



UNIVERSITÀ
DI PAVIA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA DIPARTIMENTO DI
INGEGNERIA INDUSTRIALE E DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

TESI DI LAUREA

**WORKFLOW AUTOMATICO PER IL
DIMENSIONAMENTO DI PROTESI D'ANCA
OFF-THE-SHELF e PATIENT-SPECIFIC**

Candidato Giuseppe Gallo

Relatore: Prof.ssa Stefania Marconi

Correlatore: Beatrice Rossetti

A.A. 2024/2025

Sommario

L'analisi del comportamento biomeccanico del sistema femore–protesi è fondamentale nella progettazione di impianti ortopedici, poiché la presenza della protesi può alterare il trasferimento fisiologico dei carichi nel tessuto osseo, favorendo una distribuzione non fisiologica delle sollecitazioni e possibili criticità a lungo termine.

In questo lavoro viene proposto un workflow integrato per la modellazione e l'analisi del sistema femore–protesi, basato sull'interazione tra MATLAB e ANSYS. A partire da dati di imaging medico (TAC), è stato ricostruito il modello tridimensionale del femore, utilizzato per la generazione della protesi mediante una procedura innovativa che ne consente il posizionamento direttamente allineato ai riferimenti anatomici, garantendo coerenza geometrica e riducendo la necessità di interventi manuali.

Il sistema è stato quindi analizzato mediante simulazioni agli elementi finiti, introducendo una caratterizzazione meccanica non omogenea del tessuto osseo basata su dati voxel-based. Il confronto tra configurazione pre-operatoria e post-operatoria è stato condotto in termini di distribuzione delle deformazioni principali e di energia elastica totale, adottata come parametro globale della risposta biomeccanica.

È stata inoltre condotta un'analisi parametrica variando i principali parametri geometrici della protesi, al fine di valutarne l'influenza sul trasferimento dei carichi lungo il femore. I risultati evidenziano come la presenza della protesi comporti una redistribuzione delle sollecitazioni, con un incremento nella regione prossimale e una riduzione nelle regioni distali.

In questo contesto, il criterio energetico consente di individuare configurazioni in grado di minimizzare la differenza di risposta meccanica tra condizioni pre-operatorie e post-operatorie, avvicinandosi al comportamento fisiologico del sistema osseo.

Nel complesso, il lavoro dimostra l'efficacia dell'approccio proposto come strumento per l'analisi dell'influenza dei parametri progettuali e per il supporto alla progettazione di protesi femorali *patient-specific*.

Indice

Elenco delle figure	v
Elenco delle tabelle	x
1 Introduzione	1
1.1 Contesto clinico delle protesi d'anca	1
1.2 Limiti delle protesi standard	2
1.3 Protesi <i>patient-specific</i>	4
1.4 Obiettivi della tesi	5
2 Anatomia e Biomeccanica dell'anca	7
2.1 Anatomia del femore	7
2.2 Biomeccanica dell'articolazione dell'anca	7
2.3 Distribuzione dei carichi nel femore	9
2.4 Problematiche biomeccaniche nelle protesi d'anca	11
3 Protesi d'anca e strategie di progettazione	13
3.1 Tipologie di protesi d'anca	13
3.1.1 Protesi standard (off-the-shelf)	13
3.1.2 Protesi <i>patient-specific</i>	15
3.2 Materiali utilizzati nelle protesi ortopediche	16
3.3 Selective Laser Melting (SLM)	17
4 Architettura del workflow automatico	19
4.1 Analisi preliminare e obiettivi del processo	19
4.2 Generazione geometria del femore a partire dai dati delle immagini Tac	20
4.3 Segmentazione e identificazione dei parametri geometrici del femore	23
4.3.1 Determinazione dei riferimenti anatomici	26
4.4 Simulazione pre-operatoria	27
4.4.1 Definizione della geometria	28
4.4.2 Modello meccanico	30
4.4.3 Integrazione tra MATLAB e blocco APDL	32
4.5 Generazione della geometria parametrica	36
4.5.1 Determinazione del punto caratteristico P_{RED} per l'allineamento automatico della protesi	36
4.5.2 Costruzione della protesi su SpaceClaim	38
4.6 Definizione dell'osteotomia virtuale e taglio del femore	44

4.6.1	Parametri geometrici della protesi	47
4.7	Simulazione post operatoria	48
4.7.1	Mechanical Model	50
4.7.2	Mechanical APDL	54
4.7.3	Blocco Direct Optimization	55
5	Analisi dei risultati	57
5.1	Analisi numerica delle configurazioni pre- e post-operatorie . .	57
5.1.1	Configurazione iniziale del femore	58
5.1.2	Caso post-operatorio	60
5.1.3	Confronto tra configurazioni	64
5.2	Risultati dell'analisi parametrica	65
5.2.1	Introduzione all'analisi parametrica	65
5.2.2	Influenza della lunghezza dello stelo	66
5.2.3	Influenza del diametro del foro	71
5.2.4	Analisi combinata di lunghezza dello stelo e raggio del foro	78
5.2.5	Configurazione ottimale e confronto con le configura- zioni analizzate	83
6	Conclusioni e Sviluppi futuri	89
6.1	Conclusioni	89
6.2	Sviluppi futuri	90

Elenco delle figure

1.1	Rappresentazione schematica dell'articolazione dell'anca, con evidenza delle principali strutture anatomiche (adattata da [1])	1
1.2	Componenti principali di una protesi d'anca standard: cotile, inserto, testina, collo e stelo (adattata da [2]).	3
1.3	Schema del workflow per la progettazione di protesi patient-specific: dall'acquisizione delle immagini mediche alla ricostruzione geometrica del femore, alla valutazione biomeccanica pre-operatoria, all'identificazione dei parametri anatomici e alla definizione della geometria protesica, fino all'analisi post-operatoria e al confronto dei risultati.	5
2.1	Rappresentazione delle forze agenti sull'articolazione dell'anca in diverse condizioni, con evidenza della forza risultante articolare (FR) e delle componenti muscolari (adattata da [3]).	9
2.2	Architettura trabecolare del femore prossimale e distribuzione delle linee di sollecitazione, con evidenza delle zone soggette a compressione e trazione (adattata da [4]).	11
3.1	Schema di una protesi totale d'anca standard, costituita da componente femorale (stelo e testa) e componente acetabolare con inserto in polietilene (adattata da [5]).	14
3.2	Esempio di processo di progettazione di una protesi d'anca <i>patient-specific</i> , a partire dall'acquisizione dei dati anatomici fino alla realizzazione dell'impianto (adattata da [6]).	16
3.3	Schema di funzionamento del processo di Selective Laser Melting (SLM), basato sulla fusione selettiva di polveri metalliche mediante un fascio laser (adattata da [21]).	18
4.1	Modello del femore ottenuto mediante algoritmo di <i>Marching Cubes</i> prima delle operazioni di smoothing.	21
4.2	Modello finale del femore dopo operazioni di smoothing e post-processing in ambiente Netfabb.	22
4.3	Segmentazione automatica del femore nelle principali regioni anatomiche: diafisi (D), trocantere (E), collo (U) e testa (H). .	23
4.4	Individuazione degli assi principali del femore: asse della diafisi (D_{vec}) e asse del collo femorale (U_{vec}), ottenuti mediante fitting cilindrico.	24
4.5	Individuazione dei punti caratteristici P_1 e P_2 a partire dai punti di frontiera tra collo femorale e regioni adiacenti.	25

4.6	Individuazione dei punti caratteristici P_1 e P_2 nella regione di transizione tra collo femorale e diafisi, utilizzati per la definizione delle superfici di osteotomia virtuale.	27
4.7	Schema del workflow della simulazione pre-operatoria in ANSYS Workbench.	27
4.8	Geometria del femore nella configurazione pre-operatoria.	29
4.9	Struttura del modello nel blocco <i>Mechanical Model</i> , con definizione della geometria, del materiale e delle selezioni nominali.	30
4.10	Discretizzazione del modello mediante mesh con elementi quadratici.	31
4.11	Workflow automatico per la preparazione del modello, la riassegnazione dei materiali e l'esecuzione della simulazione strutturale.	32
4.12	Individuazione di una regione della testa femorale mediante un criterio sferico ($r = 11$ mm) utilizzata per la selezione dei nodi di applicazione del carico.	34
4.13	Rappresentazione dei riferimenti anatomici del femore e della centerline della protesi ottenuti mediante l'algoritmo MATLAB. Sono evidenziati il centro della testa femorale, l'asse della diafisi, la direzione del collo e il punto caratteristico P_{RED}	37
4.14	Definizione del piano di costruzione e della sezione circolare del collo della protesi con dimensione 11 mm a partire dal punto Head e dalla direzione dell'asse del collo.	39
4.15	Costruzione del collo della protesi ottenuta mediante estrusione della sezione lungo la direzione dell'asse del collo.	40
4.16	Definizione dell'asse di collegamento tra il collo della protesi e il punto P_{RED} e generazione del piano di costruzione utilizzato per la modellazione del corpo della protesi.	41
4.17	Definizione del profilo geometrico complessivo della protesi nel piano di costruzione, con indicazione delle principali dimensioni globali e dei raggi di curvatura dello stelo.	42
4.18	Dettaglio del profilo geometrico nella regione prossimale della protesi, con evidenza degli angoli caratteristici che definiscono i raccordi tra i tratti rettilinei.	43
4.19	Realizzazione del foro con diametro 8 mm sulla protesi mediante schizzo bidimensionale su una faccia del solido e successiva estrusione per sottrazione di materiale.	44

4.20	Costruzione dei piani di taglio α (collo) e β (diafisi). Sono evidenziati il punto di intersezione utilizzato come riferimento geometrico, le direzioni degli assi anatomici e il piano di riferimento π impiegato per la definizione dell'orientamento dei piani di osteotomia.	45
4.21	Definizione dei piani di osteotomia virtuale α e β utilizzati per il taglio del femore	46
4.22	Configurazione finale del sistema femore–protesi ottenuta in ambiente SpaceClaim, con la protesi correttamente posizionata e orientata sulla base dei riferimenti anatomici e degli assi principali del femore.	47
4.23	Workflow del processo di ottimizzazione implementato in ANSYS Workbench, comprendente la definizione parametrica della geometria, il modello meccanico, l'esecuzione delle simulazioni tramite APDL e il modulo Direct Optimization.	49
4.24	Struttura del modello in ambiente ANSYS Mechanical. Sono evidenziati i principali blocchi utilizzati per la definizione del modello agli elementi finiti, inclusa l'importazione della geometria, l'assegnazione preliminare dei materiali, la generazione della mesh e la definizione delle <i>Named Selections</i>	50
4.25	Definizione della <i>Named Selection</i> sulla superficie superiore del collo protesico, utilizzata per l'applicazione del carico.	51
4.26	Mesh tridimensionale del sistema femore–protesi. La discretizzazione risulta più raffinata nella regione dell'impianto per migliorare l'accuratezza nella valutazione delle tensioni.	52
4.27	Dettaglio della mesh nella regione dell'impianto, in cui si osserva un raffinamento locale della discretizzazione per migliorare l'accuratezza nella valutazione delle tensioni.	53
5.1	Distribuzione della prima deformazione principale elastica nel femore integro. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-5.33 \cdot 10^{-4}$ (compressione) a $6.08 \cdot 10^{-3}$ (trazione).	58
5.2	Distribuzione della terza deformazione principale elastica nel femore integro. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-2.19 \cdot 10^{-2}$ a $-2.06 \cdot 10^{-4}$, rappresentando stati di compressione e evidenziando le zone maggiormente sollecitate nella regione prossimale del femore.	59
5.3	Distribuzione dello spostamento totale nel femore integro. La scala cromatica, espressa in millimetri (mm), varia da 0 a circa 6.88 mm.	60

5.4	Distribuzione della prima deformazione principale elastica nella configurazione post-operatoria. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-2.78 \cdot 10^{-4}$ (compressione) a $9.55 \cdot 10^{-3}$ (trazione), evidenziando una concentrazione delle deformazioni nella regione prossimale in corrispondenza dell'interfaccia femore–protesi.	61
5.5	Distribuzione della terza deformazione principale elastica nella configurazione post-operatoria. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-3.00 \cdot 10^{-2}$ a $-5.96 \cdot 10^{-6}$, rappresentando stati di compressione e evidenziando una concentrazione delle deformazioni nella regione prossimale in prossimità dell'interfaccia femore–protesi.	62
5.6	Distribuzione dello spostamento totale nel femore nella configurazione post-operatoria. La scala cromatica, espressa in millimetri (mm), varia da 0 a circa 3.66 mm, evidenziando i massimi spostamenti nella regione prossimale in corrispondenza della testa femorale e dell'interfaccia femore–protesi.	63
5.7	Geometria della protesi con indicazione dei parametri geometrici oggetto dell'analisi: lunghezza dello stelo e diametro del foro, considerato nelle configurazioni di 2 mm, 8 mm e 16 mm	67
5.8	Andamento dell'energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo per diverse configurazioni del diametro del foro (2 mm, 8 mm, 16 mm)	69
5.9	Geometria della protesi con indicazione dei parametri geometrici analizzati: lunghezza dello stelo (70 mm, 85 mm, 91 mm) e diametro del foro	72
5.10	Energia totale in funzione del raggio del foro per diverse lunghezze dello stelo	76
5.11	Geometria della protesi con indicazione dei parametri geometrici analizzati: lunghezza dello stelo e diametro del foro	79
5.12	Distribuzione tridimensionale dell'energia elastica totale (mJ) in funzione della lunghezza dello stelo e del diametro del foro. I punti rappresentano le configurazioni analizzate, evidenziando l'andamento globale della risposta energetica del sistema femore–protesi.	81
5.13	Mappa a contorni dell'energia elastica totale (mJ) in funzione della lunghezza dello stelo e del diametro del foro. La distribuzione evidenzia le regioni a minore e maggiore energia, consentendo di individuare le configurazioni più favorevoli dal punto di vista energetico.	81

5.14	Distribuzione della prima deformazione principale elastica nella configurazione a minima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da circa 0 a circa $1.01 \cdot 10^{-2}$ (trazione), evidenziando una distribuzione relativamente uniforme delle deformazioni con concentrazioni localizzate in prossimità del foro protesico.	84
5.15	Distribuzione della terza deformazione principale elastica nella configurazione a minima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da circa $-2.74 \cdot 10^{-2}$ (compressione) a valori prossimi a zero, evidenziando una distribuzione relativamente uniforme delle deformazioni compressive con concentrazioni localizzate in prossimità del foro protesico.	85
5.16	Distribuzione della prima deformazione principale elastica nella configurazione a massima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da 0 a circa $1.35 \cdot 10^{-2}$, evidenziando una maggiore concentrazione delle deformazioni in prossimità del foro protesico e una distribuzione meno uniforme rispetto al caso a minima energia.	86
5.17	Distribuzione della terza deformazione principale elastica nella configurazione a massima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da circa $-3.22 \cdot 10^{-2}$ (compressione) a valori prossimi a zero, evidenziando una maggiore concentrazione delle deformazioni compressive in prossimità del foro protesico e una distribuzione meno uniforme rispetto al caso a minima energia.	87

Elenco delle tabelle

4.1	Parametri geometrici della protesi utilizzati nella modellazione	48
5.1	Confronto dei parametri principali tra configurazione fisiologica e post-operatoria	65
5.2	Energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo (foro 2 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia)	67
5.3	Energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo (foro 8 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia)	68
5.4	Energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo (foro 16 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia)	68
5.5	Energia totale in funzione del raggio del foro (stelo 70 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia elastica totale)	73
5.6	Energia totale in funzione del raggio del foro (stelo 85 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia elastica totale)	74
5.7	Energia totale in funzione del raggio del foro (stelo 91 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia elastica totale)	75
5.8	Risultati dell'ottimizzazione combinata ordinati in funzione dell'energia elastica totale crescente	80
6.1	Confronto tra le configurazioni analizzate	90

1. Introduzione

1.1 Contesto clinico delle protesi d'anca

L'articolazione dell'anca rappresenta una delle principali strutture biomeccaniche del corpo umano, svolgendo un ruolo fondamentale nella trasmissione dei carichi tra il tronco e gli arti inferiori e consentendo i movimenti necessari per la deambulazione e le attività quotidiane. Dal punto di vista anatomico, essa è costituita dall'interazione tra la testa del femore e l'acetabolo del bacino, configurandosi come un'artrosi caratterizzata da elevata stabilità e ampia mobilità [7].

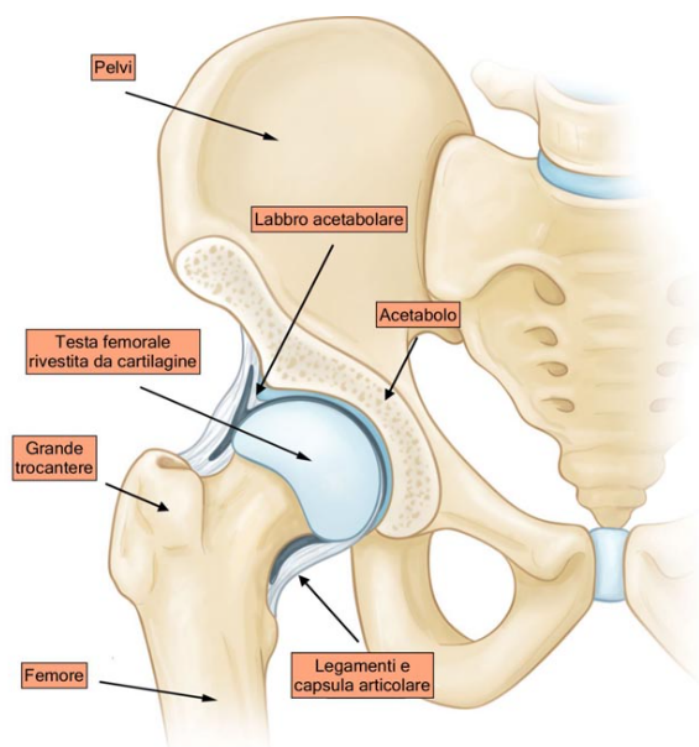


Figura 1.1: Rappresentazione schematica dell'articolazione dell'anca, con evidenza delle principali strutture anatomiche (adattata da [1])

Diverse condizioni patologiche possono compromettere la funzionalità dell'articolazione dell'anca. Tra queste, l'osteoartrosi rappresenta la causa più diffusa, determinando una progressiva degenerazione della cartilagine articolare e causando dolore, rigidità e limitazioni funzionali [8]. L'impatto globale

di tali patologie è in costante aumento, anche a causa dell'invecchiamento della popolazione e dell'incremento dell'aspettativa di vita [9].

Quando i trattamenti conservativi non risultano più efficaci, si ricorre all'intervento di artroprotesi d'anca, considerato uno degli interventi chirurgici di maggiore successo in ambito ortopedico [10]. Tale procedura prevede la sostituzione delle superfici articolari danneggiate con componenti protesiche progettate per ripristinare la funzionalità articolare e ridurre il dolore del paziente.

Nonostante i significativi progressi ottenuti negli ultimi decenni in termini di materiali, design protesico e tecniche chirurgiche, permangono alcune criticità legate alla variabilità anatomica tra i pazienti e alle differenti condizioni cliniche, che possono influenzare l'adattamento ottimale della protesi e la sua durata nel tempo [11].

In questo contesto, un aspetto biomeccanico rilevante è rappresentato dalla possibile alterazione del trasferimento dei carichi all'interno del tessuto osseo in presenza della protesi. Tale fenomeno, noto come *stress shielding*, consiste in una riduzione dello stimolo meccanico sull'osso dovuta alla differente rigidità tra impianto e tessuto osseo, con potenziali conseguenze sulla risposta biomeccanica e sulla stabilità dell'impianto nel lungo termine.

Questo scenario evidenzia la necessità di sviluppare soluzioni sempre più personalizzate e metodologie avanzate in grado di supportare il processo di progettazione e dimensionamento delle protesi, come nel caso dei workflow automatizzati e delle tecnologie patient-specific.

1.2 Limiti delle protesi standard

Le protesi d'anca standard, comunemente definite *off-the-shelf*, sono progettate sulla base di modelli anatomici medi derivati da popolazioni di riferimento. Come mostrato in Figura 1.2, esse sono costituite da componenti principali standardizzati, tra cui cotile, inserto, testina, collo e stelo. Sebbene tali dispositivi abbiano dimostrato elevati tassi di successo clinico, essi presentano alcuni limiti intrinseci legati alla variabilità anatomica individuale dei pazienti.

In particolare, le differenze morfologiche tra individui in termini di geometria femorale, orientamento dell'acetabolo e dimensioni delle strutture ossee possono rendere difficile ottenere un adattamento ottimale della protesi. Questo può comportare una distribuzione non uniforme dei carichi, con possibili conseguenze in termini di stress concentrati, instabilità dell'impianto e usura precoce dei componenti protesici [11].

Un ulteriore limite delle protesi standard riguarda la necessità di adattare

l'anatomia del paziente al dispositivo disponibile, piuttosto che il contrario. Ciò può richiedere modifiche intraoperatorie, come resezioni ossee più estese o variazioni nel posizionamento della protesi, con potenziali implicazioni sulla biomeccanica articolare e sulla funzionalità post-operatoria [10]. Inoltre, l'utilizzo di componenti standardizzati può non garantire il ripristino ottimale dei parametri biomeccanici dell'articolazione, quali il centro di rotazione, la lunghezza dell'arto e l'offset femorale, elementi fondamentali per il corretto funzionamento dell'anca e per la soddisfazione del paziente. Queste criticità evidenziano come, nonostante i progressi tecnologici, le protesi off-the-shelf possano risultare limitate in presenza di elevata variabilità anatomica, aprendo la strada allo sviluppo di soluzioni personalizzate e approcci *patient-specific*, che verranno approfonditi nel paragrafo successivo.

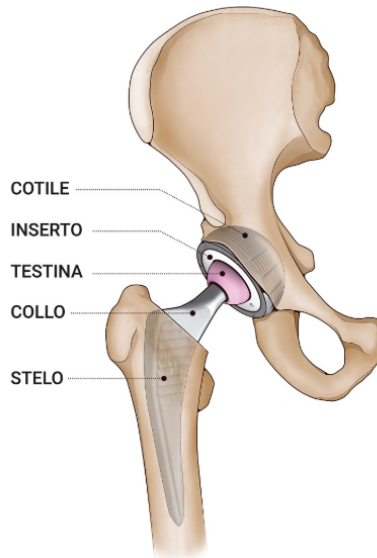


Figura 1.2: Componenti principali di una protesi d'anca standard: cotile, inserto, testina, collo e stelo (adattata da [2]).

1.3 Protesi *patient-specific*

Le limitazioni associate alle protesi standard hanno favorito lo sviluppo di soluzioni innovative basate su un approccio *patient-specific*, che mira alla progettazione di dispositivi protesici adattati alle caratteristiche anatomiche del singolo paziente [12]. Questo approccio si basa sull'impiego di tecnologie avanzate di imaging medico, come la tomografia computerizzata (CT), che consentono di acquisire informazioni dettagliate sulla geometria ossea e sulle condizioni anatomiche individuali.

A partire da tali dati, è possibile ricostruire modelli tridimensionali dell'anatomia del paziente, che costituiscono la base per la progettazione personalizzata della protesi. Questo processo consente di ottenere un adattamento più accurato tra impianto e struttura ossea, migliorando la distribuzione dei carichi e riducendo il rischio di complicanze post-operatorie, quali instabilità, usura precoce e mobilizzazione dell'impianto [13].

Le protesi *patient-specific* permettono inoltre di ottimizzare parametri biomeccanici fondamentali, come il centro di rotazione dell'articolazione, l'offset femorale e la lunghezza dell'arto, con conseguenti benefici in termini di funzionalità articolare e qualità della vita del paziente. Questo approccio risulta particolarmente vantaggioso nei casi complessi, caratterizzati da deformità anatomiche o condizioni patologiche avanzate.

Tuttavia, la progettazione di dispositivi personalizzati richiede processi più articolati rispetto alle soluzioni standard, coinvolgendo diverse fasi, tra cui acquisizione dei dati, segmentazione delle immagini, modellazione geometrica e validazione del progetto [14]. In questo contesto, emerge l'importanza di sviluppare workflow automatizzati in grado di rendere tali processi più efficienti, riproducibili e applicabili su larga scala.

Il presente lavoro si inserisce in questo ambito, proponendo un workflow automatico per il dimensionamento di protesi d'anca, con l'obiettivo di migliorare l'adattamento protesico al paziente e supportare il processo decisionale in ambito clinico.

Come mostrato in Figura 1.3, il processo si articola in diverse fasi, che includono l'acquisizione delle immagini mediche, la ricostruzione geometrica del modello tridimensionale del femore e la successiva analisi biomeccanica della configurazione pre-operatoria. A partire da tale modello, vengono quindi identificati i principali riferimenti anatomici e parametri geometrici mediante strumenti sviluppati in ambiente MATLAB, utilizzati per la definizione della geometria protesica *patient-specific*. Infine, il workflow prevede l'analisi biomeccanica della configurazione post-operatoria e il confronto dei risultati, al fine di valutare l'influenza della protesi sulla distribuzione delle sollecitazioni.

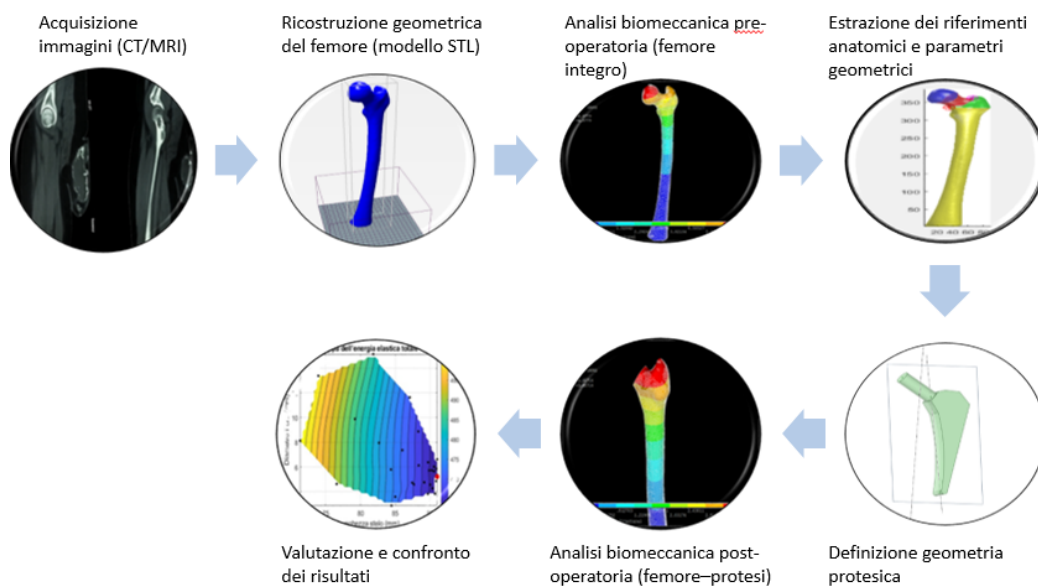


Figura 1.3: Schema del workflow per la progettazione di protesi patient-specific: dall’acquisizione delle immagini mediche alla ricostruzione geometrica del femore, alla valutazione biomeccanica pre-operatoria, all’identificazione dei parametri anatomici e alla definizione della geometria protesica, fino all’analisi post-operatoria e al confronto dei risultati.

1.4 Obiettivi della tesi

Il presente lavoro si propone come obiettivo principale lo sviluppo di un workflow automatico per il dimensionamento e l’ottimizzazione di protesi d’anca patient-specific, finalizzato a rendere il processo progettuale più efficiente e accurato.

In particolare, l’obiettivo è quello di definire una procedura automatizzata in grado di analizzare un elevato numero di configurazioni progettuali, al fine di individuare la soluzione ottimale in termini di comportamento biomeccanico del sistema osso-protesi.

