, mentre l'angolo di antiversione si situa a circa 14°. Tuttavia, è importante notare che questi angoli possono variare notevolmente da individuo a individuo, e la loro variazione ha un impatto significativo sulla stabilità dell'articolazione dell'anca.

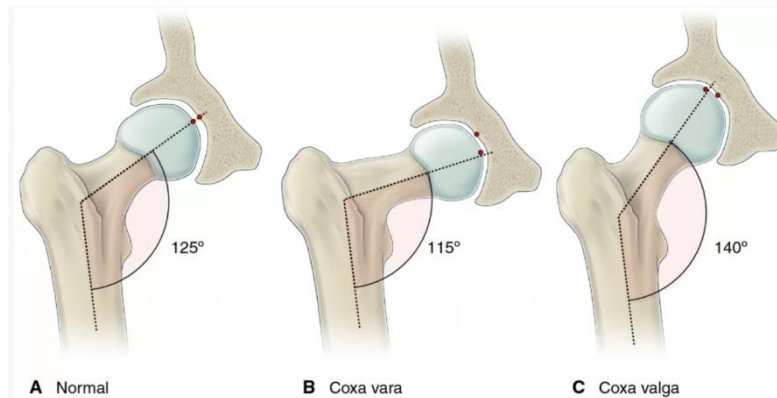


Figura 1.2 : Rappresentazione dell'angolo cervico-diafisario

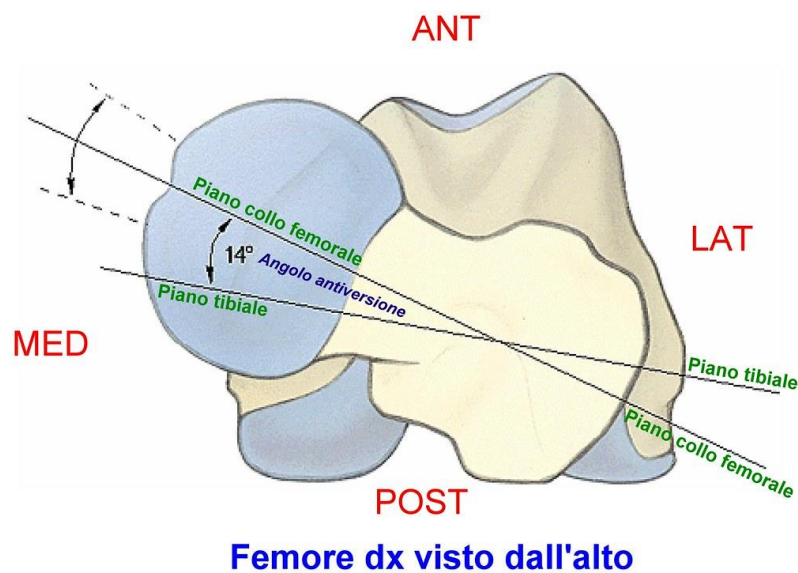


Figura 1.3 : Rappresentazione dell'angolo di antiversione femorale

1.2 MOVIMENTI CONSENTITI E LIMITI DELL'ARTICOLAZIONE D'ANCA

L'articolazione dell'anca è una struttura incredibilmente versatile, consentendo tre tipi principali di rotazione (come illustrato in Figura 1.4):

- Flesso-Estensione: Questo movimento permette la flessione (piegamento) e l'estensione (allungamento) dell'articolazione dell'anca.
- Abduzione-Adduzione: L'articolazione dell'anca è in grado di eseguire l'abduzione (spostamento verso l'esterno) e l'adduzione (spostamento verso l'interno) fino a un angolo massimo di 90 gradi.
- Rotazione Interna-Esterna: È possibile compiere rotazioni all'interno ed all'esterno dell'articolazione dell'anca.

Questa articolazione offre movimenti in tre piani differenti. Nel piano sagittale, il movimento è più ampio con una gamma di circa 165 gradi, comprensivi di 20 gradi di estensione e 145 gradi di flessione. Nel piano frontale, il range di movimento comprende un'abduzione di 65 gradi e un'adduzione di 40 gradi, con una differenza di 25 gradi tra di esse. Nel piano trasversale, l'articolazione consente rotazioni mediali per circa 70 gradi e rotazioni laterali per 90 gradi. Tuttavia, è importante notare che l'articolazione dell'anca presenta una limitazione nei movimenti quando è completamente estesa, ad esempio, l'ampiezza dei movimenti mediali e laterali si riduce.

I movimenti rotatori, che sono resi possibili dalla forma sferica delle superfici, sono limitati dalla presenza di strutture legamentose e muscolari, nonché dalla struttura a forma di labbra (cercine cotiloideo) dell'acetabolo, che contribuisce in modo significativo alla stabilità articolare.

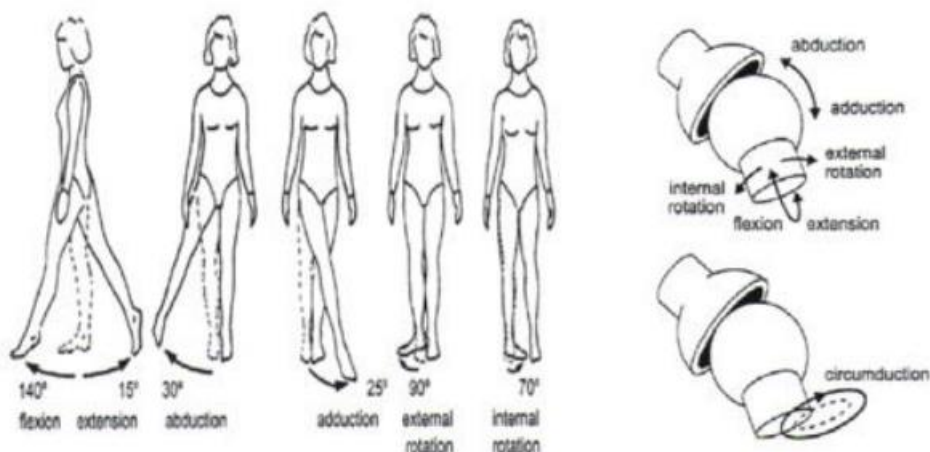


Figura 1.4 : Movimenti di estensione, flessione, adduzione, abduzione, rotazione dell'anca

L'articolazione dell'anca è in grado di sopportare il peso corporeo intero e fornisce stabilità durante i movimenti del tronco sul femore, come durante la camminata e la corsa. La forma della superficie articolare, la forza della capsula articolare, i legamenti e i muscoli giocano un ruolo fondamentale nella determinazione della stabilità dell'articolazione dell'anca.

In situazioni di carico ridotto, l'area di contatto tra la testa del femore e l'acetabolo è limitata. Tuttavia, tale area di contatto aumenta con l'aumentare del carico, distribuendo il peso su una superficie più ampia e riducendo così lo stress eccessivo sulla cartilagine sottostante. In generale, le aree superiori del contatto testa-acetabolo sperimentano maggiori valori di stress e pressione, principalmente a causa dell'orientamento del femore rispetto al bacino. Di conseguenza, la cartilagine articolare è più spessa nella regione superiore rispetto ad altre parti dell'articolazione. Le forze che agiscono sull'articolazione dell'anca sono stimate raggiungere fino a cinque volte il peso corporeo durante la normale deambulazione.

1.3 DISTURBI DELL'ARTICOLAZIONE D'ANCA

L'articolazione dell'anca è una struttura essenziale del sistema muscolo-scheletrico, ma può essere soggetta a vari disturbi e condizioni patologiche che ne influenzano il corretto funzionamento. In questo sotto capitolo, esploreremo alcune delle principali condizioni che possono interessare l'articolazione dell'anca.

1.3.1 OSTEOARTITE D'ANCA

L'osteoartrite è una patologia caratterizzata dalla degenerazione della cartilagine articolare, spesso coinvolgendo articolazioni portanti peso come le ginocchia, la colonna vertebrale e le caviglie. La rottura del tessuto cartilagineo è spesso associata alla perdita della parte amorfa della matrice e del collagene, causando lesioni locali o un modello di erosione che porta alla degenerazione del rivestimento della cartilagine articolare. Questa degenerazione può portare a sfregamenti dolorosi tra le ossa articolari. L'osteoartrite è più comune tra gli individui anziani, ma non è esclusiva di questa fascia di età. Spesso, l'obesità è un fattore di rischio significativo associato a questa condizione, e le sollecitazioni eccessive possono contribuire alla sua insorgenza.

1.3.2 L'ARTRITE REUMATOIDE

L'artrite reumatoide è una malattia infiammatoria sistemica che può portare alla distruzione della cartilagine articolare. La causa iniziale di questa malattia non è completamente compresa, ma il sistema immunitario svolge un ruolo essenziale nella sua progressione e cronicità. L'infiammazione inizia spesso nella membrana sinoviale dell'articolazione, provocando ispessimento, proliferazione e produzione di enzimi litici che gradualmente distruggono la cartilagine articolare. Ciò comporta la perdita di stabilità, il diradamento della cartilagine articolare e la possibile distruzione dell'articolazione. L'artrite reumatoide può influenzare l'articolazione dell'anca e può causare notevoli problemi funzionali.

1.3.3 NECROSI AVASCOLARE

La necrosi avascolare, conosciuta anche come necrosi ischemica ossea, è una condizione che si verifica quando l'apporto di sangue all'osso è compromesso. Nell'articolazione dell'anca, questa condizione può portare alla morte delle cellule ossee e alla distruzione della cartilagine articolare, con conseguente collasso dell'articolazione stessa. Tra le cause più comuni di questa condizione rientrano l'alcolismo e l'uso eccessivo di steroidi. La necrosi avascolare tende a colpire principalmente la popolazione maschile, con un'età di insorgenza compresa tra i 30 e i 70 anni.

Queste condizioni patologiche possono causare significativi disagi e limitazioni nella funzionalità dell'articolazione dell'anca, richiedendo spesso interventi medici, come la chirurgia o la gestione dei sintomi attraverso terapie mirate.

1.4 ARTROPLASTICA D'ANCA

La protesizzazione dell'articolazione coxofemorale (PTA) rappresenta uno dei traguardi più significativi del XX secolo nella chirurgia ortopedica ed è divenuta una delle procedure chirurgiche più comuni a livello globale. In Italia, ad esempio, si eseguono più di 80.000 interventi di sostituzione protesica ogni anno [REF 1]. Il successo di questa procedura chirurgica è attribuibile alla sua efficacia nel risolvere una serie di patologie debilitanti, nel mitigare la sintomatologia dolorosa e nel ripristinare la funzionalità articolare [REF 1]. L'articolazione dell'anca può essere afflitta da varie condizioni patologiche, le cui diverse tipologie di trattamento vengono selezionate in base all'età del paziente, allo stadio della malattia e alla gravità dei sintomi. In casi estremamente gravi, la chirurgia sostitutiva articolare diventa una necessità. La PTA si conferma pertanto come un intervento cruciale per il recupero della qualità della vita in pazienti colpiti da problemi articolari all'anca, offrendo soluzioni efficaci per una vasta gamma di condizioni cliniche

1.4.1 OBIETTIVI DELL'ARTROPLASTICA

L'intervento di protesi d'anca è un procedimento chirurgico cruciale per migliorare la qualità della vita dei pazienti affetti da artrosi grave, quando la terapia medica tradizionale, come la riabilitazione, la fisioterapia e gli antidolorifici, non ha prodotto risultati soddisfacenti [REF 2]. Questo intervento mira a ridurre il dolore e ripristinare la funzionalità dell'articolazione, portando a un aumento delle capacità fisiche e motorie del paziente e, di conseguenza, a un miglioramento della sua qualità di vita. Nello svolgere questa procedura, si perseguono due obiettivi principali:

- Obiettivo clinico: Eliminare il dolore e ripristinare la mobilità dell'articolazione, consentendo al paziente di tornare a condurre una vita normale.
- Obiettivo ingegneristico: Garantire che la protesi sottoposta all'articolazione imiti il più possibile la sua meccanica fisiologica, al fine di mantenere l'integrità sia dell'osso che della protesi per un periodo di tempo più lungo possibile.

Per raggiungere questi obiettivi, le protesi d'anca devono soddisfare una serie di requisiti essenziali [REF 1].

- Libertà di movimento simile a un'articolazione naturale.
- Resistenza alla fatica meccanica: La protesi deve sopportare il carico ciclico a cui è sottoposta durante l'attività quotidiana, poiché un individuo medio compie circa 10 milioni di cicli di carico nell'arco di 10 anni con un'attività fisica normale.
- Materiali resistenti all'usura: La protesi deve essere realizzata con materiali in grado di resistere all'usura nel tempo.

- **Biocompatibilità:** La protesi non deve causare reazioni avverse nei tessuti circostanti ma piuttosto deve interagire positivamente con il corpo, generando una risposta biologica appropriata.
- **Stabilità meccanica:** Deve garantire sia una stabilità immediata dopo l'intervento (primaria) che a lungo termine (secondaria).
- **Proprietà meccaniche simili a quelle dell'osso:** La protesi deve avere caratteristiche meccaniche simili a quelle dell'osso, in quanto una maggiore rigidità o una minore elasticità possono causare problemi come l'instabilità o la trasmissione di carichi impulsivi.

Attualmente, la maggior parte delle protesi d'anca ha una durata di almeno 10 anni [REF 3]. Questo significa che la maggior parte dei pazienti può godere di un notevole sollievo dal dolore e del ripristino della funzionalità articolare per un decennio o più. Gli interventi di sostituzione protesica dell'anca possono essere classificati in tre tipologie:

- **Protesi totali (o artroprotesi):** Queste protesi sostituiscono sia la testa del femore che l'acetabolo, garantendo una completa sostituzione dell'articolazione dell'anca.
- **Protesi parziali (o endoprotesi):** In questo caso, solo una parte dell'articolazione viene sostituita. Questa procedura è adatta a pazienti con una minore compromissione dell'articolazione dell'anca.
- **Protesi di rivestimento:** Questo tipo di protesi comporta la sostituzione solo della superficie articolare dell'acetabolo. È un'opzione più conservativa e meno invasiva rispetto alle protesi totali o parziali.

1.4.2 PROTESI TOTALE D'ANCA (PTA)

L'artroplastica totale d'anca rappresenta una delle procedure più comuni nell'ambito ortopedico, con una stima di oltre 300.000 interventi di artroprotesi eseguiti in tutto il mondo [RIF 2]. Questa procedura comporta la rimozione chirurgica della testa e del collo del femore prossimale, insieme alla cartilagine dell'acetabolo, sostituendoli con una protesi artificiale [RIF 2]. I primi impianti di protesi totale d'anca, che si sono dimostrati di successo, risalgono agli anni '60 quando il chirurgo inglese Sir John Charnley, basandosi sui principi biomeccanici dell'articolazione dell'anca umana, sviluppò un'innovativa tecnica di artroplastica a basso attrito. Questo approccio includeva una testa femorale di piccolo diametro (22 mm), una componente femorale in acciaio inox, una componente acetabolare inizialmente in teflon, successivamente sostituita con polietilene ad alta densità, e l'uso di cemento polimetilmetacrilato (PMMA) come elemento di fissaggio [RIF 2]. La protesi ideata da Charnley è ancora oggi considerata uno standard nella sostituzione totale dell'anca, sia per quanto riguarda il suo design, il metodo di fissaggio utilizzato, e la procedura chirurgica in sé. Fino ad oggi, nessun'altra variante ha dimostrato di essere superiore in termini di risultati clinici. Il contributo di Charnley alla chirurgia dell'anca ha posto le basi per il successo e lo sviluppo continuo di questa importante procedura, che continua a migliorare la qualità di vita dei pazienti affetti da problemi all'articolazione dell'anca in tutto il mondo.

1.4.2.1 COMPONENTI DELLA PROTESI D'ANCA

La protesi dell'anca è costituita da diverse componenti (come illustrato nella Figura 1.5) che mirano a sostituire in modo funzionale sia la componente acetabolare che quella femorale:

- **Cotile (o coppa acetabolare):** Questa componente protesica prende il posto dell'acetabolo dell'articolazione naturale. Viene inserita direttamente nell'osso e fissata nella cavità acetabolare tramite viti, cemento o forza meccanica. Il cotile è realizzato in metallo per resistere agli elevati carichi ciclici che l'articolazione deve sopportare. Può essere costituito da un singolo blocco o da due componenti separate: un guscio esterno in metallo, chiamato "metal-back," che è a contatto con la cavità acetabolare, e un inserto interno realizzato in polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE), ceramica o metallo, che si articola con la testa della protesi [RIF 1,2].
- **Stelo:** Questo componente viene inserito nel canale midollare dell'osso e ha lo scopo di integrarsi con l'osso stesso. Viene fissato utilizzando cemento chirurgico o mediante l'applicazione di forza meccanica. Il materiale predominante è il titanio, e il suo ruolo principale è fornire stabilità e trasferire il carico all'osso circostante. Nella sua estremità superiore, conosciuta come collo, si inserisce la testina protesica [RIF 1,2].
- **Testina:** Questo componente ha la responsabilità di consentire i movimenti caratteristici dell'articolazione dell'anca. Presenta una forma sferica ed è realizzato in metallo o ceramica. Viene fissato al collo dello stelo della protesi e si articola con la superficie interna dell'inserto del cotile [RIF 2].

Tali componenti possono a loro volta essere suddivisi in parti distinte che, successivamente, vengono accoppiate per adattarsi meglio all'anatomia del paziente, creando così protesi modulari. Ad esempio, il collo modulare, separato dallo stelo, semplifica notevolmente le procedure di revisione chirurgica. Tuttavia, queste protesi modulari possono comportare un maggiore rilascio di ioni metallici o detriti, oltre a un aumento delle dislocazioni e dell'usura delle superfici [RIF 1]. Il successo a lungo termine di una protesi d'anca è strettamente legato al processo di osteointegrazione tra l'impianto artificiale e il tessuto circostante. Un'osteointegrazione di successo è caratterizzata dalla mancanza di tessuto fibroso non calcificato nell'interfaccia tra l'impianto e l'osso. Per raggiungere questo obiettivo, è essenziale che l'impianto sia in grado di trasferire il carico all'osso circostante in modo fisiologico, senza interferire con il rimodellamento osseo normale. Inoltre, per massimizzare l'osteointegrazione, è importante che la protesi mantenga una stabilità meccanica all'interfaccia osso-impianto, evitando processi di riassorbimento osseo o di crescita anomala che potrebbero causare il fallimento dell'impianto. La stabilità meccanica dipende dal tipo di fissaggio tra la protesi e il tessuto circostante, e in particolare, le protesi possono essere classificate in tre categorie in base al tipo di legame con l'osso ospite:

- **Protesi cementate:** Fissate utilizzando un materiale di riempimento.

- Protesi press-fit: A diretto contatto con il tessuto circostante.
- Protesi ibride: Combina sia il fissaggio cementato che il fissaggio press-fit.

Ogni approccio ha vantaggi e svantaggi specifici, che vengono presi in considerazione in base alle esigenze individuali del paziente e alle decisioni del chirurgo.



Figura 1.5 : Componenti della protesi totale d'anca

1.4.2.2 PROTESI CEMENTATE

Le componenti acetabolare e femorale della protesi d'anca vengono ancorate all'osso utilizzando un cemento acrilico a polimerizzazione rapida (Figura 1.6). Durante l'intervento chirurgico, il cemento liquido viene inserito in una cavità più ampia dell'impianto e polimerizza, stabilizzando l'interfaccia tra l'osso e l'impianto attraverso due processi noti come "microlocking" e "macrolocking". Nel primo processo, il cemento aderisce al metallo e si infila negli spazi dell'osso spongioso. Nel secondo processo, riempie spazi più grandi e irregolari per garantire un ancoraggio stabile [RIF 2]. Il gambo metallico della protesi è generalmente realizzato in acciaio inossidabile o in una lega di cobalto-cromo-molibdeno (Co-Cr-Mo), mentre il cemento è a base di polimetilmetacrilato (PMMA). Il principale vantaggio delle protesi cementate è la rapida stabilità primaria che consente ai pazienti di iniziare a muoversi nei giorni immediatamente successivi all'intervento. Inoltre, favoriscono una migliore distribuzione dei carichi poiché massimizzano la superficie di contatto tra la protesi e l'osso. Tuttavia, presentano svantaggi legati alle basse proprietà meccaniche del cemento, che è un materiale fragile, aumentando il rischio di fratture. Questo rischio si accentua con la formazione di bolle d'aria durante la polimerizzazione, che diventano siti preferenziali per la formazione e la propagazione di cricche. Inoltre, l'uso del cemento crea due superfici di contatto, una tra l'impianto e il cemento e l'altra tra il cemento e l'osso, che differiscono nelle proprietà meccaniche e possono essere più soggette a cedimenti dovuti ai diversi micromovimenti relativi. Per mitigare questi problemi, la scelta dello spessore del mantello di cemento è cruciale. Sono stati condotti numerosi studi, sia in vivo che attraverso simulazioni ad elementi finiti, al fine di identificare lo spessore minimo necessario per garantire la stabilità delle due interfacce. Ad esempio, uno studio di analisi ad elementi finiti 3D, basato su immagini TC del femore prossimale, ha valutato gli stress e i micromovimenti all'interfaccia

cemento-osso e impianto-cemento per vari spessori del mantello di cemento e per protesi realizzate in diversi materiali. Questo studio ha rilevato che, per tutti i tipi di protesi, lo spessore ottimale del cemento si aggira tra 3 e 5 mm. Uno strato di cemento con uno spessore inferiore a 2 mm o superiore a 7 mm ha comportato un'elevata tensione di taglio e micromovimenti all'interfaccia cemento-osso [RIF 4]. Per tutti questi motivi, le protesi cementate sono particolarmente indicate per pazienti anziani che conducono un'attività fisica moderata e la cui aspettativa di vita è simile o inferiore a quella dell'impianto. Sono inoltre consigliate per i pazienti con tessuto osseo osteoporotico e di scarsa resistenza meccanica, che non sarebbero in grado di sostenere i carichi associati a una protesi d'anca non cementata [RIF 2].