L’approccio proposto si basa sull’impiego di modelli numerici agli elementi finiti (FEA), implementati nell’ambiente ANSYS e integrati con script MATLAB, che consentono l’automazione delle diverse fasi del processo. In particolare, il workflow sviluppato comprende inizialmente la generazione della geometria della protesi, il suo corretto allineamento rispetto al femore e la definizione dell’osteotomia virtuale; successivamente, si procede alla gestione della mesh, alla riassegnazione delle proprietà dei materiali e infine all’esecuzione delle simulazioni.

Nel processo di ottimizzazione, sono considerati come parametri di progetto la lunghezza dello stelo e il raggio del foro della protesi, analizzati mediante un approccio parametrico. La valutazione delle diverse configurazioni viene effettuata attraverso il calcolo dell'energia elastica totale del femore, utilizzata come indicatore globale della distribuzione delle sollecitazioni nel tessuto osseo.

L'obiettivo finale è quello di individuare configurazioni protesiche in grado di rendere minima la differenza di risposta biomeccanica tra la condizione pre-operatoria e quella post-operatoria, riducendo fenomeni critici quali lo *stress shielding*, migliorando la distribuzione dei carichi e garantendo una risposta più fisiologica del sistema.

Infine, il lavoro si inserisce nel contesto della medicina personalizzata, proponendo un framework automatizzato potenzialmente integrabile nella pianificazione clinica, orientato allo sviluppo di soluzioni protesiche su misura per il paziente.

2. Anatomia e Biomeccanica dell'anca

2.1 Anatomia del femore

Il femore rappresenta l'osso più lungo e resistente del corpo umano e svolge un ruolo fondamentale nella trasmissione dei carichi tra il bacino e l'arto inferiore [7]. Dal punto di vista anatomico, esso è suddiviso in tre regioni principali: epifisi prossimale, diafisi ed epifisi distale.

L'epifisi prossimale è costituita dalla testa del femore, dal collo femorale e dalle prominenze ossee note come grande e piccolo trocantere. La testa del femore si articola con l'acetabolo del bacino, formando l'articolazione dell'anca, mentre il collo femorale rappresenta una regione di transizione particolarmente rilevante dal punto di vista biomeccanico, essendo soggetta a elevate sollecitazioni [7].

La diafisi femorale presenta una struttura prevalentemente cilindrica, caratterizzata da una corticale ossea compatta che conferisce resistenza meccanica, e da una componente interna trabecolare, che contribuisce alla distribuzione dei carichi. La disposizione delle trabecole ossee non è casuale, ma segue le principali direzioni delle sollecitazioni, riflettendo un adattamento funzionale alle condizioni di carico [15].

L'epifisi distale, infine, è costituita dai condili femorali, che si articolano con la tibia e la rotula, contribuendo alla formazione dell'articolazione del ginocchio.

Dal punto di vista biomeccanico, la geometria del femore e la distribuzione del tessuto osseo giocano un ruolo cruciale nella trasmissione dei carichi e nella resistenza alle sollecitazioni. In particolare, la regione del collo femorale rappresenta un'area critica, frequentemente soggetta a fratture e a variazioni di carico in presenza di impianti protesici.

La comprensione dell'anatomia del femore risulta quindi fondamentale per lo studio del comportamento biomeccanico dell'osso e per la progettazione di protesi d'anca.

2.2 Biomeccanica dell'articolazione dell'anca

L'articolazione dell'anca è una struttura complessa che garantisce sia stabilità che mobilità durante le attività quotidiane [16, 17]. Dal punto di vista biomeccanico, essa può essere descritta come un'articolazione sferica, in cui la testa del femore si articola con l'acetabolo del bacino [18].

A differenza del femore, che svolge principalmente una funzione strutturale nella trasmissione dei carichi, l'articolazione dell'anca è responsabile anche della gestione dei movimenti e dell'equilibrio del corpo [19]. In particolare, essa consente movimenti su più piani, tra cui flessione, estensione, abduzione, adduzione e rotazione [18].

Durante la deambulazione e le attività quotidiane, l'articolazione è soggetta a forze elevate, derivanti sia dal peso corporeo sia dall'azione dei muscoli circostanti [16]. La presenza dei muscoli abduttori, in particolare, gioca un ruolo fondamentale nella stabilizzazione del bacino durante la fase di appoggio del passo [20].

La corretta distribuzione delle forze all'interno dell'articolazione dell'anca è quindi essenziale per garantire un funzionamento biomeccanico efficiente e prevenire condizioni patologiche o fenomeni degenerativi [17].

Durante la posizione eretta, in particolare, durante il cammino, l'articolazione dell'anca è soggetta a carichi significativi, che possono superare diverse volte il peso corporeo. Tali carichi derivano non solo dal peso del corpo, ma anche dall'azione dei muscoli, in particolare dei muscoli abduttori, che contribuiscono a stabilizzare il bacino durante la fase di appoggio monopodalico [15].

Il sistema biomeccanico dell'anca può essere descritto attraverso un modello di leva, in cui il fulcro è rappresentato dall'articolazione stessa, mentre le forze agenti includono il peso del corpo e le forze muscolari. In questo contesto, i muscoli abduttori svolgono un ruolo cruciale nel bilanciare il momento generato dal peso corporeo, evitando la caduta del bacino controlaterale e garantendo la stabilità durante il movimento.

Come mostrato in Figura 2.1, la risultante delle forze agenti sull'articolazione dell'anca dipende dall'equilibrio tra il peso corporeo e le forze muscolari. In particolare, nei tre casi illustrati (a), (b) e (c) si osserva come la direzione e l'intensità della forza risultante articolare (F_R) varino in funzione delle condizioni di carico:

- Nel caso (a) è rappresentata una configurazione semplificata in cui si considera prevalentemente l'effetto del peso corporeo, trascurando il contributo delle forze muscolari.
- Nel caso (b) è mostrata una condizione più realistica, in cui le forze muscolari, in particolare quelle degli abduttori, contribuiscono all'equilibrio del sistema, determinando un incremento della risultante articolare.
- Nel caso (c) si osserva una variazione ulteriore della direzione della forza risultante, evidenziando come modifiche nelle condizioni di carico

influenzino significativamente la distribuzione delle sollecitazioni nel femore.

La risultante delle forze agenti sull'articolazione determina una forza di contatto articolare, che si trasmette dalla testa del femore all'acetabolo. Questa forza non è distribuita uniformemente, ma si concentra in specifiche regioni della superficie articolare, influenzando la distribuzione delle sollecitazioni all'interno del femore.

La comprensione della biomeccanica dell'articolazione dell'anca è essenziale per lo studio delle condizioni patologiche e per la progettazione di protesi, in quanto consente di analizzare come le variazioni geometriche e le caratteristiche dell'impianto influenzino la trasmissione dei carichi e il comportamento meccanico del sistema osso-protesi.

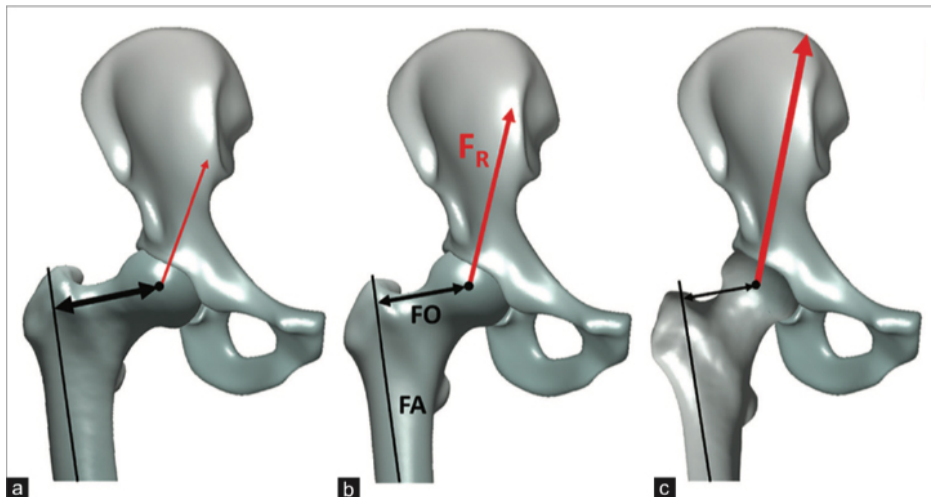


Figura 2.1: Rappresentazione delle forze agenti sull'articolazione dell'anca in diverse condizioni, con evidenza della forza risultante articolare (F_R) e delle componenti muscolari (adattata da [3]).

2.3 Distribuzione dei carichi nel femore

Il femore è soggetto a un complesso stato di sollecitazione derivante dalle forze agenti sull'articolazione dell'anca, che includono il peso corporeo e le forze muscolari. Tali forze generano una distribuzione non uniforme delle tensioni all'interno della struttura ossea, con regioni sottoposte prevalentemente a compressione e altre a trazione.

In condizioni fisiologiche, la distribuzione dei carichi segue l'architettura trabecolare del femore, che si organizza lungo le principali direzioni di sollecitazioni.

tazione. In particolare, nella regione prossimale del femore si distinguono sistemi trabecolari compressivi e tensivi, che consentono una trasmissione efficiente dei carichi e una riduzione delle concentrazioni di tensione [15]. Come mostrato in Figura 2.2, la disposizione delle trabecole ossee segue le principali direzioni di sollecitazione, evidenziando le regioni soggette a compressione e trazione.

L'inserimento di una protesi determina una modifica del comportamento biomeccanico del femore, in quanto altera il percorso di trasmissione dei carichi all'interno della struttura ossea. La presenza dell'impianto introduce infatti una diversa distribuzione di rigidità tra materiale protesico e tessuto osseo, influenzando il modo in cui le sollecitazioni vengono trasferite.

Questa variazione può comportare una redistribuzione delle tensioni rispetto alla condizione fisiologica, con una possibile riduzione delle sollecitazioni in alcune regioni del femore. Tale fenomeno, noto come *strain shielding*, è strettamente legato alle differenze di comportamento meccanico tra osso e protesi e rappresenta uno degli aspetti critici nella progettazione degli impianti ortopedici.

Per comprendere e quantificare tali variazioni nella distribuzione delle sollecitazioni, è necessario ricorrere a strumenti di analisi avanzati.

Per l'analisi quantitativa della distribuzione dei carichi nel femore, nel presente lavoro si fa ricorso a modelli numerici basati sull'analisi agli elementi finiti (FEA), implementati in ambiente ANSYS.

Tale approccio consente di valutare lo stato tensionale e deformativo della struttura in diverse configurazioni, fornendo una descrizione del comportamento biomeccanico del sistema osso-protesi.

Le specifiche scelte metodologiche adottate, così come i parametri utilizzati per il confronto tra le diverse configurazioni, saranno approfonditi nei capitoli successivi.

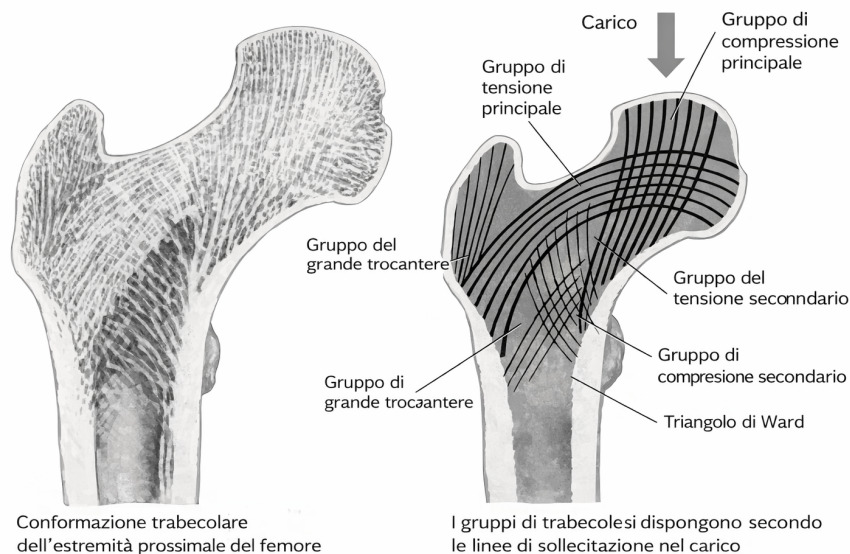


Figura 2.2: Architettura trabecolare del femore prossimale e distribuzione delle linee di sollecitazione, con evidenza delle zone soggette a compressione e trazione (adattata da [4]).

2.4 Problematiche biomeccaniche nelle protesi d'anca

L'introduzione di una protesi d'anca comporta inevitabilmente una modifica delle condizioni biomeccaniche del sistema osso-protesi, influenzando la distribuzione dei carichi e il comportamento meccanico complessivo della struttura [15]. A differenza della condizione fisiologica, in cui il femore è adattato alle sollecitazioni attraverso la propria architettura trabecolare, la presenza di un impianto altera il percorso di trasmissione delle forze e la distribuzione delle tensioni.

Una delle principali criticità è rappresentata dal fenomeno dello *strain shielding*, dovuto alla differenza di rigidità tra il materiale protesico e il tessuto osseo. In particolare, la maggiore rigidità della protesi rispetto all'osso può determinare una riduzione delle sollecitazioni nel femore prossimale, con conseguente riassorbimento osseo e possibile perdita di stabilità dell'impianto nel lungo periodo [15].

Un ulteriore aspetto critico riguarda la presenza di concentrazioni di tensione in specifiche regioni del femore, che possono favorire l'insorgenza di danni

locali o di fenomeni di cedimento strutturale. Tali concentrazioni sono fortemente influenzate dalla geometria della protesi, dal tipo di accoppiamento con l'osso e dalle condizioni di carico.

La progettazione di protesi d'anca richiede quindi un'attenta valutazione del comportamento biomeccanico del sistema, al fine di garantire una distribuzione dei carichi il più possibile simile a quella fisiologica. In questo contesto, l'utilizzo di strumenti di simulazione numerica, come l'analisi agli elementi finiti, rappresenta un supporto fondamentale per analizzare l'effetto delle diverse configurazioni protesiche [13].

In particolare, la possibilità di confrontare differenti soluzioni progettuali attraverso parametri globali, come l'energia elastica totale, consente di individuare configurazioni in grado di minimizzare gli effetti negativi associati alla presenza dell'impianto, migliorando l'interazione tra protesi e tessuto osseo.

L'analisi di tali problematiche rappresenta quindi un passaggio fondamentale per lo sviluppo di soluzioni patient-specific e per l'ottimizzazione del design protesico, con l'obiettivo di migliorare la durata e le prestazioni degli impianti nel tempo.

3. Protesi d'anca e strategie di progettazione

3.1 Tipologie di protesi d'anca

Le protesi d'anca rappresentano una soluzione consolidata per il trattamento di diverse patologie articolari, in particolare nei casi in cui i trattamenti conservativi non risultano efficaci [11]. Nel tempo, lo sviluppo tecnologico ha portato alla definizione di differenti tipologie di impianti, progettati per rispondere a specifiche esigenze cliniche e biomeccaniche.

In generale, le protesi d'anca possono essere suddivise in due principali categorie: protesi standard, comunemente definite *off-the-shelf*, e protesi patient-specific, progettate su misura a partire dalle caratteristiche anatomiche del singolo paziente.

Le protesi standard sono realizzate in una gamma limitata di dimensioni e configurazioni, al fine di adattarsi alla maggior parte della popolazione. Al contrario, le protesi patient-specific vengono sviluppate a partire da dati di imaging medicale, come tomografia computerizzata (CT), consentendo una maggiore personalizzazione dell'impianto [7].

La scelta tra queste due tipologie dipende da diversi fattori, tra cui le condizioni anatomiche del paziente, la complessità del caso clinico e gli obiettivi del trattamento. Nei paragrafi successivi verranno analizzate nel dettaglio le caratteristiche, i vantaggi e i limiti di ciascuna soluzione.

3.1.1 Protesi standard (off-the-shelf)

Le protesi standard rappresentano la soluzione più diffusa nella pratica clinica per la sostituzione dell'articolazione dell'anca. Questi impianti sono prodotti in serie e disponibili in un numero limitato di dimensioni e configurazioni, al fine di adattarsi alla maggior parte della popolazione [11].

Dal punto di vista progettuale, le protesi standard sono caratterizzate da geometrie predefinite, sviluppate sulla base di studi statistici della morfologia ossea. Esse comprendono generalmente una componente femorale, costituita da uno stelo inserito nel canale midollare del femore e da una testa sferica, e una componente acetabolare, che sostituisce la cavità articolare del bacino. Come mostrato in Figura 3.1, una protesi d'anca standard è composta da una componente femorale (stelo e testa) e da una componente acetabolare. Un aspetto rilevante riguarda la modalità di fissaggio dell'impianto, che può essere di tipo:

- **Cementato:** la protesi viene ancorata all'osso mediante un cemento osseo, garantendo una stabilità immediata dell'impianto.
- **Non cementato:** la stabilità è ottenuta attraverso il processo di osteointegrazione tra impianto e tessuto osseo, che si sviluppa nel tempo.

La scelta tra queste due soluzioni dipende da diversi fattori, tra cui l'età del paziente, la qualità dell'osso e le condizioni cliniche generali.

Uno dei principali vantaggi delle protesi standard è rappresentato dalla loro ampia disponibilità e dai costi relativamente contenuti, che ne favoriscono l'utilizzo su larga scala. Inoltre, la standardizzazione dei modelli consente di disporre di un'ampia esperienza clinica e di risultati consolidati nel tempo.

Tuttavia, la natura non personalizzata di questi impianti può comportare un adattamento non ottimale alla specifica anatomia del paziente. La limitata variabilità geometrica disponibile può infatti determinare un *mismatch* tra protesi e struttura ossea, influenzando la distribuzione dei carichi e il comportamento biomeccanico del sistema [13].

Queste limitazioni risultano particolarmente rilevanti nei casi in cui l'anatomia del paziente si discosta significativamente dai modelli medi, rendendo più complessa l'individuazione della configurazione protesica più idonea e motivando lo sviluppo di soluzioni personalizzate.

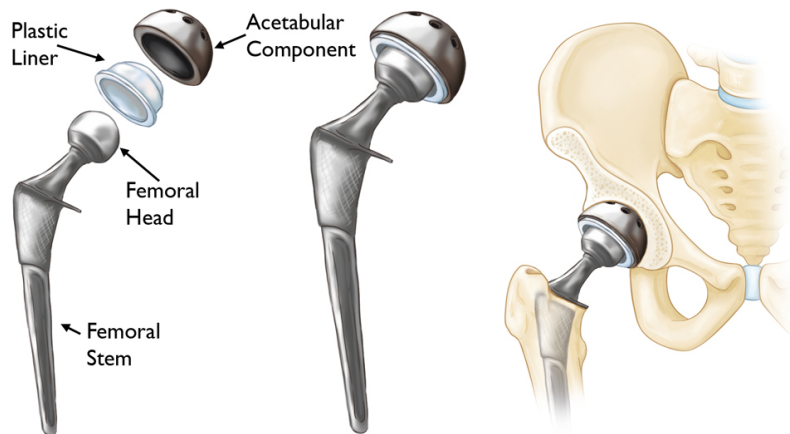


Figura 3.1: Schema di una protesi totale d'anca standard, costituita da componente femorale (stelo e testa) e componente acetabolare con inserto in polietilene (adattata da [5]).

3.1.2 Protesi *patient-specific*

Le protesi *patient-specific* rappresentano un'evoluzione delle tradizionali soluzioni *off-the-shelf*, basata sulla progettazione di impianti personalizzati a partire dalle caratteristiche anatomiche del singolo paziente. Questo approccio si fonda sull'utilizzo di dati di imaging medicale, come tomografia computerizzata (CT), che consentono di ricostruire in modo accurato la geometria tridimensionale dell'osso.

Il processo di progettazione di una protesi *patient-specific* si articola in diverse fasi, che includono l'acquisizione delle immagini medicali, la segmentazione delle strutture ossee, la ricostruzione del modello tridimensionale e la successiva progettazione dell'impianto. A queste fasi si affiancano strumenti di simulazione numerica, come l'analisi agli elementi finiti (FEA), utilizzati per valutare il comportamento biomeccanico del sistema e ottimizzare la configurazione protesica [6].

Come mostrato in Figura 3.2, la progettazione si basa su un processo articolato che consente di passare dai dati anatomici del paziente alla realizzazione di un impianto personalizzato.

Uno dei principali vantaggi di questo approccio è rappresentato dalla possibilità di ottenere un migliore adattamento tra protesi e struttura ossea, riducendo il rischio di mismatch geometrico e migliorando la distribuzione dei carichi. Questo può contribuire a limitare fenomeni biomeccanici critici, come lo *stress shielding*, e a migliorare la stabilità dell'impianto nel lungo periodo.

Tuttavia, le protesi *patient-specific* non rappresentano attualmente uno standard clinico diffuso. Il loro utilizzo è generalmente limitato a casi complessi, come deformità anatomiche significative o interventi di revisione, nei quali le soluzioni standard non risultano adeguate.

Inoltre, la produzione di impianti personalizzati comporta costi più elevati e tempi di realizzazione maggiori rispetto alle protesi standard, richiedendo anche un processo di validazione clinica più articolato. Nonostante ciò, lo sviluppo di tecnologie di produzione avanzata, come la stampa 3D, sta progressivamente favorendo una maggiore diffusione di queste soluzioni.

Quindi rappresentano un ambito di grande interesse nella ricerca e nello sviluppo di dispositivi ortopedici, offrendo prospettive significative per il miglioramento delle prestazioni e della durata degli impianti.

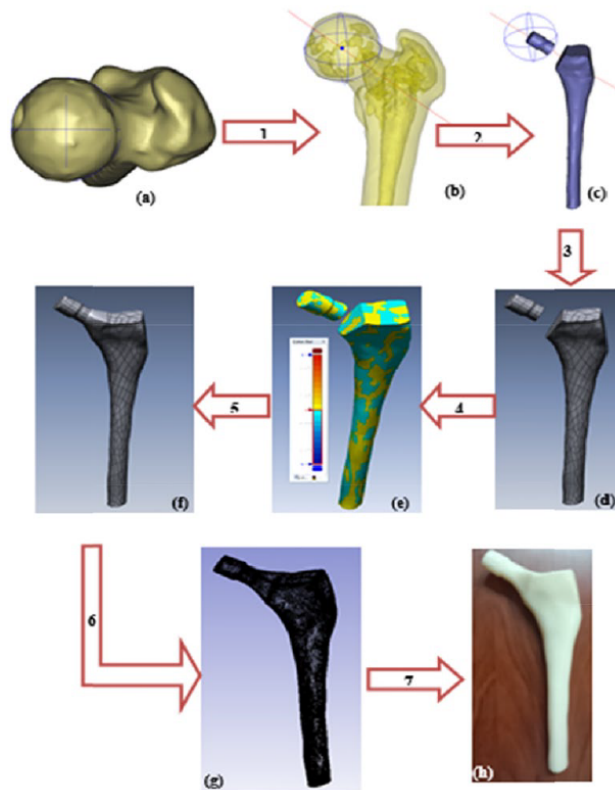


Figura 3.2: Esempio di processo di progettazione di una protesi d'anca *patient-specific*, a partire dall'acquisizione dei dati anatomici fino alla realizzazione dell'impianto (adattata da [6]).

3.2 Materiali utilizzati nelle protesi ortopediche

La scelta dei materiali rappresenta un aspetto fondamentale nella progettazione delle protesi ortopediche, in quanto influisce direttamente sul comportamento meccanico dell'impianto, sulla sua biocompatibilità e sulla durata nel tempo [11].

I materiali utilizzati nelle protesi d'anca devono soddisfare diversi requisiti, tra cui elevata resistenza meccanica, buona resistenza all'usura e alla corrosione, nonché compatibilità biologica con i tessuti circostanti. Tra i principali materiali impiegati si distinguono:

- **Leghe metalliche:** comprendono principalmente leghe di titanio e leghe a base di cobalto-cromo. Sono utilizzate per la componente fe-

morale grazie alla loro elevata resistenza meccanica e alla buona biocompatibilità [13]. Il titanio presenta inoltre un modulo elastico più vicino a quello dell'osso, contribuendo a ridurre gli effetti dello *stress shielding*.

- **Materiali polimerici:** come il polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE), impiegato negli inserti acetabolari per le sue proprietà di basso attrito e buona resistenza all'usura.
- **Materiali ceramici:** tra cui allumina e zirconia, utilizzati nelle superfici articolari grazie all'elevata durezza e alle ottime proprietà tribologiche.

La combinazione di diversi materiali all'interno dello stesso impianto consente di ottimizzare le prestazioni complessive della protesi, bilanciando resistenza meccanica, comportamento tribologico e compatibilità biologica.

Dal punto di vista biomeccanico, la scelta del materiale influisce in modo significativo sulla distribuzione dei carichi all'interno del femore. In particolare, un'elevata differenza di rigidità tra protesi e tessuto osseo può alterare il trasferimento delle sollecitazioni, contribuendo all'insorgenza di fenomeni di *strain shielding* [13]. Per questo motivo, la selezione dei materiali rappresenta un elemento chiave nella progettazione di impianti in grado di garantire un comportamento il più possibile fisiologico.

3.3 Selective Laser Melting (SLM)

Le tecnologie di produzione additiva hanno assunto un ruolo sempre più rilevante nella realizzazione di dispositivi medicali personalizzati [6]. Tra queste, il *Selective Laser Melting* (SLM) rappresenta una delle tecniche più avanzate per la produzione di componenti metallici complessi.

Il processo SLM si basa sulla fusione selettiva di polveri metalliche mediante un fascio laser ad alta energia [6]. Dal punto di vista operativo, una macchina SLM è composta da una sorgente laser ad alta potenza, un sistema di scansione (generalmente basato su specchi galvanometrici), un letto di polvere metallica e una piattaforma di costruzione mobile. Il processo avviene all'interno di una camera controllata, tipicamente in atmosfera inerte, per prevenire fenomeni di ossidazione durante la fusione.

Durante la fabbricazione, uno strato sottile di polvere metallica viene distribuito sulla piattaforma e successivamente fuso selettivamente dal fascio laser, seguendo la geometria definita dal modello digitale. Al termine di ogni passata, la piattaforma viene abbassata e un nuovo strato di polvere viene

depositato, consentendo la realizzazione del componente secondo un approccio layer-by-layer.

Come mostrato in Figura 3.3, il processo prevede la deposizione e la fusione selettiva di strati successivi di polvere metallica mediante il movimento controllato del fascio laser.

In particolare, il materiale viene depositato strato per strato e fuso localmente secondo una geometria definita da un modello digitale tridimensionale, consentendo la realizzazione di strutture con elevata complessità geometrica.

Questo approccio risulta particolarmente vantaggioso nella produzione di protesi ortopediche, in quanto permette di realizzare impianti personalizzati a partire dai dati anatomici del paziente. Inoltre, la tecnologia SLM consente di progettare strutture porose controllate, in grado di favorire l'osteointegrazione e migliorare l'interazione tra impianto e tessuto osseo.

Un ulteriore vantaggio è rappresentato dalla possibilità di ottimizzare la distribuzione del materiale all'interno dell'impianto, riducendo il peso della protesi e modulandone la rigidità. Questo aspetto risulta particolarmente rilevante dal punto di vista biomeccanico, in quanto consente di limitare fenomeni come lo *strain shielding*.

Tuttavia, il processo SLM presenta anche alcune criticità, tra cui la presenza di tensioni residue, la necessità di post-processing e la dipendenza delle proprietà meccaniche dai parametri di processo. Nonostante ciò, questa tecnologia rappresenta uno strumento fondamentale per lo sviluppo di protesi patient-specific e per l'innovazione nel campo dell'ingegneria biomedica.

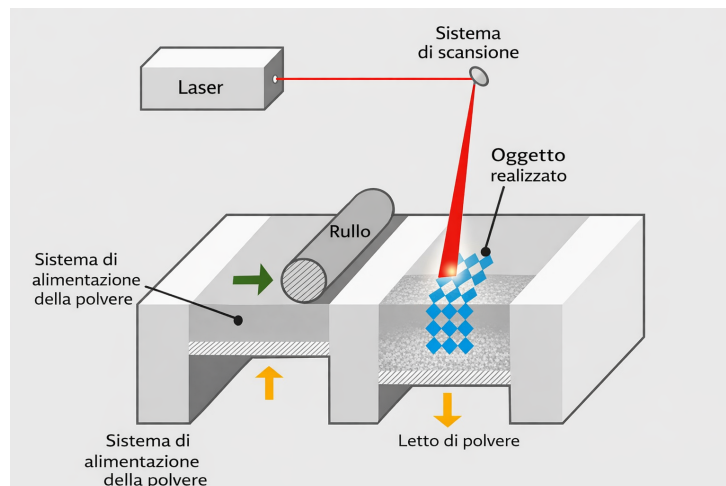


Figura 3.3: Schema di funzionamento del processo di Selective Laser Melting (SLM), basato sulla fusione selettiva di polveri metalliche mediante un fascio laser (adattata da [21]).

4. Architettura del workflow automatico

4.1 Analisi preliminare e obiettivi del processo

Il presente lavoro si inserisce nell'ambito della progettazione di protesi d'anca patient-specific, con l'obiettivo di sviluppare un processo automatico di ottimizzazione della geometria dell'impianto basato su analisi biomeccaniche avanzate.

A differenza degli approcci tradizionali, il metodo proposto considera esplicitamente il comportamento biomeccanico del sistema osso-protesi, con l'obiettivo di migliorare la distribuzione dei carichi all'interno del femore e limitare alterazioni non fisiologiche dello stato tensionale.

L'obiettivo principale del lavoro, già introdotto nel Paragrafo 1.4, è l'individuazione di una configurazione protesica ottimale mediante un processo iterativo basato su simulazioni agli elementi finiti.

In particolare, il processo è stato sviluppato all'interno dell'ambiente ANSYS Workbench ed è strutturato come un loop parametrico automatico, in grado di generare e analizzare diverse configurazioni della protesi variando specifici parametri geometrici.

Il criterio adottato per l'analisi del sistema è basato sulla valutazione della variazione della somma dell'energia elastica totale (mJ), calcolata sugli elementi finiti del femore, tra la configurazione pre-operatoria e quella post-operatoria.

In particolare, tale parametro viene utilizzato come indicatore globale della risposta biomeccanica del sistema, consentendo di quantificare le modifiche nel trasferimento dei carichi indotte dalla presenza della protesi.

Sebbene sia stato implementato un loop parametrico automatico in ambiente ANSYS Workbench, finalizzato alla generazione di diverse configurazioni geometriche mediante variazione dei parametri progettuali, l'obiettivo del lavoro non è stato quello di individuare una configurazione ottima in senso stretto. L'approccio adottato è infatti di tipo analitico, volto a studiare l'influenza dei parametri geometrici sulla risposta del sistema.

Il confronto tra configurazione pre-operatoria e post-operatoria è stato pertanto effettuato su configurazioni selezionate, valutando la variazione del parametro energetico al fine di identificare condizioni che garantiscano una distribuzione delle sollecitazioni il più possibile simile a quella fisiologica.

4.2 Generazione geometria del femore a partire dai dati delle immagini Tac

Il processo di ricostruzione del femore è stato implementato a partire dai dati discretizzati derivanti dalla TAC, relativi al femore sinistro, forniti sotto forma di file di testo contenenti le informazioni volumetriche (voxel-based) del dominio.

In particolare, sono stati considerati tre file di input contenenti le informazioni necessarie alla ricostruzione del modello:

- un file contenente le proprietà dei materiali associate ai voxel del femore, in cui per ciascun punto sono riportate le coordinate spaziali (x,y,z in mm) e il corrispondente modulo elastico $E(\text{Mpa})$;
- un file relativo alla segmentazione binaria del dominio, utilizzato per distinguere le regioni ossee da quelle non ossee;
- un file contenente le informazioni geometriche del volume discretizzato, quali la dimensione del dominio e la risoluzione spaziale lungo le tre direzioni cartesiane.

A partire da tali dati, viene ricostruita una rappresentazione tridimensionale della struttura ossea mediante l'applicazione dell'algoritmo di *Marching Cubes*. Questo algoritmo opera su una discretizzazione voxel-based del volume, identificando, all'interno di ciascun voxel, la configurazione dell'isovalore che rappresenta il contorno della struttura ossea.

In particolare, il dominio viene suddiviso in celle cubiche (voxel), per le quali viene valutata la posizione relativa rispetto a una soglia prefissata. In funzione della configurazione dei vertici del cubo, viene selezionato un pattern predefinito che consente di approssimare localmente la superficie mediante triangoli. L'insieme delle superfici triangolari generate nei diversi voxel permette di ricostruire una mesh continua che approssima la geometria del femore.

Il risultato di tale procedura è una rappresentazione superficiale triangolare (formato STL) della struttura ossea, che costituisce la base per le successive fasi di elaborazione e modellazione, come mostrato in Figura 4.1.

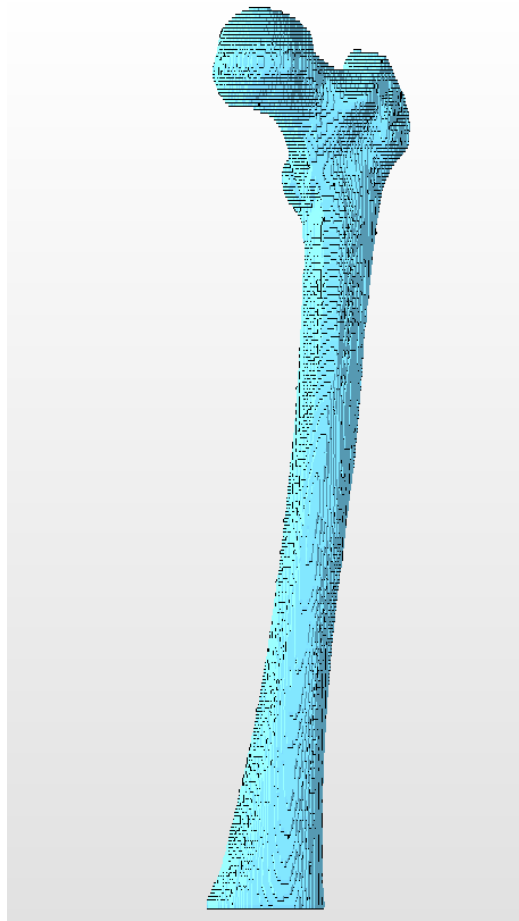


Figura 4.1: Modello del femore ottenuto mediante algoritmo di *Marching Cubes* prima delle operazioni di smoothing.

Per migliorare la qualità geometrica del modello e renderlo idoneo alle successive simulazioni numeriche, il modello STL ottenuto è stato sottoposto a operazioni di post-processing mediante il software Netfabb.

In particolare, sono state eseguite operazioni di *mesh repair*, finalizzate alla correzione di discontinuità topologiche quali superfici aperte, triangoli degeneri e non-manifold edges. Successivamente, è stata applicata una procedura di *surface smoothing*, con l'obiettivo di ridurre la rugosità superficiale introdotta dalla discretizzazione voxel-based e dall'algoritmo di ricostruzione. Infine, è stata utilizzata una tecnica di tipo *shrinkwrap*, che consente di ottenere una superficie più regolare e continua aderente alla geometria originale. Il risultato finale del processo di ricostruzione geometrica è mostrato in Figura 4.2.



Figura 4.2: Modello finale del femore dopo operazioni di smoothing e post-processing in ambiente Netfabb.

Il modello superficiale ottenuto, mostrato in Figura 4.2, rappresenta la geometria finale del femore a seguito delle operazioni di smoothing e post-processing. La rimozione delle irregolarità locali e il miglioramento della qualità della mesh triangolare garantiscono una rappresentazione geometrica accurata e stabile, idonea per le successive fasi di segmentazione e definizione dei parametri anatomici.

4.3 Segmentazione e identificazione dei parametri geometrici del femore

L'identificazione dei parametri geometrici del femore è stata effettuata mediante uno script sviluppato in ambiente MATLAB, applicato alla nuvola di punti ottenuta dal modello STL ricostruito, seguendo approcci consolidati in letteratura per l'analisi di dati derivati da immagini TAC e l'identificazione di parametri anatomici [22].

In una fase preliminare, il modello viene traslato e riorientato lungo l'asse longitudinale, al fine di ottenere una rappresentazione geometrica coerente e facilitare le successive operazioni di analisi.

In particolare, vengono individuate le principali regioni anatomiche del femore, quali diafisi (D), trocantere (E), collo del femore (U) e testa femorale (H). Questa classificazione è ottenuta mediante una procedura automatica che assegna a ciascun punto della geometria una specifica etichetta in funzione della sua posizione e delle caratteristiche locali, come mostrato in Figura 4.3.

Tale identificazione rappresenta un passaggio fondamentale per l'individuazione dei riferimenti anatomici necessari alle successive fasi di modellazione protesica.

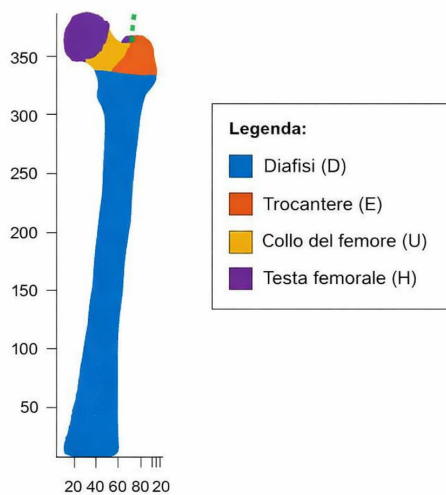


Figura 4.3: Segmentazione automatica del femore nelle principali regioni anatomiche: diafisi (D), trocantere (E), collo (U) e testa (H).

A partire dalle regioni segmentate, viene eseguita una procedura di fitting cilindrico sulla diafisi e sul collo femorale, con l'obiettivo di determinare gli

assi principali della geometria. In particolare, per ciascuna regione viene stimato un cilindro approssimante, definito da un punto appartenente all'asse e da un vettore direttore. I vettori così ottenuti vengono successivamente normalizzati, consentendo di definire in modo robusto l'asse della diafisi (D_{vec}) e l'asse del collo femorale (U_{vec}), come illustrato in Figura 4.4. Tali assi costituiscono riferimenti geometrici fondamentali per l'allineamento della protesi e per la definizione delle operazioni di taglio.

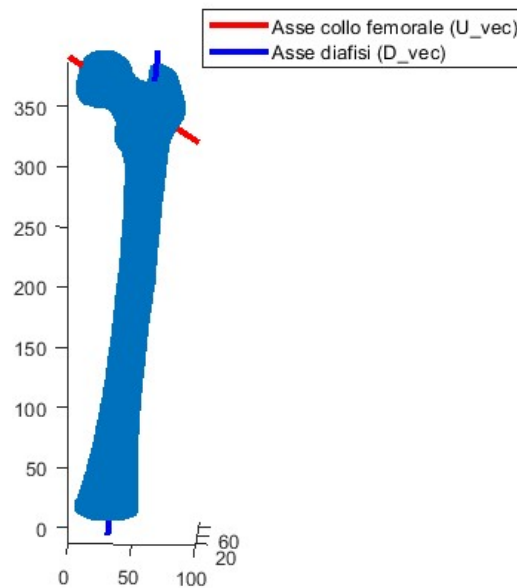


Figura 4.4: Individuazione degli assi principali del femore: asse della diafisi (D_{vec}) e asse del collo femorale (U_{vec}), ottenuti mediante fitting cilindrico.

Successivamente, sulla base della connettività della mesh triangolare, vengono individuati i punti di frontiera tra il collo femorale e le regioni adiacenti (diafisi e trocantere). Tali punti vengono proiettati lungo la direzione dell'asse diafisario, permettendo di identificare due punti caratteristici, P_1 e P_2 , corrispondenti rispettivamente ai valori massimo e minimo della proiezione. Questi punti, mostrati in Figura 4.5, individuano la zona di transizione tra le regioni anatomiche e rappresentano riferimenti chiave per la definizione delle superfici di osteotomia virtuale.

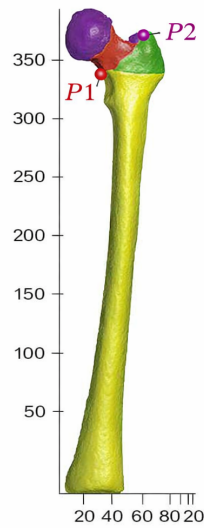


Figura 4.5: Individuazione dei punti caratteristici P_1 e P_2 a partire dai punti di frontiera tra collo femorale e regioni adiacenti.

A partire dagli assi principali e dai punti caratteristici individuati, vengono definiti i riferimenti geometrici necessari per la costruzione dei piani di taglio. Tali piani vengono successivamente realizzati in ambiente CAD (SpaceClaim), al fine di isolare la porzione prossimale del femore destinata all'inserimento della protesi.

Infine, viene stimata la posizione dell'incavo intercondilare nella regione distale del femore. Tale punto viene individuato analizzando la distribuzione dei punti nella porzione inferiore della diafisi e selezionando la zona centrale tra i condili, caratterizzata da un minimo locale lungo l'asse longitudinale. Questa informazione risulta utile per la definizione dei riferimenti geometrici globali e per l'allineamento del modello.

L'insieme dei parametri geometrici ottenuti, comprendente gli assi principali del femore, i punti caratteristici P_1 e P_2 , la posizione dell'incavo intercondilare e le coordinate del centro della testa femorale, costituisce la base per la costruzione parametrica della protesi e per la definizione delle condizioni al contorno nelle successive simulazioni numeriche.

4.3.1 Determinazione dei riferimenti anatomici

A partire dalla procedura di segmentazione e dalle operazioni di fitting cilindrico descritte nel paragrafo precedente, sono stati individuati i principali riferimenti anatomici del femore, utilizzati per la definizione della geometria protesica e per l'allineamento del modello.

In particolare, sono stati identificati:

- il punto *Head*, corrispondente al centro della testa femorale, assunto come riferimento principale per il posizionamento dell'articolazione;
- il vettore asse del collo femorale (*Neck*), determinato a partire dal fitting cilindrico della regione del collo e utilizzato per definire l'orientamento dell'impianto;
- il vettore asse della diafisi (*Diaphysis*), ottenuto dal fitting cilindrico della regione diafisaria e impiegato come riferimento per l'allineamento globale del femore;
- i punti caratteristici P_1 e P_2 , individuati lungo la regione di transizione tra collo femorale e diafisi/trocantere, utilizzati per la definizione delle superfici di osteotomia.

Le coordinate e le direzioni associate a tali riferimenti, arrotondate a due cifre decimali, sono riportate di seguito:

- Head: (27.48, 37.77, 365.55)
- Asse del collo (Neck): (0.76, 0.23, -0.61)
- Asse della diafisi (Diaphysis): (-0.10, -0.03, -0.99)
- Punto P_1 : (35.64, 42.51, 335.55)
- Punto P_2 : (66.13, 48.72, 360.77)

I punti P_1 e P_2 sono determinati a partire dai punti di frontiera tra le regioni segmentate, proiettati lungo la direzione dell'asse diafisario, come mostrato in Figura 4.6. In particolare, P_1 corrisponde al punto con valore massimo della proiezione, mentre P_2 rappresenta il punto con valore minimo. Questa procedura consente di individuare in modo robusto la regione di interesse per l'osteotomia, garantendo coerenza geometrica tra il modello anatomico e quello protesico.

Tali grandezze definiscono un sistema di riferimento anatomico locale, che costituisce la base per la costruzione parametrica della protesi e per la corretta definizione delle condizioni al contorno nelle simulazioni numeriche.

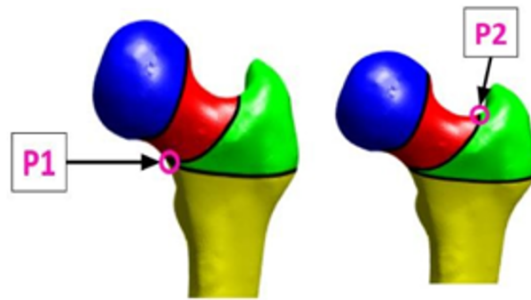


Figura 4.6: Individuazione dei punti caratteristici P_1 e P_2 nella regione di transizione tra collo femorale e diafisi, utilizzati per la definizione delle superfici di osteotomia virtuale.

4.4 Simulazione pre-operatoria

La simulazione pre-operatoria è stata sviluppata in ambiente ANSYS Workbench con l'obiettivo di analizzare il comportamento biomeccanico del femore integro, in assenza della protesi. Questa configurazione rappresenta la condizione fisiologica di riferimento e consente di valutare le modifiche introdotte nelle successive fasi di modellazione sulla risposta strutturale del sistema. Il workflow di simulazione è stato strutturato mediante una sequenza di blocchi interconnessi, che permettono di definire in maniera sistematica la geometria, le proprietà dei materiali e l'analisi numerica.

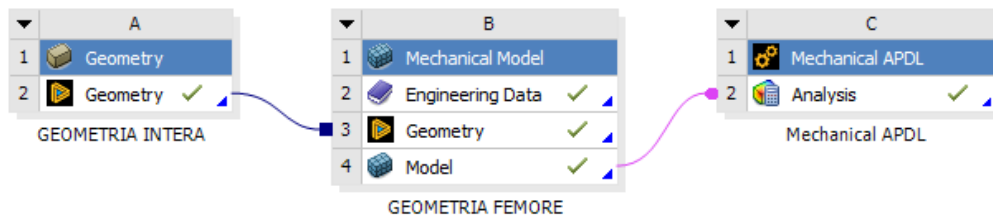


Figura 4.7: Schema del workflow della simulazione pre-operatoria in ANSYS Workbench.

Come mostrato in Figura 4.7, il processo si articola in tre blocchi principali: il blocco di definizione della geometria, il blocco di modellazione meccanica e il blocco di analisi tramite Mechanical APDL. Questa organizzazione consente di separare le diverse fasi della simulazione, garantendo maggiore flessibilità e controllo nella gestione del modello numerico.

L'obiettivo principale della simulazione pre-operatoria è quello di analizzare il comportamento meccanico del femore integro, valutando la distribuzione delle deformazioni e degli spostamenti sotto condizioni di carico fisiologico. In particolare, la simulazione consente di:

- caratterizzare la risposta biomeccanica del femore in condizioni fisiologiche;
- individuare le zone maggiormente sollecitate, in particolare nella regione prossimale;
- definire una configurazione di riferimento per il confronto con i casi post-operatori;
- valutare la distribuzione dei carichi lungo la struttura ossea, utile per analizzare gli effetti dell'inserimento della protesi nelle fasi successive.

4.4.1 Definizione della geometria

Il blocco A del workflow, denominato *Geometry*, è dedicato alla gestione della geometria del femore utilizzata nella simulazione pre-operatoria. In questa fase viene importato il modello tridimensionale del femore in formato STL. Come mostrato in Figura 4.8, tale geometria in ambiente SpaceClaim viene convertita in un corpo solido, al fine di consentire le successive operazioni di modellazione e analisi numerica. Il modello risultante è costituito da un unico dominio continuo, rappresentativo del femore integro, al quale vengono successivamente assegnate le proprietà del materiale.

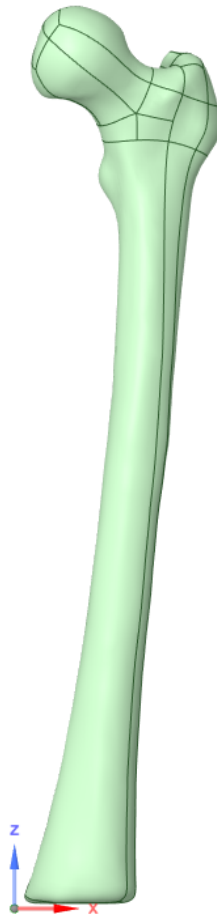


Figura 4.8: Geometria del femore nella configurazione pre-operatoria.

All'interno del blocco *Geometry*, il modello viene inoltre verificato per garantirne la correttezza topologica e la compatibilità con le fasi successive della simulazione. In particolare, viene controllata la presenza di superfici chiuse e l'assenza di discontinuità geometriche, condizioni necessarie per una corretta discretizzazione agli elementi finiti.

Il blocco fornisce quindi la base geometrica su cui vengono definite le proprietà dei materiali, la mesh e le condizioni al contorno nel successivo blocco di modellazione meccanica.

4.4.2 Modello meccanico

Il blocco B:*Mechanical Model* rappresenta il nucleo della simulazione agli elementi finiti, in cui la geometria del femore viene convertita in un modello numerico idoneo all'analisi strutturale.

All'interno di questo blocco viene innanzitutto importata la geometria del femore integro nella configurazione pre-operatoria, come mostrato in Figura 4.8. Il modello è costituito da un unico corpo solido, al quale vengono assegnate le proprietà del materiale.

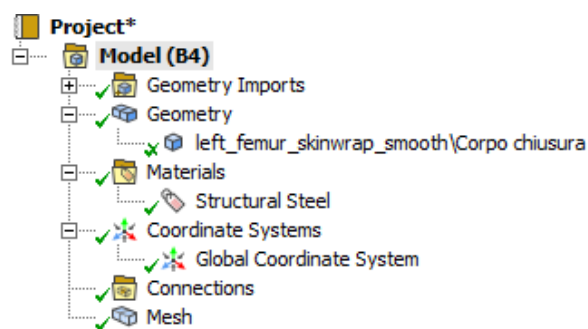


Figura 4.9: Struttura del modello nel blocco *Mechanical Model*, con definizione della geometria, del materiale e delle selezioni nominali.

Come mostrato in Figura 4.9, viene definita la struttura del modello all'interno del blocco *Mechanical Model*, includendo la geometria importata, le proprietà del materiale e il sistema di riferimento globale.

Il modello viene discretizzato mediante una mesh agli elementi finiti costituita da elementi quadratici. La dimensione caratteristica degli elementi è pari a 3.1 mm. Tale valore non deriva da un'analisi di convergenza, ma è stato scelto come il più fine possibile compatibilmente con i limiti computazionali imposti.

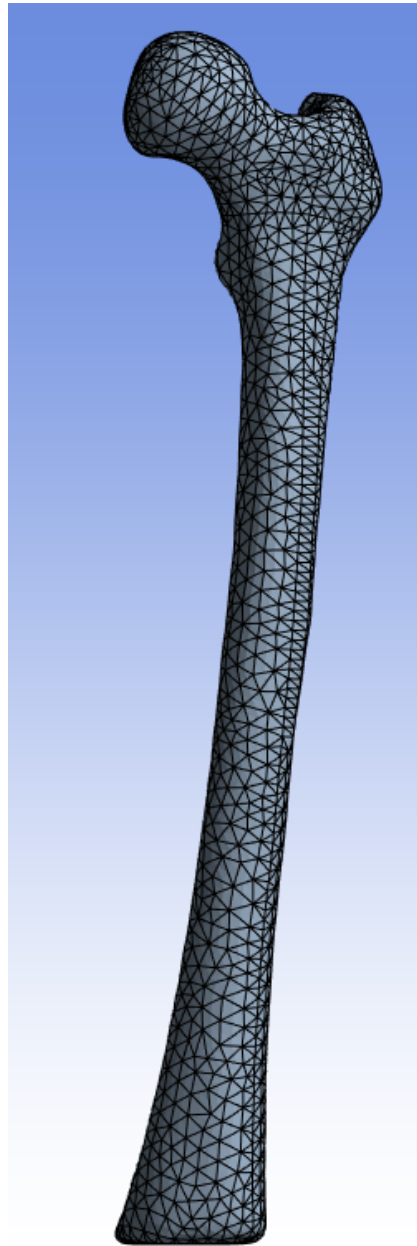


Figura 4.10: Discretizzazione del modello mediante mesh con elementi quadratici.

La discretizzazione è stata effettuata con particolare attenzione alla regione prossimale del femore, al fine di garantire una corretta risoluzione delle variazioni locali di deformazione. Come evidenziato in Figura 4.10, la mesh risulta sufficientemente fitta nelle zone di interesse, consentendo una rappre-

sentazione accurata del comportamento strutturale.

Le proprietà del materiale assegnate in questa fase hanno un ruolo preliminare e non rappresentano la distribuzione finale del tessuto osseo. In particolare, viene definito un materiale omogeneo di riferimento, assegnando al femore un materiale di tipo *Structural Steel*, necessario esclusivamente per consentire la corretta inizializzazione del modello agli elementi finiti all'interno dell'ambiente Mechanical Model.

In una fase successiva, tali proprietà vengono aggiornate attraverso una procedura automatizzata implementata in ambiente MATLAB, che consente di associare a ciascun elemento della mesh le proprietà meccaniche derivate dai dati voxel-based della TAC del paziente. Questa operazione si basa sulla corrispondenza tra i centroidi degli elementi finiti e le informazioni volumetriche dell'imaging medico, permettendo una rappresentazione spazialmente variabile delle proprietà del tessuto osseo.

La caratterizzazione meccanica realistica del femore viene quindi introdotta nel blocco APDL, dove le proprietà dei materiali vengono riassegnate in modo non omogeneo sulla base dei dati derivanti dall'imaging medico.

Il modello così definito costituisce la base per l'esecuzione dell'analisi numerica nel blocco successivo.

4.4.3 Integrazione tra MATLAB e blocco APDL



Figura 4.11: Workflow automatico per la preparazione del modello, la riassegnazione dei materiali e l'esecuzione della simulazione strutturale.

Il processo implementato si articola in una sequenza automatizzata di operazioni che coinvolgono l'ambiente ANSYS e MATLAB, come illustrato in Figura 4.11.

In una prima fase, svolta in Mechanical APDL, vengono estratte le principali informazioni relative alla mesh del femore, precedentemente definita nel

blocco Mechanical Model, mediante un file di input APDL dedicato (*APDL-file.txt*).

In particolare vengono esportate la lista dei nodi, degli elementi e i centroidi, che costituiscono i dati di base per le successive elaborazioni. La lista dei nodi contiene l'identificativo di ciascun nodo e le relative coordinate spaziali. La lista degli elementi riporta l'identificativo dell'elemento e gli ID dei nodi che lo compongono. Le coordinate dei centroidi degli elementi, fondamentali per il rimappaggio delle proprietà meccaniche derivate dai dati voxel-based della TAC, vengono invece calcolate separatamente mediante un file di output dedicato.

In una fase successiva, mediante uno script sviluppato in ambiente MATLAB, viene individuata la regione di applicazione del carico sulla testa femorale a partire dalla geometria superficiale del femore in formato STL.

Tale geometria viene inizialmente normalizzata rispetto all'asse verticale, al fine di garantire coerenza con il sistema di riferimento utilizzato nelle fasi successive. L'analisi viene quindi condotta sfruttando i risultati della segmentazione descritta nel Paragrafo 4.3, in particolare per quanto riguarda l'identificazione dei punti appartenenti alla testa femorale.

Su tali punti viene eseguito un fitting sferico mediante la funzione *sphereFit*, che consente di determinare il centro geometrico della testa femorale (CH) e il raggio associato (RH). Le coordinate dell'incavo intercondilare (CI), anch'esse ottenute nella fase di segmentazione, vengono utilizzate per definire il vettore asse principale del femore, orientato dalla regione distale verso la testa. A partire da tale asse, viene definito un piano di taglio ortogonale, necessario per individuare la porzione della testa su cui applicare il carico.