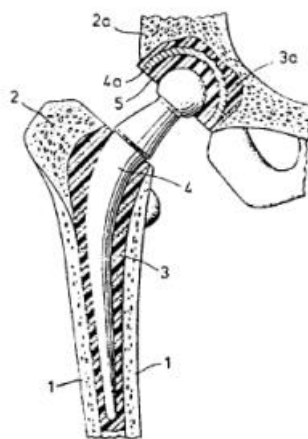


Figura 1.6 : Rappresentazione di un impianto cementato. 1) osso corticale 2,2a) osso trabecolare 3,3a) cemento osseo 4) stelo 4a) cotile 5) inserto

1.4.2.3 PROTESI NON CEMENTATE

Nell'artroplastica totale d'anca non cementata, l'ancoraggio della protesi all'osso circostante avviene in due fasi: prima attraverso l'adattamento con interferenza e successivamente attraverso la crescita ossea. Questo concetto è suddiviso in stabilità primaria (meccanica) a breve termine e stabilità secondaria (biologica) a lungo termine [RIF 2]. La stabilità primaria viene ottenuta inizialmente attraverso l'effetto press-fit. Durante l'intervento chirurgico, lo stelo protesico viene inserito nel canale midollare femorale, il quale è sagomato in modo da creare una cavità leggermente più piccola della protesi. Simultaneamente, il cotile viene fissato con forza nella cavità acetabolare a diretto contatto con l'osso. Questo processo comporta un ancoraggio meccanico solido a breve termine. La stabilità secondaria, a lungo termine, si verifica grazie alla crescita ossea sulla superficie esterna della protesi, creando un legame biologico con l'osso che accoglie il corpo artificiale. Inizialmente, l'osso riconosce la protesi come estranea, ma col tempo permette l'osteointegrazione [RIF 2]. Per agevolare questo processo, la superficie dell'impianto viene resa porosa attraverso rivestimenti o trattamenti superficiali. Questa porosità consente all'osso di ancorarsi e crescere all'interno (come mostrato nella Figura 1.7). Studi hanno indicato che la dimensione ottimale dei pori per una robusta crescita ossea varia da 100 a 200 μm [RIF 5]. La scelta dei materiali utilizzati per l'impianto è cruciale poiché influisce sull'osteointegrazione. Il titanio è un materiale preferito, in particolare sotto forma di lega (Ti-6Al-4V) per la componente femorale, poiché ha proprietà meccaniche simili a quelle dell'osso corticale grazie al suo modulo elastico relativamente basso. Inoltre, per ottimizzare

l'osteointegrazione, la superficie dell'impianto può essere rivestita con idrossiapatite o fosfato tricalcico, che vengono riconosciuti chimicamente dall'osso, accelerando l'ancoraggio e la crescita ossea. Tuttavia, raggiungere la stabilità secondaria della protesi non garantisce l'assenza di disturbi legati al dolore o alla funzionalità. Le protesi press-fit, a differenza di quelle cementate, richiedono un periodo di attesa prima di poter essere completamente caricate, in quanto è necessario che avvenga l'osteointegrazione. Questo prolunga il decorso operatorio. Tuttavia, in caso di successo, le protesi non cementate hanno una durata vitale più lunga rispetto a quelle cementate. In caso di insuccesso, consentono anche procedure di revisione più semplici grazie all'uso di canali di sezione inferiore rispetto agli impianti cementati, pur mantenendo lo stesso stelo. Di conseguenza, le protesi press-fit sono principalmente raccomandate per pazienti giovani. Un aspetto critico è che la superficie di contatto tra lo stelo e il canale osseo deve essere il più ampia possibile per garantire una distribuzione uniforme dei carichi e prevenire il riassorbimento osseo dove non c'è contatto. Tuttavia, questo rende l'intervento chirurgico più complesso rispetto a quello per le protesi cementate.

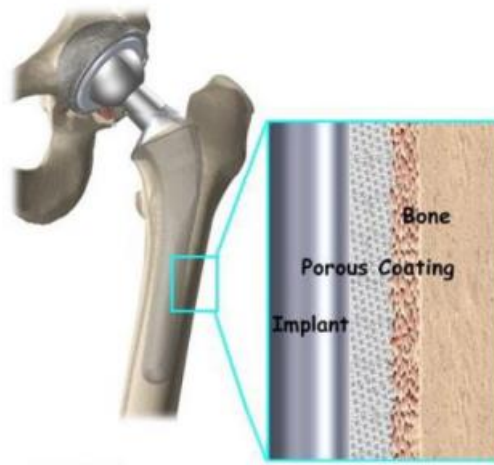


Figura 1.7 : Protesi press-fit porosa con superficie porosa

1.4.2.4 PROTESI IBRIDE

Inizialmente, i rapporti sulle protesi d'anca cementate hanno evidenziato un alto tasso di mobilitazione della componente acetabolare rispetto a quella femorale. Per risolvere questo problema, è stato introdotto il concetto di protesi ibrida. Le protesi ibride sono costituite da uno stelo femorale cementato e da una componente acetabolare non cementata. Questo approccio consente di affrontare il dolore associato a una protesi press-fit nella regione della coscia e ridurre il rischio di rilascio di particelle a causa dell'usura del cemento nella componente acetabolare. Attualmente, le protesi ibride vengono utilizzate principalmente nell'artroplastica totale di pazienti di età superiore ai 60 anni [RIF 1].

1.4.3 ENDOPROTESI

L'endoprotesi (Figura 1.8) rappresenta una soluzione in cui viene sostituita solo la componente femorale dell'articolazione dell'anca, preservando l'acetabolo naturale del paziente. Questa procedura è di solito riservata al trattamento delle fratture mediali del collo del femore, ed è maggiormente

indicata per pazienti anziani con limitata attività funzionale. La ragione di questa scelta è che in pazienti più giovani, la testa protesica, realizzata con materiali potenzialmente abrasivi per l'osso, potrebbe causare un'usura precoce dell'acetabolo naturale del paziente. Questo potrebbe richiedere un secondo intervento per sostituire l'acetabolo naturale con un cotile protesico. Le endoprotesi possono essere suddivise in due categorie principali:

- **Protesi unipolare:** Questo tipo di endoprotesi consiste in una testa protesica femorale che si articola nell'acetabolo naturale dell'articolazione dell'anca.
- **Protesi bipolare:** Le protesi bipolari comprendono una componente femorale che si articola con una coppa che ruota all'interno dell'acetabolo naturale del paziente. Questo tipo di protesi è progettato per ridurre l'usura della cartilagine dovuta all'attrito, offrendo una maggiore mobilità e stabilità all'articolazione .



Figura 1.8 : Componenti di un endoprotesi

1.4.4 PROTESI DI RIVESTIMENTO

La protesi di rivestimento prende il suo nome dalla sua natura, poiché coinvolge solo il "rivestimento" della superficie articolare del femore. Questa è una procedura mini-invasiva che comporta una minore rimozione di tessuto osseo, rispettando l'anatomia dell'anca e conservando il collo e la testa del femore. Inoltre, questa tecnica riduce al minimo il rischio di lussazione dell'impianto grazie a una testa femorale di dimensioni maggiori . Tuttavia, la protesi di rivestimento presenta alcuni svantaggi. Richiede un accesso chirurgico più ampio, il che comporta una ferita più grande rispetto ad altre procedure. Inoltre, è caratterizzata da un accoppiamento tra materiali che può essere svantaggioso. Poiché questa tipologia di impianto presenta superfici sottili, spesso è necessario utilizzare un accoppiamento metallo-metallo per garantire la resistenza agli urti cui è sottoposta l'articolazione dell'anca. Questo accoppiamento può tuttavia comportare il rischio di rilascio e accumulo di ioni metallici nel sangue e nei tessuti, sollevando preoccupazioni sulla sicurezza e l'efficacia di questo tipo di impianto. In molti casi, ciò ha portato al ritiro di tali protesi dal mercato.

1.5 EVENTI DI FALIMENTO DI UNA PTA

Il numero di complicanze legate a un intervento di artroplastica totale dell'anca è strettamente correlato al numero di interventi effettuati [RIF 1]. Tuttavia, è importante notare che nel corso degli anni la percentuale di fallimenti associati a questa procedura chirurgica è diminuita rispetto al passato. Inoltre, la stragrande maggioranza degli impianti protesici (circa il 90-95%) ha una durata media di circa 10 anni, il che è un risultato positivo [RIF 6]. Nonostante ciò, un tasso di intervento di revisione che si attesti intorno al 5% traduce comunque in un notevole numero di trattamenti chirurgici di revisione necessari ogni anno in tutto il mondo, stimato in circa 50.000 casi [RIF 6]. L'artroplastica di revisione, che prevede la sostituzione della protesi articolare, comporta generalmente esiti clinici meno favorevoli rispetto a un intervento di chirurgia primaria e costi significativamente più elevati [RIF 7]. I fallimenti delle protesi d'anca possono essere suddivisi in due categorie principali in base alla loro durata, ovvero fallimenti a breve e medio termine (1-5 anni) o fallimenti a lungo termine (10 anni) [RIF 8]. I fallimenti a breve termine sono spesso caratterizzati da complicazioni quali fratture periprotetiche, lussazioni dell'impianto, dismetrie dovute a una differenza nella lunghezza degli arti o trombosi venose. La causa principale di tali fallimenti sembra essere legata a errori chirurgici o a una scelta impropria dell'impianto protesico in relazione alle specifiche esigenze del paziente [RIF 8]. D'altra parte, i fallimenti a lungo termine sembrano essere più strettamente correlati a fattori dipendenti dal paziente stesso. Essi possono essere ulteriormente suddivisi in due categorie, ovvero fallimenti settici e asettici, in base alla presenza o all'assenza di infezioni [RIF 8]. Questa suddivisione riflette la complessità del fenomeno, che può essere influenzato da molteplici variabili, tra cui l'igiene, il sistema immunitario del paziente, e l'aderenza alle istruzioni post-operatorie. In sintesi, l'artroplastica totale dell'anca è una procedura chirurgica che, sebbene abbia registrato una riduzione della percentuale di fallimenti nel corso degli anni, continua a essere associata a una significativa quantità di interventi di revisione dovuti a complicanze. Questi fallimenti possono essere classificati in base alla loro durata e alle cause sottostanti, sottolineando l'importanza della scelta appropriata dell'impianto e dell'attenta gestione post-operatoria al fine di migliorare gli esiti a lungo termine per i pazienti sottoposti a questa procedura.

1.5.1 FRATTURA PERIPROTESICA

Il rischio di frattura periprotetica associato a un intervento di artroplastica totale dell'anca è un aspetto che ha suscitato crescente attenzione negli ultimi anni, con una incidenza che ha registrato un aumento significativo, interessando dal 6% al 12% dei casi nelle procedure di chirurgia di revisione [RIF 9]. È importante notare che questo rischio è particolarmente elevato quando si utilizzano protesi non cementate, con un'incidenza che raggiunge il 12%, mentre per le protesi cementate il rischio si riduce notevolmente, attestandosi solo all'1% [RIF 9]. La comprensione delle cause che possono portare a una frattura periprotetica, sia intra-operatoria che post-operatoria, è di fondamentale importanza. Queste cause possono essere molteplici e variano in base a diversi fattori, tra cui l'età del paziente, il sesso femminile, la qualità dell'osso circostante, lo stress applicato all'impianto protesico e la presenza di eventuali difetti corticali. Inoltre, la frattura può rappresentare una diretta conseguenza di fenomeni come l'osteolisi e la conseguente mobilizzazione asettica della protesi [RIF 8,9]. Nella Figura 1.9 vengono mostrati esempi di fratture periprotetiche, evidenziando la complessità e la diversità di situazioni che possono verificarsi in questa tipologia di complicanze.

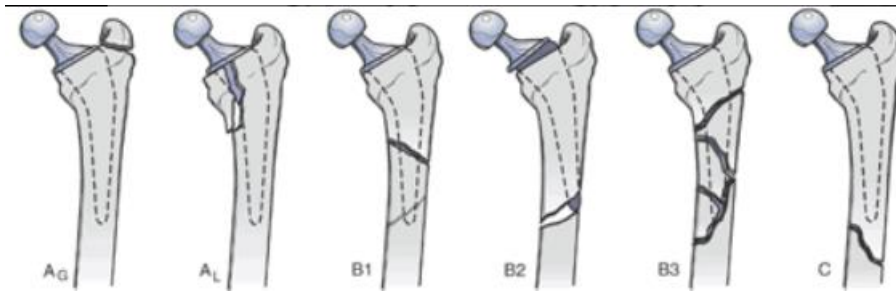


Figura 1.9 : Esempi di frattura periprotetica

1.5.2 EVENTI DI DISMETRIA

La dismetria rappresenta una significativa discrepanza nella lunghezza degli arti inferiori, un problema che può manifestarsi come conseguenza dell'intervento di sostituzione dell'anca. Questa discrepanza è una complicanza relativamente comune, con un'incidenza che raggiunge il 95% dei casi, anche se spesso si traduce in una differenza di lunghezza di pochi millimetri. Per affrontare questo problema, durante l'intervento chirurgico, si possono adottare diverse strategie per stabilizzare l'articolazione dell'anca. Queste strategie includono l'uso di plantari o l'allungamento dell'arto coinvolto, al fine di ottenere una corretta lunghezza degli arti inferiori e favorire il corretto allineamento dell'anca. Queste misure sono fondamentali per migliorare la funzionalità dell'articolazione e ridurre l'eventualità di complicanze post-operatorie legate alla dismetria.

1.5.3 LUSSAZIONE

La lussazione è un evento in cui la testina femorale della protesi si sposta al di fuori del cotile acetabolare, come illustrato nella Figura 1.10. Le cause sottostanti a questo problema possono derivare da diverse situazioni, tra cui il posizionamento errato dell'impianto protesico, eventi traumatici che interessano l'articolazione o una debolezza muscolare. Nonostante questa complicanza non sia molto comune, con un tasso di incidenza inferiore all'1%, essa rappresenta comunque una delle principali ragioni che richiedono interventi di artroplastica di revisione [RIF 8]. È importante prestare particolare attenzione al corretto posizionamento dell'impianto protesico durante la procedura chirurgica al fine di minimizzare il rischio di lussazione e garantire risultati a lungo termine ottimali per il paziente.



Figura 1.10 : Esempio di lussazione dell'anca

1.5.4 MOBILITAZIONE SETTICA

La mobilitazione settica della protesi è una complicanza che si verifica a seguito di un'infezione dei tessuti circostanti l'articolazione, causata dall'insediamento di batteri nell'area dell'impianto dopo l'intervento chirurgico. Questa infezione contribuisce alla mancata osteointegrazione e alla formazione di una capsula fibrosa, rendendo instabile l'impianto stesso [RIF 8,10]. La mobilitazione settica è una complicanza particolarmente frequente nelle artroplastiche cementate, in cui si sviluppa un processo infiammatorio all'interfaccia tra il cemento e l'osso, come illustrato nella Figura 1.11. I batteri che si attaccano alla superficie dell'impianto formano agglomerati con polisaccaridi, creando strutture multistrato chiamate biofilm. Questi biofilm forniscono una sorta di protezione ai batteri, rendendoli resistenti a molti agenti antimicrobici e all'azione del sistema immunitario [RIF 11]. Per affrontare questa complicanza, spesso si ricorre all'uso di antibiotici. Nei casi più gravi, quando l'infezione risulta essere particolarmente ostinata, può essere necessario rimuovere temporaneamente la protesi. Durante questa procedura, si inserisce uno spaziatore in cemento caricato con antibiotici, e una volta debellata l'infezione, si procede con il reimpianto della protesi. Inoltre, è importante notare che il tasso di infezione è relativamente basso per quanto riguarda gli interventi primari di artroplastica, ma diventa più elevato nella chirurgia di revisione. Al fine di prevenire l'infezione, vengono adottate procedure profilattiche, come l'aggiunta di antibiotici al cemento utilizzato durante l'impianto della protesi. Queste misure hanno l'obiettivo di mantenere sotto controllo il rischio di infezione e migliorare gli esiti dell'artroplastica.

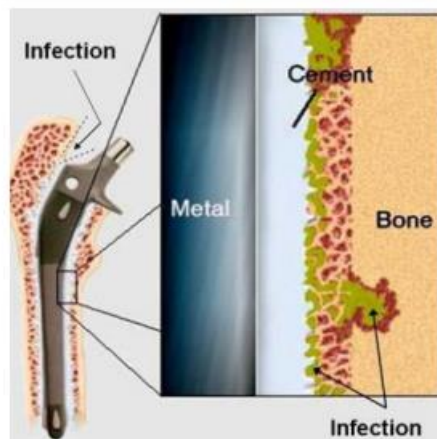


Figura 1.11 : Infezione interfaccia osso-cemento

1.5.5 MOBILITAZIONE ASETTICA

Il fallimento asettico, che si verifica in assenza di infezione, è causato dalla mobilitazione della protesi, la quale si allontana dall'osso e non trasferisce più adeguatamente i carichi. Questo fenomeno porta al riassorbimento osseo intorno allo stelo dell'impianto e all'insorgenza di processi di osteolisi. Attualmente, la maggior parte dei fallimenti nelle protesi totali dell'anca è attribuibile a questa complicanza. La sua manifestazione è dovuta a una serie di fattori, e le cause possono variare, ma uno dei fattori principali è spesso il mancato raggiungimento della stabilità primaria dell'impianto. In altre parole, se l'impianto protesico non si fissa correttamente nell'osso, questo può portare a uno spostamento progressivo dell'articolazione, causando l'allontanamento della protesi dall'osso e generando, di conseguenza, l'osteolisi. Questa complicanza è il risultato di un processo multifattoriale

che richiede un'attenta gestione per prevenirne l'insorgenza e migliorare la durata e la funzionalità dell'impianto [RIF 7].

1.6 PROCEDURA CHIRURGICA PER L'IMPIANTO DI UNA PROTESI TOTALE D'ANCA

L'intervento chirurgico per l'impianto di una protesi totale dell'anca può essere effettuato attraverso diverse vie chirurgiche, tra cui:

- Via Postero Laterale (La più comune)
- Via Antero Laterale
- Via Anteriore Diretta

La scelta della via chirurgica può influire sulla successiva fase di riabilitazione, ma non modifica le caratteristiche dell'impianto protesico in sé. In questa sezione, ci concentreremo sulle procedure chirurgiche coinvolte nell'impianto di una protesi totale dell'anca. La procedura inizia con l'esposizione dell'articolazione dell'anca e la lussazione della testa femorale, portandola al di fuori della cavità acetabolare. Successivamente, si procede con la resezione del collo femorale, rimuovendo la testa dell'anca interessata dal processo degenerativo. Una volta completata questa fase, si passa alla preparazione del versante acetabolare. Questo processo prevede l'uso di frese emisferiche speciali (figura 1.12) per rimuovere la cartilagine residua e preparare l'alloggio per il cotile protesico definitivo. Queste frese variano per dimensioni, progressivamente aumentando il diametro (da 46 mm a 64 mm) fino a raggiungere la misura programmata in base al piano radiografico preoperatorio.



Figura 1.12 Preparazione dell'acetabolo con le frese dedicate

Successivamente, il cotile protesico definitivo viene posizionato utilizzando appositi battitori e cementato o fissato in base alle caratteristiche dell'osso del paziente. L'inclinazione e l'antiversione sono stabilite in base al piano preoperatorio (figura 1.13). Questi parametri vengono verificati utilizzando appositi lucidi.

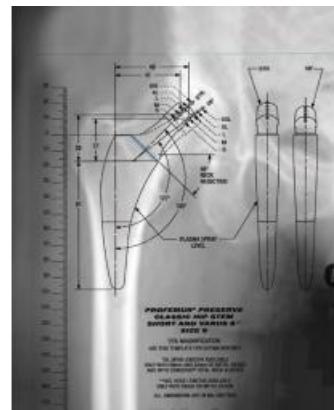


Figura 1.13 : Esempio di planning pre-operatorio

La fase successiva comporta la preparazione del versante femorale. Dopo aver individuato il canale midollare femorale, si procede a penetrare con un introduttore metallico, rimuovendo l'osso spongioso residuo. Si prepara quindi l'alloggio per l'impianto definitivo utilizzando apposite brocche di dimensioni crescenti, che seguono il disegno dello stelo protesico scelto per l'impianto. Questo stelo verrà quindi inserito nell'osso attraverso un battitore e cementato o fissato in base alle caratteristiche dell'osso ricevente (figura 1.14).



Figura 1.14 : Preparazione e impianto della componente femorale

A questo punto, la testa dell'impianto (che può essere di ceramica, metallo o oxinium) viene posizionata sul collo protesico (figura 1.15). Successivamente, l'impianto viene ridotto inserendo la testa nell'interno del cotile metallico, dove è stato precedentemente applicato un inserto di polietilene, ceramica o metallo. L'intervento chirurgico si conclude con la sutura dei piani capsulari, muscolari e cutanei.



Figura 1.15 : Inserzione testina-collo dello stelo

Capitolo 2

Metodi di calcolo numerico

2.1 METODO DELLE DIFFERENZE FINITE

Il metodo delle differenze finite rappresenta una strategia generale per risolvere equazioni differenziali approssimativamente. Questa approssimazione coinvolge il concetto di derivata di una funzione, che viene sostituita dal suo rapporto incrementale. In termini matematici, questo si esprime come:

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta f}{\Delta x} \cong \frac{\Delta f}{\Delta x}$$

Nel caso in cui l'incremento Δx sia infinitesimale e la funzione f vari con regolarità, l'errore associato diventa trascurabile, soprattutto in un contesto ingegneristico. Il metodo delle differenze finite si configura come una strategia che prevede la discretizzazione delle equazioni differenziali. Questa metodologia implica la sostituzione dell'operatore derivata, che rappresenta il limite del rapporto incrementale, con il rapporto incrementale stesso. La precisione della discretizzazione svolge un ruolo cruciale, in quanto maggiore è la sua finezza, più il risultato ottenuto si avvicina alla soluzione "vera". È opportuno notare che l'esistenza e l'unicità di tale soluzione non sono sempre garantite, soprattutto quando si trattano materiali soggetti a leggi complesse.

2.2 IL METODO DEGLI ELEMENTI FINITI

Mentre il metodo delle differenze finite prende le mosse dal dominio continuo, formulando le equazioni governanti attraverso l'applicazione di leggi di conservazione e di comportamento, e successivamente discretizza tali equazioni trasformando le equazioni differenziali in equazioni algebriche, il metodo degli elementi finiti inizia la sua opera discretizzando il dominio continuo. Esso assegna al dominio soltanto un numero finito di gradi di libertà, come ad esempio gli spostamenti, e solo in un secondo momento impone le leggi di conservazione e comportamento. Le equazioni algebriche che presiedono al problema emergono in modo "naturale" a seguito di questa discretizzazione iniziale. Il metodo degli elementi finiti si caratterizza come un approccio numerico mirato a fornire una soluzione approssimata per un problema generalmente descritto da equazioni alle derivate parziali. La concezione fondamentale di questo metodo può essere applicata a tutte le equazioni dell'ingegneria. Essa consiste nell'affrontare problemi continui attraverso una soluzione approssimata, trasformando il problema differenziale in un problema algebrico. Di conseguenza, il metodo degli elementi finiti permette di schematizzare il comportamento di un sistema continuo con un numero infinito di gradi di libertà, utilizzando un insieme discreto di elementi, ognuno caratterizzato da un numero limitato di parametri.

2.3 CAMPO DI SPOSTAMENTO

Per chiarire il concetto fondamentale del metodo, consideriamo la superficie della funzione $u(x, y)$ (rappresentata nella Figura 2.1), che costituisce la soluzione incognita di un problema differenziale del secondo ordine. Questa funzione ha come dominio il rettangolo OABC. Immaginiamo di suddividere idealmente questo dominio in regioni più piccole, che possono assumere forme triangolari o rettangolari, denominate elementi finiti. I vertici di tali elementi sono chiamati nodi.

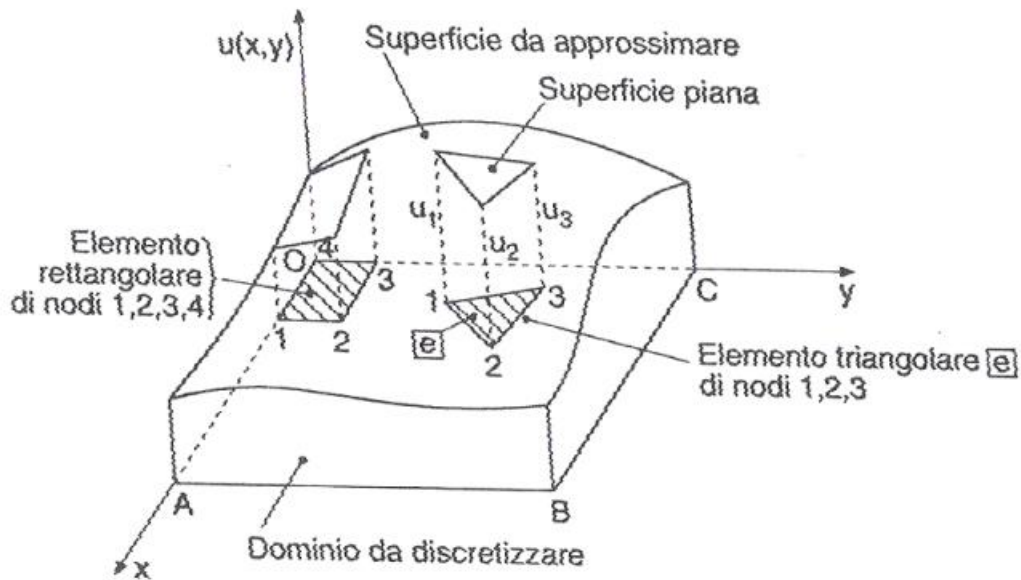


Figura 2.1 : Approssimazione della funzione $u(x,y)$

Nel caso di una suddivisione dell'elemento in N elementi triangolari, la funzione $u(x, y)$ su ciascun elemento può essere rappresentata mediante un polinomio lineare in x e y : che presenta tre termini, corrispondenti ai nodi del triangolo.

$$u^e(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y$$

Se il dominio OABC viene suddiviso in elementi rettangolari, il polinomio approssimante la funzione incognita avrà un numero di termini equivalente al numero di nodi presenti nel rettangolo. La funzione approssimante in questo caso sarà :

$$u^e(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 xy$$

Riferendoci a una discretizzazione del dominio in elementi triangolari, i valori della funzione $u(x, y)$ nei nodi 1, 2, 3 rispettivamente del generico elemento finito, rappresentano i parametri nodali. Questi valori dei parametri, per tutti i nodi degli elementi triangolari con cui viene discretizzato il dominio, costituiscono le incognite del problema. Idealmente, la forma degli elementi dovrebbe essere semplice per approssimare con facilità domini irregolari. Per questo motivo, gli elementi utilizzati assumono spesso forme triangolari o quadrangolari. Inoltre, tali elementi consentono l'uso di funzioni

interpolanti semplici. L'insieme di tutti gli elementi del dominio è definito mesh, i cui nodi rappresentano i punti nodali degli elementi. Una mesh è considerata regolare quando il dominio è discretizzato in elementi finiti uguali. La suddivisione del solido in elementi finiti rappresenta l'operazione più delicata del metodo. Dalla pratica emerge che risultati più accurati sono ottenuti tramite la discretizzazione in elementi di forma regolare. In aree con concentrazioni di sforzi, diventa necessario disporre di un maggior numero di nodi rispetto al resto del dominio.

2.4 MODELLO DI SPOSTAMENTO DEI NODI

Una volta che la struttura è stata discretizzata, diventa essenziale definire il comportamento di ciascun elemento, al fine di determinare le proprietà dello schema discreto utilizzato per approssimare il problema originario. Inizialmente, è necessario assumere un modello di spostamento per l'elemento finito isolato, che può essere monodimensionale, bidimensionale o tridimensionale. Il punto centrale nell'analisi per elementi finiti consiste nel definire lo spostamento di un punto dell'elemento in funzione degli spostamenti nodali, considerati come parametri incogniti del problema. Per un elemento finito bidimensionale isolato dalla struttura, le componenti u e v dello spostamento del punto, con coordinate x e y , possono essere approssimate mediante funzioni polinomiali $u^*(x, y)$ e $v^*(x, y)$.

$$u(x, y) \approx u^*(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2x + \alpha_3y + \alpha_4x^2 + \alpha_5xy + \dots$$

$$v(x, y) \approx v^*(x, y) = \beta_1 + \beta_2x + \beta_3y + \beta_4x^2 + \beta_5xy + \dots$$

I coefficienti α_i, β_i , per $i=1,2,..$ sono costanti da determinare in funzione delle componenti di spostamento nodali, con il numero di termini dei polinomi approssimati che coincide con il numero degli spostamenti nodali dell'elemento. Nel caso di un elemento finito triangolare o rettangolare, i coefficienti α_i, β_i , per $i=1,2,..$ dei polinomi approssimati vengono calcolati in base ai valori che gli spostamenti locali assumono nei n nodi dell'elemento. In generale, sia che l'elemento finito sia monodimensionale e piano o tridimensionale, la relazione che consente di esprimere le componenti di spostamento di un punto dell'elemento in funzione degli spostamenti ai nodi dell'elemento stesso ammette la rappresentazione seguente :

$$\bar{u} \equiv \tilde{N}^T \bar{q}$$

tramite \tilde{N}^T matrice delle funzioni di forma, \bar{q} vettore degli spostamenti nodali e \bar{u} vettore che raccoglie le componenti di spostamento nel punto (x, y, z) dell'elemento. Le funzioni di forma N_i sono ottenute imponendo al modello lineare di spostamento di assumere i valori u_i e v_i nelle coordinate x_i, y_i del triangolo.

2.5 STEP SUCCESSIVI ALL'APPROCCIO DEGLI SPOSTAMENTI

Una volta definito il comportamento di ciascun elemento, è possibile caratterizzare quello dell'intera struttura. L'operazione chiave in questo contesto è l'assemblaggio, attraverso il quale si ricostruisce la continuità della struttura. Gli elementi, precedentemente decomposti durante l'operazione di discretizzazione, vengono collegati in corrispondenza dei nodi. L'assemblaggio degli elementi avviene imponendo l'equilibrio in ogni nodo, tra le forze applicate al nodo dagli elementi che lo condividono e il carico esterno eventualmente concentrato.

Ad esempio, la matrice di rigidità di un elemento viene trasformata in una matrice espansa che ha le dimensioni della matrice di rigidità del sistema complessivo. La somma diretta delle matrici espansive di tutti gli elementi contribuisce a formare la matrice di rigidità del sistema. Questo processo di assemblaggio è fondamentale per garantire la coerenza e la continuità strutturale nell'analisi degli elementi finiti.

2.6 ABAQUS : SOFTWARE DI CALOLO NUMERICO

ABAQUS 6.7 emerge come un sofisticato software di ingegneria basato sul metodo degli elementi finiti, in grado di risolvere una vasta gamma di problemi e calcoli, spaziando dalle analisi lineari più semplici alle simulazioni non lineari di ampia portata. La sua biblioteca estensiva di elementi consente di modellare virtualmente qualsiasi geometria, fornendo la flessibilità necessaria per affrontare sfide complesse. ABAQUS 6.7 include una libreria diversificata di elementi che permette la modellazione accurata di vari materiali, come metalli, plastiche, gomme, ceramiche e altro ancora. Questa libreria consente la caratterizzazione dettagliata del comportamento di ogni tipo di materiale, permettendo di definire ogni regione con precisione. La versatilità di ABAQUS 6.7 si estende oltre le tradizionali analisi strutturali di sforzi e deformazioni. Il software è in grado di affrontare una vasta gamma di problematiche inclusa la simulazione della trasmissione del calore, analisi termo-elettriche, acustiche e idrauliche. Nell'interfaccia grafica, dove si modella l'elemento di interesse attraverso i dati di input, la parte cruciale è rappresentata dal modello ad albero. Questo modello ad albero facilita la visualizzazione e la gestione delle diverse componenti del sistema, rendendo l'esperienza dell'utente più intuitiva e agevole (figura 2.2).

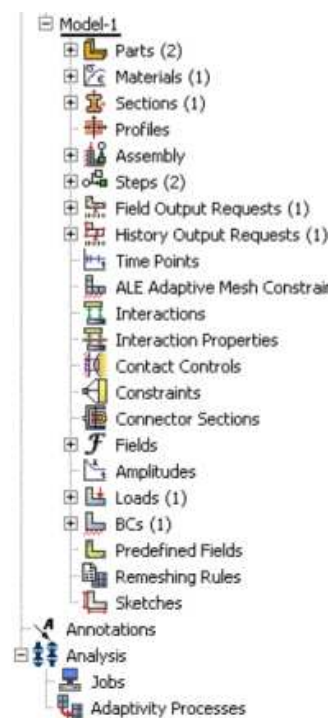


Figura 2.2 : Struttura ad albero di ABAQUS

Il modello ad albero offre un resoconto visivo della gerarchia delle voci utilizzate per inserire i dati di input. La disposizione e le voci all'interno del modello ad albero riflettono l'ordine sequenziale che sarà seguito durante la fase di modellazione. I principali moduli distinti comprendono:

- **Part:** permette di creare la geometria dell'elemento andandolo a disegnare su un'apposita griglia di rappresentazione.
- **Material:** consente di inserire le caratteristiche fisiche e meccaniche dei materiali utilizzati.
- **Section:** viene definita la sezione dell'elemento con le relative caratteristiche geometriche.
- **Assembly:** tale modulo permette di assemblare le varie parti del modello facendo quindi riferimento ad un unico sistema di riferimento globale.
- **Step:** vengono configurati i relativi steps di analisi e le corrispondenti risposte richieste.
- **Interaction:** in tale modulo si specificano le interazioni e le caratteristiche termiche e meccaniche fra le diverse parti del modello (ad esempio il contatto fra due superfici).
- **Load e BCs:** vengono definiti i carichi e le condizioni al contorno agenti sul modello; inoltre è necessario specificare gli steps in cui essi sono attivi.
- **Mesh:** permette di generare la mesh di elementi finiti sull'assemblaggio creato.
- **Job:** una volta finiti tutti i processi che riguardano la definizione dei dati di input, si sottopone il modello ad analisi.

Il modulo di visualizzazione, in conclusione, fornisce un'interfaccia grafica attraverso la quale è possibile esaminare i risultati ottenuti dall'analisi agli elementi finiti. È consentito osservare la deformazione del modello, gli stati tensionali e deformazionali presenti in ogni direzione del sistema di riferimento, nonché gli spostamenti e le forze nodali di ogni punto dell'elemento in ogni istante dello step di analisi. Questi risultati possono essere combinati in grafici cartesiani, offrendo un quadro completo per formulare conclusioni significative sulla modellazione in esame.

2.7 STATO DELL'ARTE NELL'ANALISI FEM PER L'ARTROPLASTICA

Grazie al rapido sviluppo tecnologico dell'ultimo ventennio, è stato possibile implementare considerevolmente la potenza di calcolo dei nostri personal computer rendendo così possibili in tempi accettabili analisi FEM di notevole importanza. L'analisi agli elementi finiti rappresenta un importante metodo di valutazione delle prestazioni degli impianti ortopedici e ha dimostrato un eccellente potenziale al fine di fornire informazioni aggiuntive sul singolo paziente e un valido aiuto per indirizzare il chirurgo durante il suo processo decisionale [12]. Lo sviluppo di analisi ad elementi finiti trovò incipit in analisi di strutture 2D, solo successivamente grazie allo sviluppo di hardware e software più prestanti fu possibile passare ad analisi 3D. Ad oggi, sono di uso comune anche analisi patient specific basate su immagini di tomografia computerizzata [12]. Questa tipologia di analisi, calcolando l'attenuazione di un fascio di raggi X che attraversa i tessuti, riproduce immagini tridimensionali in sezione del distretto corporeo del quale è possibile ricostruire la geometria ossea.

Risulta inoltre possibile valutare problematiche di notevole importanza come le tecniche di modellazione dipendenti dal tempo o l'analisi della stabilità osso-impianto. Il continuo sviluppo ha inoltre aperto le porte per nuove aree di applicazione quali i test preclinici e la pianificazione pre-operatoria patient specific.

Al fine di effettuare una modellazione FEM è innanzitutto necessaria la costruzione di un modello osseo. Partendo da immagini radiografiche del paziente è possibile, grazie a tecniche di segmentazione, ricostruire la struttura anatomica bi/tri dimensionale dell'osso dalla quale verrà estrapolata la geometria per la modellazione. Ottenuto il modello osseo è possibile una discretizzazione del continuo attraverso una fase di meshaggio. Quest'ultima fase, di notevole importanza, permette di suddividere il corpo originale in elementi triangolari o quadrangolari i quali verranno utilizzati come "traccia" per il calcolo dello sviluppo deformativo e tensionale. Ottenuta la mesh ottimale si procede con l'aggiunta delle proprietà dei materiali, le condizioni al contorno, i load e si esegue l'analisi fisico-matematica risolvendo per via numerica le equazioni che descrivono il modello. La figura 2.3 riassume in maniera schematica i passaggi necessari per la costruzione di un modello FEM.

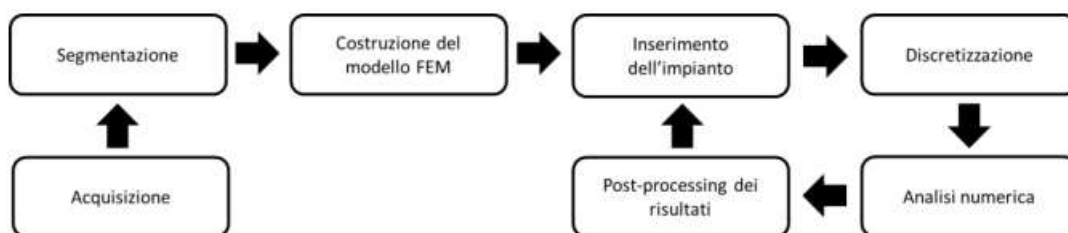


Figura 2.3 : Schema riassuntivo modellazione FEM

La sfida nello sviluppo di un tale strumento di analisi deriva dalla complessità di simulare lo stress, dovuto alle forze esercitate in modo fisiologico e in tempi di calcolo ragionevoli [13]. Il tempo computazionale e l'accuratezza dei risultati saranno dipendenti dal grado di discretizzazione della mesh. Una mesh particolarmente fitta induce ad una accuratezza maggiore ma tuttavia implica tempi di calcolo più lunghi. La sfida risiede nel trovare il giusto compromesso tra questi due fattori.

2.7.1 SVILUPPO DI TECNICHE APPROFONDITE PER ANALISI FEM

Il processo di definizione del modello osseo, delle proprietà meccaniche dei materiali e delle boundaries/interaction ha conseguenze sui risultati successivi delle analisi. Normalmente l'osso viene considerato elastico lineare e, in merito a ciò, sono stati svolti numerosi studi al fine di ricavare le equazioni che rappresentano la relazione tra densità e modulo elastico dell'osso specifica per il soggetto [14]. Molti altri studi considerano l'osso anisotropo o il suo comportamento post-snervamento implicando in un'analisi meno semplificativa. Ad oggi, sono inoltre fruibili veri e propri software in grado di mappare le proprietà ossee a partire da scansioni TC del soggetto. Nello studio fem dell'artroplastica d'anca un fattore cruciale risiede nella definizione dei carichi. Sono stati implementati modelli con la sola forza di reazione articolare agente sulla testa femorale o modelli che

comprendevano le forze muscolari come i soli abduttori o tutti i muscoli dell'articolazione dell'anca e del ginocchio dimostrando che questi modificano la distribuzione degli stress nel femore [15,16]. La scelta nella modellazione dei carichi in un modo o nell'altro dipende dalla problematica che si vuole valutare e dagli obiettivi dello studio.