In particolare, viene considerata una calotta sferica di raggio pari a 11 mm, ottenuta come intersezione tra una sfera centrata in CH e un piano perpendicolare all'asse testa-incavo. Come mostrato in Figura 4.12, questa procedura consente di identificare in modo geometrico la superficie della testa femorale destinata all'applicazione del carico.

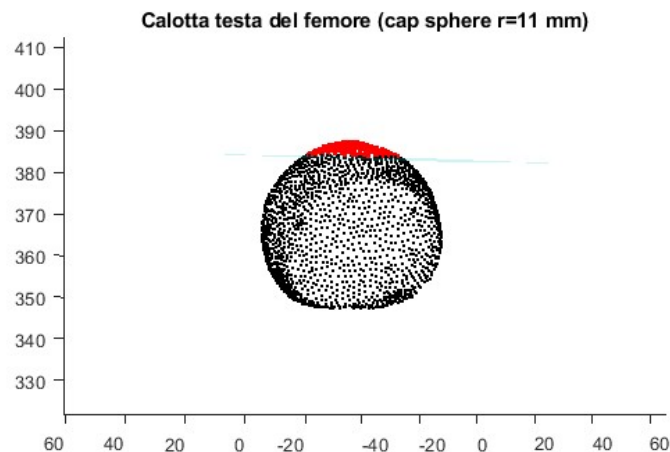


Figura 4.12: Individuazione di una regione della testa femorale mediante un criterio sferico ($r = 11$ mm) utilizzata per la selezione dei nodi di applicazione del carico.

La regione evidenziata è ottenuta considerando una sfera di raggio pari a 11 mm centrata nel punto CH e selezionando i nodi appartenenti alla porzione superiore della testa femorale.

A partire da tale regione, viene effettuata una corrispondenza tra la geometria segmentata e la mesh agli elementi finiti, importata da file di testo contenenti nodi ed elementi del modello. I nodi appartenenti alla calotta vengono selezionati sulla base di criteri geometrici, considerando sia la distanza dal centro della testa sia la posizione rispetto al piano di taglio:

- **Insieme C1 (superficie di carico):** i nodi appartenenti alla calotta vengono selezionati sulla base di due criteri geometrici:
 - appartenenza a una sfera di raggio $r = 11$ mm centrata in CH (con opportuna tolleranza);
 - posizione rispetto al piano di taglio, tale da considerare solo la porzione superiore della testa.

Successivamente, vengono selezionati gli elementi i cui nodi ricadono interamente in tale regione e, tramite l'analisi della connettività, vengono individuate le facce esterne. I nodi appartenenti a tali facce costituiscono l'insieme C1, utilizzato per l'applicazione del carico in ambiente ANSYS APDL.

- **Insieme C2 (vincoli alla base):** i nodi appartenenti alla regione inferiore della diafisi vengono identificati sulla base della coordinata verticale, selezionando quelli prossimi al valore minimo lungo l'asse z . Su tali nodi verrà imposto uno spostamento nullo nelle tre direzioni (UX, UY, UZ), simulando il vincolo alla base del femore.

Le componenti della forza applicata sono definite nel codice APDL e successivamente distribuite uniformemente sui nodi appartenenti all'insieme C1.

In particolare, il vettore di carico applicato risulta pari a:

$$\mathbf{F} = (F_x, F_y, F_z) = (16.18, 38.46, -1469.41) \text{ N} \quad (4.1)$$

Il vettore è orientato secondo la direzione individuata a partire dai riferimenti anatomici. La distribuzione del carico sui nodi della testa femorale consente di ottenere una rappresentazione più realistica delle condizioni di carico, evitando concentrazioni numeriche non fisiche. Questa procedura consente di garantire una corretta definizione delle condizioni al contorno, mantenendo coerenza tra le informazioni geometriche derivate dalla segmentazione e la discretizzazione agli elementi finiti.

In una fase successiva, mediante lo script *create_volumes.m*, viene effettuata la riassegnazione delle proprietà dei materiali agli elementi della mesh. In particolare, i dati della mesh (nodi, elementi e centroidi) vengono messi in relazione con i dati volumetrici voxel-based del femore, consentendo di associare a ciascun elemento le proprietà meccaniche corrispondenti, ovvero i moduli elastici derivati dai voxel della TAC. Questa operazione viene eseguita tramite la funzione *generate_material_reassignment_apdl_only_bone.m*, che genera il file di input *assign_materials_bone_only.txt* per ANSYS APDL.

Tale file contiene le istruzioni APDL necessarie per la riassegnazione dei moduli elastici a ciascun elemento della mesh, sulla base della corrispondenza con i dati voxel-based della TAC. In particolare, a ogni elemento finito viene associato un valore di modulo elastico derivato dalle proprietà del voxel corrispondente, consentendo di ottenere una distribuzione non omogenea e più realistica delle proprietà meccaniche del tessuto osseo.

Infine, in ambiente *Mechanical APDL* viene utilizzato un unico file di input APDL contenente tutte le informazioni e i dati necessari alla simulazione, inclusa la mesh, le proprietà dei materiali riassegnate, le condizioni al contorno e i carichi applicati. All'interno di tale file viene quindi eseguita la simulazione strutturale ottenendo il campo di spostamenti, deformazioni e tensioni.

Al termine della simulazione, viene eseguita una fase di post-processing in cui viene valutata l'energia elastica del sistema. In particolare, viene calcolata

l'energia elastica totale (mJ) del femore come somma dei contributi energetici di tutti gli elementi del modello, mediante l'utilizzo dei comandi ETABLE e SSUM. Infine, il database aggiornato viene salvato, rendendo disponibili i risultati per le successive analisi e confronti tra configurazioni.

4.5 Generazione della geometria parametrica

La generazione della geometria della protesi rappresenta una fase centrale del workflow sviluppato e si articola in due passaggi principali.

In una prima fase, i riferimenti anatomici del femore vengono determinati a partire dalla procedura di segmentazione descritta nel Paragrafo 4.3, mediante un algoritmo sviluppato in ambiente MATLAB, al fine di definire un sistema di coordinate coerente con l'anatomia del paziente.

Successivamente, tali riferimenti vengono utilizzati per la costruzione della geometria della protesi in ambiente CAD (SpaceClaim), mediante un approccio parametrico che consente di generare direttamente un impianto già correttamente orientato rispetto al femore.

Questa suddivisione consente di separare la fase di elaborazione dei dati anatomici dalla fase di modellazione geometrica, garantendo maggiore flessibilità e integrazione all'interno del processo di ottimizzazione.

4.5.1 Determinazione del punto caratteristico P_{RED} per l'allineamento automatico della protesi

In questa fase, svolta in ambiente MATLAB, a partire dai riferimenti anatomici già determinati nel Paragrafo 4.3.1, viene individuato un punto caratteristico fondamentale per il posizionamento automatico della protesi, indicato come P_{RED} .

La determinazione di tale punto avviene mediante un algoritmo geometrico che utilizza, oltre ai riferimenti anatomici del femore, anche parametri dimensionali standard della protesi, quali lunghezze caratteristiche e angoli di orientamento. A partire da tali informazioni, viene costruita una rappresentazione parametrica della centerline della protesi, inizialmente definita sulla base degli assi principali del femore (asse della diafisi e direzione del collo) e successivamente ottimizzata attraverso una procedura di traslazione e orientamento.

Il punto P_{RED} è quindi identificato come l'estremo distale della centerline della protesi nella configurazione ottimale, e rappresenta il riferimento geometrico necessario per garantire il corretto allineamento dell'impianto all'interno del femore.

Il criterio adottato per l'identificazione della configurazione ottimale consiste nella massimizzazione dell'intersezione tra il volume della protesi e quello del femore. Tale procedura consente di individuare automaticamente la posizione della protesi che garantisce il miglior adattamento geometrico all'interno della struttura ossea.

Una volta determinata la configurazione ottimale, il punto P_{RED} viene identificato come il punto terminale della centerline, rappresentando così un riferimento geometrico univoco per il corretto allineamento della protesi all'interno del femore.

Come mostrato in Figura 4.13, il punto P_{RED} risulta localizzato lungo l'asse della protesi in posizione distale rispetto alla testa femorale, consentendo di definire in modo automatico la posizione e l'orientamento dell'impianto.

Le coordinate del punto caratteristico risultano pari a:

- P_{RED} : (53.85, 45.36, 259.73)

Tale punto viene successivamente utilizzato come riferimento per la costruzione e l'allineamento automatico della protesi in ambiente CAD.

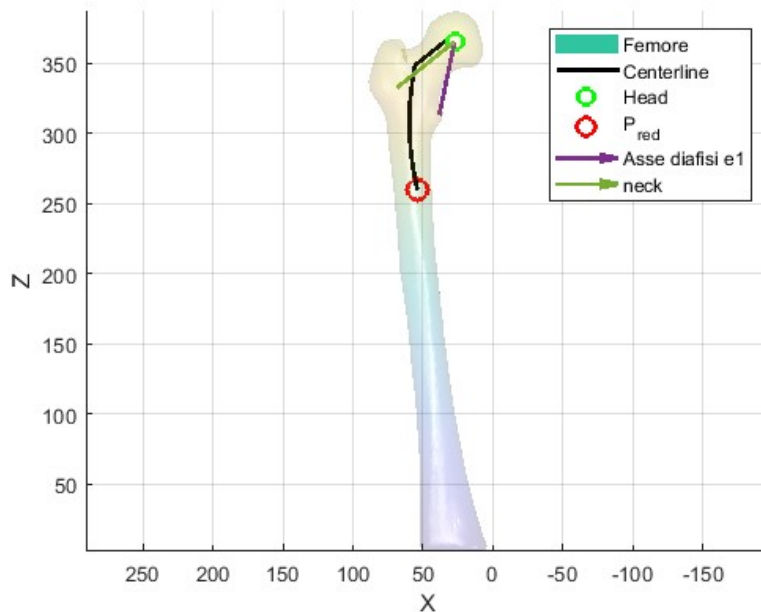


Figura 4.13: Rappresentazione dei riferimenti anatomici del femore e della centerline della protesi ottenuti mediante l'algoritmo MATLAB. Sono evidenziati il centro della testa femorale, l'asse della diafisi, la direzione del collo e il punto caratteristico P_{RED} .

4.5.2 Costruzione della protesi su SpaceClaim

L'intero processo di modellazione della protesi è stato realizzato in ambiente SpaceClaim mediante l'utilizzo della funzionalità *Block*, al fine di ottenere una geometria completamente parametrizzata, in cui le principali dimensioni dell'impianto sono definite tramite variabili modificabili.

La costruzione della protesi viene effettuata a partire dai riferimenti anatomici del femore determinati mediante l'algoritmo sviluppato in ambiente MATLAB come descritto nei Paragrafi 4.3. In particolare, vengono utilizzati il centro della testa femorale (*Head*), la direzione dell'asse del collo (*Neck*) e l'asse della diafisi (*Diaphysis*), le cui coordinate e direzioni sono state riportate nel Paragrafo 4.3.1.

Tali riferimenti consentono di definire un sistema geometrico coerente con l'anatomia del femore, sul quale viene costruita e orientata la protesi in modo automatico. In particolare, la direzione dell'asse del collo viene utilizzata per stabilire l'orientamento spaziale della componente prossimale dell'impianto, mentre l'asse della diafisi definisce la direzione principale lungo cui si sviluppa lo stelo protesico.

La modellazione della protesi ha inizio dalla regione prossimale, dove viene costruito il collo protesico a partire dal punto *Head*, seguendo la direzione dell'asse del collo precedentemente definito mediante l'algoritmo MATLAB *neck_dir*. Su tale asse viene definito un piano ortogonale, sul quale viene attivata la modalità di schizzo (*Sketch Mode*) per la generazione della sezione del collo.

In questo piano viene quindi disegnata una circonferenza centrata nel punto *Head*, mediante il comando *Circle*, assegnando un diametro pari a 11 mm, che rappresenta la sezione della testa protesica, come mostrato in Figura 4.14.

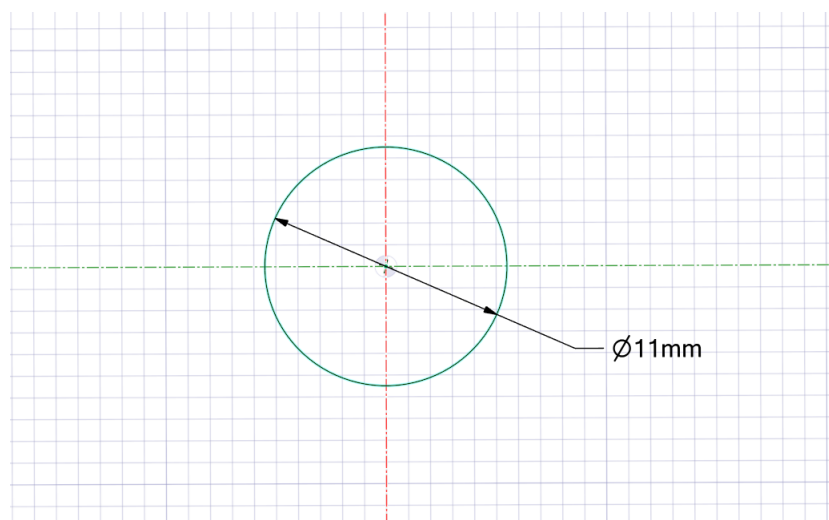


Figura 4.14: Definizione del piano di costruzione e della sezione circolare del collo della protesi con dimensione 11 mm a partire dal punto Head e dalla direzione dell'asse del collo.

Successivamente, la circonferenza viene estrusa lungo la direzione dell'asse del collo per una lunghezza pari a 29 mm, generando un cilindro solido che rappresenta il collo della protesi.

Come mostrato in Figura 4.15, il cilindro ottenuto mediante estrusione rappresenta una prima approssimazione del collo protesico. Tuttavia, a causa delle approssimazioni geometriche e della definizione dei riferimenti, l'asse del cilindro può non risultare perfettamente allineato con la direzione dell'asse del collo precedentemente determinato.

Per questo motivo, viene effettuata una verifica dell'allineamento e, se necessario, si procede alla correzione dell'orientamento mediante il comando *Move*, utilizzato in modalità rotazione, al fine di garantire la corretta coerenza geometrica del modello.

Il cilindro così ottenuto rappresenta il collo della protesi e costituisce la base geometrica per la successiva modellazione dello stelo.

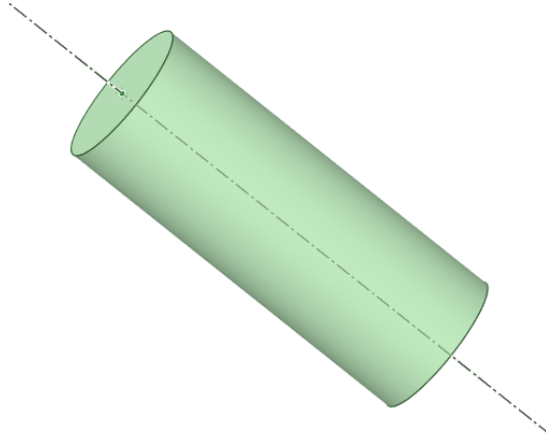


Figura 4.15: Costruzione del collo della protesi ottenuta mediante estrusione della sezione lungo la direzione dell'asse del collo.

Una volta definito il punto caratteristico P_{RED} , si procede alla sua integrazione nella fase di modellazione della protesi, al fine di definire la direzione di sviluppo dello stelo.

In una prima fase, il collegamento tra il centro della base inferiore del collo e il punto P_{RED} è stato realizzato mediante la creazione diretta di una linea geometrica. Tuttavia, tale approccio ha evidenziato criticità durante il processo di automazione, in quanto non garantiva una gestione stabile dei riferimenti all'interno del workflow parametrico.

Per ovviare a tale problematica, è stato adottato un approccio alternativo basato sulla definizione esplicita di un asse geometrico. In particolare, l'asse di collegamento è stato costruito selezionando il centro della base inferiore del collo e il punto P_{RED} , utilizzando gli strumenti di creazione assi disponibili in ambiente SpaceClaim.

Come mostrato in Figura 4.16, l'asse così definito viene utilizzato insieme all'asse del collo per la generazione del piano di costruzione della protesi. Il piano viene ottenuto mediante il comando *Plane*, selezionando i due assi come riferimenti geometrici.

Tale piano rappresenta un elemento fondamentale nella modellazione del corpo della protesi, in quanto definisce il sistema di riferimento all'interno del quale viene costruita la geometria dello stelo.

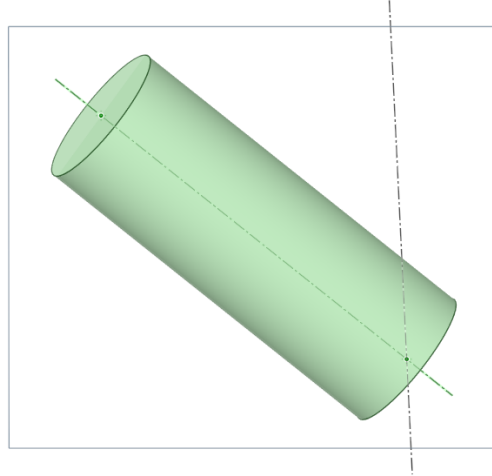


Figura 4.16: Definizione dell'asse di collegamento tra il collo della protesi e il punto P_{RED} e generazione del piano di costruzione utilizzato per la modellazione del corpo della protesi.

Successivamente, si procede alla modellazione completa del corpo della protesi prendendo come riferimento il modello iniziale precedentemente definito. La geometria viene ricostruita seguendo le linee guida del progetto originale, introducendo modifiche proporzionali ai principali parametri dimensionali, quali lunghezze, raggi di curvatura e diametri, al fine di ottenere una configurazione quanto più possibile coerente con l'anatomia del femore analizzato. Come mostrato in Figura 4.17, la costruzione dello stelo avviene all'interno del piano di riferimento precedentemente definito, mediante la definizione di un profilo geometrico caratterizzato da tratti rettilinei e raccordi curvi. I principali parametri dimensionali globali sono riportati nella figura, mentre un dettaglio della regione prossimale, in cui si concentrano le principali quote locali e gli angoli caratteristici, è mostrato in Figura 4.18.

In particolare, vengono impostati i principali parametri geometrici, tra cui lunghezze caratteristiche e raggi di curvatura, che determinano la forma complessiva della protesi.

Questo processo di adattamento consente di ottenere una geometria con caratteristiche morfologiche più realistiche e meglio integrate con la struttura ossea di partenza.

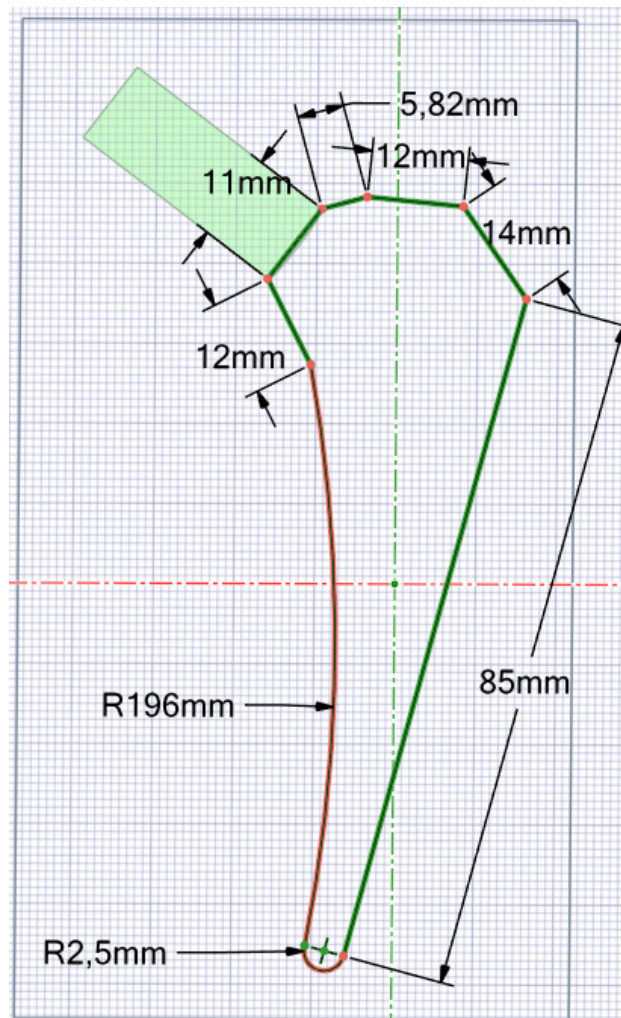


Figura 4.17: Definizione del profilo geometrico complessivo della protesi nel piano di costruzione, con indicazione delle principali dimensioni globali e dei raggi di curvatura dello stelo.



Figura 4.18: Dettaglio del profilo geometrico nella regione prossimale della protesi, con evidenza degli angoli caratteristici che definiscono i raccordi tra i tratti rettilinei.

Una volta definito il profilo bidimensionale, viene eseguita un'estrusione bidirezionale, sia verso destra sia verso sinistra, con una lunghezza complessiva pari a 13 mm, ottenendo così il volume solido finale della protesi.

La geometria risultante rappresenta quindi una configurazione parametrica completa della protesi, pronta per le successive fasi di simulazione numerica e ottimizzazione.

Inoltre, si sottolinea che alcune modifiche di design della protesi, tra cui l'aggiunta di un foro funzionale, non sono state implementate nella fase iniziale di modellazione, ma sono state introdotte in una fase successiva del workflow.

In particolare, tali modifiche sono state effettuate dopo l'inserimento del femore nel modello e a seguito dell'operazione di taglio della geometria, eseguita secondo la procedura descritta nel paragrafo successivo.

Per la realizzazione del foro, è stata selezionata una faccia del corpo della protesi sulla quale è stata attivata la modalità di schizzo bidimensionale. Su tale superficie è stata quindi disegnata una circonferenza mediante il comando *Circle*, con diametro pari a 8 mm, come mostrato in Figura 4.19.

Successivamente, la circonferenza è stata estrusa mediante operazione di sottrazione di materiale, ottenendo così il foro all'interno del corpo della protesi. Questa operazione consente di introdurre ulteriori elementi funzionali nella

geometria della protesi, mantenendo al contempo la coerenza con il processo di modellazione parametrica adottato.

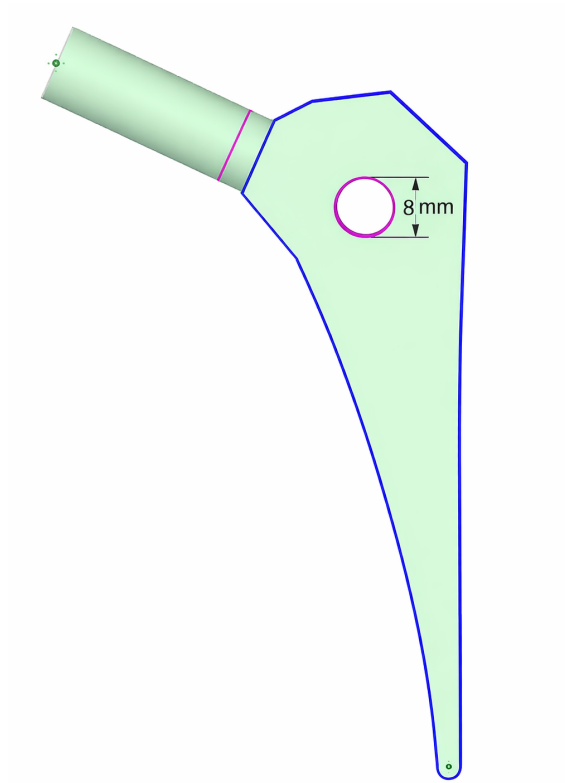


Figura 4.19: Realizzazione del foro con diametro 8 mm sulla protesi mediante schizzo bidimensionale su una faccia del solido e successiva estrusione per sottrazione di materiale.

4.6 Definizione dell'osteotomia virtuale e taglio del femore

Al fine di consentire l'inserimento della protesi all'interno del femore, è stato necessario eseguire un'operazione di osteotomia virtuale, consistente nella rimozione della testa del femore.

La procedura di taglio è stata realizzata in ambiente SpaceClaim mediante la definizione di opportuni riferimenti geometrici e piani di taglio. In particolare, sono stati inizialmente definiti i punti di riferimento, P_1 e P_2 , ricavati

durante la segmentazione descritta nel Paragrafo 4.3 e utilizzati per la costruzione dei piani di taglio.

A partire da tali punti, i piani di taglio sono stati definiti utilizzando le direzioni degli assi principali del femore e successivamente orientati in modo perpendicolare rispetto al piano di riferimento π , al fine di garantire una corretta definizione geometrica dell'osteotomia. In particolare, vengono così individuati due piani principali: il piano α , associato all'asse del collo e poi viene ruotato di 90° , e il piano β , associato all'asse diafisi, come illustrato in Figura 4.20.

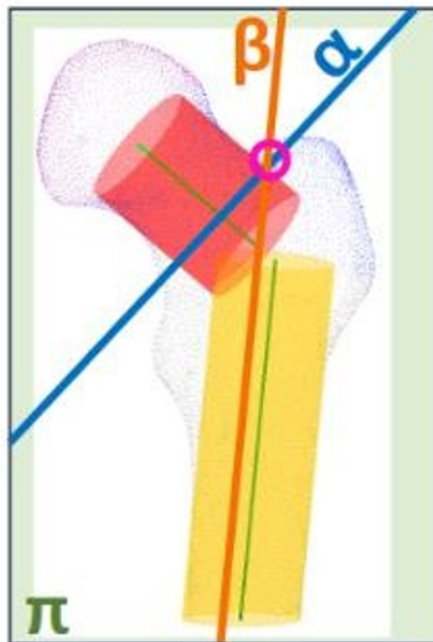


Figura 4.20: Costruzione dei piani di taglio α (collo) e β (diafisi). Sono evidenziati il punto di intersezione utilizzato come riferimento geometrico, le direzioni degli assi anatomici e il piano di riferimento π impiegato per la definizione dell'orientamento dei piani di osteotomia.

In seguito, il piano α viene fatto passare per il punto P1, mentre il piano β viene definito passante per il punto P2.

I piani α e β sono quindi stati opportunamente orientati in modo da risultare coerenti con i riferimenti anatomici e con la procedura di osteotomia virtuale. Come mostrato in Figura 4.21, l'intersezione di tali piani definisce la regione di osteotomia, consentendo di individuare con precisione la porzione di femore da rimuovere.

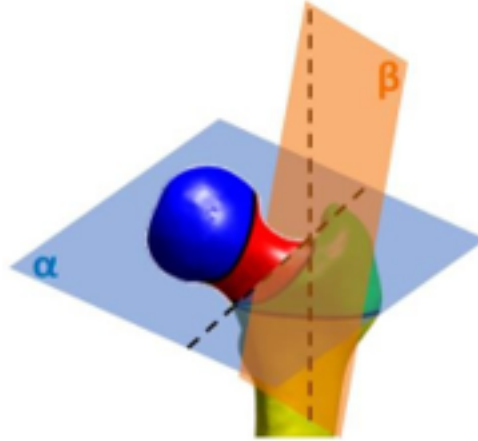


Figura 4.21: Definizione dei piani di osteotomia virtuale α e β utilizzati per il taglio del femore

Una volta definiti i piani, prima di eseguire il taglio, il modello del femore è stato trasformato in ambiente CAD mediante l'utilizzo della funzione *Auto Skin*, al fine di ottenere una geometria solida utilizzabile per le successive operazioni booleane. In seguito l'operazione di osteotomia virtuale è stata eseguita mediante operazione booleana di sottrazione (*Combine*), selezionando il femore come corpo principale e la protesi come utensile.

Al termine dell'operazione, è stata effettuata un'operazione di *Share Topology*, al fine di garantire la continuità geometrica tra le superfici e migliorare la qualità del modello per le successive analisi.

Questa procedura consente di ottenere una configurazione del femore compatibile con l'inserimento della protesi, rappresentando una fase fondamentale per la corretta definizione del sistema osso-impianto.