L'analisi fem, se studiata in maniera approfondita, rende inoltre possibile tramite una mappa completa dei micromovimenti all'interfaccia osso-impianto la valutazione di una possibile crescita ossea. È stato ampiamente dimostrato che questa si verifica con micromovimenti inferiori a 40-50 μm e superiori a 20 μm ; movimenti maggiori di 150 μm possono causare invece la formazione di tessuto fibroso provocando scollamento asettico della protesi [12,17,18,19]. La valutazione all'interfaccia osso-impianto in termini di microspostamenti all'interno del canale dipende dal metodo di modellizzazione della cavità midollare. Per esempio, in uno studio, Viceconti ha modellizzato la superficie ossea come irregolare dimostrando che l'assunzione di un contatto uniforme possa portare ad una sottostima dei micromovimenti reali [20]. In tale modello la simulazione del contatto tra componente protesica, osso e cemento è stata affrontata attraverso l'impostazione di un coefficiente d'attrito e di forze di separazione tra le superfici.

Degno di nota risulta anche lo studio effettuato da Huiskes e collaboratori i quali hanno sperimentato tecniche di modellizzazione tempo-dipendenti per simulare il fallimento della protesi o dei processi biologici [12]. Tali tipologie di analisi definite iterative, calcolano sulla base delle condizioni iniziali un parametro di interesse il quale viene riutilizzato per modificare le proprietà dei materiali e successivamente ricalcolato. Tale procedura prosegue iterativamente fino a convergenza di una soluzione o sino al fallimento del modello [12]. L'analisi agli elementi finiti

Capitolo 3

Costruzione del modello

3.1 3D SLICER : SOFTWARE DI SEGMENTAZIONE

Il software di segmentazione 3D Slicer riveste un ruolo cruciale nell'ambito dell'ingegneria e delle scienze biomediche, presentando un'interfaccia versatile per l'analisi di immagini tridimensionali in contesti medici. L'obiettivo fondamentale di questo strumento è consentire una precisa delineazione delle strutture anatomiche o patologiche di interesse, attraverso il processo di segmentazione.

L'utilizzo di 3D Slicer comporta diverse fasi operative. Al fine di ottenere una segmentazione tridimensionale di qualsiasi compartimento anatomico è necessario partire dall'acquisizione e importazione di immagini tridimensionali. Quest'ultime devono essere ottenute tramite tecniche di imaging avanzate come la risonanza magnetica o la tomografia computerizzata. Una volta importato il file di interesse, che nel nostro caso rappresentava una tac degli arti inferiori, è possibile visualizzare singolarmente il compartimento anatomico in sezione frontale, sagittale o trasversale (figura 3.1).

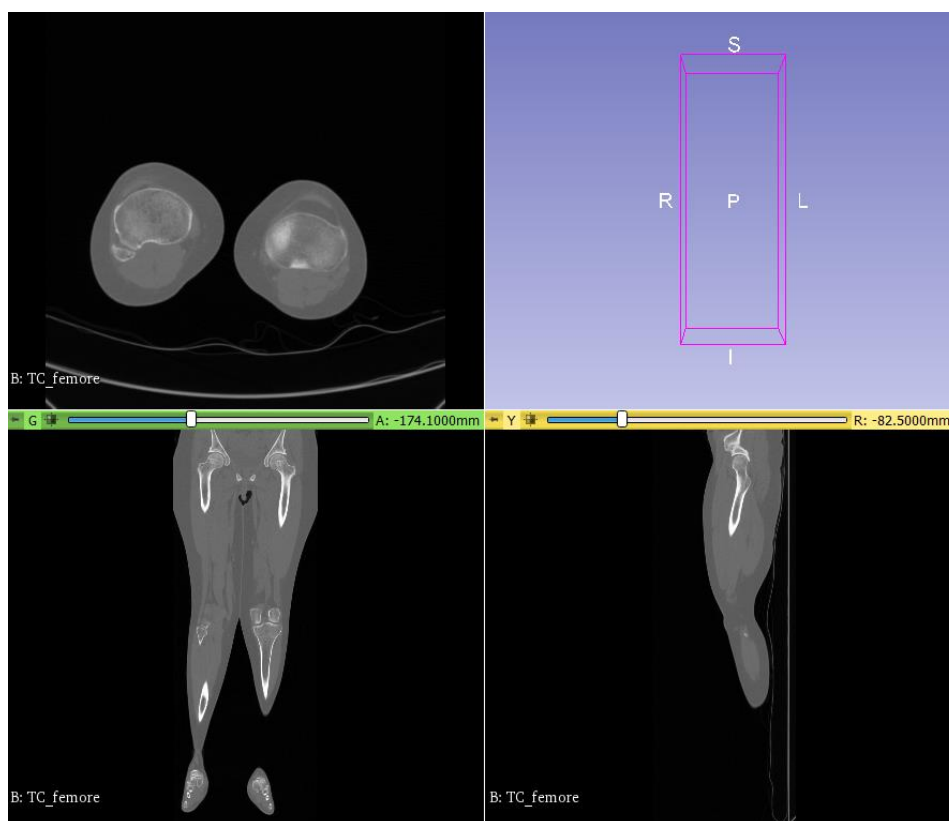


Figura 3.1 : Vista sui tre piani dell'immagini tac

Il processo di segmentazione si articola in passaggi iterativi nei quali gli utenti impiegano tecniche manuali o algoritmi automatici per definire le regioni di interesse. Tra gli strumenti presenti in libreria risulta di notevole importanza la funzione di “threshold”. Quest'ultima permette attraverso una

valutazione automatica della scala di grigi di andare a selezionare in modo grossolano il compartimento di interesse eliminando, come nel nostro caso, tutta la componente di tessuti molli non di interesse nella nostra modellazione. Una volta effettuata una prima selezione delle componenti anatomiche è possibile visualizzare frame per frame la segmentazione e pulire tramite funzioni manuali come “paint”, “draw” e “erase” le zone in eccesso o riempiendo altre slice che non sono state acquisite in modalità automatica. Nell’analisi in questione sono state effettuate due segmentazioni differenti dello stesso paziente; questo ha permesso di ottenere un modello 3D della sola zona trabecolare femorale e del femore completo (figura 3.2, figura 3.3). La duplice segmentazione risulta di notevole importanza per gli step successivi dell’analisi al fine di poter conferire le corrette proprietà elasto-plastiche alle differenti componenti ossee.

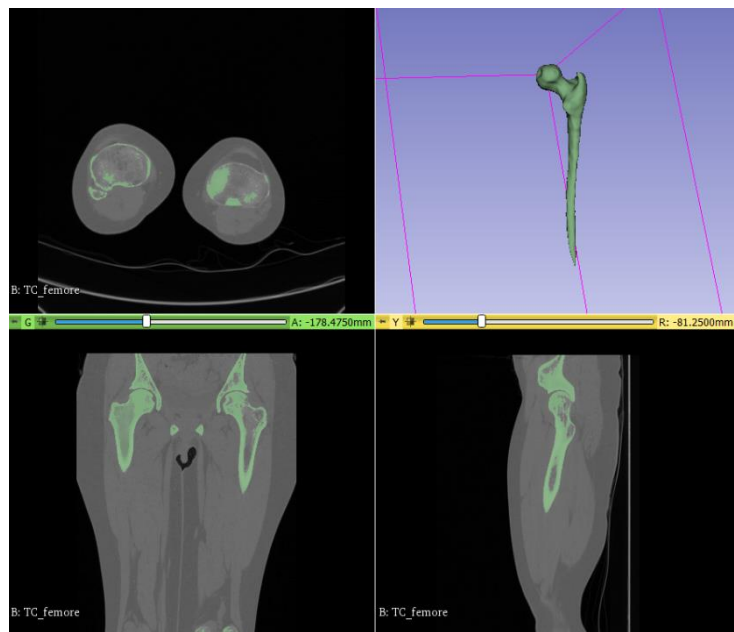


Figura 3.2 : Segmentazione della zona trabecolare femorale



Figura 3.3 : Segmentazione del femore completo

Le potenzialità di 3D Slicer spaziano in diverse applicazioni, dalla chirurgia guidata dalle immagini alla ricerca scientifica. L'approccio open-source del software, unito alla partecipazione di una comunità di sviluppatori, favorisce l'evoluzione continua e l'aggiunta di nuove funzionalità. In conclusione, 3D Slicer si configura come uno strumento fondamentale nell'ambito dell'ingegneria e delle scienze biomediche, contribuendo in modo significativo alle pratiche di analisi di immagini 3D con un'enfasi particolare sulla segmentazione di strutture anatomiche.

3.2 IMPORTAZIONE E COSTRUZIONE DELLE PARTI

Il primo step nella modellazione per l'analisi numerica in abaqus è stato la costruzione della geometria protesica femorale. Partendo dai lucidi utilizzati nell'analisi preoperatoria è stato possibile valutare la tipologia di Door (conformazione del canale midollare) e la taglia protesica corretta tra le 12 tipologie disponibili. La classificazione in door valuta la qualità della zona prossimale femorale in accordo con i dati radiografici [21]. Il tipo A indica corticali spesse e distinte visibilmente nelle radiografie AP e laterali, che creano uno stretto canale diafisario e una "forma ad imbuto" del femore prossimale. La radiografia laterale mostra una corticale posteriore curva e spessa. Questo tipo è la più frequente nei pazienti giovani, più pesanti e di sesso maschile [21]. I femori Dorr di tipo A ("flute da champagne") tipicamente ospitano uno stelo rivestito piatto, affusolato e prossimalmente poroso (ovvero un "cuneo singolo" o "lama"), sebbene la lunghezza dello stelo e la geometria specifica dell'impianto debbano essere considerate in sede preoperatoria. In alcuni femori Dorr di tipo A, il diametro meta-diafisario può essere eccessivamente stretto, causando l'incastro dell'impianto distalmente prima di massimizzare il suo adattamento nella metafisi. Ciò può comportare un certo grado di stabilità assiale, ma spesso si traduce in un impianto femorale sottodimensionato che non riesce a raggiungere la stabilità rotazionale all'interno della metafisi [21]. Sebbene i pazienti con osso femorale Dorr di tipo A abbiano spesso densità corticali spesse, l'eccessivo impatto delle brocche coniche può provocare fratture nella regione metadiafisaria. Il tipo B indica la perdita ossea dalle corticale mediale e posteriore con conseguente canale diafisario più ampio, che è risultato essere più diffuso negli uomini che nelle donne. I femori di tipo B su una radiografia laterale presentano erosione della pinna posteriore con appiattimento della corteccia e "morsi di ratto" prossimali dovuti all'attività attiva degli osteoclasti. I femori Dorr di tipo B in genere si adattano alla maggior parte dei modelli di steli, sia cementati che non cementati. Tuttavia, gli steli piatti e affusolati dipendono in gran parte dalla qualità dell'osso corticale prossimale e dall'anatomia tridimensionale e, anche se si ottiene la stabilità assiale e l'ampiezza corticale mediolaterale è riempita, la stabilità rotazionale può essere inadeguata se la qualità dell'osso spongioso è scarsa o diventa carente a causa di una brocciatura imprecisa. Per questo motivo è possibile prendere in considerazione uno stelo con innesto metadiafisario o completamente diafisario (o stelo cementato) [21]. Il tipo C invece indica una perdita sostanziale delle corticale mediale e posteriore con diminuzione della definizione ossea delle corticali. I femori prossimali di tipo C sono stati descritti come aventi un aspetto a "tubo da stufa". Avendo un diametro del canale ampio vengono riscontrati più spesso nei pazienti più magri, anziani e di sesso femminile. I femori Dorr di tipo C hanno una geometria che spesso favorisce l'uso di uno stelo cementato sebbene l'uso di steli metadiafisari e diafisari piatti e rastremati sia stato descritto con successo clinico nei femori Dorr di tipo C in diversi studi [21]. La rappresentazione delle classificazioni midollari viene rappresentata nella figura 3.4.

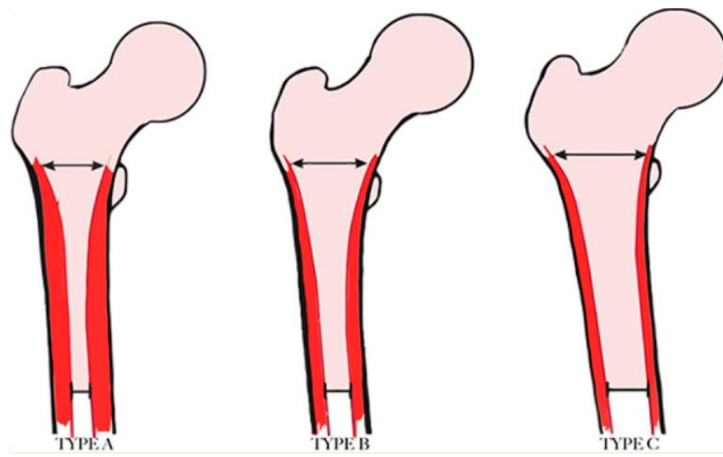


Figura 3.4 : Rappresentazione della tipologia di Door femorali, A B C

Lo stelo femorale scelto per il caso in esame presenta un design con una presa meta-diafisaria e un angolo cervico-diafisario di 135° ottimale per rispecchiare la conformità ossea nativa (figura 3.5). Il design protesico risulta essere più “tozzo” rispetto alle altre tipologie di stelo a presa prettamente diafisaria, questo consente una maggiore stabilità all’interno del canale midollare. Come già detto in precedenza l’analisi pre-operatoria è di fondamentale importanza, la scelta di un design protesico rispetto ad un altro comporta grosse modificazioni nella stabilità dell’impianto inoltre una scelta corretta rende l’atto chirurgico più agevole.

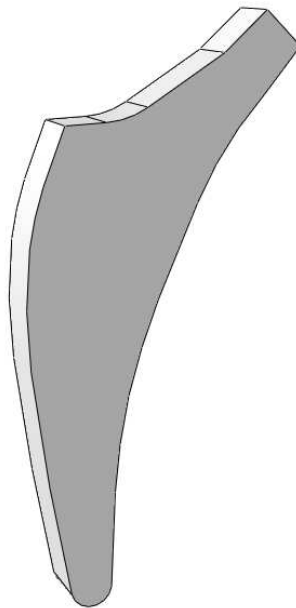


Figura 3.5 : Rappresentazione dello stelo

Nel modulo “parts” sono poi state importate le geometrie di femore trabecolare e del femore “pieno” precedentemente segmentate su 3D Slicer (figura 3.6).

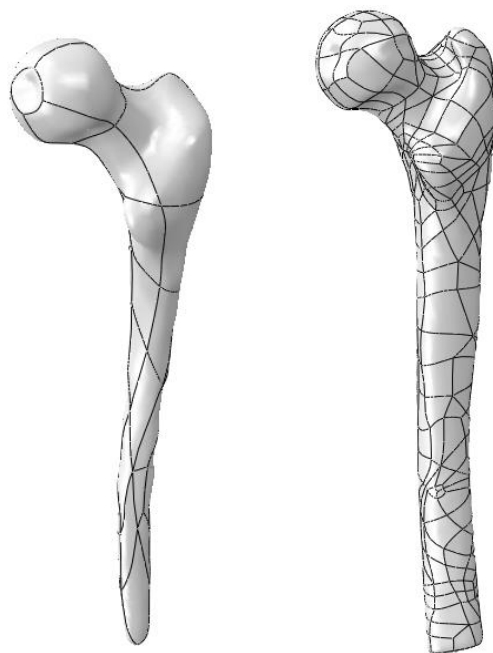


Figura 3.6 : Importazione delle segmentazioni femorali in Abaqus

3.3 DEFINIZIONE DEI MATERIALI

Come secondo step della mia analisi mi sono concentrato sulla definizione delle proprietà meccaniche delle varie parti. Nello specifico è stata necessaria una caratterizzazione meccanica del materiale titanio (componente principale degli steli femorali), dell'osso trabecolare e dell'osso corticale. Il titanio nel caso in esame è stato modellizzato con un comportamento puramente elastico. Partendo da questa considerazione gli è stato assegnato un modulo di Young pari a 110000 MPa e un modulo di poisson di 0.3.

La caratterizzazione delle strutture ossee risulta invece più complessa ed è stata appositamente valutata in modo differente in quanto osso spongioso e corticale, a causa di una differenza significativa di porosità, presentano parametri diversi. L'osso corticale presenta infatti una porosità variabile tra il 5-15 % mentre l'osso trabecolare si aggira tra il 40-95 %. Entrambe le tipologie ossee sono state caratterizzate da un comportamento elasto-plastico isotropo. Nello specifico per l'osso trabecolare è stato assegnato un modulo di Young pari a 1083 MPa mentre per l'osso corticale il modulo di Young è stato impostato a 11823 Mpa. Entrambi i moduli di Poisson sono stati settati a 0.35.

Al fine della caratterizzazione della comportamento plastico delle strutture ossee femorali mi sono avvalso dello strumento di calibrazione presente in Abaqus. Tale feature consente di andare a caratterizzare "manualmente" il comportamento di un materiale inserendo in una tabella valori di tensione-deformazione recuperati tramite prove di meccaniche eseguite in laboratorio. Da questi valori Abqus è in grado di delineare una curva tensione-deformazione nella quale sarà possibile individuare in modo puntuale il punto di snervamento della curva, necessario per la definizione del comportamento plastico. Nelle figure seguenti (figura 3.7, figura 3.8) è possibile andare a visualizzare la curva tensione-deformazione sopra citata.

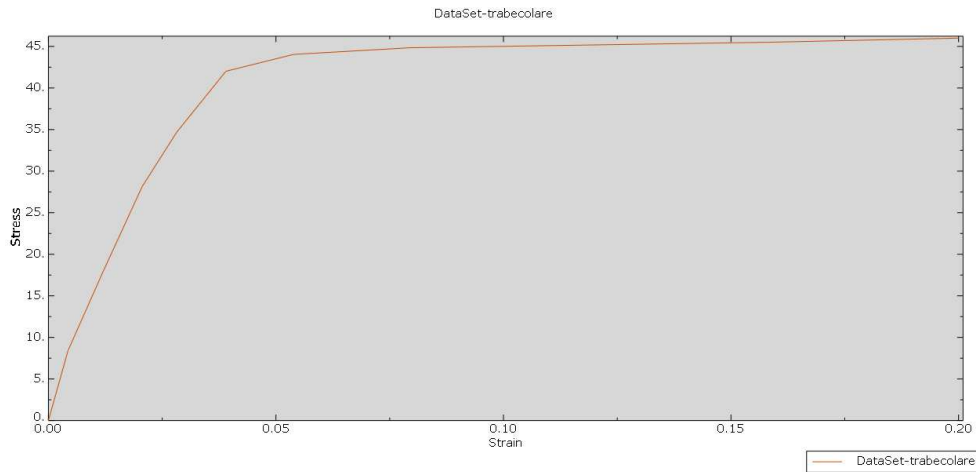


Figura 3.7 : Dataset della struttura dell' osso trabecolare

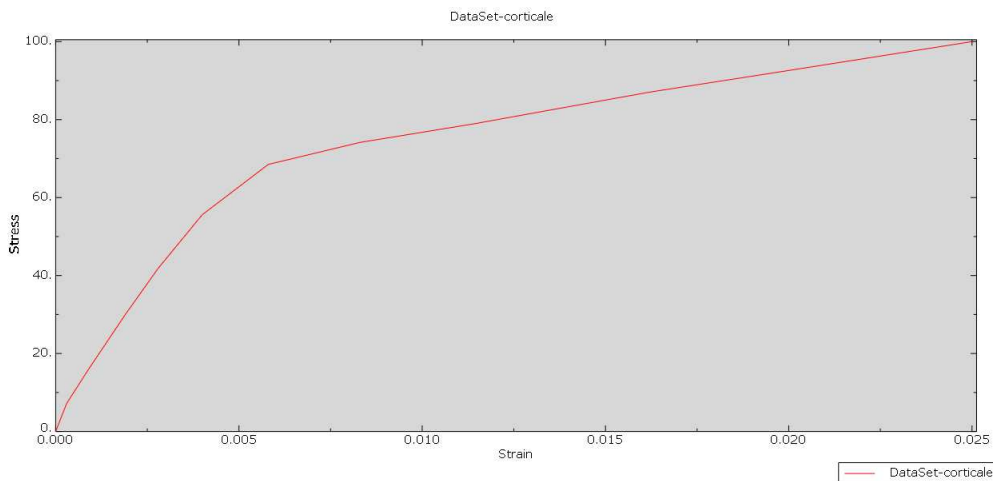


Figura 3.8 : Dataset della struttura dell'osso corticale

3.4 DEFINIZIONE DELLE CONDIZIONI AL CONTORNO

Per la definizione dei carichi articolari, è stata presa in considerazione la ricerca condotta da Bergmann ed Heller [22]. Bergmann ha condotto studi approfonditi sulla misurazione delle forze di reazione articolare in pazienti con protesi d'anca, analizzando varie attività quotidiane come camminare, salire e scendere le scale, e correre. L'analisi è stata condotta su 10 pazienti affetti da coxartrosi severa, ognuno di questi è stato precedentemente sottoposto ad un intervento di artroplastica d'anca con accesso laterale e al momento dello studio (10-13 mesi dopo) non dimostravano presentare dolore. Le attività di studio, precedentemente citate sono state valutate in ambienti controllati e con le medesime richieste per ogni paziente. In aggiunta a ciò sono state anche valutate attività di jogging leggero (7 km/h) e di pedalata a circa 90 watt. L'utilizzo di una bicicletta come metro di studio è stato introdotto in quanto, questa tipologia di attività risulta particolarmente in uso ai fini riabilitativi e risulta di comune utilizzo in pazienti anziani per potersi muovere più agilmente [22]. L'analisi dettagliata dei parametri richiesti durante i test è riportata nella seguente tabella (figura 3.9).

Activities.	
Activity	Measurement Conditions
Cycling	Power = 90 Watts, Speed = 40 rpm, adapted saddle height
Sit Down / Stand Up	Without use of arm rest. Seat height = 45 cm
Knee Bend (Squat)	Max. knee flexion angles = 51° to 95°, average = 73°
Walking	Level walking, speed = 1.0–1.3 m/s; average = 1.1 m/s
Stance	Shifting weight from both to one leg and back
Stairs Up / Stairs Down	Without use of hand rail. Step height = 19.8 cm, width = 26.3 cm
Jogging	7 km/h on treadmill.

Figura 3.9 : Tabella delle richieste durante i test

Al fine di valutare correttamente le forze in gioco ogni soggetto dell'analisi è stato sottoposto all'impianto della stessa tipologia protesica opportunamente modificata. L'impianto in questione era caratterizzato da uno stelo in titanio clinicamente testato, da una testina da 32mm, un inserto acetabolare in polietilene e una coppa acetabolare opportunamente modificata per consentire la misurazione delle forze e dei momenti agenti sulla testina. L'elettronica presente in questo impianto era caratterizzata da 6 estensimetri e da un amplificatore a 9 canali con trasmissione dati telematica; tutto ciò era alimentato in modo induttivo attraverso una bobina posizionata attorno all'articolazione dell'anca. Questo sistema ha fornito un monitoraggio in tempo reale delle forze e dei momenti tridimensionali (figura 3.10) con un accuratezza dell'ordine del 1-2% [22].

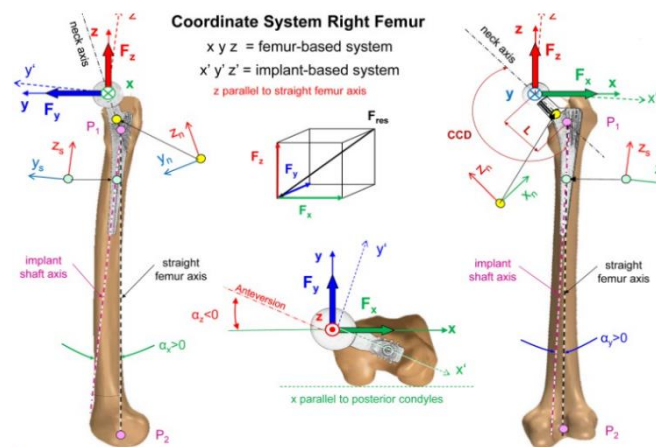
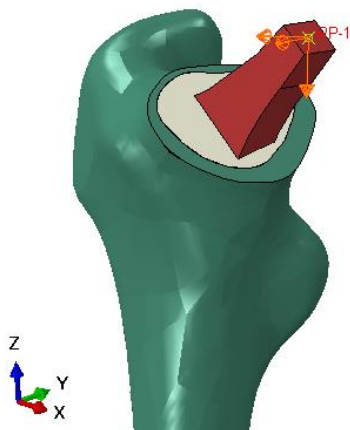


Figura 3.10 : Sistema di coordinate utilizzato nell'analisi

Al termine di questo studio è stato possibile correlare le forze agenti in percentuale del peso corporeo del paziente. Partendo da questo presupposto, non avendo indicazioni in merito al soggetto nella nostra modellazione è stato stimato un peso di 80kg. Per l'applicazione del carico è stato creato un Reference Point che nel caso della prima tipologia di analisi andasse a coprire l'intera testa femorale simulando quindi l'appoggio anatomico tra testa-acetabolo mentre per la seconda e terza analisi il Reference Point è stato creato sul colletto dello stelo (figura 3.11). Al femore è inoltre stata imposta una Boundary Condition di tipo "incastro" nella sezione distale che bloccasse i possibili movimenti indotti dai carichi.



<i>Force</i>	x	y	z	Acts at Point
hip contact	-54.0	-32.8	-229.2	P0
intersegmental resultant*	-8.1	-12.8	-78.2	P0
abductor (1)	58.0	4.3	86.5	} P1
tensor fasciae latae, proximal part (3a)	7.2	11.6	13.2	
tensor fasciae latae, distal part (3b)	-0.5	-0.7	-19.0	
vastus lateralis (4)	-0.9	18.5	-92.9	P2

Figura 3.11 : Tabella dei carichi in percentuale al peso e applicazione degli stessi sullo stelo

3.5 DEFINIZIONE DELLE INTERAZIONI TRA LE PARTI

Al fine di ottenere una modellazione in grado di simulare la realtà anatomica risulta indispensabile andare a imporre delle condizioni che regolino il comportamento di una parte con le restanti. Per tutte e tre le simulazioni è quindi stata imposta una condizione di tipo “tie”, quindi una simulazione di incollaggio, tra la superficie esterna della componente trabecolare e il canale interno della componente corticale. Questo ha permesso durante la simulazione di non avere scorrimenti relativi dovuti ai carichi tra le due parti, cosa che ovviamente in natura non accade. Nella seconda analisi, in corrispondenza dell’interfaccia osso-impianto, è invece stato modellato il contatto nodo superficie nuovamente con una condizione di incollaggio tra la superficie di contatto protesica definita come superficie master e la superficie della cavità femorale come superficie slave. La scelta di imporre una condizione tie in questa analisi è stata giustificata ipotizzando una situazione di cementazione giunta al termine ovvero quando la polimerizzazione del cemento osseo è completata e lo stelo si trova immobilizzato all’interno del canale. Nella terza analisi infine è stato introdotto una interazione tra stelo-componente trabecolare e stelo-componente corticale che replicasse l’attrito che si genera tra le rispettive parti. Il coefficiente di attrito adottato in tale simulazione è stato scelto basandosi sul lavoro svolto da Shizradi e il suo team i quali hanno studiato il tipo di interazione esistente tra osso trabecolare e una superficie metallica porosa tipicamente usata nelle protesi non cementate [23]. Per tale studio sono state fornite da alcune aziende biomedicali tre diverse tipologie di piastre. Due di queste erano costituite da titanio poroso con differente porosità (40-70% 35-45%) mentre la terza, usata a scopo comparativo era composta di acciaio inossidabile liscio. La componente ossea invece era costituita da cubetti (20x15x10 mm) di osso tibiale, proveniente da una banca di tessuti e recuperato da pazienti con età superiore ai 65 anni. Per questo studio è stata appositamente sviluppato e realizzato un nuovo apparato sperimentale (figura 3.12). La piastra metallica è stata fissata rigidamente al supporto il quale si trovava collegato al tavolo mentre il cubo osseo era fissato ad un telaio mobile attraverso il quale venivano applicati i carichi tangenziali e normali. Per tutte e tre le prove con i diversi materiali le forze tangenziali sono state monitorate da una cella di carico mentre il carico normale variava grazie all’aggiunta di opportuni pesi sulla parte superiore del sistema.

Diversi esperimenti sono stati condotti per analizzare l’influenza di specifiche variabili sulle proprietà di attrito dell’interfaccia. Le variabili considerate in questo studio includono la posizione dell’escissione dell’osso nella tibia rifinita in cinque diverse posizioni (mediale, laterale, posteriore, anteriore, centrale), il tipo di superficie metallica, che può essere rivestita liscia, la magnitudine della

pressione normale di contatto all'interfaccia con valori di 0,10, 0,15 o 0,25 MPa, la disposizione di cubi ossei su piastre metalliche o viceversa, l'applicazione del carico come carico ripetitivo (fatica) o come carico a singolo ciclo, e la durata della conservazione dei cubi ossei nella soluzione salina. In aggiunta, sono stati condotti test di attrito dell'interfaccia metallo/metallo utilizzando campioni a superficie liscia.

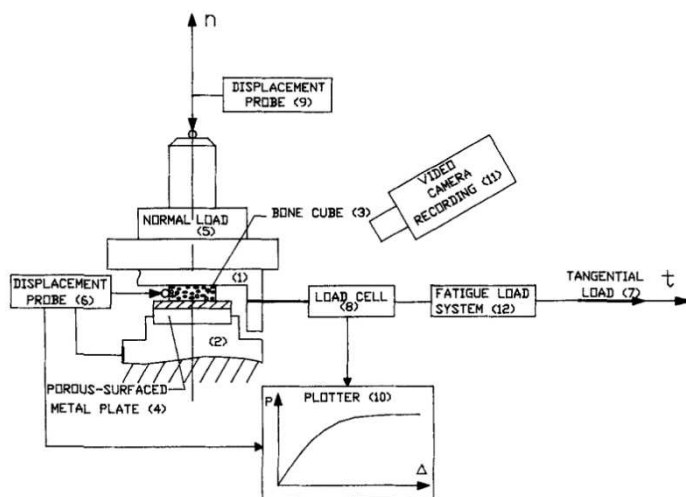


Figura 3.12 : Rappresentazione schematica dell'apparato sperimentale utilizzato

Dai risultati ottenuti è stato possibile affermare che metalli con superficie porosa generano condizioni di attrito con curve molto differenti rispetto ad una superficie liscia. Questi risultati sono stati ottenuti in maniera indipendente dalla morfologia ossea utilizzata o dalla ciclicità dei carichi applicati. La visione della tabella dei coefficienti ottenuta al termine di questo studio (figura 3.13) mi ha portato infine alla scelta di un coefficiente di attrito pari a 0.45.

Bone Cube Site	Porous-surfaced Metal Plates ^a		Smooth-surfaced Metal Plate
	Fiber Mesh (Z)	Bead (Z)	
Lateral	0.97 (0.48) ^b	0.85 (0.62)	1.10 (0.45)
Medial	0.65 (0.27)	0.68 (0.38)	1.00 (0.25)
Anterior	0.28 (0.15)	0.37 (0.27)	0.60 (0.25)
Central	0.37 (0.17)	0.28 (0.20)	0.55 (0.20)
Posterior	0.33 (0.20)	0.27 (0.18)	0.70 (0.35)

^a(Z) Zimmer.

^bMean (SD).

Figura 3.13 : Variazione del coefficiente di attrito tra superfici porose e lisce in seguito all'applicazione di un carico normale di 0.25 MPa

Rimane infine da definire l'effetto "press fit" modellato per la terza analisi. In questo caso, sapendo che lo stelo definitivo rispetto la broccia induce un press fit di circa 0.5 mm si è optato di simularlo attraverso una espansione termica dello stelo che inducesse un ΔL in linea con la realtà clinica. Si è quindi optato per l'utilizzo di due diversi delta di temperatura pari rispettivamente a 0.01 e 0.02.

3.6 VISUALIZZAZIONE ASSEMBLY DEI CASI IN ESAME

Come già detto in precedenza l'analisi in questione punta a valutare la distribuzione delle tensioni e deformazioni in tre diverse tipologie di casi. Nei successivi sottoparagrafi è possibile visualizzare la costruzione nel modulo assembly di Abaqus delle varie casistiche e le regioni di applicazioni di alcune interaction di cui abbiamo trattato nel precedente paragrafo.

3.6.1 ANALISI 1 : CARICHI NELLA SOLA COMPONENTE FEMORALE

Nella costruzione del modello femorale, come è visibile nell'immagine 3.14 a sinistra, è stata appositamente "lisciata" la superficie esterna corticale per limitare il numero di nodi e non appesantire l'analisi. La testa femorale, luogo di applicazione del carico è invece stata mantenuta segmentata in diverse facce per avere una densità di nodi maggiore. Nella medesima immagine a destra è possibile osservare in sezione la separazione tra le due tipologie di materiale (osso corticale in verde, osso trabecolare in beige).

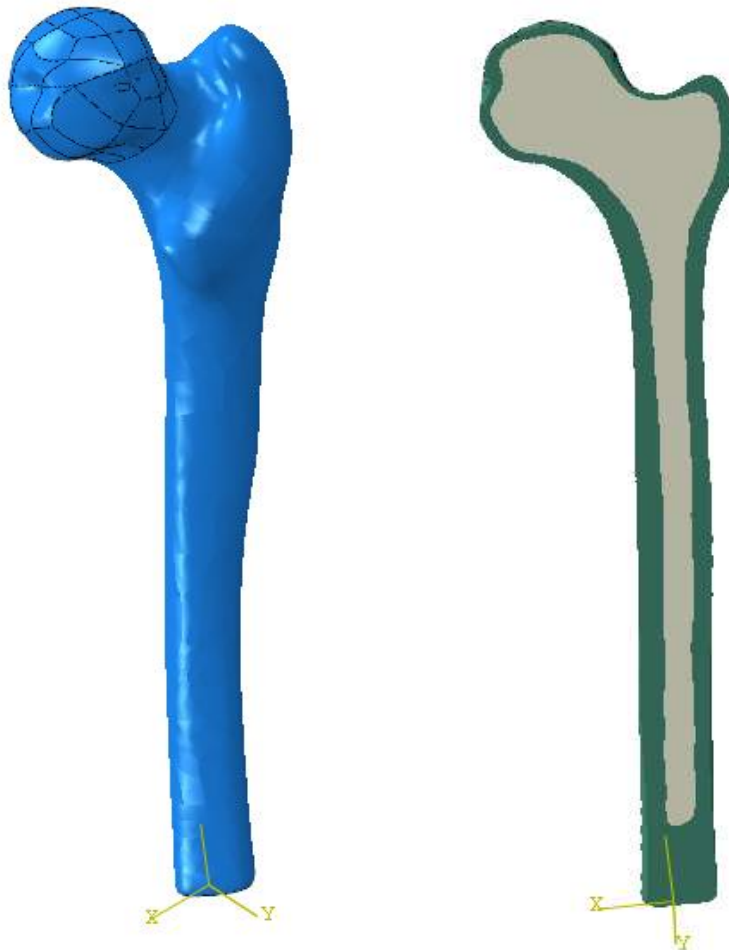


Figura 3.14 : A sinistra la rappresentazione Assembly del modello femorale, A destra la rappresentazione in sezione del femore.

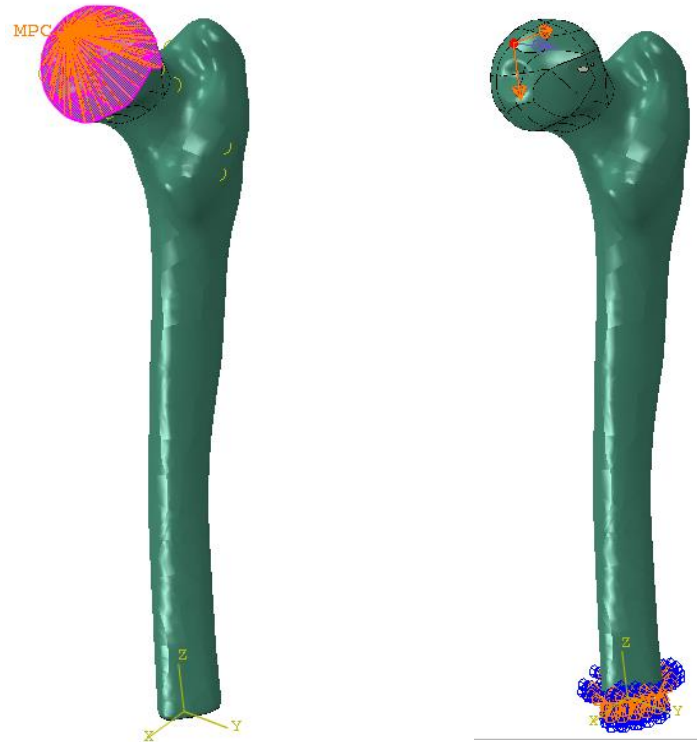


Figura 3.15 : A destra rappresentazione della distribuzione del MPC sulla testa, A sinistra rappresentazione del carico e dell'incastro alla base

3.6.2 ANALISI 2 : CARICI NELLA COMPONENTE FEMORALE CON STELO “CEMENTATO”

Per questa tipologia di analisi sono partito modificando la struttura femorale utilizzata anche nella prima analisi. Le modifiche apportate a quest'ultima sono state due :

- Intervento di osteotomia, effettuato circa 1 cm sopra il piccolo trocantere ed a 45° come da standard nelle procedure chirurgiche.
- Operazione di sottrazione booleana tra lo stelo e le due componenti ossee al fine di creare la cavità per “l'impianto dello stelo”.

In figura 3.16 vengono rappresentate rispettivamente da sinistra verso destra :

- Femore dopo l'osteotomia e la brocciatura del canale midollare
- Femore protesizzato con l'impianto dello stelo
- Vista in sezione del femore protesizzato con separazione delle diverse tipologie di materiali. Verde corticale femorale, Beige trabecolare femorale, Rosso stelo in titanio



Figura 3.16 : Osteotomia e impianto dello stelo femorale

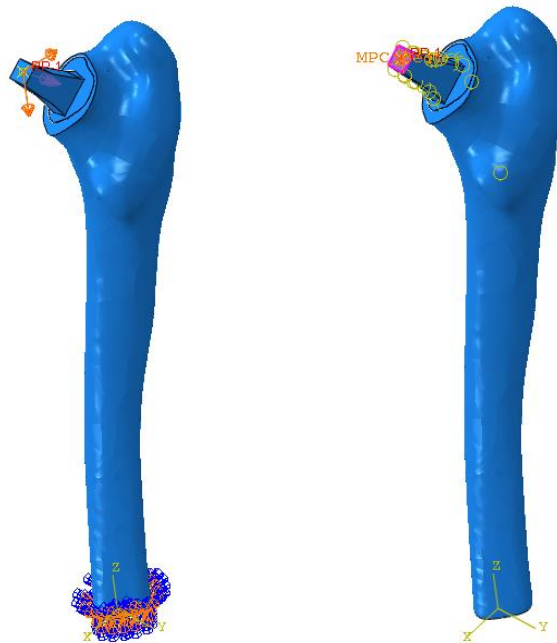


Figura 3.17 : A sinistra costruzione del MPC sul colletto dello stelo per l'applicazione dei carichi, A destra direzione dei carichi e dell'incastro ditale femorale

3.6.3 ANALISI 3 : CARICHI NELLA COMPONENTE FEMORALE CON STELO “PRESS FIT”

Per questa tipologia di analisi sono partito modificando la struttura femorale utilizzata anche nella prima analisi. Le modifiche apportate a quest’ultima sono state due :

- Intervento di osteotomia, effettuato circa 1 cm sopra il piccolo trocantere ed a 45° come da standard nelle procedure chirurgiche.
- Operazione di sottrazione booleana tra lo stelo e le due componenti ossee al fine di creare la cavità per “l’impianto dello stelo”.

Rispetto l’analisi condotta nella seconda prova di carico sono oltretutto state eliminate le condizioni “tie” tra stelo-componente corticale e stelo-componente trabecolare. Come già esplicito nei paragrafi precedenti queste ultime sono state sostituite introducendo una componente d’attrito pari a 0.4 tra la componente protesica e le due componenti ossee. Alla componente protesica è inoltre stato introdotto un coefficiente di espansione termica al fine di simulare l’effetto press fit, il quale verrà applicato come primo step precedendo l’apporto dei carichi.