Al termine della procedura di modellazione, si ottiene la geometria finale della protesi completamente definita e correttamente orientata rispetto ai riferimenti anatomici del femore, come mostrato in Figura 4.22.

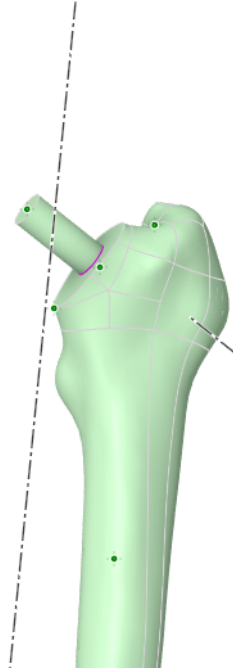


Figura 4.22: Configurazione finale del sistema femore–protesi ottenuta in ambiente SpaceClaim, con la protesi correttamente posizionata e orientata sulla base dei riferimenti anatomici e degli assi principali del femore.

4.6.1 Parametri geometrici della protesi

A valle della modellazione geometrica della protesi, sono stati definiti i principali parametri dimensionali utilizzati per descrivere la configurazione dell'impianto.

Tali parametri rappresentano le variabili geometriche fondamentali del modello e costituiscono gli input per le successive fasi di simulazione e ottimizzazione.

In particolare, sono stati considerati i seguenti parametri, riportati in Tabella 4.1.

Parametro	Simbolo	Descrizione	Valore	Unità
Lunghezza collo	L_{neck}	Lunghezza del collo protesico	29	mm
Diametro collo	D_{neck}	Diametro del collo	11	mm
Diametro stelo	D_{body}	Diametro dello stelo	13	mm
Raggio di curvatura	R	Raggio della curvatura dello stelo	196	mm
Lunghezza stelo	L_{stem}	Lunghezza complessiva dello stelo	85	mm
Spessore protesi	L_{ext}	Lunghezza estrusione	13	mm
Diametro foro	D_{foro}	Diametro del foro funzionale	8	mm
Angolo 1	θ_1	Angolo superiore	130.5	°
Angolo 2	θ_2	Angolo intermedio	130	°
Angolo 3	θ_3	Angolo raccordo	159.4	°
Angolo 4	θ_4	Angolo inferiore	142.4	°
Angolo 5	θ_5	Angolo terminale	115.8	°
Lunghezza segmento 1	L_1	Tratto superiore	14	mm
Lunghezza segmento 2	L_2	Tratto intermedio	12	mm
Lunghezza segmento 3	L_3	Tratto superiore inclinato	5.82	mm

Tabella 4.1: Parametri geometrici della protesi utilizzati nella modellazione

4.7 Simulazione post operatoria

Il processo di ottimizzazione della configurazione protesica è stato implementato in ambiente ANSYS mediante un workflow parametrico automatico, come illustrato in Figura 4.23.

A differenza del caso pre-operatorio, in cui veniva eseguita una singola simulazione strutturale, in questa fase viene introdotto un processo iterativo finalizzato alla ricerca della configurazione ottimale della protesi, che permette di valutare l'influenza dei valori dei parametri geometrici sul comportamento strutturale del sistema e sul risultato finale.

Nel blocco *Geometry*, viene definita la geometria parametrica del sistema femore-protesi realizzata nel paragrafo 4.6. In particolare, vengono introdotti parametri geometrici variabili, quali la lunghezza dello stelo e il raggio del foro, che costituiscono le variabili di progetto del problema di ottimizzazione. Nel blocco *Mechanical Model*, viene generato il modello agli elementi finiti, comprensivo della mesh e delle definizioni necessarie alla simulazione strutturale. Anche in questo caso, la riassegnazione delle proprietà dei materiali viene effettuata mediante script MATLAB e successivamente implementata in ambiente APDL, garantendo coerenza con il workflow descritto per il caso pre-operatorio.

Nel blocco *Mechanical APDL*, viene eseguita la simulazione strutturale per ciascuna configurazione generata. In questa fase, vengono inoltre definite le Named Selection necessarie per l'applicazione delle condizioni al contorno, in particolare l'insieme nodale C1, corrispondente ai nodi della regione del

collo della protesi su cui viene applicato il carico. Le condizioni al contorno risultano coerenti con quelle definite nel caso pre-operatorio, consentendo un confronto diretto tra le diverse configurazioni geometriche analizzate.

Infine, il blocco *Direct Optimization* consente di eseguire automaticamente il processo di ottimizzazione, variando i parametri geometrici definiti e valutando la risposta del sistema. In particolare, la funzione obiettivo è rappresentata dall'energia elastica totale calcolata sugli elementi del femore, utilizzata come indicatore globale della risposta strutturale, e minimizzata al fine di individuare una configurazione che garantisca una distribuzione più uniforme delle sollecitazioni.

L'intero processo avviene in modo automatico, consentendo di esplorare lo spazio dei parametri e identificare la soluzione ottimale senza intervento manuale. Questo approccio permette di migliorare le prestazioni biomeccaniche del sistema femore-protesi, riducendo fenomeni di concentrazione delle tensioni e ottimizzando il trasferimento dei carichi.

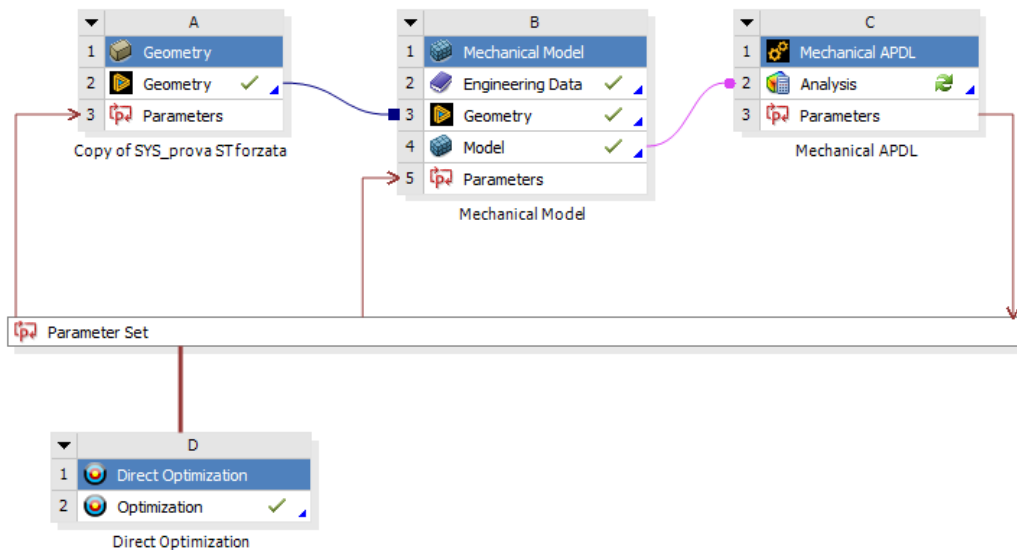


Figura 4.23: Workflow del processo di ottimizzazione implementato in ANSYS Workbench, comprendente la definizione parametrica della geometria, il modello meccanico, l'esecuzione delle simulazioni tramite APDL e il modulo Direct Optimization.

4.7.1 Mechanical Model

Nel blocco B: *Mechanical Model* viene definito il modello agli elementi finiti del sistema femore–protesi a partire dalla geometria parametrica generata nel blocco precedente. Come mostrato in Figura 4.24, la geometria viene importata in ambiente ANSYS Mechanical e trattata come un dominio continuo comprendente sia la componente ossea sia la protesi.

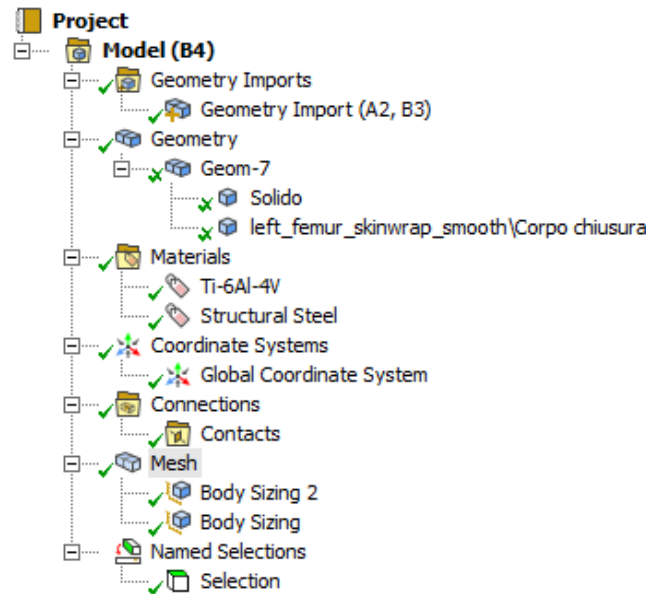


Figura 4.24: Struttura del modello in ambiente ANSYS Mechanical. Sono evidenziati i principali blocchi utilizzati per la definizione del modello agli elementi finiti, inclusa l'importazione della geometria, l'assegnazione preliminare dei materiali, la generazione della mesh e la definizione delle *Named Selections*.

Per quanto riguarda le proprietà dei materiali, nel blocco Mechanical Model viene inizialmente assegnata una caratterizzazione preliminare alle componenti del sistema, utilizzando materiali fittizi al solo scopo di consentire la corretta definizione del modello agli elementi finiti. In particolare, al femore viene assegnato un materiale di tipo *Structural Steel*, mentre alla protesi un materiale di tipo titanio.

Come già descritto nel caso pre-operatorio, tali proprietà non rappresentano la configurazione definitiva del modello, in quanto vengono successivamente aggiornate nel blocco *Mechanical APDL* mediante script MATLAB dedicati, che consentono una mappatura più realistica delle proprietà meccaniche del tessuto osseo.

Nel modello non è stata definita esplicitamente una formulazione di contatto tra femore e protesi. Questa scelta è legata alla modalità di costruzione della geometria, in cui il sistema osso–protesi viene considerato come un dominio continuo. L'assenza di interfacce di contatto consente di evitare la definizione di condizioni di interazione complesse tra le superfici, semplificando il modello numerico e permettendo un trasferimento continuo degli sforzi tra le due componenti.

Ai fini della definizione delle condizioni di carico, è stata individuata una specifica superficie della protesi sulla quale applicare le forze agenti. In particolare, è stata definita una *Named Selection* corrispondente alla superficie superiore del collo protesico, ottenuta mediante selezione geometrica diretta della faccia appartenente a tale regione, come mostrato in Figura 4.25. Tale superficie rappresenta la zona di applicazione del carico fisiologico trasmesso attraverso l'articolazione dell'anca. L'utilizzo della *Named Selection* consente di isolare in maniera univoca i nodi appartenenti a tale regione e garantire un'applicazione coerente e controllata delle condizioni di carico nelle successive fasi di simulazione, in particolare nel blocco *Mechanical APDL*.

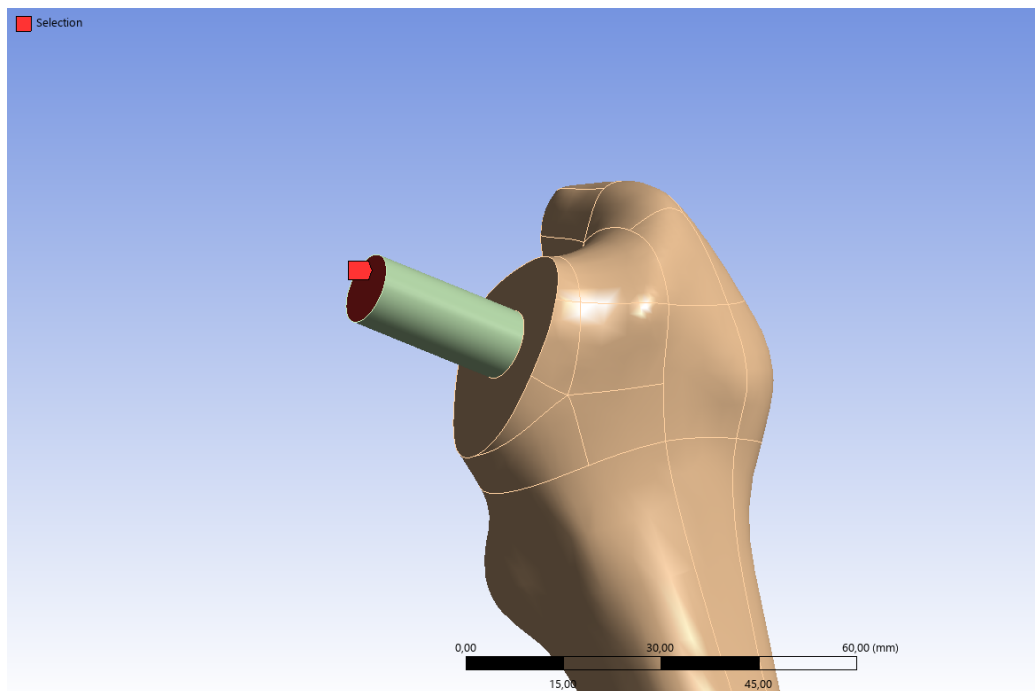


Figura 4.25: Definizione della *Named Selection* sulla superficie superiore del collo protesico, utilizzata per l'applicazione del carico.

La discretizzazione del modello è stata effettuata mediante la generazione di

una mesh tridimensionale in ambiente ANSYS Mechanical. È stata adottata una mesh di tipo quadratico, scelta motivata dalla complessità geometrica del sistema femore–protesi e dalla necessità di rappresentare accuratamente le superfici curve. In particolare, sono state definite dimensioni caratteristiche degli elementi pari a 3.1 mm per il femore e 2.6 mm per la protesi, al fine di ottenere una discretizzazione più fine nella regione dell’impianto e migliorare l’accuratezza dei risultati, come mostrato in Figura 4.26 per la vista globale e in Figura 4.27 per il dettaglio nella regione dell’impianto, in cui è evidente un raffinamento locale della discretizzazione.

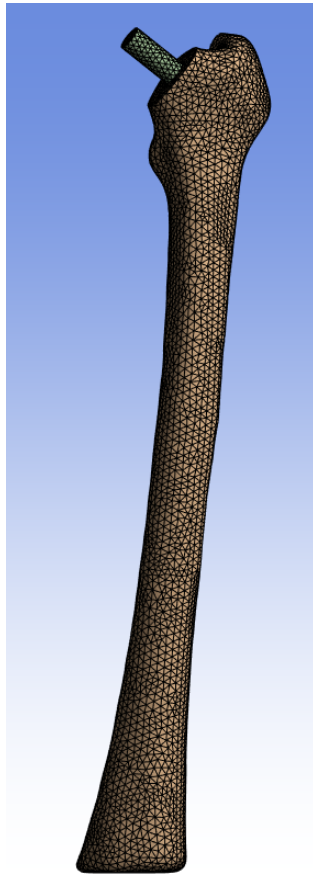


Figura 4.26: Mesh tridimensionale del sistema femore–protesi. La discretizzazione risulta più raffinata nella regione dell’impianto per migliorare l’accuratezza nella valutazione delle tensioni.

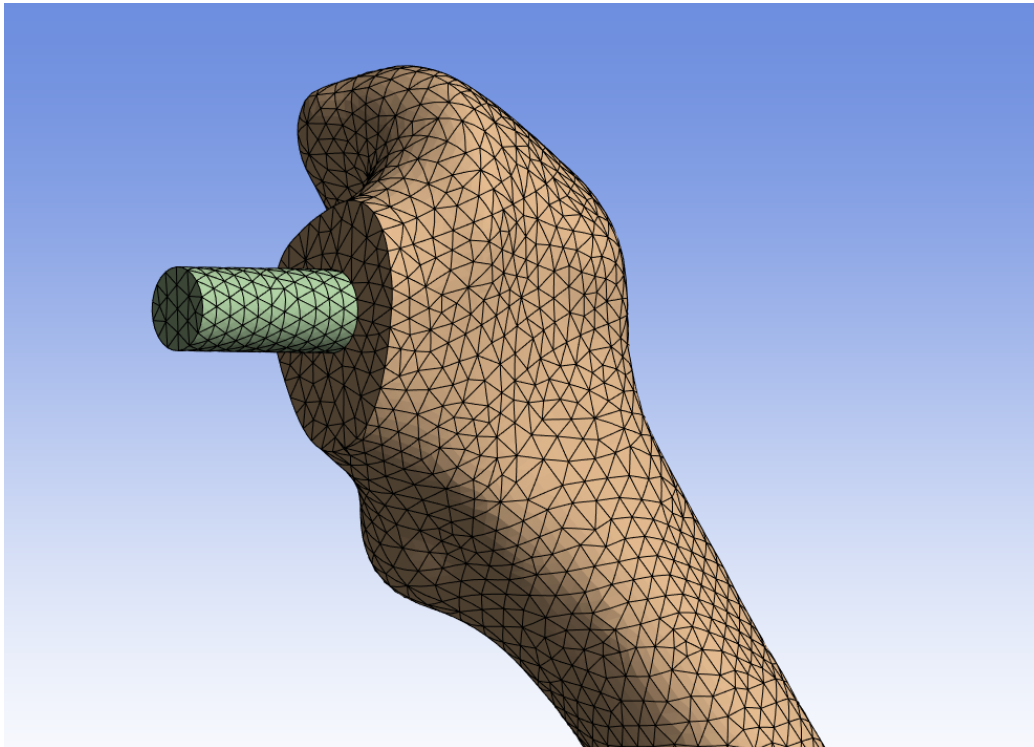


Figura 4.27: Dettaglio della mesh nella regione dell'impianto, in cui si osserva un raffinamento locale della discretizzazione per migliorare l'accuratezza nella valutazione delle tensioni.

La scelta della dimensione degli elementi è stata inoltre influenzata dai limiti imposti dalla versione student del software ANSYS, che consente l'analisi di un numero massimo di nodi ed elementi. Pertanto, la discretizzazione è stata definita in modo da garantire un adeguato compromesso tra accuratezza dei risultati e costo computazionale. La mesh finale risulta composta da 81,506 elementi e 117,997 nodi, risultando sufficientemente raffinata nelle regioni di maggiore interesse, in particolare in prossimità dell'interfaccia tra femore e protesi.

La qualità della mesh è stata verificata mediante i controlli automatici forniti da ANSYS, assicurando l'assenza di elementi fortemente distorti e garantendo la stabilità della soluzione numerica.

4.7.2 Mechanical APDL

Nel blocco C: *Mechanical APDL* viene implementata una procedura completamente automatizzata che consente l'integrazione tra ambiente ANSYS e MATLAB, finalizzata alla preparazione del modello e all'esecuzione della simulazione strutturale del sistema femore–protesi.

Analogamente al caso pre-operatorio, a partire dal modello agli elementi finiti definito in ANSYS Mechanical, vengono estratte le principali informazioni relative alla mesh. In particolare, mediante comandi APDL dedicati, vengono esportate in file di testo la lista dei nodi (*nodes.list.txt*), la lista degli elementi (*elems.list.txt*) e le selezioni definite nel modello. Parallelamente, viene eseguito il calcolo dei centroidi degli elementi, necessari per le successive elaborazioni.

Successivamente, viene avviato automaticamente MATLAB direttamente dall'ambiente ANSYS. In questa fase, in continuità con il caso pre-operatorio, viene eseguito lo script *create_volumes_ott*, che utilizza i file precedentemente esportati per effettuare la riassegnazione delle proprietà dei materiali agli elementi della mesh sulla base dei dati voxel-based della TAC, ottenendo una rappresentazione più realistica della variabilità meccanica del tessuto osseo. Inoltre, MATLAB consente di individuare automaticamente specifici insiemi nodali utilizzati per la definizione delle condizioni al contorno.

In particolare, vengono identificati due insiemi principali: l'insieme C1, corrispondente ai nodi della regione del collo della protesi su cui viene applicato il carico, e l'insieme C2, costituito dai nodi localizzati nella regione inferiore della diafisi, utilizzati per l'imposizione dei vincoli. Rispetto al caso pre-operatorio, la presenza della protesi comporta che il carico venga applicato sulla superficie di interfaccia tra femore e componente protesica, mentre i vincoli vengono mantenuti alla base del femore. In particolare, ai nodi appartenenti all'insieme C2 viene imposto uno spostamento nullo in tutte le direzioni (UX, UY, UZ), mentre il carico viene distribuito uniformemente sui nodi dell'insieme C1, al fine di ottenere una rappresentazione realistica della trasmissione delle forze. Gli insiemi così individuati vengono esportati in file di testo e successivamente importati in ambiente APDL per l'applicazione delle condizioni al contorno.

Al termine delle elaborazioni in MATLAB, ANSYS riprende automaticamente il flusso di lavoro, ricaricando il database precedentemente salvato e aggiornando le proprietà dei materiali mediante un file di input contenente la riassegnazione dei materiali (*assign_materials_only.txt*), che aggiorna le proprietà meccaniche associate agli elementi del modello. Il database aggiornato viene infine salvato in una nuova configurazione.

In una fase successiva, viene richiamato un file di input APDL dedicato (*fi-*

le_input_femur_with_prosthesis.txt) che permette di eseguire la simulazione strutturale ottenendo il campo di spostamenti, deformazioni e tensioni del sistema.

Al termine dell'analisi, viene eseguita una fase di post-processing in cui viene valutata l'energia elastica totale sugli elementi del femore, utilizzata come indicatore globale della risposta strutturale. In particolare, vengono selezionati gli elementi appartenenti al tessuto osseo, escludendo quelli associati alla protesi, e viene calcolata l'energia elastica totale mediante i comandi *ETABLE* e *SSUM*.

Infine, viene eseguita una nuova chiamata a MATLAB per la gestione dei percorsi e il salvataggio dei risultati, consentendo la completa automazione del processo. Il database aggiornato viene salvato nella configurazione finale, rendendo disponibili i risultati per le successive analisi e per il confronto con la configurazione pre-operatoria.

L'intero workflow risulta quindi completamente automatizzato, consentendo l'integrazione tra ANSYS e MATLAB e permettendo l'esecuzione iterativa delle simulazioni nell'ambito del processo di ottimizzazione.

4.7.3 Blocco Direct Optimization

Il blocco D: *Direct Optimization* rappresenta la fase conclusiva del workflow e costituisce il componente responsabile dell'esecuzione automatica del processo di ottimizzazione. In particolare, questo blocco gestisce la generazione, l'aggiornamento e l'esecuzione dei diversi design points, corrispondenti alle combinazioni dei parametri geometrici della protesi.

Per ciascun design point, il sistema provvede automaticamente ad aggiornare la geometria, rigenerare la mesh e lanciare la simulazione strutturale, raccogliendo i risultati in termini di risposta meccanica del sistema. I risultati ottenuti vengono quindi utilizzati per confrontare le diverse configurazioni e guidare il processo iterativo di ottimizzazione.

L'ottimizzazione è stata implementata adottando un approccio di tipo *Adaptive Single-Objective*, in cui la funzione obiettivo è rappresentata dalla minimizzazione della differenza di energia elastica totale calcolata sugli elementi del femore.

Tale grandezza, calcolata sugli elementi finiti del femore, viene assunta come indicatore globale della distribuzione delle sollecitazioni all'interno del tessuto osseo.

I parametri di progetto considerati sono la lunghezza dello stelo protesico e il raggio del foro distale, definiti come variabili indipendenti e fatte variare all'interno di intervalli prefissati. In particolare, sono state condotte le seguenti analisi:

- analisi dell'influenza della lunghezza dello stelo per tre configurazioni del raggio del foro (2 mm, 8 mm, 16 mm);
- analisi dell'influenza del raggio del foro per tre configurazioni della lunghezza dello stelo (70 mm, 85 mm, 91 mm);
- analisi combinata, variando simultaneamente la lunghezza dello stelo e il raggio del foro, al fine di valutare l'interazione tra i due parametri progettuali.

Per ciascuna configurazione, il workflow attiva automaticamente la sequenza completa di operazioni che comprende la definizione della geometria, la generazione del modello agli elementi finiti, la riassegnazione delle proprietà dei materiali mediante integrazione con MATLAB e l'esecuzione della simulazione strutturale tramite APDL. I risultati ottenuti vengono quindi utilizzati per confrontare le diverse configurazioni analizzate.

Non sono stati imposti vincoli espliciti nel processo, al fine di consentire una libera esplorazione dello spazio dei parametri progettuali e valutare l'influenza delle diverse scelte geometriche sulla risposta biomeccanica del sistema.

L'approccio adottato consente di analizzare l'influenza dei parametri progettuali sulla risposta biomeccanica del sistema femore–impianto. In particolare, la valutazione dell'energia elastica permette di confrontare le diverse configurazioni e di evidenziare le variazioni nella distribuzione dei carichi, fornendo indicazioni utili per orientare la progettazione verso soluzioni più coerenti con il comportamento fisiologico del sistema.

5. Analisi dei risultati

5.1 Analisi numerica delle configurazioni pre- e post-operatorie

In questo capitolo vengono presentati i risultati delle simulazioni agli elementi finiti eseguite sul sistema femore–protesi, con l’obiettivo di analizzarne il comportamento biomeccanico in diverse configurazioni. In particolare, vengono considerati il caso del femore integro (caso pre-operatorio) e quello post-operatorio, al fine di valutare l’influenza dell’intervento protesico sulla distribuzione delle sollecitazioni all’interno del tessuto osseo.

Le simulazioni sono state eseguite mediante un workflow automatizzato che integra ANSYS Mechanical APDL e MATLAB, come descritto nel Capitolo 4, consentendo la gestione sistematica delle diverse fasi del processo di analisi.

Nel seguito, l’analisi della risposta biomeccanica del femore viene condotta considerando diverse grandezze significative:

- **Energia elastica totale:** rappresenta l’energia immagazzinata dal sistema a seguito della deformazione. Essa costituisce il parametro globale di riferimento utilizzato nel presente lavoro per confrontare le diverse configurazioni analizzate. La variazione dell’energia elastica consente di valutare le modifiche nel trasferimento dei carichi indotte dalla presenza della protesi e di identificare configurazioni che mantengano un comportamento il più possibile coerente con quello fisiologico del femore integro.
- **Prima deformazione principale:** rappresenta il massimo allungamento locale del materiale ed è quindi associata a stati di trazione. La sua distribuzione consente di individuare le zone maggiormente sollecitate a trazione, tipicamente localizzate nella regione prossimale del femore, in particolare in corrispondenza del collo femorale, in accordo con il trasferimento fisiologico dei carichi.
- **Terza deformazione principale:** rappresenta la massima compressione locale. L’analisi di questa grandezza permette di identificare le aree soggette a carichi compressivi, contribuendo a descrivere in modo completo lo stato deformativo del femore e la distribuzione delle sollecitazioni interne.
- **Spostamento totale:** rappresenta la risultante degli spostamenti nelle tre direzioni spaziali. Questa grandezza fornisce una misura glo-

bale della deformabilità del sistema e consente di valutare il comportamento complessivo del femore sotto carico, evidenziando le regioni maggiormente soggette a movimento, tipicamente la testa femorale.

5.1.1 Configurazione iniziale del femore

Al fine di fornire un riferimento biomeccanico preliminare, è stato analizzato il comportamento del femore integro, privo di protesi. Questa configurazione rappresenta la condizione fisiologica di base e consente di valutare le modifiche introdotte nelle successive fasi di modellazione.

La distribuzione della prima deformazione principale elastica, riportata in Figura 5.1, evidenzia valori più elevati nella regione prossimale del femore, in particolare a livello del collo femorale, coerentemente con il trasferimento dei carichi fisiologici.

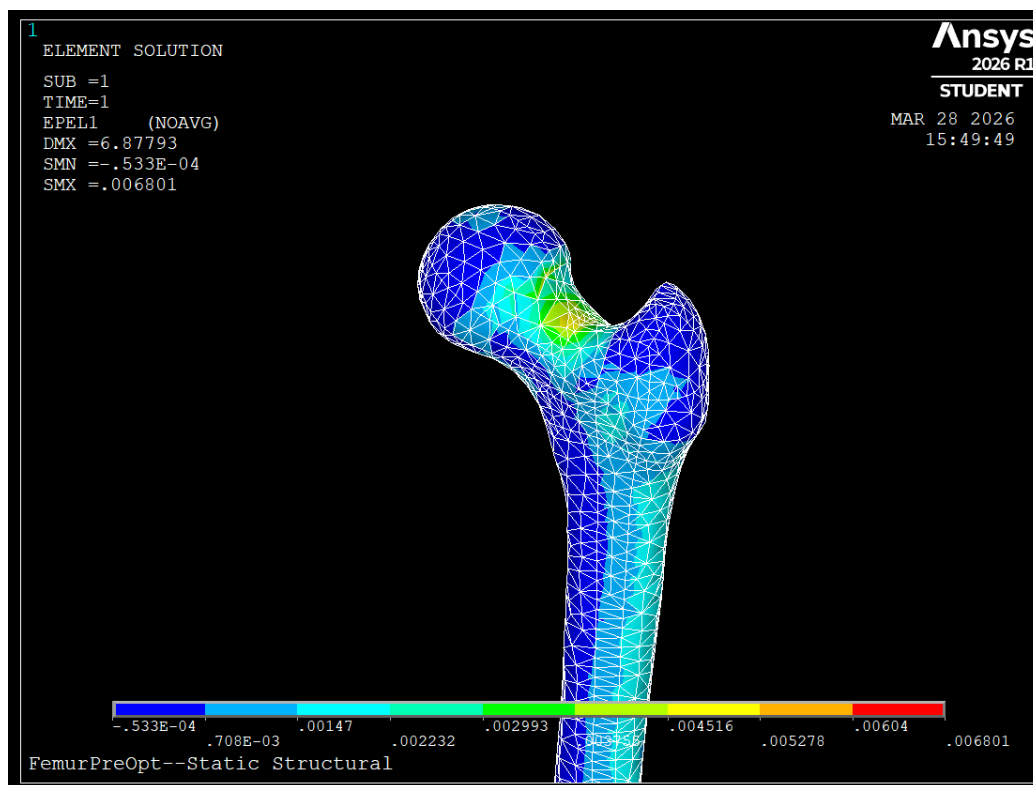


Figura 5.1: Distribuzione della prima deformazione principale elastica nel femore integro. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-5.33 \cdot 10^{-4}$ (compressione) a $6.08 \cdot 10^{-3}$ (trazione).

La distribuzione della terza deformazione principale elastica, mostrata in Figura 5.2, evidenzia le zone soggette a deformazioni compressive, localizzate principalmente nella regione prossimale e lungo la diafisi femorale, in accordo con il comportamento biomeccanico atteso.

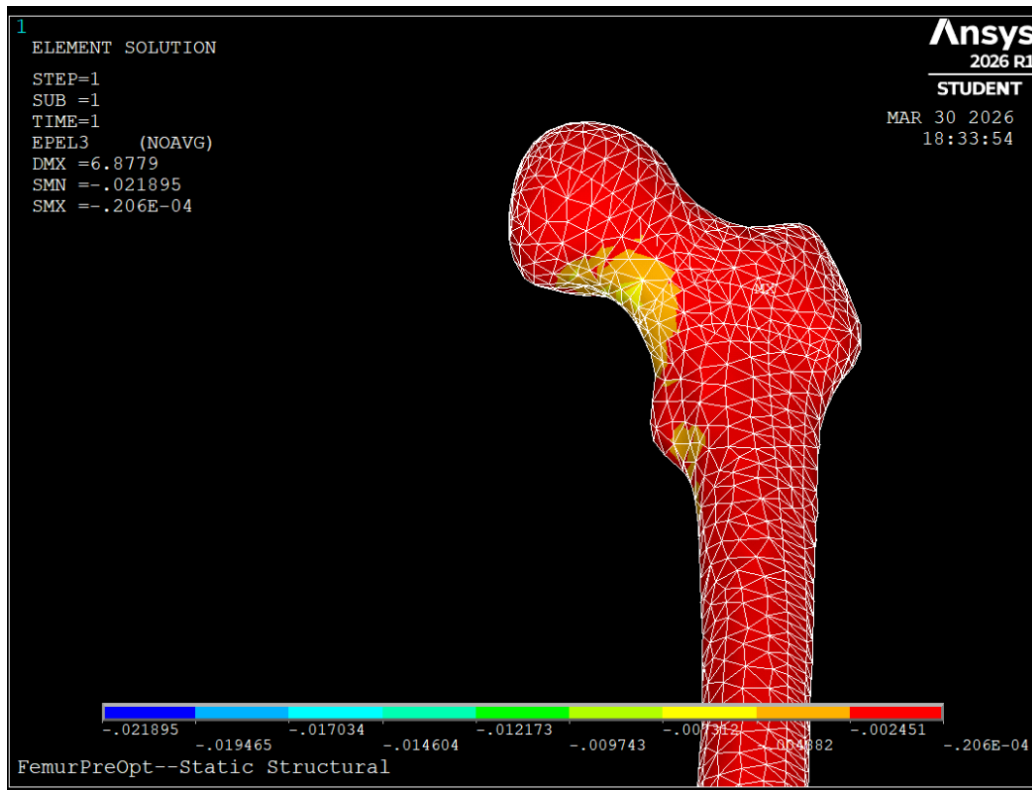


Figura 5.2: Distribuzione della terza deformazione principale elastica nel femore integro. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-2.19 \cdot 10^{-2}$ a $-2.06 \cdot 10^{-4}$, rappresentando stati di compressione e evidenziando le zone maggiormente sollecitate nella regione prossimale del femore.

La distribuzione dello spostamento totale, riportata in Figura 5.3, mostra un andamento regolare lungo il femore, con valori crescenti dalla regione distale verso quella prossimale. Il valore massimo di spostamento, pari a circa 6.88 mm, si localizza nella testa del femore, coerentemente con le condizioni di carico applicate.

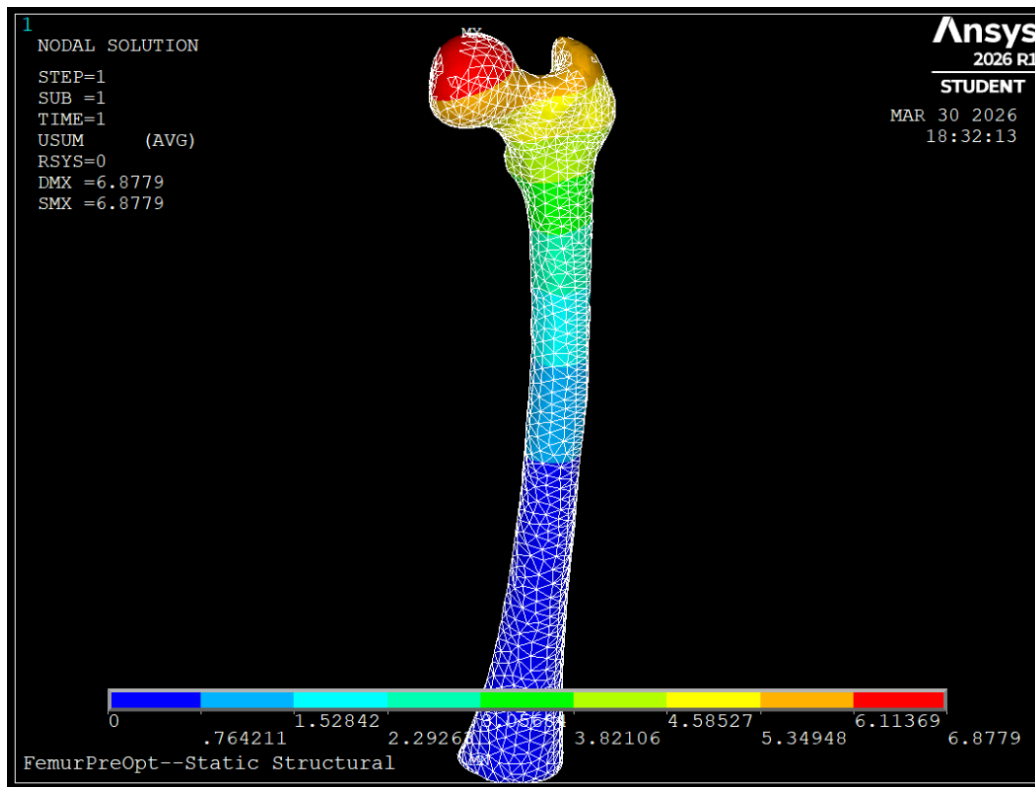


Figura 5.3: Distribuzione dello spostamento totale nel femore integro. La scala cromatica, espressa in millimetri (mm), varia da 0 a circa 6.88 mm.

Nel complesso, la distribuzione delle deformazioni e degli spostamenti risulta coerente con la fisiologia del femore, evidenziando una corretta trasmissione dei carichi lungo la struttura ossea.

Il valore dell'energia elastica totale risulta pari a circa 1024.49 mJ, rappresentando il livello di energia immagazzinata nel sistema in condizioni fisiologiche e costituendo il riferimento per il confronto con le configurazioni modificate.

5.1.2 Caso post-operatorio

Nel caso post-operatorio è stato analizzato il sistema femore–protesi, mantenendo invariata la geometria del femore e introducendo un impianto protesico caratterizzato da una lunghezza dello stelo pari a 85 mm e da un foro di diametro pari a 8 mm. Tali valori sono stati scelti in quanto rappresentativi di una configurazione intermedia rispetto al range dei parametri considerati nello studio, consentendo di valutare in modo bilanciato l'influenza dei parametri geometrici sulla risposta biomeccanica del sistema e di fornire un riferimento significativo per il confronto con le diverse configurazioni analiz-

zate nello studio rispetto alla configurazione pre-operatoria.

La distribuzione della prima deformazione principale elastica, mostrata in Figura 5.4, evidenzia un incremento delle deformazioni localizzate nella regione prossimale e in corrispondenza dell'interfaccia tra femore e protesi, indicando una concentrazione degli effetti deformativi nelle zone maggiormente sollecitate.

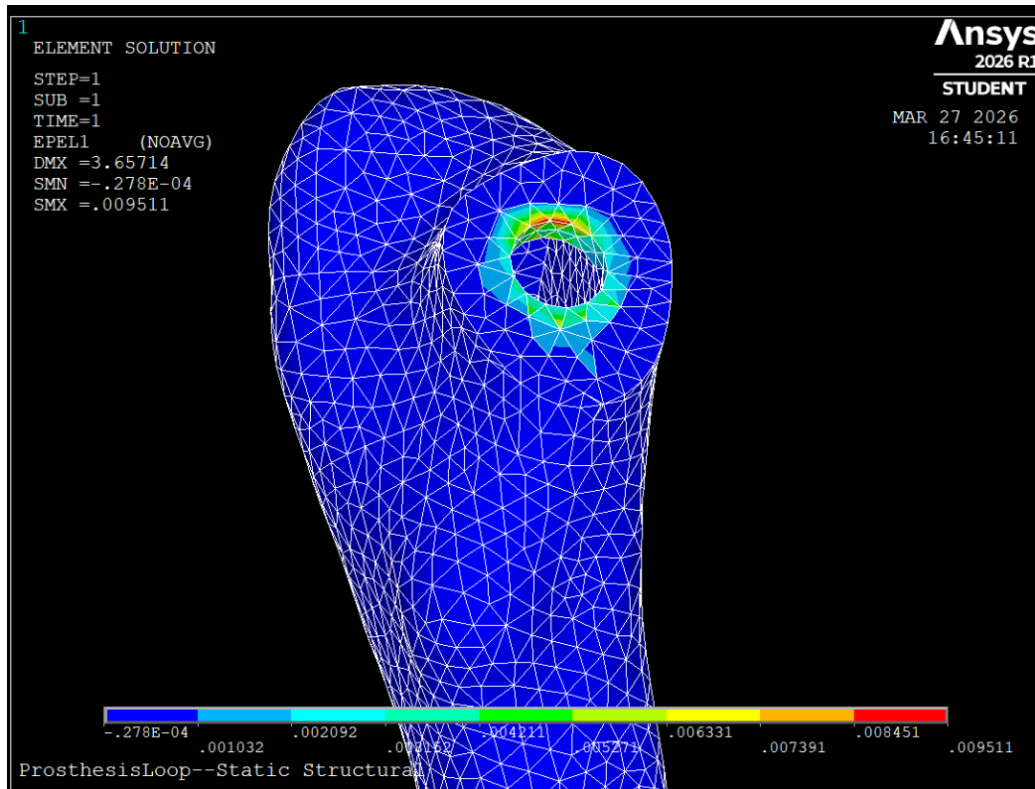


Figura 5.4: Distribuzione della prima deformazione principale elastica nella configurazione post-operatoria. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-2.78 \cdot 10^{-4}$ (compressione) a $9.55 \cdot 10^{-3}$ (trazione), evidenziando una concentrazione delle deformazioni nella regione prossimale in corrispondenza dell'interfaccia femore-protesi.

La distribuzione della terza deformazione principale elastica, mostrata in Figura 5.5, evidenzia valori compressivi concentrati principalmente nella regione prossimale e attorno alla sede dell'impianto, indicando una modifica significativa della distribuzione degli sforzi rispetto alla configurazione fisiologica.

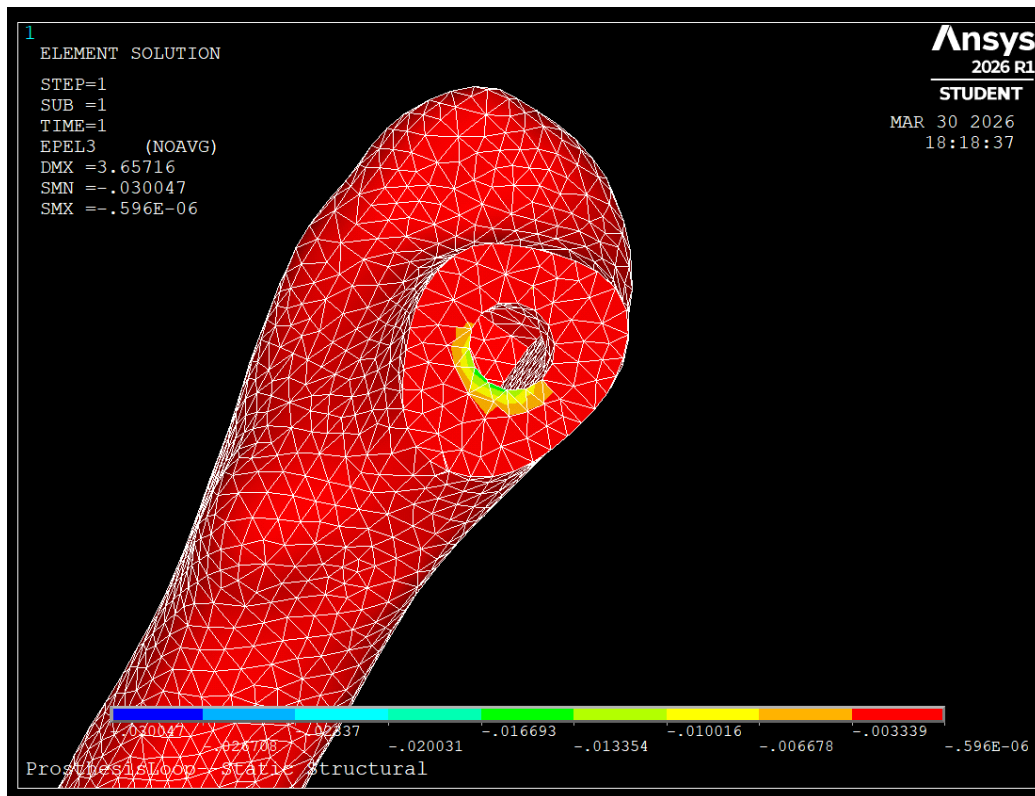


Figura 5.5: Distribuzione della terza deformazione principale elastica nella configurazione post-operatoria. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (mm/mm), varia da $-3.00 \cdot 10^{-2}$ a $-5.96 \cdot 10^{-6}$, rappresentando stati di compressione e evidenziando una concentrazione delle deformazioni nella regione prossimale in prossimità dell'interfaccia femore–protesi.

La distribuzione dello spostamento totale, riportata in Figura 5.6, evidenzia un andamento regolare lungo il femore, con valori crescenti dalla regione distale verso quella prossimale. Il valore massimo di spostamento, pari a circa 3.66 mm, si localizza nella testa del femore, coerentemente con le condizioni di carico applicate.

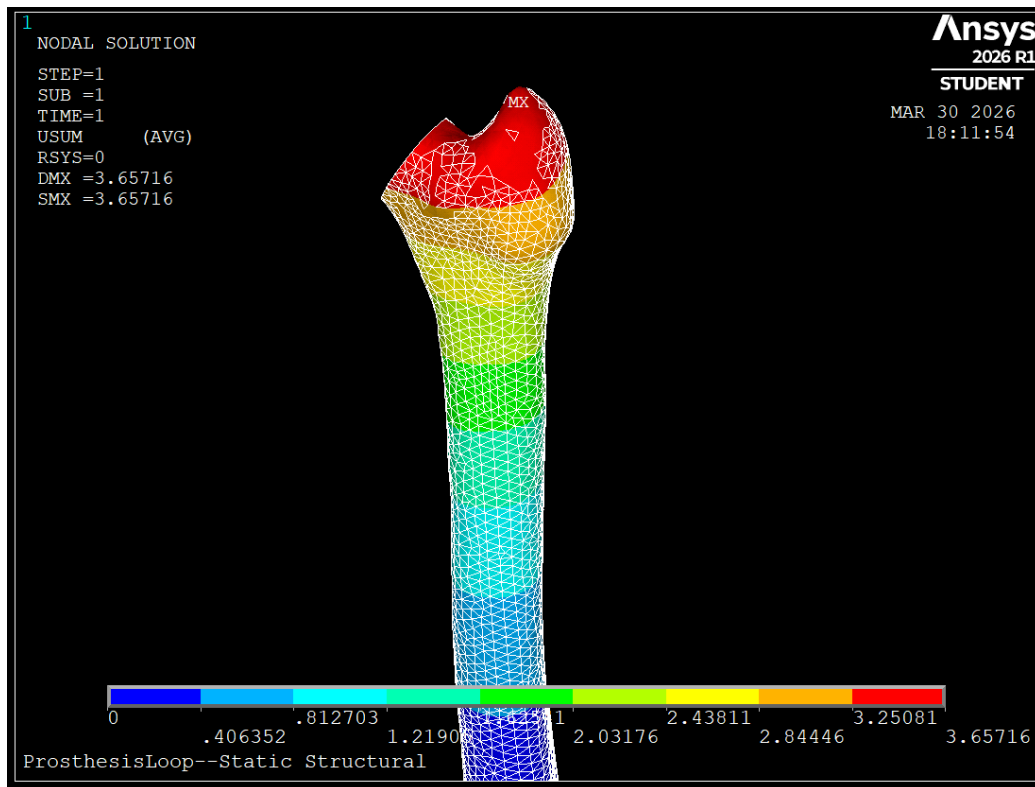


Figura 5.6: Distribuzione dello spostamento totale nel femore nella configurazione post-operatoria. La scala cromatica, espressa in millimetri (mm), varia da 0 a circa 3.66 mm, evidenziando i massimi spostamenti nella regione prossimale in corrispondenza della testa femorale e dell'interfaccia femore–protesi.

Nel complesso, l'introduzione della protesi comporta una redistribuzione delle deformazioni, con un aumento delle concentrazioni localizzate nella regione prossimale e in prossimità dell'interfaccia osso–protesi.

Dal punto di vista biomeccanico, questo comportamento è indicativo di una variazione del trasferimento dei carichi lungo il femore, con una maggiore concentrazione degli effetti deformativi nelle zone prossimali e una riduzione della partecipazione delle regioni distali.

Tale fenomeno è coerente con gli effetti di stress shielding, in cui la presenza della protesi altera la distribuzione fisiologica delle sollecitazioni, modificando il comportamento meccanico del tessuto osseo.

L'energia elastica totale nel caso post-operatorio risulta pari a circa 474.36 mJ, evidenziando una significativa riduzione rispetto alla configurazione fisiologica.

5.1.3 Confronto tra configurazioni

Al fine di valutare l'effetto dell'introduzione della protesi sul comportamento biomeccanico del femore, è stato effettuato un confronto tra la configurazione fisiologica (femore integro) e quella post-operatoria. L'analisi è stata condotta considerando la distribuzione delle deformazioni, degli spostamenti e, in particolare, dell'energia elastica totale del sistema.

Dal confronto dei risultati emerge come, nella configurazione fisiologica, le deformazioni risultino distribuite in modo più uniforme lungo la struttura ossea, con concentrazioni localizzate principalmente nella regione prossimale, in corrispondenza del collo femorale. Tale distribuzione è coerente con il trasferimento fisiologico dei carichi e indica un comportamento biomeccanico equilibrato.

Nel caso post-operatorio, invece, si osserva una significativa redistribuzione delle deformazioni, con un aumento delle concentrazioni nella regione prossimale e in prossimità dell'interfaccia tra femore e protesi. Parallelamente, si evidenzia una riduzione delle deformazioni nella regione distale della diafisi. Questo comportamento è indicativo di una modifica del percorso dei carichi all'interno del sistema, dovuta alla presenza dell'impianto protesico, che tende a trasferire una quota maggiore del carico nelle regioni prossimali.

Dal punto di vista biomeccanico, tale fenomeno è riconducibile allo *stress shielding*, per cui la protesi, caratterizzata da una maggiore rigidità rispetto al tessuto osseo, tende ad assorbire una quota maggiore del carico, riducendo la sollecitazione trasmessa all'osso nelle regioni distali.

L'analisi dello spostamento totale evidenzia inoltre una riduzione dei valori massimi nella configurazione post-operatoria rispetto al caso fisiologico, indicando un irrigidimento complessivo del sistema a seguito dell'introduzione della protesi.

Dal punto di vista energetico, si osserva una riduzione significativa dell'energia elastica totale nel caso post-operatorio rispetto alla configurazione fisiologica, passando da un valore di circa 1024.49 mJ a circa 474.36 mJ. Tale riduzione indica una minore energia immagazzinata nel tessuto osseo e riflette una variazione del trasferimento dei carichi indotta dalla presenza della protesi.

Nel complesso, il confronto evidenzia come l'introduzione della protesi modifichi in modo significativo il comportamento biomeccanico del sistema, rendendo necessaria una corretta scelta dei parametri geometrici dell'impianto al fine di ottenere una distribuzione delle sollecitazioni più equilibrata e coerente con il comportamento fisiologico.

I principali risultati quantitativi e qualitativi del confronto sono riassunti in 5.1

Parametro	Femore integro	Post-operatorio
Spostamento massimo [mm]	6.88	3.66
Energia elastica totale [mJ]	1024.49	474.36
Distribuzione delle deformazioni	Uniforme	Più concentrata nella regione prossimale
Concentrazione delle tensioni	Collo femorale	Interfaccia femore-protesi
Trasferimento dei carichi	Fisiologico	Alterato (stress shielding)

Tabella 5.1: Confronto dei parametri principali tra configurazione fisiologica e post-operatoria

5.2 Risultati dell'analisi parametrica

5.2.1 Introduzione all'analisi parametrica

Nel presente capitolo sono riportati e analizzati i risultati ottenuti dallo studio parametrico della configurazione protesica descritto nel Paragrafo 4.7

L'obiettivo dell'analisi è valutare l'influenza dei principali parametri geometrici della protesi, in particolare la lunghezza dello stelo e il raggio del foro, sulla risposta meccanica del sistema femore-protesi.

Al fine di analizzare in maniera sistematica l'influenza di tali parametri, sono state condotte le seguenti analisi:

- analisi dell'influenza della lunghezza dello stelo per tre configurazioni del raggio del foro (2 mm, 8 mm, 16 mm);
- analisi dell'influenza del raggio del foro per tre configurazioni della lunghezza dello stelo (70 mm, 85 mm, 91 mm);
- analisi combinata, variando simultaneamente la lunghezza dello stelo e il raggio del foro.

L'attenzione è stata rivolta in particolare all'andamento dell'energia elastica totale del sistema, assunta come indicatore globale della distribuzione delle sollecitazioni nel tessuto osseo e utilizzata per confrontare le diverse configurazioni analizzate.

5.2.2 Influenza della lunghezza dello stelo

In questo paragrafo viene analizzata l'influenza della lunghezza dello stelo sulla risposta biomeccanica del sistema femore–protesi. In particolare, si considera l'andamento dell'energia elastica totale (mJ), calcolata sugli elementi finiti del femore, al variare della lunghezza dello stelo con tre configurazioni diverse di foro.

I dati analizzati, riportati nelle Tabelle 5.2, 5.3 e 5.4 e rappresentati graficamente in Figura 5.7, derivano dallo studio parametrico condotto mediante simulazioni agli elementi finiti.

In particolare, la lunghezza dello stelo è stata variata sistematicamente considerando tre diverse configurazioni del diametro del foro (2 mm, 8 mm e 16 mm), al fine di valutare l'influenza del parametro principale e le possibili interazioni con il diametro del foro.

Tale approccio consente di individuare l'influenza del parametro geometrico in esame sulla distribuzione delle sollecitazioni all'interno del tessuto osseo e di valutare l'effetto delle variazioni geometriche sulla risposta biomeccanica del sistema. Nella Figura 5.7 è mostrata la geometria della protesi, con indicazione dei parametri geometrici oggetto dell'analisi, ovvero la lunghezza dello stelo e il diametro del foro.

La lunghezza dello stelo è stata variata in un intervallo compreso tra 70 mm e 91 mm, mentre il diametro del foro è stato considerato in tre configurazioni pari a 2 mm, 8 mm e 16 mm.

- Il limite inferiore di 70 mm è stato scelto in quanto rappresenta una lunghezza minima tale da garantire un adeguato ancoraggio della protesi all'interno del femore.
- Il limite superiore di 91 mm è stato definito sulla base di vincoli geometrici e anatomici del modello. In particolare, da analisi preliminari è emerso che per lunghezze superiori a tale valore lo stelo tende a fuoriuscire dal dominio osseo del femore, rendendo la configurazione non fisicamente ammissibile.

Pertanto, il range analizzato è stato definito in modo da considerare configurazioni geometricamente ammissibili e rappresentative della risposta biomeccanica del sistema specifico considerato.