In figura 3.18 vengono rappresentate rispettivamente da sinistra verso destra :

- Femore dopo l’osteotomia e la brocciatura del canale midollare
- Femore protesizzato con l’impianto dello stelo
- Vista in sezione del femore protesizzato con separazione delle diverse tipologie di materiali. Verde corticale femorale, Beige trabecolare femorale, Rosso stelo in titanio



Figura 3.18 : Osteotomia e impianto dello stelo femorale

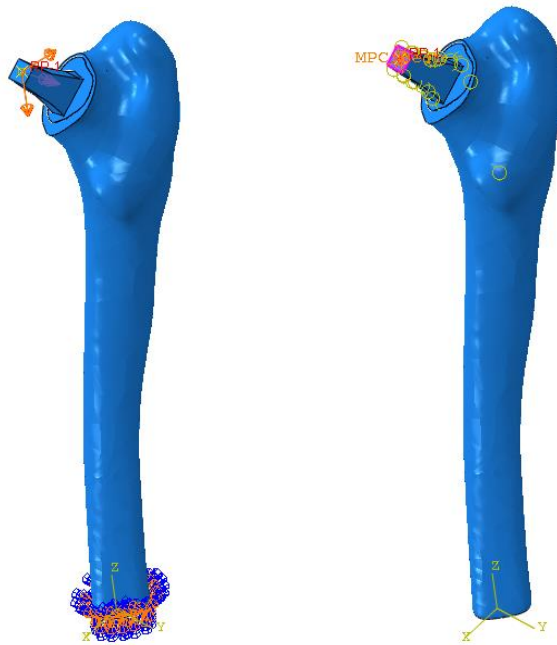


Figura 3.19 : A sinistra costruzione del MPC sul colletto dello stelo per l'applicazione dei carichi, A destra direzione dei carichi e dell'incastro ditale femorale

Capitolo 4

Visualizzazione dei contour

4.1 CONTOUR ANALISI SOLO COMPONENTE FEMORALE

Per questa tipologia di analisi sono state condotte due diverse tipologie di prove:

- una con i carichi proporzionati secondo il paper riportato nel paragrafo 3.4 e relativi al peso supposto per il paziente (80 kg). Chiameremo questa casistica set0.
- un'altra con i carichi proporzionati secondo il paper del paragrafo 3.4 e relativi ad un peso del paziente doppio. Questa casistica verrà denominata set1.

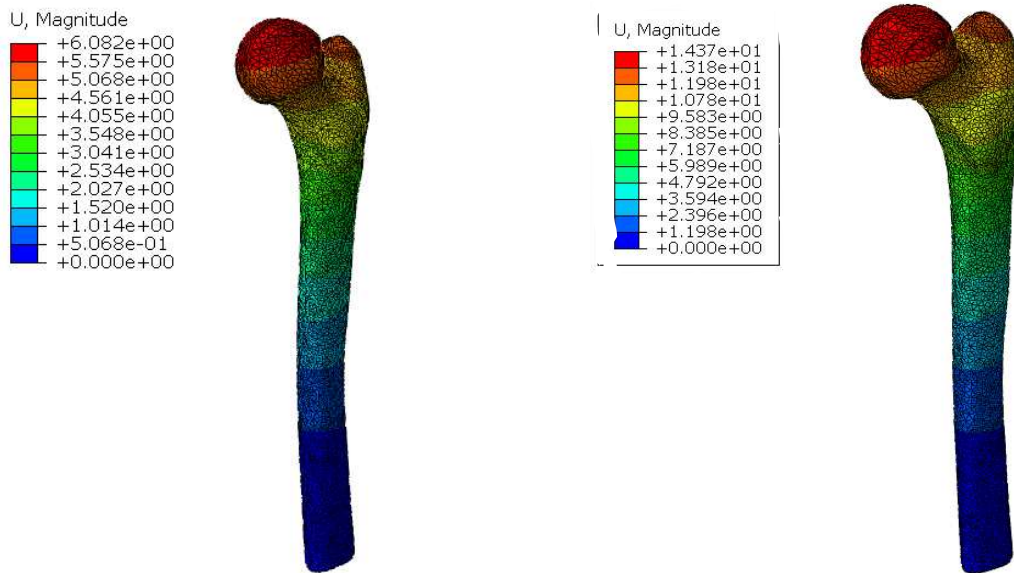
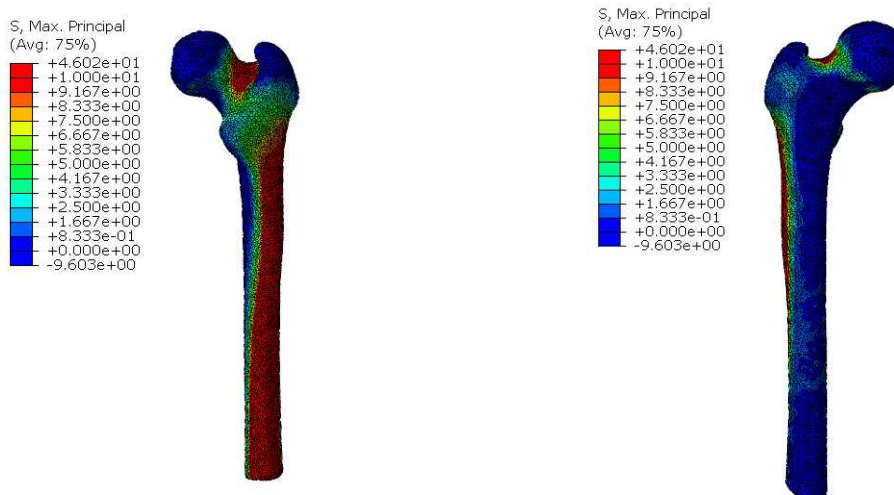


Figura 4.1 : visualizzazione degli spostamenti nodali per il set0 a sinistra, set1 a destra

Dai contour riportati in figura 4.1 è possibile evidenziare come le tensioni si sviluppino in maniera analoga con una differenza di intensità tra set0 e set1.



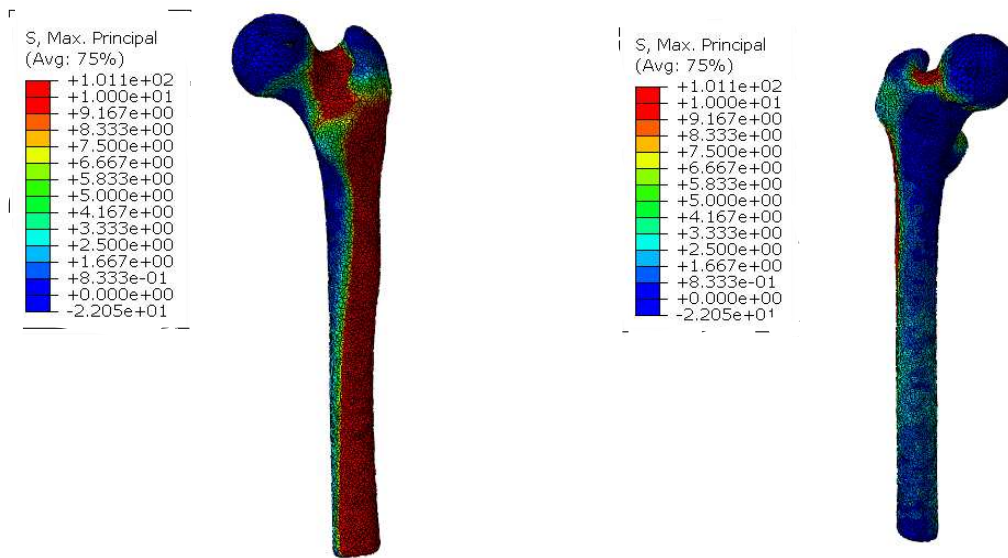


Figura 4.2 : visualizzazione delle Smax. Sopra per il set0, sotto per il set1

Dalla rappresentazione delle Smax in figura 4.2 è evidente come lungo la parte diafisaria le tensioni si dispongano in maniera simile tra il set0 e il set1, con un aumento dei valori di quest'ultime per il set1. La zona metafisaria nel set1 risulta molto più carica rispetto la medesima nel set0 con un evidente concentrazione nella zona della fossetta.

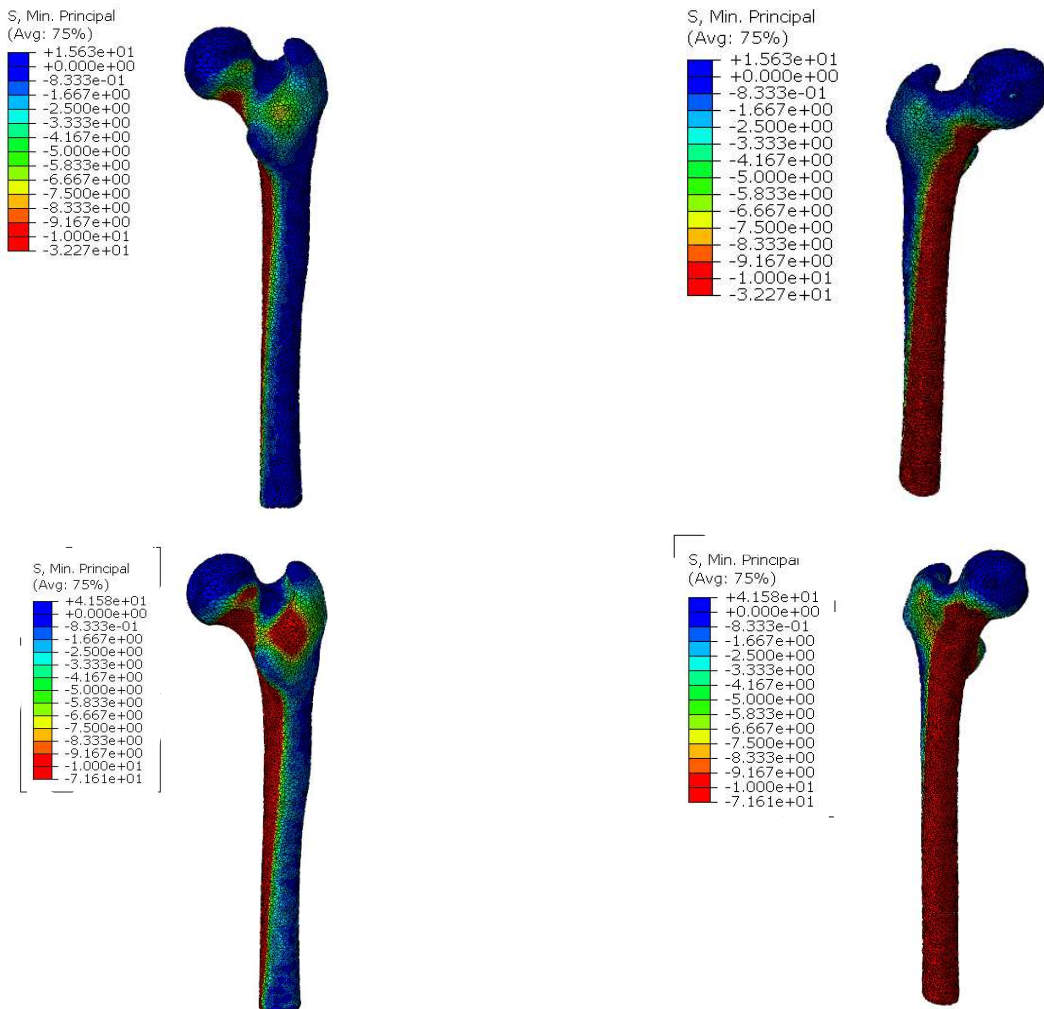


Figura 4.3 : visualizzazione delle Smin. Sopra per il set0, sotto per il set1

In figura 4.3 sono riportati i contour per le Smin. Come per le Smax, anche le Smin hanno una disposizione simile tra il caso set0 e il set1, con un congruente aumento di quest'ultime per il caso con i carichi raddoppiati. Per il set1 risulta presente una concentrazione di tensioni minime nella cresta intertrocanterica.

4.2 CONTOUR ANALISI COMPONENTE FEMORALE E STELO "CEMENTATO"

Per questa tipologia di analisi sono state condotte due diverse tipologie di prove:

- una con i carichi proporzionati secondo il paper riportato nel paragrafo 3.4 e relativi al peso supposto per il paziente (80 kg). Chiameremo questa casistica set0.
- un'altra con i carichi proporzionati secondo il paper del paragrafo 3.4 e relativi ad un peso del paziente doppio. Questa casistica verrà denominata set1.

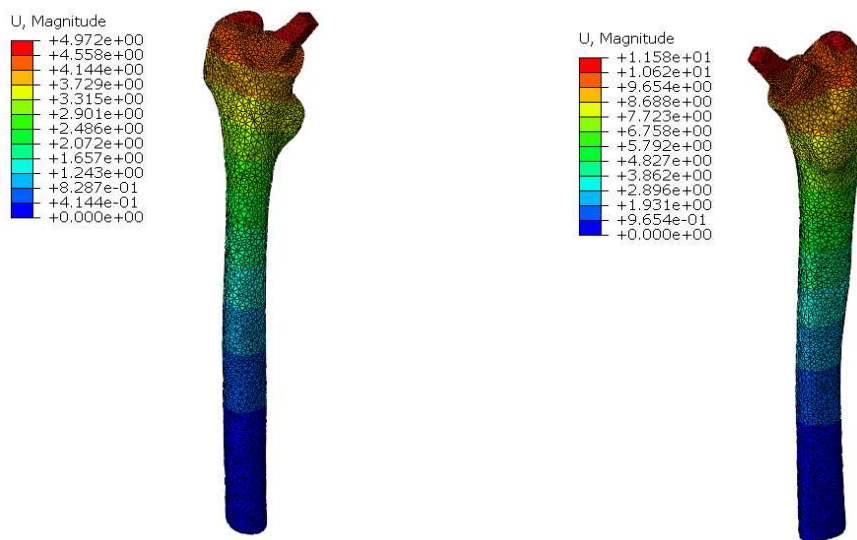
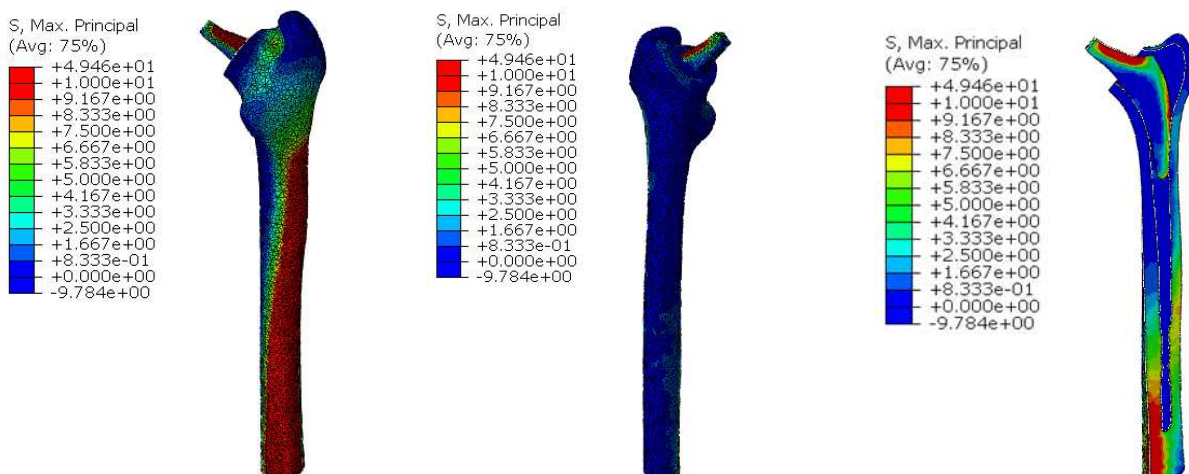


Figura 4.4 : visualizzazione degli spostamenti nodali per il set0 a sinistra, a destra per il set1

Osservando le immagini sopra riportate, figura 4.4, notiamo come gli spostamenti siano distribuiti ugualmente tra i due set, con un aumento di quest'ultimi nella casistica set1. Interessante notare come per entrambe le prove gli spostamenti siano inferiori rispetto l'analisi 1 valutata nelle medesime condizioni di carico. La presenza dello stelo induce quindi degli spostamenti nodali inferiori.



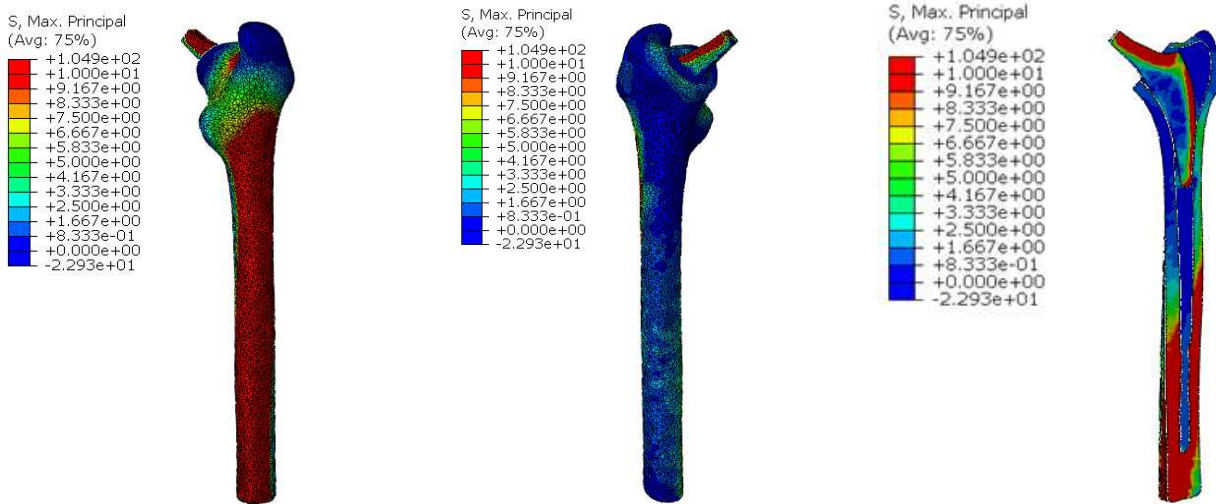


Figura 4.5 : visualizzazione delle Smax. Sopra per il set0, sotto per il set1

Dalle rappresentazioni in figura 4.5 risulta evidente come nel set1 le tensioni massime presenti sulla corticale posteriore siano più elevate e comprendano anche in piccola parte la zona più distale metafisaria. L'antiversione dello stelo associata ad un carico più elevato induce anche una piccola concentrazione di tensioni massime dell'ordine dei 100 N nella zona della fossetta trocanterica. Entrambe le viste in sezione, prese a metà del diametro diafisario, non evidenziano distribuzioni di tensioni sulla zona trabecolare; il carico viene quasi esclusivamente assorbito dalle corticale.

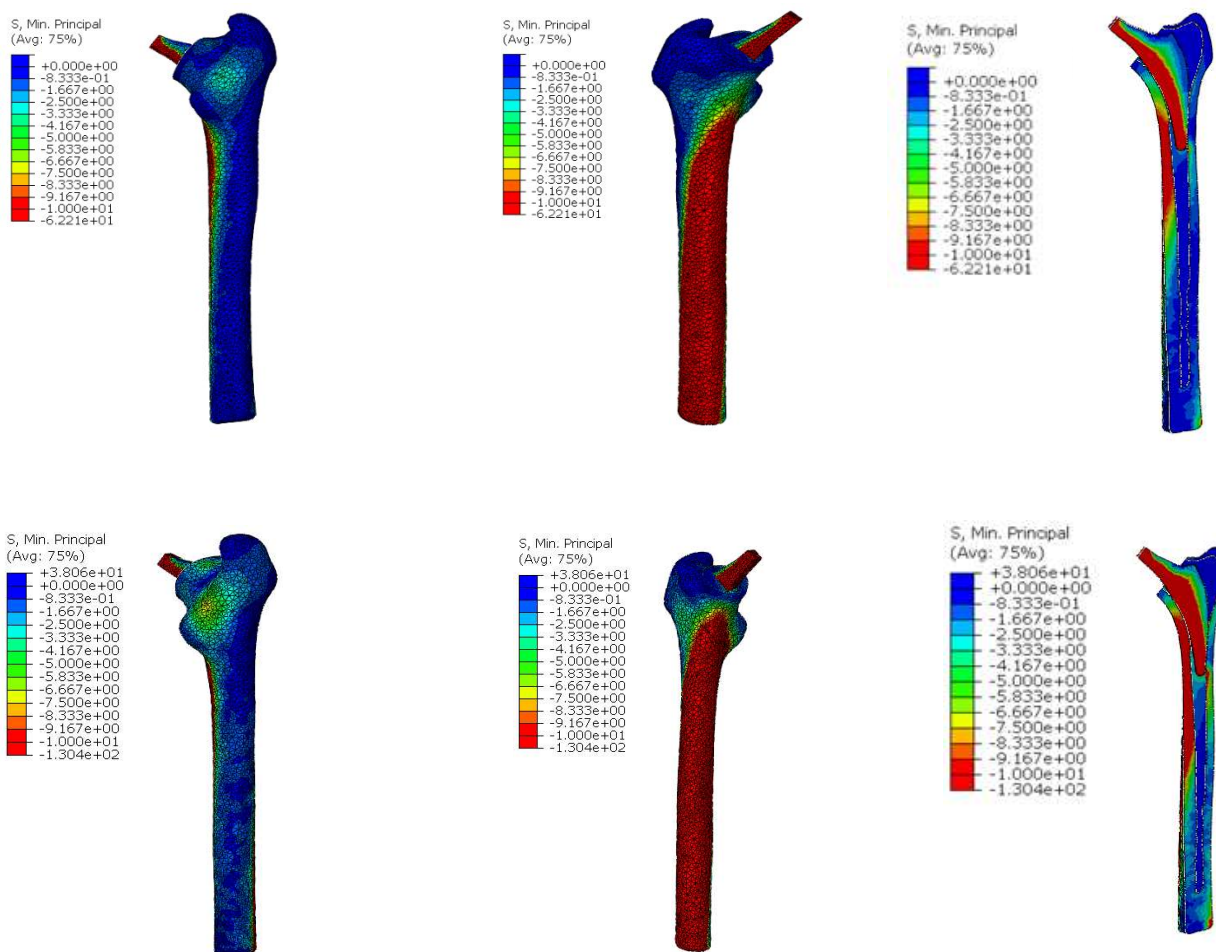


Figura 4.6 : visualizzazione delle Smin. Sopra per il set0, sotto per il set1

Dalle immagini sopra riportate e relative alla distribuzione delle Smin è evidente come il l'azione dei carichi si distribuisca in maniera analoga tra le due situazioni con un congruente aumento dei valori per il set1. Non sono evidenziabili particolari concentrazioni di tensioni differenti tra le due prove. Dalla vista in sezione, presa a circa metà del diametro femorale, è evidente come l'aumento dei carichi nel set1 induca una propagazione delle tensioni nella corticale più in profondità. Entrambe le sezioni illustrano uno scarico della zona trabecolare a favore della zona corticale; nel set1 sono presenti alcune sollecitazioni in più rispetto al set0.

4.3 CONTOUR ANALISI COMPONENTE FEMORALE E STELO "PRESS FIT" , DT = 0.01

Per questa tipologia di analisi sono state condotte due diverse tipologie di prove:

- una con i carichi proporzionati secondo il paper riportato nel paragrafo 3.4 e relativi al peso supposto per il paziente (80 kg). Chiameremo questa casistica set0.
- un'altra con i carichi proporzionati secondo il paper del paragrafo 3.4 e relativi ad un peso del paziente doppio. Questa casistica verrà denominata set1.

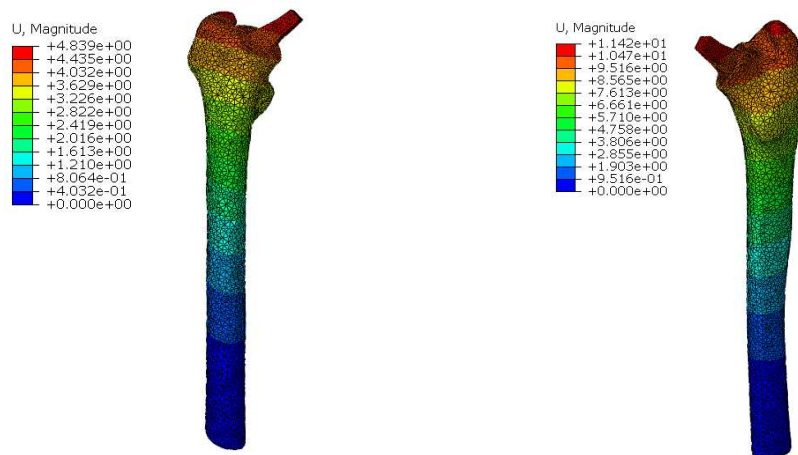
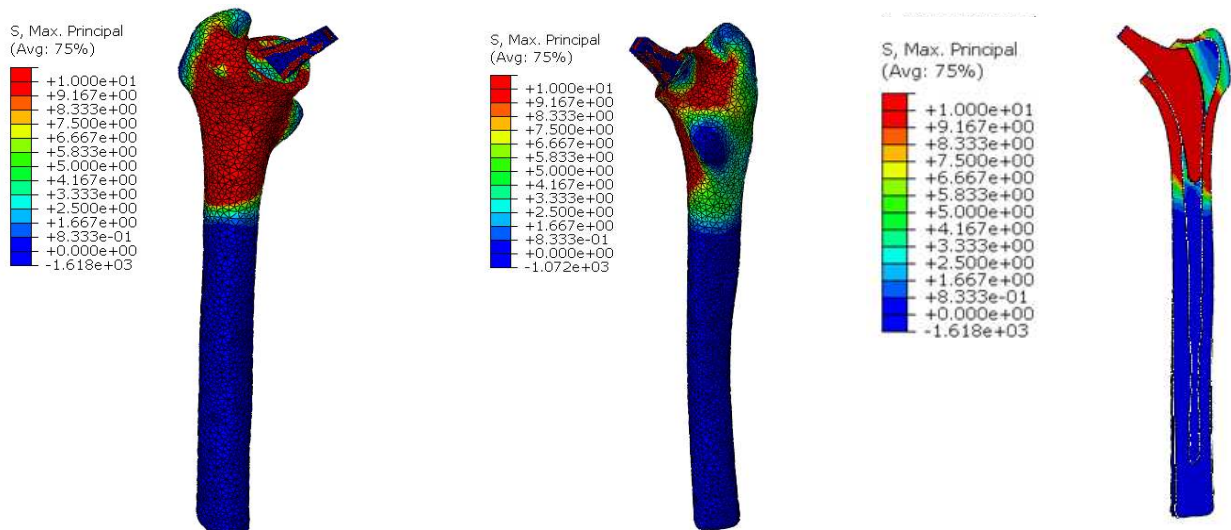


Figura 4.7 : visualizzazione degli spostamenti nodali per il set0 a sinistra, a destra per il set1

Osservando le immagini sopra riportate, figura 4.7, notiamo come gli spostamenti siano distribuiti ugualmente tra i due set, con un aumento di quest'ultimi nella casistica set1. Interessante notare come per entrambe le prove gli spostamenti siano inferiori rispetto l'analisi I valutata nelle medesime condizioni di carico. La presenza dello stelo induce quindi degli spostamenti nodali inferiori



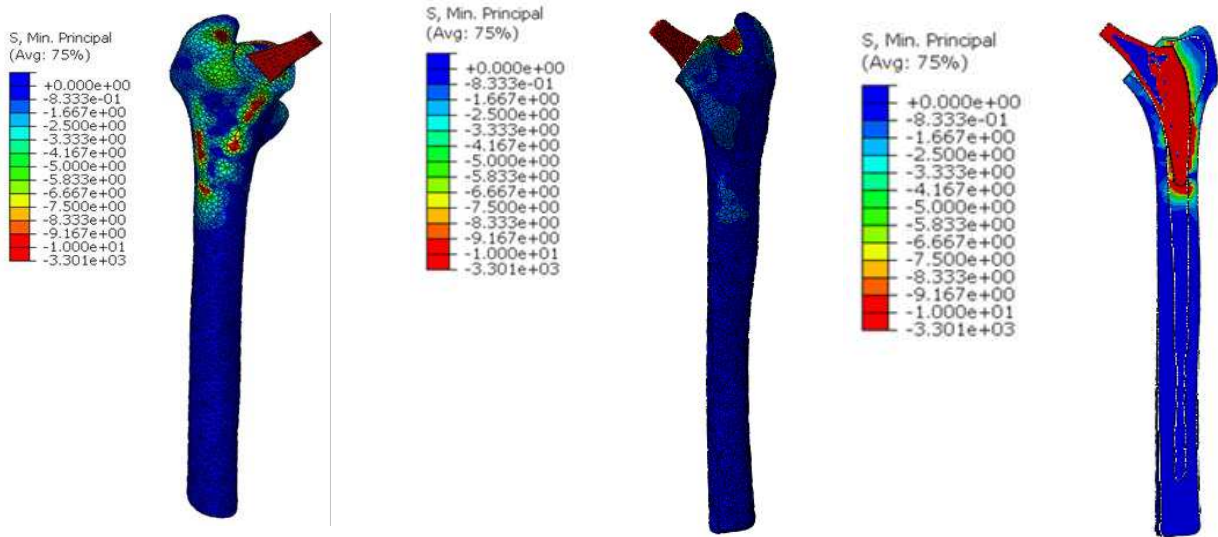


Figura 4.8 : visualizzazione delle Smax (sopra), Smin (sotto) per la sola fase di espansione

Dalle immagini sopra riportate e relative alla distribuzione delle Smax è evidente come l'azione delle tensioni massime nella fase della espansione/press fit siano distribuite solo nella zona metafisaria. Notiamo come quest'ultime "abbraccino" la zona superiore al collo escludendo gli apici dei trocanteri e la linea intertrocanterica. Per le Smin sono invece presenti piccole concentrazioni di tensioni nella zona laterale del collo, fenomeno causato dalla antiversione dello stelo.

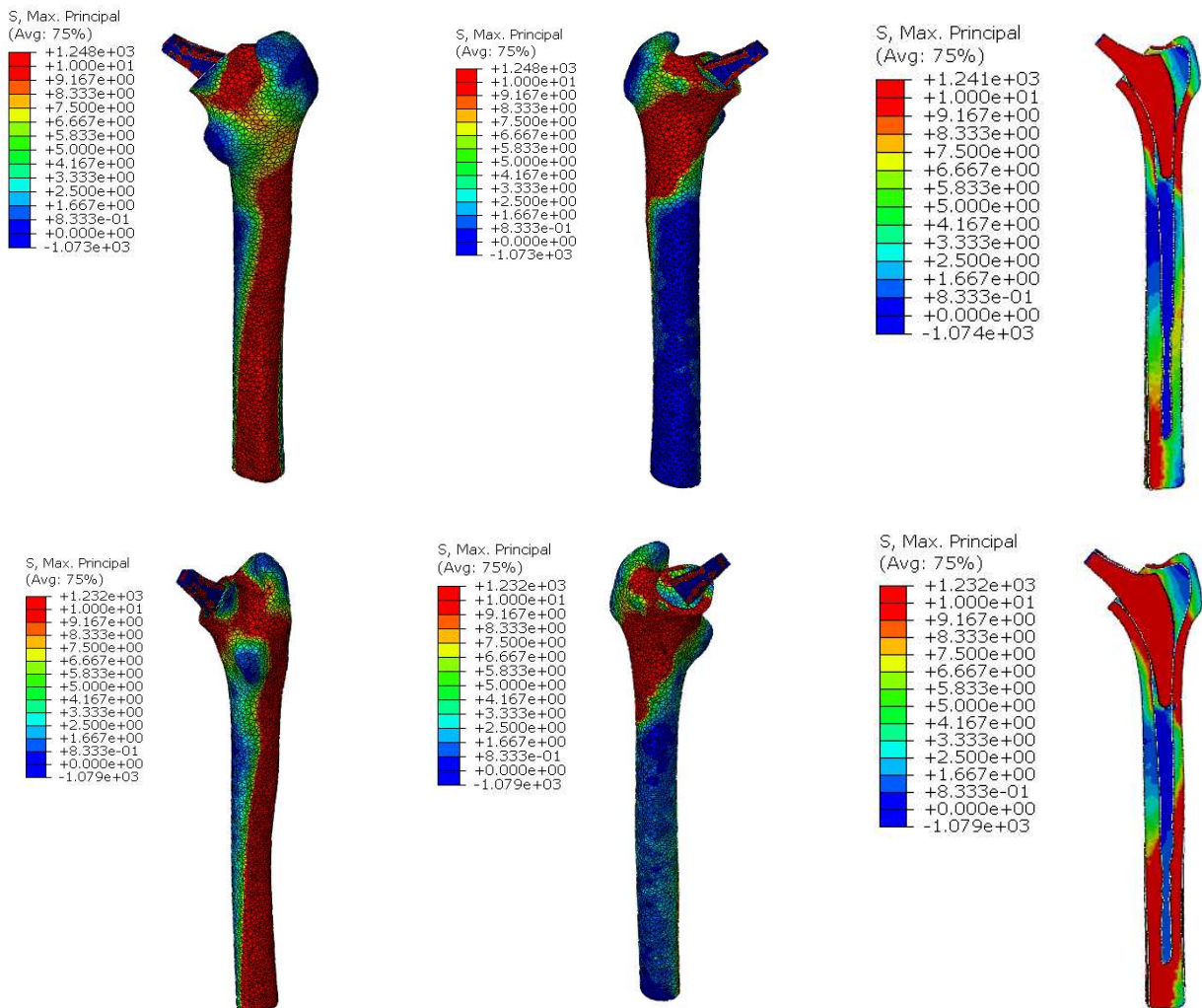


Figura 4.9 : visualizzazione delle Smax per la fase di espansione + carico. Sopra per il set0, sotto per il set1

Osservando le immagini sopra riportate, figura 4.9 relativa alle tensioni massime è possibile osservare come in entrambi i casi le tensioni tendano a disporsi nella medesima maniera abbracciando la zona metafisaria in toto per poi discendere lungo la corticale postero-laterale. Per il set1 risultano presenti tensioni maggiori nella cresta intertrocanterica mentre nel restante femore le tensioni sono quasi simili. In sezione le tensioni del set1 risultano presenti anche nella diafisi distale.

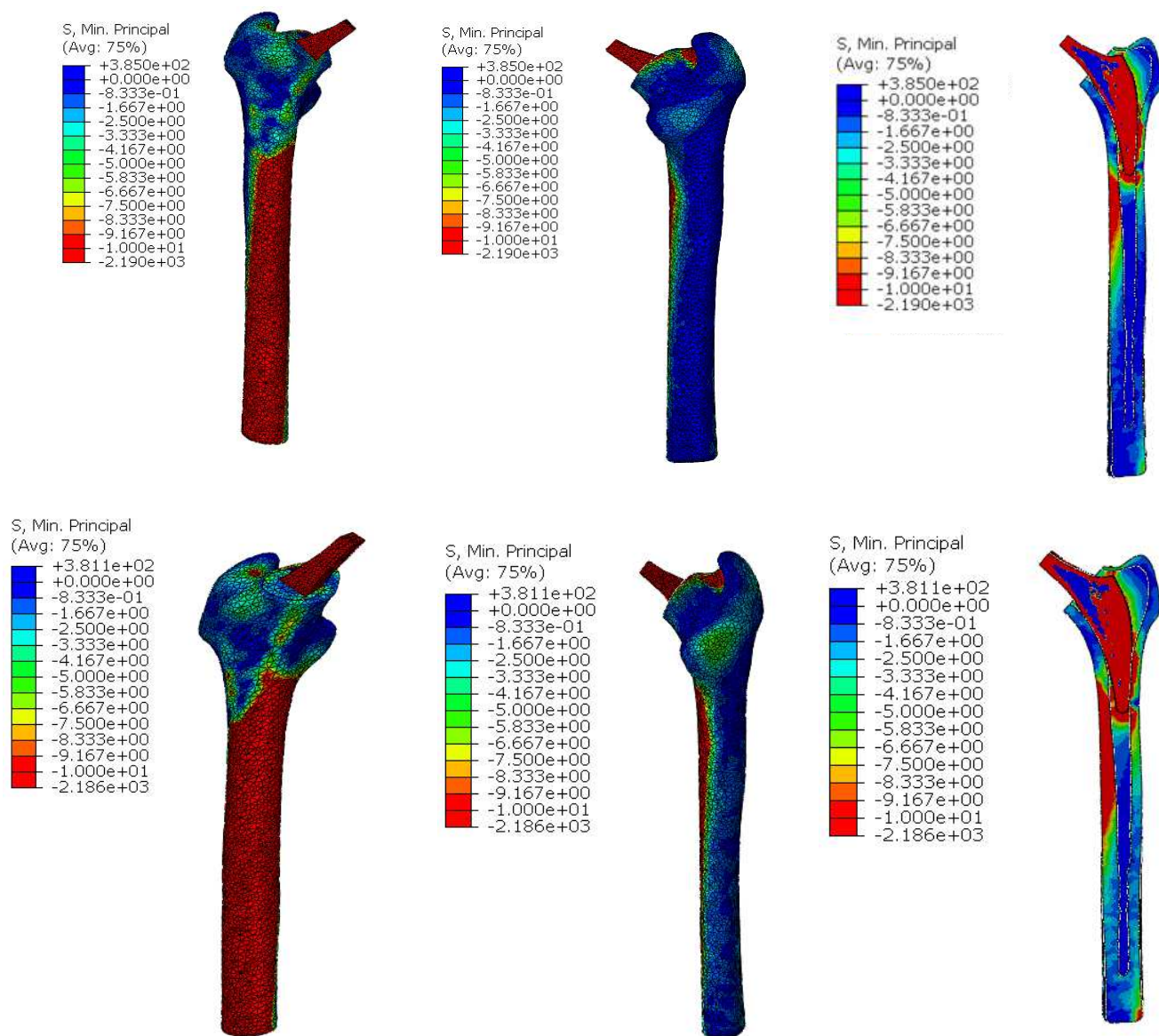


Figura 4.10 : visualizzazione delle Smin per la fase di espansione + carico. Sopra per il set0, sotto per il set1

Dalle immagini sopra è visibile come le tensioni minime, indipendentemente dal carico, si sviluppino similmente. Risulta presente un effetto punta maggiore e dei valori di tensione per il set.

4.4 CONTOUR ANALISI COMPONENTE FEMORALE E STELO “PRESS FIT”, DT = 0.02

Per questa tipologia di analisi sono state condotte due diverse tipologie di prove:

- una con i carichi proporzionati secondo il paper riportato nel paragrafo 3.4 e relativi al peso supposto per il paziente (80 kg). Chiameremo questa casistica set0.
- un'altra con i carichi proporzionati secondo il paper del paragrafo 3.4 e relativi ad un peso del paziente doppio. Questa casistica verrà denominata set1.

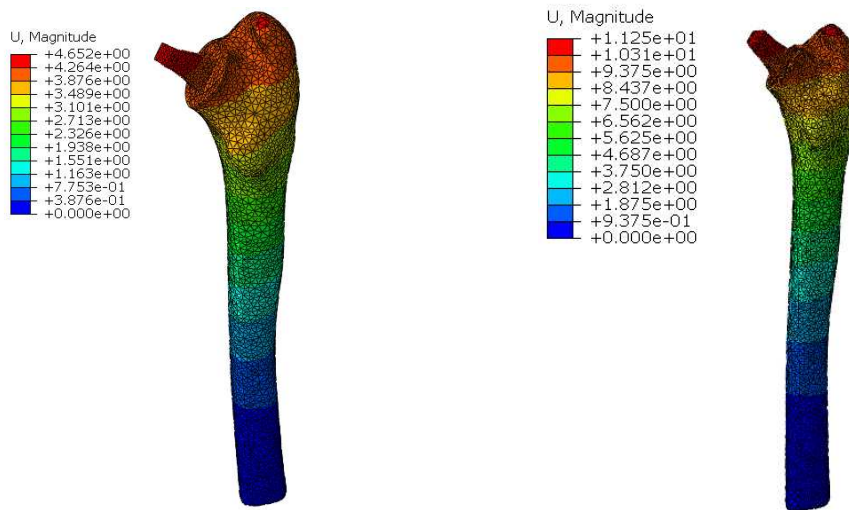
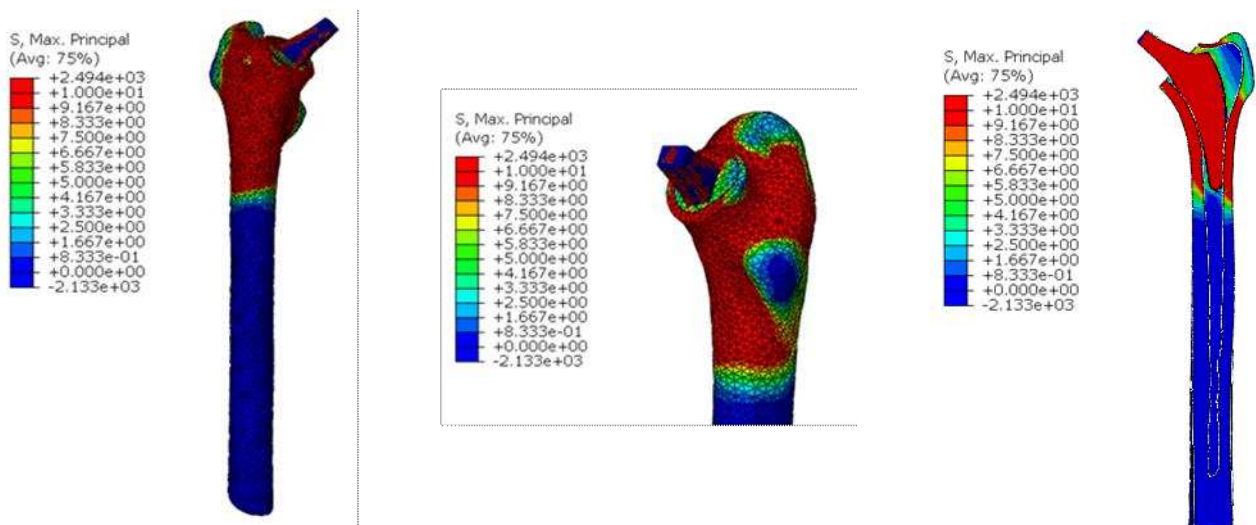


Figura 4.11 : visualizzazione degli spostamenti nodali per il set0 a sinistra, a destra per il set1

Osservando le immagini sopra riportate, figura 4.11, notiamo come gli spostamenti siano distribuiti ugualmente tra i due set, con un aumento di quest'ultimi nella casistica set1. Interessante notare come per entrambe le prove gli spostamenti siano inferiori rispetto l'analisi 1 e l'analisi 2 valutata nelle medesime condizioni di carico. La presenza dello stelo induce quindi degli spostamenti nodali inferiori rispetto l'analisi 1 e la presenza dell'effetto press fit con un DT 0.02 decremanta questi ultimi nuovamente rispetto il press fit con DT 0.01.