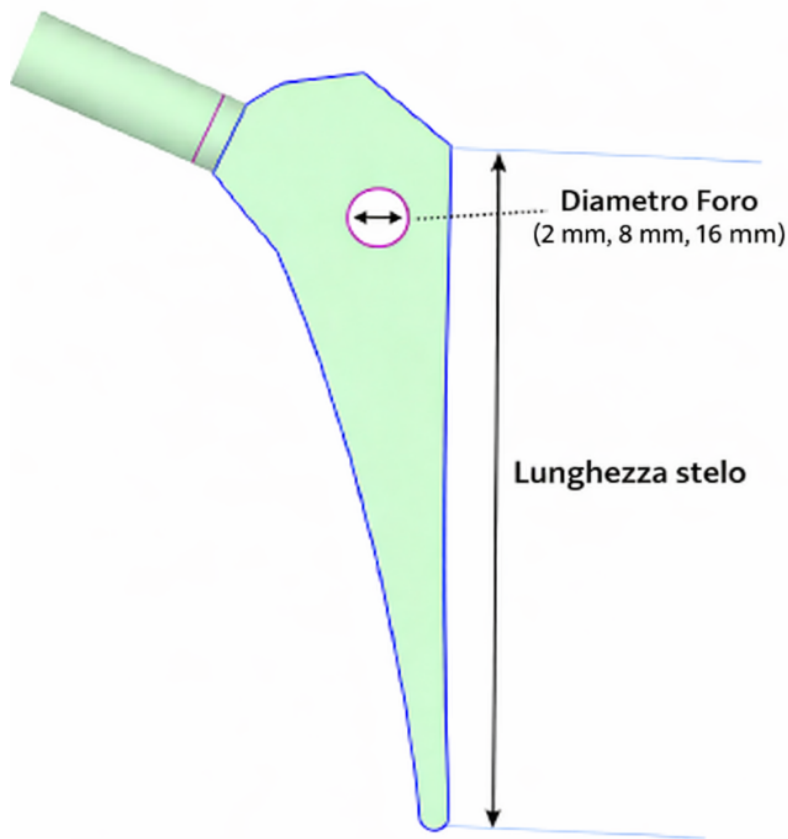


Figura 5.7: Geometria della protesi con indicazione dei parametri geometrici oggetto dell'analisi: lunghezza dello stelo e diametro del foro, considerato nelle configurazioni di 2 mm, 8 mm e 16 mm

Lunghezza stelo [mm]	Energia elastica totale [mJ]
91	463.51
88.9	466.83
86.609	470.84
84.7	474.71
82.842	478.11
80.5	482.68
76.3	491.50
72.1	500.54

Tabella 5.2: Energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo (foro 2 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia)

Lunghezza stelo [mm]	Energia elastica totale [mJ]
91.0	463.68
88.9	467.27
86.609	471.44
84.7	475.04
82.842	478.54
80.5	483.28
76.3	492.50
72.1	501.31

Tabella 5.3: Energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo (foro 8 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia)

Lunghezza stelo [mm]	Energia elastica totale [mJ]
91	467.00
88.9	471.02
84.7	479.41
80.5	489.51
76.3	501.12
72.1	517.15

Tabella 5.4: Energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo (foro 16 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia)

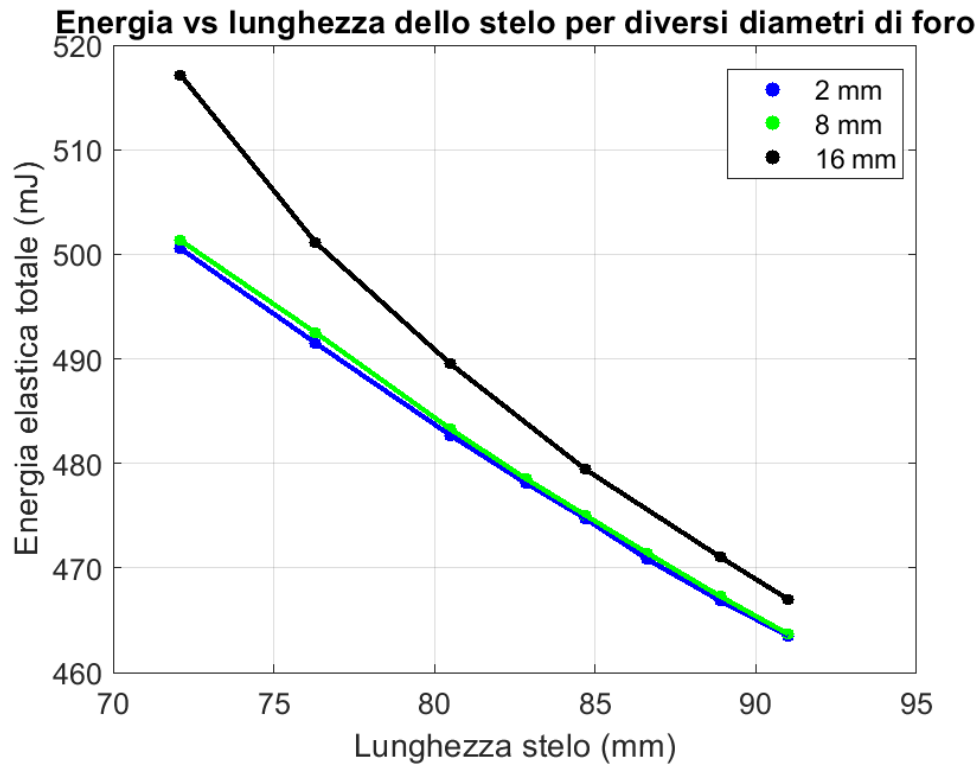


Figura 5.8: Andamento dell'energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo per diverse configurazioni del diametro del foro (2 mm, 8 mm, 16 mm)

Discussione dei risultati

Dall'analisi del grafico riportato in Figura 5.8 si osserva un andamento decrescente dell'energia elastica totale all'aumentare della lunghezza dello stelo per tutte le configurazioni del diametro del foro considerate.

In particolare, le tre curve relative ai diametri di 2 mm, 8 mm e 16 mm mostrano un comportamento analogo, evidenziando come l'aumento della lunghezza dello stelo determini una riduzione dell'energia elastica totale indipendentemente dalla dimensione del foro.

L'andamento risulta pressoché lineare per tutte le configurazioni analizzate, come confermato dagli elevati valori del coefficiente di determinazione R^2 . In particolare, si ottengono:

- $R^2 = 0.99$ per il foro da 2 mm;
- $R^2 = 0.99$ per il foro da 8 mm;

- $R^2 = 0.98$ per il foro da 16 mm.

Tali valori, prossimi all'unità, indicano una buona correlazione tra la lunghezza dello stelo e l'energia elastica totale, evidenziando come la lunghezza dello stelo rappresenti un parametro influente nel determinare la risposta del sistema.

Si osserva inoltre che, a parità di lunghezza dello stelo, valori maggiori del diametro del foro sono associati a livelli più elevati di energia elastica. In particolare, la configurazione con foro da 16 mm presenta i valori più alti, mentre quella con foro da 2 mm mostra i valori più bassi.

All'aumentare del diametro del foro, il comportamento del sistema tende progressivamente a discostarsi da un andamento lineare, evidenziando come configurazioni caratterizzate da lunghezze dello stelo più ridotte amplifichino ulteriormente l'incremento dell'energia elastica.

Tale fenomeno può essere interpretato considerando che l'aumento del diametro del foro comporta una maggiore rimozione di materiale, con conseguente riduzione della rigidità strutturale della protesi. Questo effetto risulta particolarmente significativo per lunghezze dello stelo inferiori, in cui la combinazione tra ridotta estensione dello stelo e maggiore volume rimosso determina una variazione più marcata nella distribuzione delle sollecitazioni e, quindi, un aumento dell'energia elastica del sistema.

Inoltre, la percentuale di volume rimosso rispetto al totale della struttura rappresenta un parametro rilevante nell'interpretazione dei risultati, in quanto consente di individuare le configurazioni in cui la modifica geometrica ha un impatto più significativo sulla risposta biomeccanica del sistema.

Dal punto di vista biomeccanico, uno stelo più lungo tende a favorire una distribuzione più uniforme delle sollecitazioni lungo il femore, riducendo le concentrazioni di tensione nella regione prossimale e promuovendo un trasferimento dei carichi più graduale verso le regioni distali, con conseguente riduzione dell'energia elastica complessiva del sistema.

Tuttavia, una riduzione eccessiva dell'energia elastica non rappresenta necessariamente una condizione favorevole, in quanto può indicare una deviazione significativa dal comportamento fisiologico del femore integro. In questo contesto, il criterio di valutazione non coincide con la minimizzazione assoluta dell'energia, ma con la riduzione della differenza rispetto alla configurazione pre-operatoria.

D'altra parte, l'aumento del diametro del foro comporta una riduzione della sezione resistente della protesi, influenzando la distribuzione delle sollecitazioni e determinando un incremento dell'energia elastica.

Complessivamente, i risultati evidenziano come la lunghezza dello stelo rappresenti il parametro dominante nel controllo della risposta globale del siste-

ma femore–protesi, mentre il diametro del foro influisce in maniera secondaria.

Pertanto, le configurazioni più favorevoli risultano essere quelle che realizzano un compromesso tra una distribuzione delle sollecitazioni più equilibrata e una risposta biomeccanica il più possibile coerente con quella fisiologica.

5.2.3 Influenza del diametro del foro

In questo paragrafo viene analizzata l’influenza del diametro del foro sulla risposta biomeccanica del sistema femore–protesi, con particolare attenzione al contributo di tale parametro in relazione alla lunghezza dello stelo, già discussa nel paragrafo precedente.

I dati analizzati derivano dallo studio parametrico condotto mediante simulazioni agli elementi finiti in cui il raggio del foro è stato definito come parametro di progetto e variato sistematicamente al fine di valutare la risposta biomeccanica del sistema.

L’analisi è stata condotta considerando tre diverse configurazioni della protesi, caratterizzate da differenti lunghezze dello stelo: 70 mm, 85 mm e 91 mm. I valori ottenuti per ciascuna configurazione sono riportati rispettivamente in Tabella 5.5, Tabella 5.6 e Tabella 5.7, mentre l’andamento complessivo è rappresentato graficamente in Figura 5.10.

Tale approccio consente di valutare non solo l’influenza del raggio del foro sulla distribuzione delle sollecitazioni all’interno del tessuto osseo, ma anche l’interazione tra questo parametro e la lunghezza dello stelo, evidenziando eventuali variazioni nel comportamento biomeccanico del sistema al variare delle configurazioni considerate.

Nella Figura 5.9 è mostrata la geometria della protesi, con indicazione del diametro del foro, parametro oggetto dell’analisi, variato in un range compreso tra 2 mm e 16 mm.

- Il limite inferiore di 2 mm è stato scelto in quanto rappresenta una dimensione minima del foro compatibile con la realizzazione geometrica del modello, evitando configurazioni eccessivamente piccole che risulterebbero poco significative dal punto di vista strutturale e difficilmente realizzabili in pratica.
- Il limite superiore di 16 mm è stato invece definito sulla base di considerazioni geometriche e meccaniche: per valori superiori, la presenza del foro comporterebbe una riduzione eccessiva della sezione resistente della protesi, compromettendone la rigidità e determinando un incremento significativo delle concentrazioni di tensione.

Pertanto, il range analizzato è stato definito in modo da considerare configurazioni geometricamente ammissibili e rappresentative della risposta biomeccanica del sistema specifico considerato.

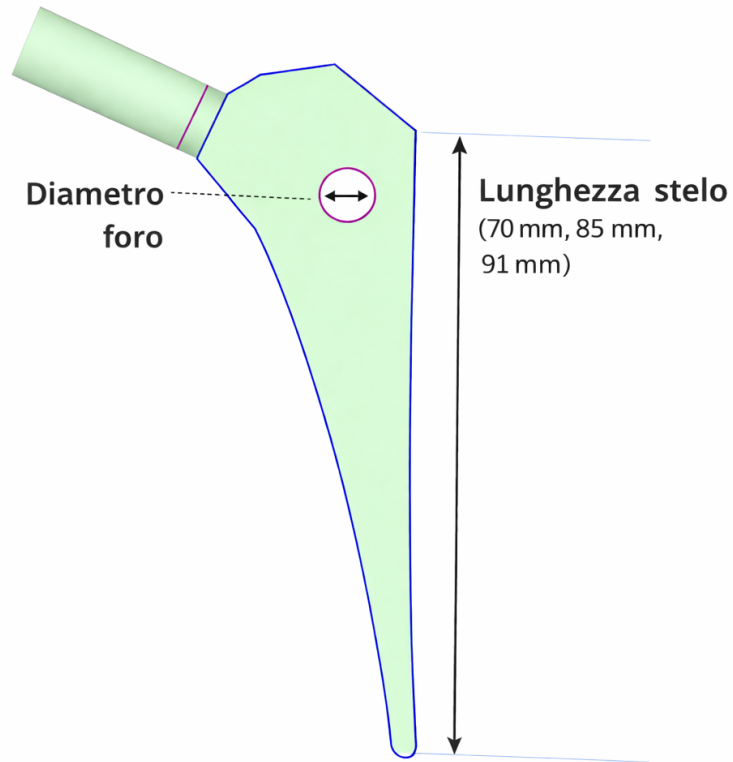


Figura 5.9: Geometria della protesi con indicazione dei parametri geometrici analizzati: lunghezza dello stelo (70 mm, 85 mm, 91 mm) e diametro del foro

Raggio foro [mm]	Energia elastica totale [mJ]
2.2736	504.85
2.8675	504.85
2.2803	504.87
2.2528	504.95
3.4	504.98
3.1002	505.00
2.6994	505.03
3.5411	505.08
3.836	505.10
3.252	505.10
2.1767	505.12
2.2367	505.12
2.7819	505.13
2.6203	505.16
4.3264	505.28
5.2529	505.30
6.2	505.48
7.7273	506.15
9.0	506.42
11.8	509.21
14.6	518.07

Tabella 5.5: Energia totale in funzione del raggio del foro (stelo 70 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia elastica totale)

Raggio foro [mm]	Energia elastica totale [mJ]
3.7368	473.51
2.2089	473.59
3.4444	473.67
7.6	473.78
3.1291	473.81
3.7064	473.84
3.2645	473.89
4.688	473.94
3.5731	474.03
3.4805	474.03
3.8585	474.08
4.087	474.13
4.9906	474.13
3.7443	474.13
2.8313	474.19
6.7327	474.21
3.6375	474.21
6.2	474.52
9.0	474.94
11.8	475.55
14.6	477.16

Tabella 5.6: Energia totale in funzione del raggio del foro (stelo 85 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia elastica totale)

Raggio foro [mm]	Energia elastica totale [mJ]
3.5386	462.92
3.9232	462.99
4.0207	463.03
3.5355	463.03
4.231	463.07
3.3424	463.11
4.688	463.14
4.9698	463.17
3.5762	463.17
3.7393	463.18
3.832	463.19
2.2089	463.26
3.4	463.27
3.023	463.29
6.7327	463.36
2.8809	463.37
2.3434	463.41
5.2	463.78
9.0	463.80
4.0453	463.71
11.8	464.44
14.6	465.91

Tabella 5.7: Energia totale in funzione del raggio del foro (stelo 91 mm, valori ordinati in ordine crescente rispetto all'energia elastica totale)

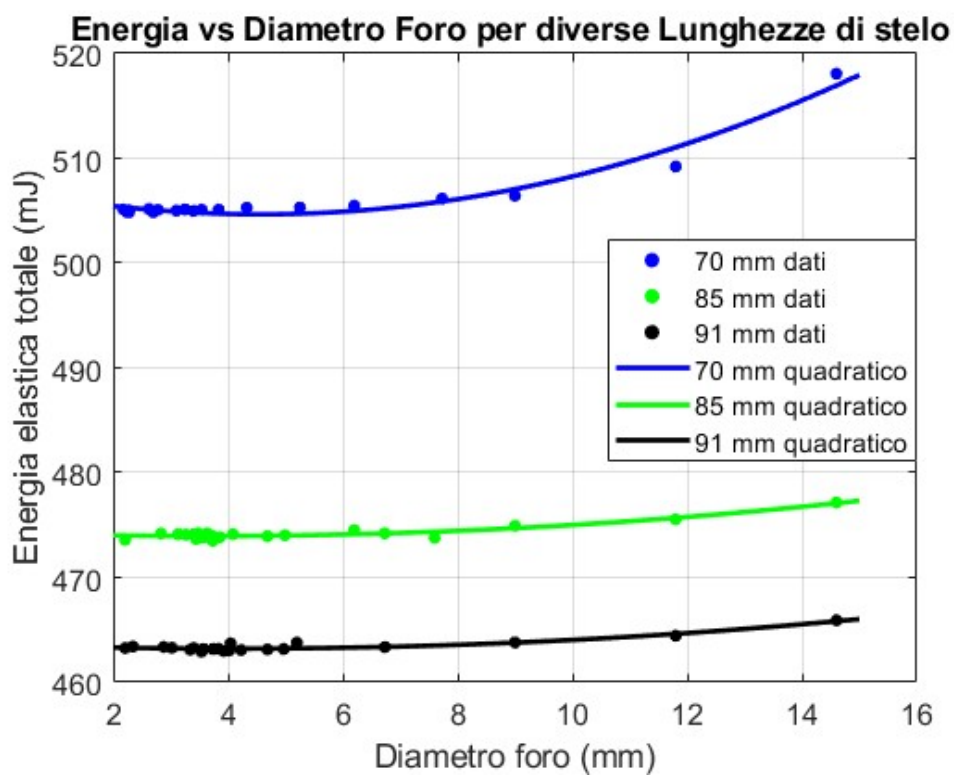


Figura 5.10: Energia totale in funzione del raggio del foro per diverse lunghezze dello stelo

Discussione dei risultati

Dall'analisi del grafico riportato in Figura 5.10 si osserva che l'energia elastica totale aumenta all'aumentare del diametro del foro per tutte le configurazioni di lunghezza dello stelo considerate.

A differenza di quanto potrebbe apparire da una prima osservazione qualitativa, l'andamento non risulta perfettamente lineare, mostrando una curvatura già apprezzabile, in particolare per lo stelo di lunghezza pari a 70 mm. Per descrivere in modo più accurato tale comportamento, è stato effettuato un fitting polinomiale di secondo ordine dei dati.

I coefficienti di determinazione ottenuti per il fit polinomiale risultano elevati per tutte le configurazioni analizzate. In particolare, si ottengono valori pari a:

- $R^2 = 0.96$ per lo stelo da 70 mm;
- $R^2 = 0.90$ per lo stelo da 85 mm;

- $R^2 = 0.90$ per lo stelo da 91 mm.

Tali valori indicano una buona capacità del modello polinomiale di descrivere l'andamento dei dati, evidenziando una non linearità della risposta energetica al variare del diametro del foro.

Dal punto di vista biomeccanico, l'incremento dell'energia può essere interpretato considerando che un aumento del diametro del foro comporta una maggiore rimozione di materiale, con conseguente riduzione della sezione resistente della protesi. Tale riduzione determina una minore capacità dell'impianto di trasferire i carichi al tessuto osseo in modo uniforme, favorendo la comparsa di concentrazioni di tensione e una distribuzione meno omogenea delle sollecitazioni. Di conseguenza, il sistema accumula una maggiore energia elastica.

Analizzando i valori riportati nelle Tabelle 5.5, 5.6 e 5.7, è possibile individuare, per ciascuna configurazione, il diametro del foro associato ai valori minimi di energia elastica totale. In particolare, per lo stelo da 70 mm il valore minimo si registra per un diametro compreso tra circa 2.27 mm e 2.9 mm, mentre per lo stelo da 85 mm il minimo si osserva per un diametro pari a circa 3.74 mm. Infine, per lo stelo da 91 mm il valore minimo si colloca intorno a 3.54 mm.

Il confronto tra le diverse lunghezze dello stelo evidenzia che:

- lo stelo da 70 mm presenta i valori di energia più elevati, indicando una distribuzione delle sollecitazioni meno uniforme e una maggiore concentrazione degli sforzi;
- lo stelo da 85 mm si colloca in una posizione intermedia;
- lo stelo da 91 mm mostra i valori più bassi di energia elastica.

È interessante osservare come la configurazione con stelo da 91 mm risulti la più favorevole dal punto di vista energetico, mantenendo lo stesso trend anche al variare del diametro del foro.

Tuttavia, è importante sottolineare che una riduzione dell'energia elastica non implica necessariamente una condizione biomeccanicamente ottimale. Come discusso in precedenza, l'obiettivo dell'analisi è quello di ottenere una risposta il più possibile coerente con quella fisiologica del femore integro.

In questo contesto, la lunghezza dello stelo rappresenta il parametro predominante nel determinare la risposta globale del sistema femore-protesi, mentre il diametro del foro influisce principalmente sulla distribuzione locale delle sollecitazioni, modificando i livelli energetici senza alterare in modo significativo il comportamento globale.

In particolare, mentre l'aumento della lunghezza dello stelo favorisce una distribuzione più uniforme delle sollecitazioni lungo il femore, l'incremento del diametro del foro introduce un effetto opposto, indebolendo localmente la struttura della protesi.

Ne deriva che la risposta biomeccanica del sistema non può essere ricondotta alla variazione di un singolo parametro, ma richiede una valutazione combinata delle diverse variabili geometriche.

Complessivamente, i risultati confermano quanto osservato nel Paragrafo 5.2.2, evidenziando come la lunghezza dello stelo rappresenti il parametro predominante nel controllo del comportamento globale del sistema, mentre il diametro del foro esercita un'influenza secondaria ma non trascurabile, soprattutto in relazione alla distribuzione locale degli sforzi.

5.2.4 Analisi combinata di lunghezza dello stelo e raggio del foro

In questa sezione viene analizzata l'influenza combinata della lunghezza dello stelo e del raggio del foro sulla risposta biomeccanica del sistema femore-protesi. In particolare, si considera l'andamento dell'energia elastica totale (mJ), calcolata sugli elementi finiti del femore, al variare simultaneo dei due parametri geometrici.

I dati analizzati derivano dallo studio parametrico condotto, in cui sia la lunghezza dello stelo sia il raggio del foro sono stati definiti come parametri di progetto e variati all'interno di intervalli prestabiliti. In particolare, la lunghezza dello stelo è stata variata in un intervallo compreso tra 70 mm e 91 mm, mentre il raggio del foro è stato variato tra circa 2 mm e 16 mm.

I risultati ottenuti sono riportati in Tabella 5.8, in cui ciascuna configurazione rappresenta una combinazione specifica dei due parametri geometrici considerati.

Tale approccio consente di valutare l'interazione tra la lunghezza dello stelo e il raggio del foro, evidenziando come la variazione simultanea dei parametri influenzi la risposta biomeccanica del sistema in modo non direttamente deducibile dall'analisi separata dei singoli parametri.

Nella Figura 5.11 è mostrata la geometria della protesi, con indicazione dei parametri geometrici oggetto dell'analisi.

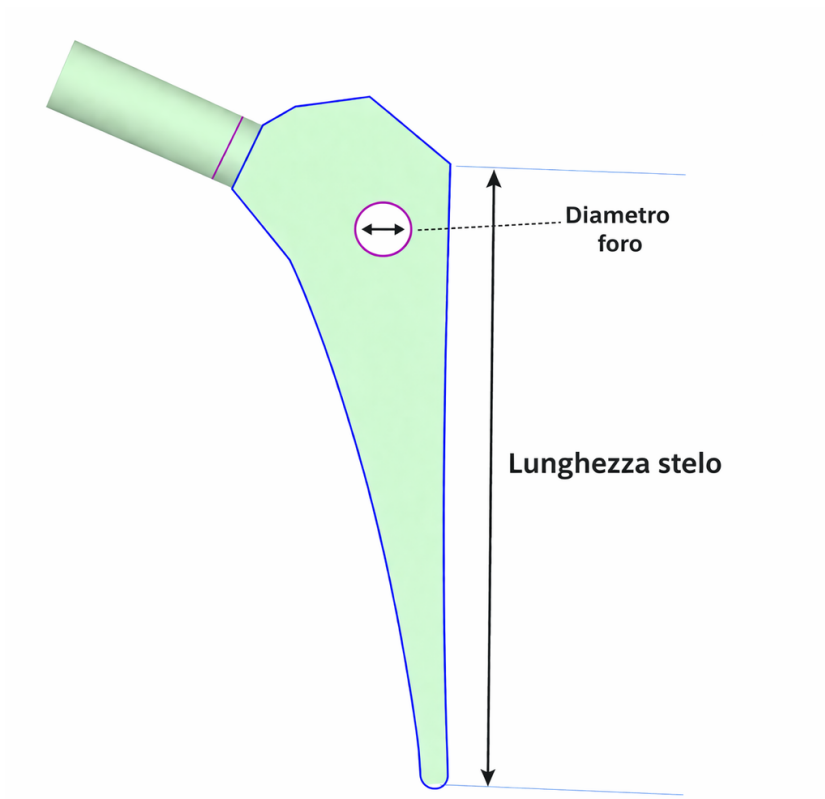


Figura 5.11: Geometria della protesi con indicazione dei parametri geometrici analizzati: lunghezza dello stelo e diametro del foro

Lunghezza stelo [mm]	Diametro foro [mm]	Energia elastica totale [mJ]
91.000	5.2222	463.13
91.000	5.2130	463.25
91.000	5.2764	463.30
90.854	4.8578	463.32
91.000	6.6176	463.43
90.903	5.8468	463.76
90.550	5.6577	464.08
90.546	6.0203	464.25
90.336	4.2688	464.40
90.228	5.7282	464.63
90.687	3.8346	464.00
89.842	5.7225	465.11
89.995	4.5695	465.01
89.688	6.3750	465.70
89.656	3.8176	465.51
89.145	4.7593	466.57
88.343	6.1297	468.04
88.289	8.8725	468.23
87.661	4.5914	468.97
87.413	4.7319	469.74
87.063	11.6250	471.37
86.004	7.3581	472.40
84.987	3.5852	474.31
84.438	2.8750	474.70
84.357	5.7960	475.38
82.652	7.9509	478.75
81.813	15.1250	484.97
79.188	9.8750	486.54
76.563	4.6250	491.31
73.938	13.3750	501.20
71.313	8.1250	503.48

Tabella 5.8: Risultati dell'ottimizzazione combinata ordinati in funzione dell'energia elastica totale crescente

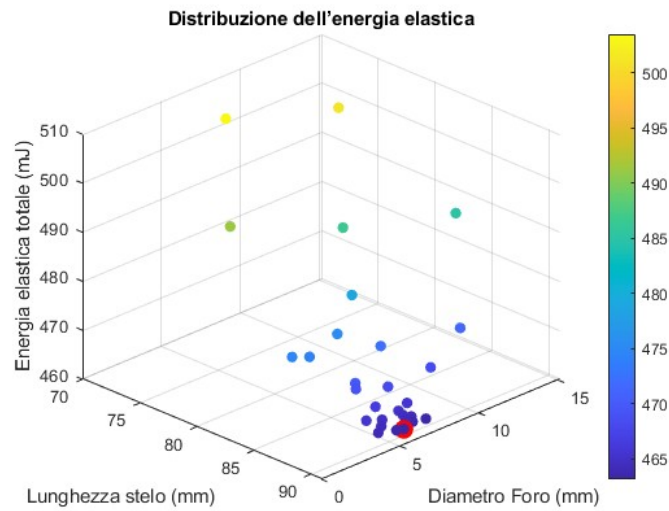


Figura 5.12: Distribuzione tridimensionale dell'energia elastica totale (mJ) in funzione della lunghezza dello stelo e del diametro del foro. I punti rappresentano le configurazioni analizzate, evidenziando l'andamento globale della risposta energetica del sistema femore–protesi.

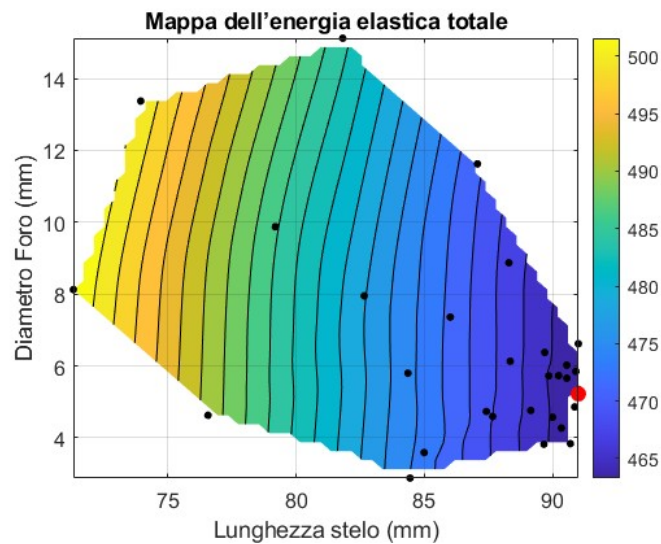


Figura 5.13: Mappa a contorni dell'energia elastica totale (mJ) in funzione della lunghezza dello stelo e del diametro del foro. La distribuzione evidenzia le regioni a minore e maggiore energia, consentendo di individuare le configurazioni più favorevoli dal punto di vista energetico.

Discussione dei risultati

In Figura 5.12 è riportata la distribuzione tridimensionale dell'energia elastica totale in funzione della lunghezza dello stelo e del raggio del foro, che consente di visualizzare l'andamento complessivo della risposta energetica del sistema femore–protesi. La Figura 5.13 mostra invece la corrispondente mappa a contorni, che permette una lettura più immediata delle variazioni dell'energia nello spazio dei parametri e di individuare con maggiore chiarezza le regioni di minimo e massimo energetico.

Dall'analisi congiunta delle due rappresentazioni si osserva che i valori più elevati di energia elastica sono associati a configurazioni caratterizzate da lunghezze dello stelo ridotte e da raggi del foro elevati. In particolare, le condizioni più sfavorevoli si collocano nella regione con lunghezze inferiori a circa 80 mm e raggi del foro superiori a circa 8–10 mm, indicando una distribuzione delle sollecitazioni meno uniforme e una maggiore concentrazione degli sforzi.

Al contrario, i valori minimi di energia si concentrano in una regione ben definita dello spazio dei parametri, caratterizzata da lunghezze dello stelo elevate (circa 90–91 mm) e raggi del foro contenuti (circa 4–6 mm). Tali configurazioni risultano associate a una distribuzione delle sollecitazioni più equilibrata lungo la struttura ossea.

L'andamento della superficie energetica evidenzia inoltre come la lunghezza dello stelo eserciti un'influenza predominante sulla risposta globale del sistema. All'aumentare della lunghezza dello stelo si osserva infatti una riduzione sistematica dell'energia elastica totale, indipendentemente dal valore del raggio del foro. Al contrario, la variazione del raggio del foro produce effetti più localizzati, modificando i livelli energetici senza alterare in modo significativo la tendenza globale.

Dal punto di vista biomeccanico, uno stelo più lungo consente una distribuzione più uniforme delle sollecitazioni lungo il femore, riducendo le concentrazioni di tensione nella regione prossimale e favorendo un trasferimento dei carichi più graduale verso le regioni distali. Questo comportamento si traduce in una riduzione dell'energia elastica complessiva del sistema. D'altra parte, l'aumento del raggio del foro comporta una maggiore rimozione di materiale e una conseguente riduzione della sezione resistente della protesi, influenzando negativamente la distribuzione delle sollecitazioni e determinando un incremento dell'energia elastica.

La rappresentazione a contorni consente inoltre di individuare con immediatezza le regioni caratterizzate da valori minimi di energia, evidenziando come tali condizioni siano associate a configurazioni con steli più lunghi e fori di dimensioni contenute. Tuttavia, è importante sottolineare che il minimo del-

l'energia elastica non coincide necessariamente con la configurazione biomeccanicamente più favorevole. Infatti, come discusso nei paragrafi precedenti, il criterio di valutazione adottato è basato sulla coerenza con il comportamento fisiologico del femore integro, piuttosto che sulla sola minimizzazione dell'energia.

Nel complesso, i risultati evidenziano come la risposta biomeccanica del sistema non possa essere ricondotta alla variazione di un singolo parametro, ma richieda una valutazione combinata delle variabili geometriche. In particolare, emerge chiaramente che la lunghezza dello stelo rappresenta il parametro predominante nel controllo del comportamento globale del sistema femore–protesi, mentre il raggio del foro esercita un'influenza secondaria, ma non trascurabile, legata principalmente alla distribuzione locale delle sollecitazioni.

5.2.5 Configurazione ottimale e confronto con le configurazioni analizzate

L'analisi del comportamento biomeccanico del femore integro, assunto come configurazione di riferimento fisiologica, è stata già discussa nel Paragrafo 5.1.1. In questa sezione, il confronto viene effettuato tra due configurazioni protesiche rappresentative, caratterizzate da differenti valori di energia elastica totale, al fine di valutare l'influenza dei parametri geometrici sulla risposta strutturale del sistema osso–protesi.

In particolare, vengono considerate due configurazioni: una associata al valore minimo di energia elastica (463.13 mJ), ottenuta con una lunghezza dello stelo pari a 91 mm e un diametro del foro di 5.22 mm, e una configurazione caratterizzata da energia elastica pari a 517.19 mJ, corrispondente a una lunghezza dello stelo di 72.1 mm e un diametro del foro di 16 mm. Quest'ultima configurazione, pur non rappresentando il minimo energetico, risulta più prossima al comportamento fisiologico del femore integro.

La configurazione a energia minima mostra una distribuzione della prima deformazione principale apparentemente più uniforme, con valori massimi pari a circa 0.0101 (deformazione adimensionale) e una riduzione delle concentrazioni localizzate in prossimità del foro, come evidenziato in Figura 5.14.

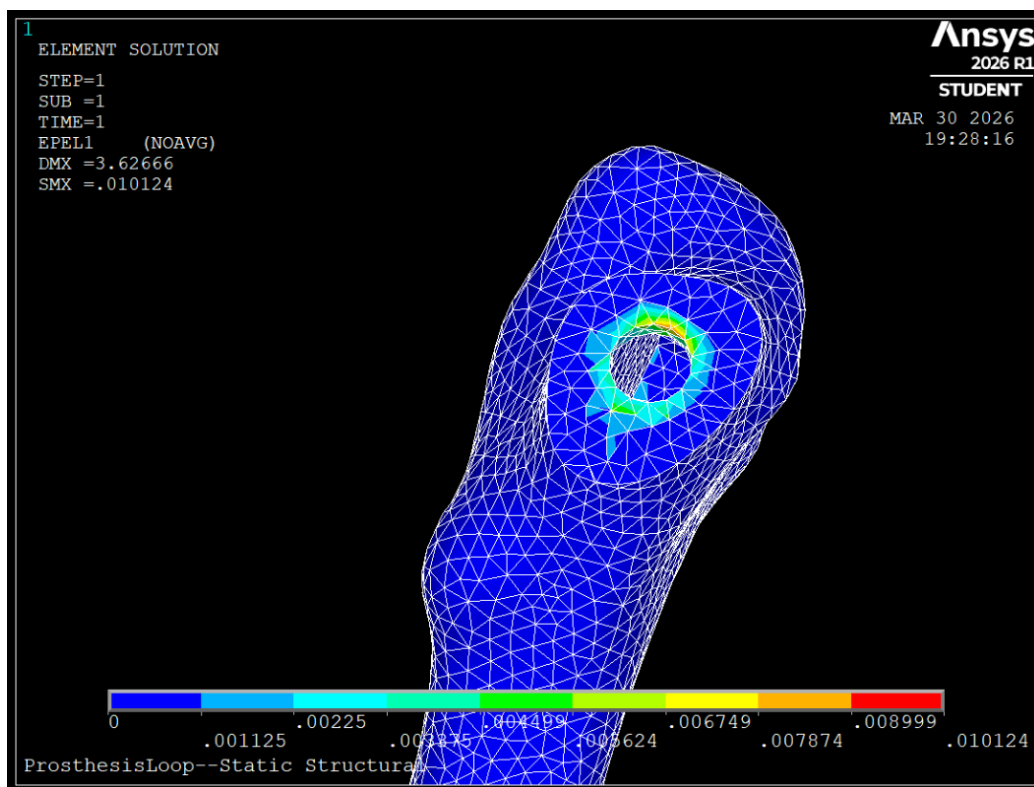


Figura 5.14: Distribuzione della prima deformazione principale elastica nella configurazione a minima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da circa 0 a circa $1.01 \cdot 10^{-2}$ (trazione), evidenziando una distribuzione relativamente uniforme delle deformazioni con concentrazioni localizzate in prossimità del foro protesico.

Analogamente, la distribuzione della terza deformazione principale (Figura 5.15) presenta valori complessivamente più omogenei, con un minimo pari a circa -0.0274.

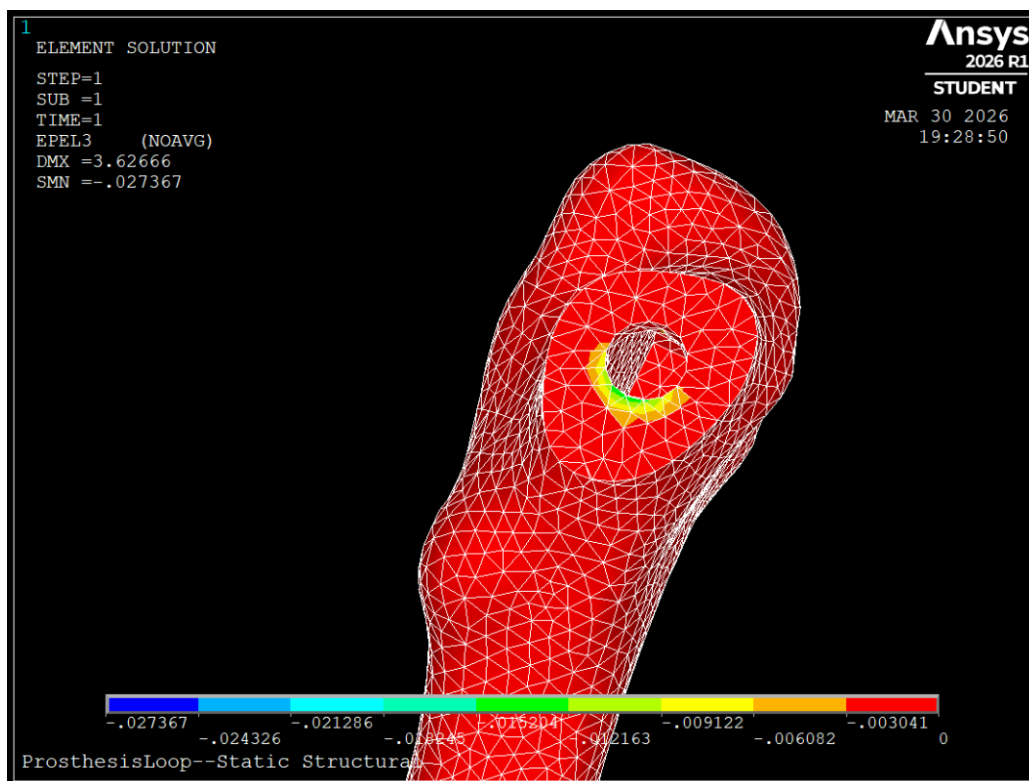


Figura 5.15: Distribuzione della terza deformazione principale elastica nella configurazione a minima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da circa $-2.74 \cdot 10^{-2}$ (compressione) a valori prossimi a zero, evidenziando una distribuzione relativamente uniforme delle deformazioni compressive con concentrazioni localizzate in prossimità del foro protesico.

Tuttavia, tale configurazione si discosta significativamente dal comportamento del femore integro, indicando una riduzione eccessiva dell'energia elastica e una conseguente modifica del trasferimento dei carichi all'interno del tessuto osseo.

La configurazione a maggiore energia elastica (517.19 mJ) presenta invece una distribuzione delle deformazioni meno uniforme, con valori della prima deformazione principale che raggiungono circa 0.0135 e risultano più localizzati in prossimità del foro, come mostrato in Figura 5.16.

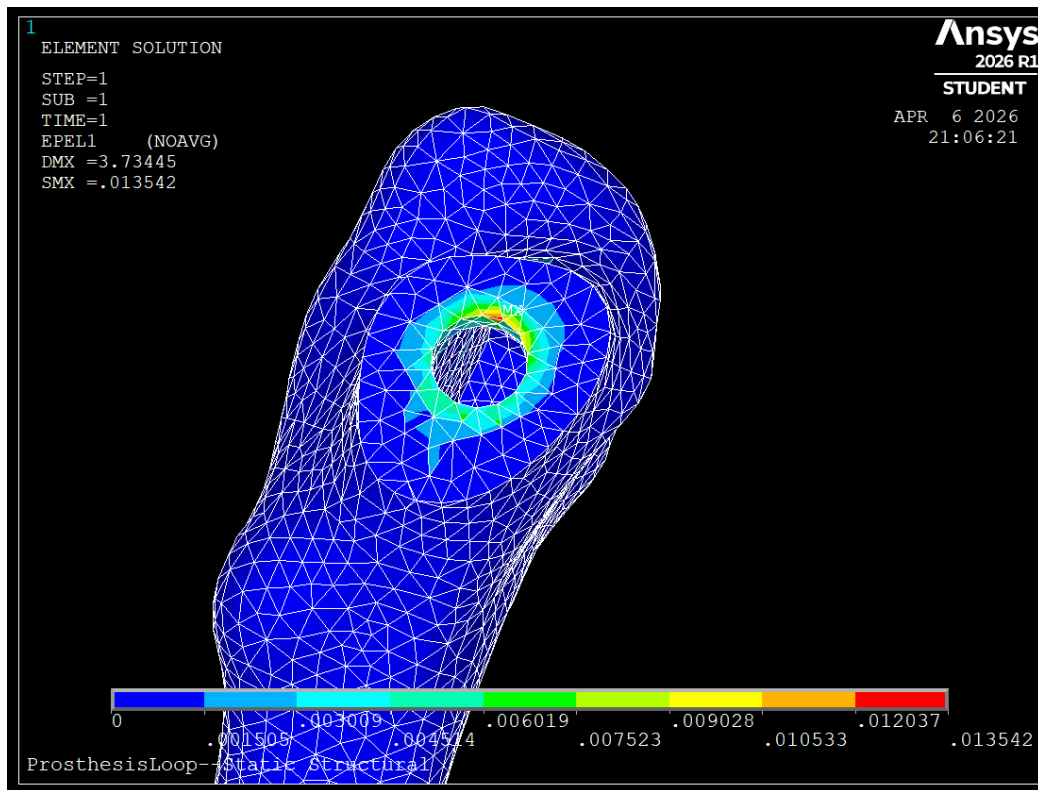


Figura 5.16: Distribuzione della prima deformazione principale elastica nella configurazione a massima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da 0 a circa $1.35 \cdot 10^{-2}$, evidenziando una maggiore concentrazione delle deformazioni in prossimità del foro protesico e una distribuzione meno uniforme rispetto al caso a minima energia.

Analogamente, la terza deformazione principale (Figura 5.17) evidenzia valori compressivi più elevati (fino a circa -0.0322), con una maggiore concentrazione nella regione prossimale del femore.

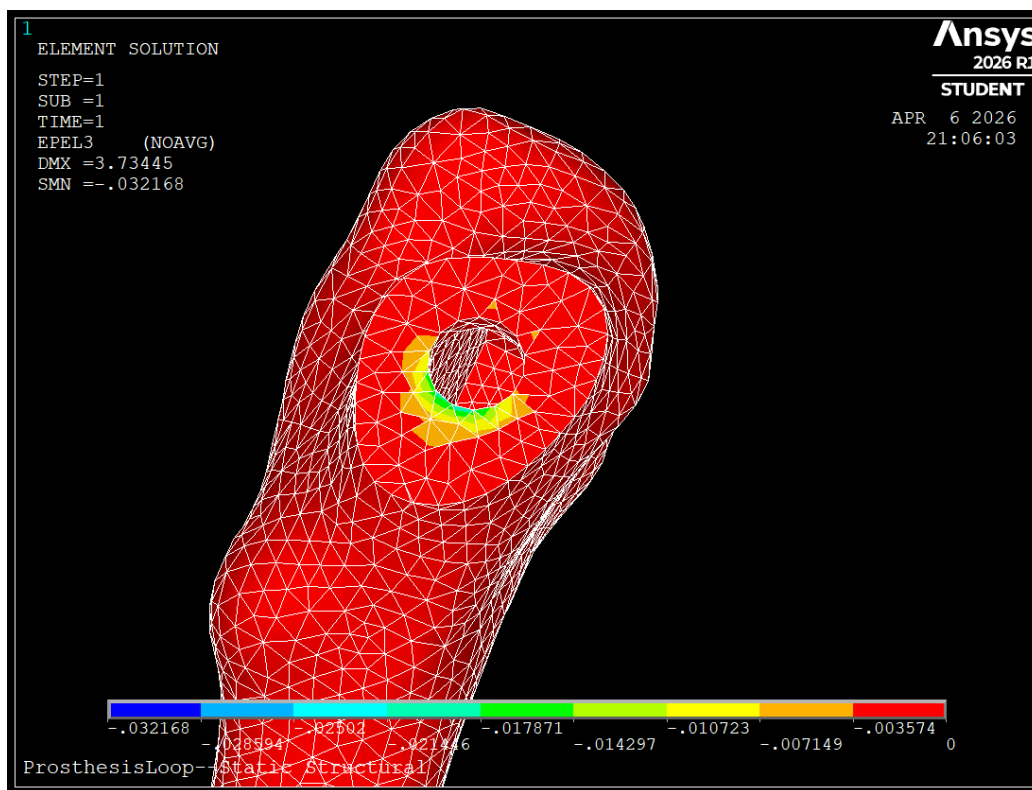


Figura 5.17: Distribuzione della terza deformazione principale elastica nella configurazione a massima energia elastica. La scala cromatica, espressa in deformazione adimensionale (-), varia da circa $-3.22 \cdot 10^{-2}$ (compressione) a valori prossimi a zero, evidenziando una maggiore concentrazione delle deformazioni compressive in prossimità del foro protesico e una distribuzione meno uniforme rispetto al caso a minima energia.

Nonostante ciò, questa configurazione risulta quella che meglio approssima il comportamento fisiologico del femore integro, rappresentando un compromesso più equilibrato tra distribuzione delle sollecitazioni e trasferimento dei carichi.

In termini quantitativi, entrambe le configurazioni protesiche mostrano una significativa riduzione dell'energia elastica totale rispetto al femore integro (pari a circa 1024.49 mJ). In particolare, la configurazione a energia minima (463.13 mJ) presenta una riduzione di circa il 55%, mentre la configurazione a energia più elevata (517.19 mJ) mostra una riduzione di circa il 49%. Questo evidenzia come una diminuzione eccessiva dell'energia possa portare a uno scostamento significativo dal comportamento fisiologico, mentre valori energetici più prossimi a quelli del femore integro risultano più coerenti con una distribuzione fisiologica dei carichi.

Il confronto tra le due configurazioni evidenzia quindi come la minimizzazione assoluta dell'energia elastica non coincida con la condizione biomeccanicamente più favorevole. Al contrario, una configurazione che mantiene un livello energetico più vicino a quello fisiologico consente di limitare alterazioni non naturali dello stato tensionale.

Dal punto di vista biomeccanico, una riduzione eccessiva dell'energia elastica può essere associata a fenomeni di *stress shielding*, che comportano una diminuzione dello stimolo meccanico trasmesso al tessuto osseo. Pertanto, la progettazione della protesi deve essere orientata non alla sola minimizzazione dell'energia, ma alla preservazione, per quanto possibile, di una distribuzione fisiologica dei carichi.

6. Conclusioni e Sviluppi futuri

6.1 Conclusioni

Il presente lavoro ha avuto come obiettivo lo sviluppo e l'applicazione di un workflow automatico per l'analisi della configurazione geometrica di una protesi femorale, mediante simulazioni agli elementi finiti condotte in ambiente ANSYS Workbench e integrate con strumenti sviluppati in MATLAB.

In una prima fase, è stato definito un modello numerico del sistema femore-protesi, finalizzato alla valutazione della distribuzione delle sollecitazioni e dell'energia elastica all'interno del tessuto osseo. Successivamente, è stata condotta un'analisi parametrica volta a studiare l'influenza dei principali parametri geometrici della protesi, in particolare la lunghezza dello stelo e il diametro del foro.

I risultati ottenuti hanno evidenziato come la lunghezza dello stelo rappresenti il parametro predominante nel determinare la risposta biomeccanica del sistema, influenzando in maniera significativa la distribuzione delle sollecitazioni lungo il femore. Il diametro del foro, pur esercitando un'influenza secondaria, contribuisce a modificare le concentrazioni locali di deformazione e i livelli energetici, con effetti più localizzati.

L'analisi delle diverse configurazioni ha mostrato che valori più elevati della lunghezza dello stelo favoriscono una distribuzione più uniforme delle sollecitazioni e una riduzione dell'energia elastica totale, mentre l'aumento del diametro del foro comporta una maggiore concentrazione degli sforzi e un incremento dell'energia elastica.

In termini quantitativi, tutte le configurazioni protesiche analizzate presentano una significativa riduzione dell'energia elastica rispetto al femore integro (1024.49 mJ). In particolare, la configurazione caratterizzata da lunghezza dello stelo pari a 72.1 mm e diametro del foro di 16 mm presenta un'energia pari a 517.19 mJ (riduzione di circa il 49%), risultando quella più prossima al comportamento fisiologico. Al contrario, la configurazione a minima energia (463.13 mJ, riduzione di circa il 55%) evidenzia uno scostamento maggiore dal comportamento del femore integro.

Questo risultato evidenzia come la minimizzazione assoluta dell'energia elastica non coincida necessariamente con la configurazione biomeccanicamente più favorevole. Una riduzione eccessiva dell'energia può infatti essere associata a fenomeni di *stress shielding*, con conseguente alterazione del trasferimento dei carichi e riduzione dello stimolo meccanico nel tessuto osseo.

Pertanto, la configurazione più idonea non è quella a minima energia, ma quella che consente di mantenere una distribuzione delle sollecitazioni più vicina a quella fisiologica, garantendo un corretto equilibrio tra trasferimento

dei carichi e integrità strutturale del sistema osso–protesi.

Nel complesso, il lavoro ha dimostrato l’efficacia dell’approccio numerico adottato nell’analisi della risposta biomeccanica del sistema femore–protesi e ha evidenziato il ruolo chiave dei parametri geometrici nella progettazione dell’impianto. L’integrazione tra strumenti di simulazione e scripting ha consentito di automatizzare il processo di analisi parametrica, ponendo le basi per futuri sviluppi orientati all’implementazione di un vero e proprio processo di ottimizzazione automatica.

I principali risultati quantitativi ottenuti sono riassunti in Tabella 6.1.

Configurazione	Energia elastica [mJ]	Spostamento max [mm]
Femore integro	1024.49	6.88
Configurazione max energia (ottimale)	517.19	3.73
Configurazione min energia	463.13	3.22

Tabella 6.1: Confronto tra le configurazioni analizzate

6.2 Sviluppi futuri

Sebbene i risultati ottenuti evidenzino l’efficacia dell’approccio adottato, il presente lavoro può essere ulteriormente sviluppato sotto diversi aspetti.

In primo luogo, il modello numerico potrebbe essere migliorato introducendo una modellazione più realistica dell’interfaccia osso–protesi. Nel presente studio, infatti, non sono state considerate condizioni di contatto avanzate, a causa della complessità numerica e delle difficoltà di convergenza associate. L’integrazione di modelli di contatto più accurati rappresenta quindi un possibile sviluppo futuro per migliorare la rappresentazione del comportamento biomeccanico del sistema.

Dal punto di vista della modellazione del materiale, ulteriori sviluppi potrebbero includere l’adozione di leggi costitutive più complesse, quali modelli anisotropi o eterogenei, al fine di rappresentare in maniera più realistica la risposta meccanica del tessuto osseo.

Un aspetto di particolare interesse riguarda l’estensione dell’approccio sviluppato ad un numero più ampio di parametri geometrici della protesi. Nel presente lavoro, l’analisi si è concentrata principalmente sulla lunghezza dello stelo e sul diametro del foro; tuttavia, l’inclusione di ulteriori variabili progettuali consentirebbe di ottenere una descrizione più completa dell’influenza dei parametri sulla risposta biomeccanica del sistema.

In questo contesto, un’evoluzione naturale del workflow sviluppato consiste nell’implementazione di un loop di ottimizzazione automatica, in grado di variare sistematicamente i parametri geometrici della protesi con l’obietti-

vo di minimizzare la differenza tra la configurazione pre-operatoria e quella post-operatoria in termini di energia elastica. Tale approccio permetterebbe di individuare in modo automatico configurazioni protesiche in grado di riprodurre il più possibile il comportamento biomeccanico fisiologico del femore.

Un ulteriore sviluppo riguarda l'estensione dell'analisi a un numero elevato di casi, considerando differenti geometrie femorali. In particolare, l'applicazione del workflow a più pazienti consentirebbe di costruire un database di configurazioni e risultati, utile per analisi statistiche e per la generalizzazione del comportamento biomeccanico del sistema.

In questa direzione, un'evoluzione significativa del lavoro consiste nell'integrazione di tecniche di machine learning, finalizzate alla creazione di modelli predittivi in grado di stimare rapidamente i parametri geometrici della protesi a partire dalle caratteristiche anatomiche del paziente. Tale approccio consentirebbe di ridurre drasticamente i tempi computazionali rispetto alle simulazioni iterative, rendendo il processo decisionale più efficiente.

Infine, la validazione del modello numerico potrebbe essere effettuata mediante confronto con dati presenti in letteratura o con risultati ottenuti su modelli sperimentali semplificati (ad esempio strutture sintetiche o modelli analoghi), al fine di verificarne l'affidabilità senza richiedere applicazioni cliniche dirette.

Bibliografia

- [1] Dott. Masia, “Coxartrosi: artrosi dell’anca.”
- [2] Istituto Ortopedico Rizzoli, “Protesi totale d’anca: guida all’intervento e al recupero,” 2024.
- [3] Dottor Poli, “Biomeccanica dell’anca,” 2024.
- [4] Giulia Mayer, “7 motivi per usare lo stabilizzatore in statica,” 2024.
- [5] AO Foundation, “Acetabular intra-operative considerations,” 2023.
- [6] O. Abdelaal, S. Darwish, H. El-Hofy, and Y. Saito, “Patient-specific design process and evaluation of a hip prosthesis femoral stem,” *The International journal of artificial organs*, vol. 42, no. 6, pp. 271–290, 2019.
- [7] N. Palastanga and D. Field, *Anatomy and Human Movement*. Elsevier, 2006.
- [8] D. J. Hunter and S. Bierma-Zeinstra, “Osteoarthritis,” *The Lancet*, vol. 393, pp. 1745–1759, 2019.
- [9] M. Cross, E. Smith, D. Hoy, S. Nolte, I. Ackerman, M. Fransen, L. Bridgett, S. Williams, F. Guillemin, and C. L. Hill, “The global burden of hip and knee osteoarthritis,” *Annals of the Rheumatic Diseases*, vol. 73, pp. 1323–1330, 2014.
- [10] I. D. Learmonth, C. Young, and C. Rorabeck, “The operation of the century: total hip replacement,” *The Lancet*, vol. 370, pp. 1508–1519, 2007.
- [11] W. T. Long and L. D. Dorr, “Hip replacement: current concepts and future perspectives,” *Orthopedic Clinics*, vol. 49, pp. 397–405, 2018.
- [12] K. C. Wong, “Patient-specific instruments and implants in orthopaedics,” *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 10, pp. 1–9, 2015.
- [13] M. Viceconti *et al.*, “Custom-made prostheses: how much do they improve implant fitting?,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, vol. 219, pp. 53–59, 2005.
- [14] W. Zhu *et al.*, “Patient-specific design in orthopaedic implants,” *Computer-Aided Design*, vol. 45, pp. 123–132, 2013.

- [15] G. Bergmann *et al.*, *Hip Joint Loading During Walking and Running*. Springer, 2012.
- [16] G. e. a. Bergmann, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities,” *Journal of Biomechanics*, 2001.
- [17] M. e. a. Taylor, “Finite element analysis of the human femur,” *Medical Engineering & Physics*, 2004.
- [18] I. Kapandji, *Physiology of the Joints*. Churchill Livingstone, 2007.
- [19] M. e. a. Viceconti, “Role of muscles in joint loading,” *Journal of Biomechanics*, 1998.
- [20] F. Pauwels, *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*. 1976.
- [21] HANA Additive Manufacturing, “Selective laser melting (slm) / powder bed fusion,” 2024.
- [22] M. E. Casciaro and D. Craiem, “Towards automatic measurement of anteversion and neck–shaft angles in human femurs using ct images,” *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 17, no. 2, pp. 128–136, 2014.