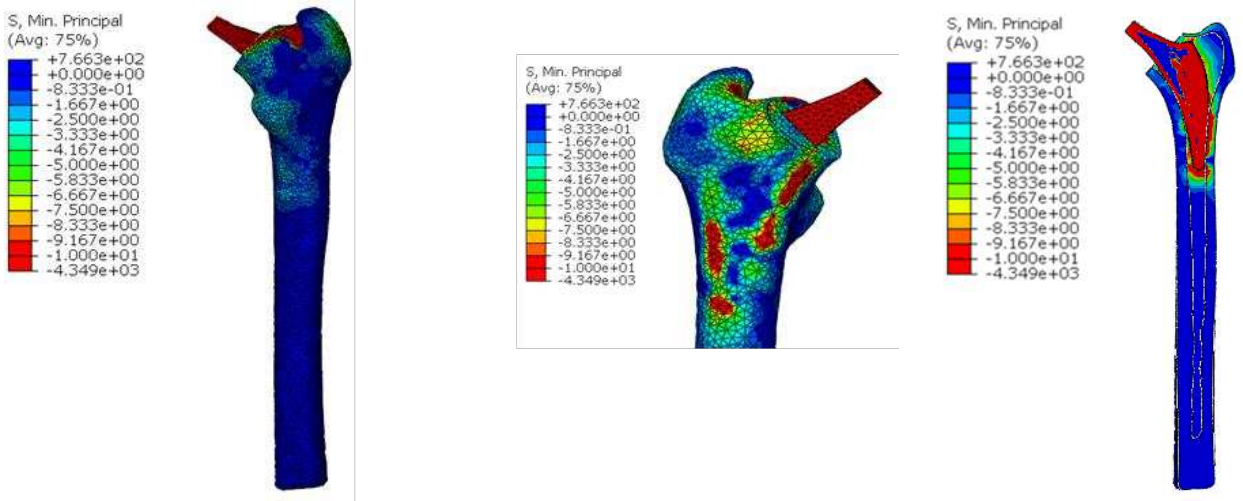


Figura 4.12 : visualizzazione delle Smax (sopra), Smin (sotto) per la sola fase di espansione

Come l'analisi precedente, possiamo osservare che l'effetto press fit si distribuisce unicamente sulla zona metafisaria del femore. A differenza della precedente avendo utilizzato un coefficiente di dilatazione termica maggiore le tensioni tendono ad abbracciare maggiormente la metafisi includendo anche la cresta introcanterica. Anche in questo caso sono evidenti delle concentrazioni di tensioni minime a causa dell'antiversione del collo. Le tensioni raggiunte in questo caso sono maggiori rispetto il caso precedente per l'ovvio aumento della dilatazione termica.

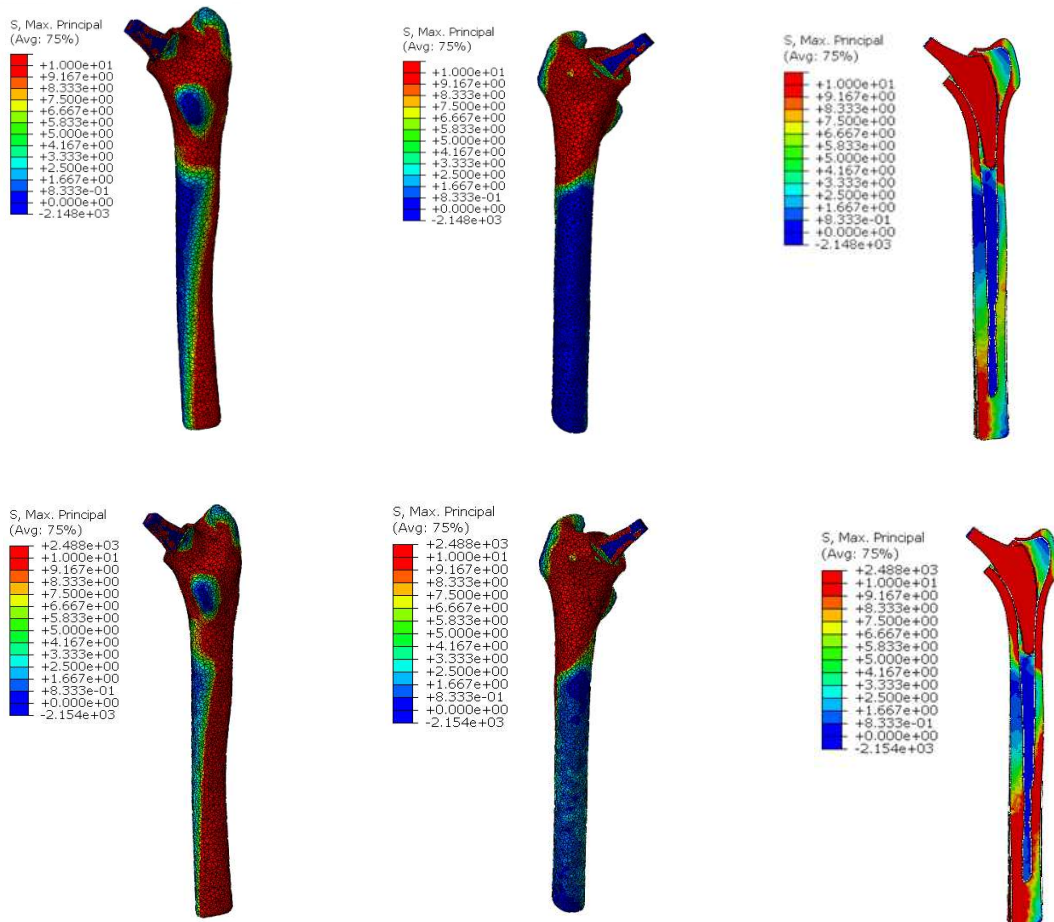


Figura 4.13 : visualizzazione delle Smax per la fase di espansione + carico. Sopra per il set0, sotto per il set1

Analizzando la figura 4.13 è possibile visualizzare come le tensioni tra il caso set0 e il set1 si distribuiscono in modo simile, abbracciando la metafisi e discendendo lungo la corticale posteriore. Per il set1 sono evidenti delle tensioni massime maggiori che si dispongono in modo più accentuato anche nella zona laterale.

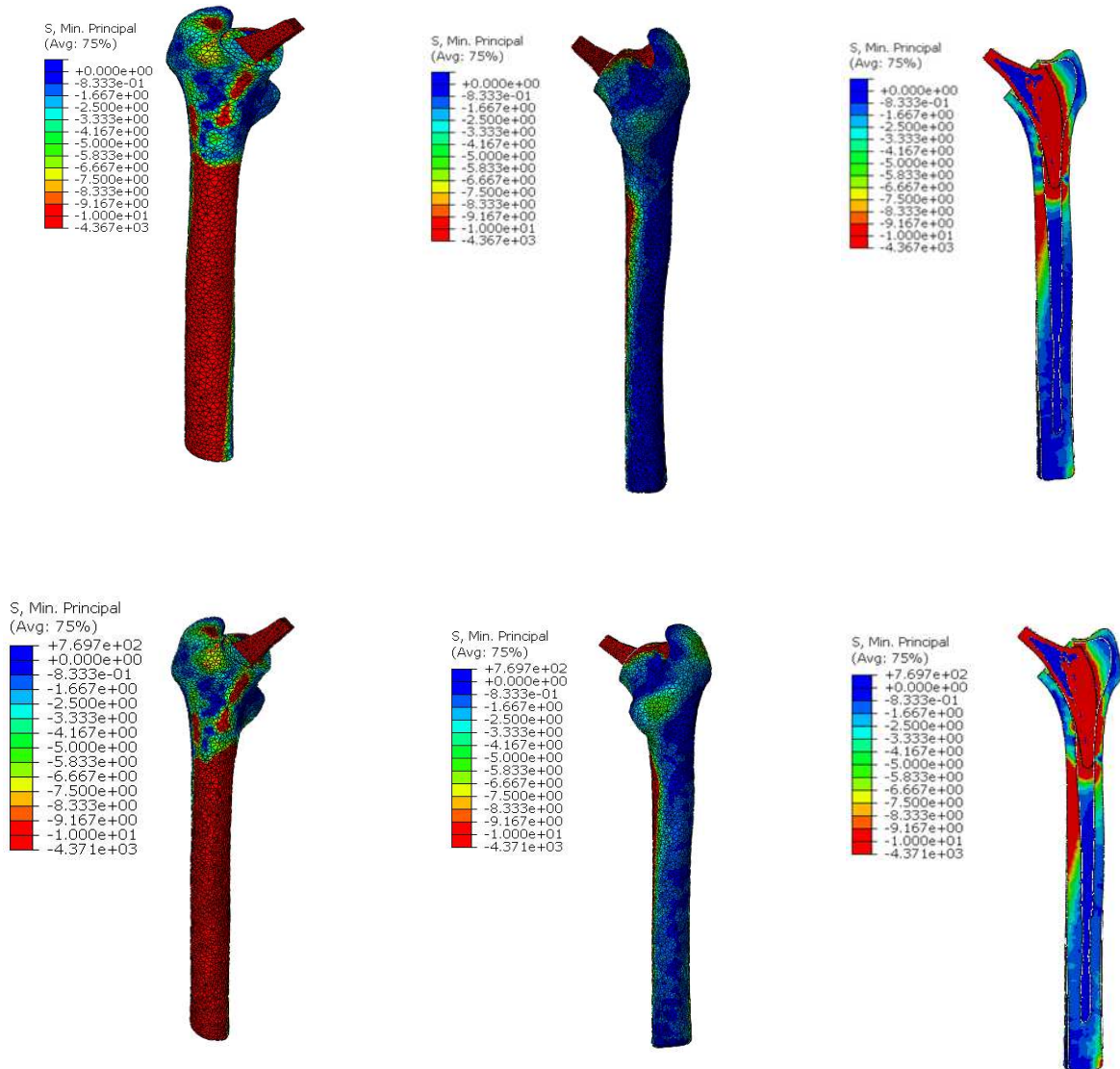


Figura 4.14 : visualizzazione delle Smin per la fase di espansione + carico. Sopra per il set0, sotto per il set1

Conclusioni

Come accennato nel primo capitolo, uno degli obiettivi di una buona protesi d'anca sta nel replicare in modo appropriato la distribuzione di tensioni che il femore aveva prima della protesizzazione. Questa richiesta è indispensabile affinché non ci siano fenomeni di concentrazione delle tensioni o stress shielding che potrebbero portare a riassorbimento osseo localizzato. Al fine di questa valutazione andremo a confrontare la prima analisi del femore nativo in correlazione con successive analisi relative a femore protesizzato.

Partendo dal confronto degli spostamenti nodali, è possibile notare dalla mappa colori come in tutte e tre le analisi gli spostamenti lungo la diafisi e l'ultima parte dell'epifisi siano molto simili. Si riscontra unicamente una leggera diminuzione nella mobilità dei nodi tra la prima valutazione, che include solo il femore, e le successive al di sotto del gran trocantere. Tale fenomeno è attribuibile alle caratteristiche meccaniche del titanio che essendo più rigido dell'osso trabecolare/corticale, assorbe maggiormente il carico diminuendone la diffusione all'osso. Tale diminuzione è osservabile anche tra le due analisi con differenti condizioni di press fit, un effetto press fit maggiore induce una componente di spostamento lungo l'asse z inferiore a causa del maggior grip dello stelo nella zona metafisaria.

Andando a confrontare invece le distribuzioni delle tensioni massime e minime delle tre analisi sono apprezzabili alcune differenze specialmente nell'analisi che prevedono una condizione di press fit. In riferimento alle analisi relative a femore nativo e femore con protesi cementata la distribuzione delle tensioni massime e minime risultano similari. Sono riscontrabili delle leggere concentrazioni delle tensioni massime in entrambi i casi al di sotto del piccolo trocantere mentre quelle presenti sulla testa femorale sono completamente "assorbite" dallo stelo. Le tensioni minime in entrambi i casi risultano omogenee su tutto il corpo femorale con una concentrazione sulla fossa trocanterica. Dalla vista in sezione dell'analisi per lo stelo cementato è apprezzabile come le tensioni tendano a discendere lungo il femore propagandosi principalmente lungo la componente corticale, l'applicazione di carichi doppi in quest'analisi non ha modificato la distribuzione delle tensioni ma ne ha amplificato la propagazione la quale inizia ben più prossimale. Uno stelo di tipologia cementata, sebbene replichi le condizioni di carico native dell'osso, induce uno scarico della componente trabecolare in favore della componente corticale.

Nella realtà clinica infatti gli steli di tipologia cementata vengono prediletti per pazienti i quali presentino una non adeguata densità ossea dovuta dall'età o da patologie. Il fatto che le tensioni si distribuiscano sul tessuto corticale, considerando proprietà meccaniche ridotte per la zona trabecolare, consente una buona stabilità all'impianto che potrebbe incorrere invece in mobilizzazioni nel caso di press fit.

Prendendo in esame le analisi relative a protesi fissata con press fit, è possibile notare come quest'ultimo in entrambe le configurazioni con $DT = 0.01$ e $DT = 0.02$ sia presente solo nella zona metafisaria in concentrazioni differenti e dipendenti dal livello di press fit considerato. L'effetto press fit nella sola zona metafisaria risulta coerente con le ipotesi di partenza, quindi con la geometria dello stelo a presa metadiafisaria. L'effetto press fit per la configurazione con $DT = 0.02$ risulta inoltre

abbracciare in modo più completo la zona metafisaria andando ad inglobare anche la cresta introcanterica. Osservando invece le immagini relative alla fase di espansione + carico risulta evidente come le tensioni nella fase successiva al press fit si dispongano in corticale in maniera analoga allo stelo cementato e al femore naturale. La vista in sezione della fase di espansione + carico rende visibile una distribuzione di tensioni anche nella zona trabecolare metafisaria, effetto generato dal press fit e non presente nello stelo cementato. Osservando la rappresentazione delle tensioni minime vediamo come queste ultime nella zona diafisaria siano distribuite in modo analogo alle precedenti analisi con delle componenti flessionali concentrate anche nella zona metafisaria. Questa concentrazione non risulta presente nello stelo "cementato" in quanto quest'ultimo alloggiava in un canale di uguali dimensioni e quindi non inducendo press fit. Non sono evidenziabili effetti punta dati dal contatto stelo-corticale, questo fenomeno è da evitare per non incorrere in cricche sul tessuto corticale.

In conclusione alla luce delle considerazioni sopra esposte è possibile affermare che lo stelo a configurazione press fit riproduce in maniera più congrua le tensioni presenti nel femore nativo. Essendo la riproducibilità delle tensioni native una condizione necessaria per una buona protesi totale d'anca è possibile dunque ritenere lo stelo press fit migliore rispetto uno cementato. Lo stelo press fit nella realtà clinica risulta oltretutto essere molto apprezzato in quanto sono più agevoli da estrarre in caso di revisioni di stelo vista la mancanza del cemento, garantiscono una ottima stabilità secondaria grazie alla copertura superficiale in idrossiapatite e evitano l'introduzione di materiali polimerici termoindurenti nella cavità ossea.

Bibliografia

RIF 1 : Geraci A. La protesi d ' anca : quando , perché e come farla The Hip Prosthesis : know-how 2006:1–11.

RIF 2 : Choi S. Total hip arthroplasty. Decis Orthop Reg Anesthesiol A Case-Based Approach 2015:95–100. <https://doi.org/10.1017/CBO9781316145227.019>.

RIF 3 : Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty 2012;380:1768–77. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60607-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60607-2).

RIF 4 : Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Leyvraz P-F. The fixation of the cemented femoral component. J Bone Joint Surg Br 2000;82-B:297–303. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.82b2.0820297>

RIF 5 : Yamada H, Yoshihara Y, Henmi O, Morita M, Shiromoto Y, Kawano T, et al. Cementless total hip replacement: Past, present, and future. J Orthop Sci 2009;14:228–41. <https://doi.org/10.1007/s00776-008-1317-4>

RIF 6 : Lattanzi R, Viceconti M, Zannoni C, Quadrani P, Toni A. Hip-Op: An innovative software to plan total hip replacement surgery. Med Inform Internet Med 2002;27:71–83. <https://doi.org/10.1080/14639230210150346>

RIF 7 : Choi S. Total hip arthroplasty. Decis Orthop Reg Anesthesiol A Case-Based Approach 2015:95–100. <https://doi.org/10.1017/CBO9781316145227.019>.

RIF 8 : Choi S. Total hip arthroplasty. Decis Orthop Reg Anesthesiol A Case-Based Approach 2015:95–100. <https://doi.org/10.1017/CBO9781316145227.019>.

RIF 9 : Randelli F, Belluati A, Pari C, Puzzo A, Paderni S, Salini V, et al. Le fratture periprotetiche d ' anca nell ' anziano : attuali indicazioni e tecniche nella sintesi e nelle revisioni n.d.:109–18

RIF 10 : Rizzoli IO. Anca_ La protesi dell'anca _ ISTITUTO ORTOPEDICO RIZZOLI n.d. <http://www.ior.it/curarsi-al-rizzoli/anca-la-protesi-dellanca>

RIF 11 : Bellato A. Artroprotesi totale dell'anca: passato, presente e futuro. n.d.:1– 75.

RIF 12 : Taylor M, Prendergast PJ. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities Biomech 2015;48:767–78. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.019>.

RIF 13 : Dick C, Georgii J, Burgkart R, Westermann R. Computational steering for patient-specific implant planning in orthopedics. EG VCBM 2008 - Eurographics Work Vis Comput Biomed 2008:83–92.

- RIF 14 : Helgason B, Perilli E, Schileo E, Taddei F, Brynjólfsson S, Viceconti M. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clin Biomech* 2008;23:135–46. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.024>
- RIF 15 : Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech* 1998;31:841–6. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00080-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00080-3)
- RIF 16 : Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Claes L, et al. Musculoskeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech* 2001;34:883–93. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00039-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00039-2).
- RIF 17 : Reimeringer M, Nuño N. The influence of contact ratio and its location on the primary stability of cementless total hip arthroplasty: A finite element analysis. *J Biomech* 2016;49:1064–70. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.031>.
- RIF 18 : Chong DYR, Hansen UN, Amis AA. Analysis of bone-prosthesis interface micromotion for cementless tibial prosthesis fixation and the influence of loading conditions. *J Biomech* 2010;43:1074–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.006>.
- RIF 19 : Viceconti M, Monti L, Muccini R, Bernakiewicz M, Toni A. Even a thin layer of soft tissue may compromise the primary stability of cementless hip stems. *Clin Biomech* 2001;16:765–75. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00052-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00052-3)
- RIF 20 : Viceconti M, Brusi G, Pancanti A, Cristofolini L. Primary stability of an anatomical cementless hip stem: A statistical analysis. *J Biomech* 2006;39:1169–79. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.024>.
- RIF 21 : Classifications in Brief: The Dorr Classification of Femoral Bone : Jacob Wilkerson, Navin Fernando PMID: PMC7371079
- RIF 22 : Standardized Load Acting in Hip Implants : Georg.Bergmann, Alwina Bender, Philipp Daamm. 2016
- RIF 23 : Shirazi-Adl, A., Dammak, M., and Paiement, G.. Experimental-determination of friction characteristics at the trabecular bone porous-coated metal interface in cementless implants, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1993, 27, 167–175

