

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Indirizzo Biomeccanica



**Politecnico
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

**Analisi ad elementi finiti del comportamento biomeccanico
di grandi ricostruzioni pelviche personalizzate, in esiti di
tumori primari dell'osso, durante il cammino e lo squat, in
una coorte clinica di sei pazienti**

Relatore:

Prof.ssa Cristina Bignardi

Correlatori:

Ing. Enrico Schileo

Ing. Giulia Fraterrigo

Candidato:

Cristina Cattelino

Anno accademico 2022/2023

Abstract

Questo lavoro di tesi fa parte di un progetto sviluppato dal Laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna sulla biomeccanica delle ricostruzioni pelviche custom made in esiti di chirurgia oncologica. Il fine della tesi è di: (i) realizzare i modelli ad elementi finiti degli ultimi due casi studio ancora da analizzare (ii) verificare, sui risultati di tutti i sei pazienti coinvolti nello studio, se vi siano condizioni di rischio biomeccanico a lungo termine, per l'osso e la protesi.

Nella prima fase della tesi sono stati realizzati i modelli ad elementi finiti dei due pazienti a partire dai dati diagnostici di tomografia computerizzata, seguendo il metodo già sviluppato nel laboratorio. Le forze muscolari e di reazione articolare agenti sulla pelvi sono state ottenute da modelli muscoloscheletrici personalizzati, realizzati in precedenza. Sono state considerate le forze agenti nell'istante di picco (i) del cammino in piano, il task motorio più frequente (scegliendo il secondo picco, per cui il carico complessivo è massimo e vi sono componenti non-verticali significative); (ii) dello squat, task simmetrico bipodalico non ancora analizzato in letteratura.

I risultati di tutti i casi clinici sono stati analizzati in termini di deformazioni sull'osso, per valutare il rischio di rottura e/o di riassorbimento per strain shielding, e di sforzi sulla protesi, per valutare il rischio di rottura a fatica. L'analisi dei risultati ha mostrato che:

- in tutti i soggetti la componente protesica sembra garantire un corretto trasferimento dei carichi mantenendo sollecitata la zona dell'incisura ischiatica e del ramo pubico, con deformazioni compatibili con il range fisiologico ($< 3500 \mu\text{strain}$)
- le differenze di deformazioni nell'osso tra emipelvi intatta ed operata rispecchiano quelle osservate tra i carichi di reazione all'anca, portando a classificare i pazienti in "simmetrici" ed "asimmetrici". Il confronto della densità di energia di deformazione (SED) tra emipelvi intatta ed operata ha mostrato differenze trascurabili nei soggetti "simmetrici", ed invece significative ($> 50-70\%$) e tali da indurre un possibile rischio di riassorbimento osseo a lungo termine per strain-shielding nei soggetti "asimmetrici". Questo risultato porta ad attribuire un eventuale strain shielding solo alla riduzione dei carichi, escludendo un contributo della protesi, per quanto massiva

- in tutti i soggetti analizzati gli sforzi nella protesi sono bassi (< 50 MPa), ad eccezione della linguetta pubica quando presente (soggetta a flessione) e delle viti (soggette a compressione e talvolta, in particolare la vite sacroiliaca, anche a flessione). Gli sforzi rimangono comunque all'interno del limite di rottura per fatica, sebbene siano da considerare alcune limitazioni della modellazione.

Per concludere, questa tipologia di ricostruzioni pelviche custom made risulta essere sostanzialmente sicura dal punto di vista biomeccanico. Nella protesi potrebbero essere possibili interventi di progettazione personalizzata, per quanto compatibili con la chirurgia, per irrobustire le linguette e posizionare le viti in modo da limitare sforzi flessionali. Per quanto riguarda l'osso, non c'è un apprezzabile rischio di frattura, mentre risulta essere essenziale assicurare un pieno recupero funzionale e muscolare per evitare rischi di riassorbimento osseo a lungo termine nell'emipelvi operata, dovuti alla riduzione dei carichi.

Indice

Introduzione	10
1 Background.....	12
1.1 Anatomia.....	13
1.2 Struttura dell'osso.....	19
1.3 Neoplasie pelviche	20
1.4 Tecniche di resezione e ricostruzione chirurgica.....	22
1.5 Pianificazione preoperatoria.....	27
1.6 Dall'imaging medico al modello 3D	28
1.7 Tecniche di stampa 3D.....	30
2 Analisi della letteratura.....	32
2.1 Segmentazione	32
2.2 Identificazione delle due diverse componenti ossee	33
2.3 Generazione della mesh	34
2.4 Cartilagini	35
2.5 Muscoli.....	37
2.6 Legamenti	37
2.7 Proprietà materiali componenti ossee	39
2.8 Condizioni al contorno	40
2.8.1 Condizioni di carico	40
2.8.2 Condizioni di vincolo	42
3 Materiali e metodi	44
3.1 Scopo del lavoro.....	44
3.2 Acquisizione delle immagini TC	45
3.3 Segmentazione	49
3.3.1 Semplificazione del sacro.....	52
3.4 Modellazione della cartilagine.....	52
3.5 Registrazione e creazione viti	54
3.6 Ripristino condizioni post-operatorie	56
3.7 Estrazione delle NURBS.....	58
3.8 Creazione piani di taglio.....	61

3.8.1	Creazione piani di taglio delle linguette	61
3.8.2	Taglio mediante i piani.....	62
3.9	Generazione delle mesh	62
3.10	Modellazione dei legamenti	64
3.11	Assegnazione proprietà materiali	66
3.11.1	Proprietà osso corticale	66
3.11.2	Proprietà osso trabecolare	67
3.11.3	Proprietà della protesi	70
3.11.4	Proprietà delle cartilagini.....	73
3.12	Condizioni al contorno	73
3.12.1	Creazione sistema di riferimento della pelvi di OpenSim.....	74
3.12.2	Condizioni di carico	78
3.12.3	Forze muscolari.....	82
3.12.4	Simulazione statica lineare di contatto.....	85
4	Risultati	87
4.1	Analisi degli spostamenti (camminata).....	88
4.2	Analisi delle deformazioni (camminata)	90
4.2.1	Deformazioni pz3	91
4.2.2	Deformazioni pz5	94
4.2.3	Confronti deformazioni su tutti i casi studio	98
4.3	Analisi delle tensioni (camminata).....	112
4.3.1	Tensioni pz3	112
4.3.2	Tensioni pz5	115
4.3.3	Confronti tensioni su tutti i casi studio	118
4.4	Confronto con la letteratura.....	122
4.5	Analisi degli spostamenti (squat).....	123
4.6	Analisi delle deformazioni (squat)	125
4.6.1	Deformazioni di pz3	126
4.6.2	Confronti deformazioni di tutti i casi studio	129
4.7	Analisi delle tensioni (squat).....	137
4.7.1	Tensioni di pz3	137
4.7.2	Confronto tensioni di tutti i casi studio	140
5	Conclusioni	143

Indice delle figure.....	148
Indice delle tabelle	152
Bibliografia.....	153

Introduzione

I tumori primari dell'osso pelvico sono una patologia rara che colpisce principalmente in giovane età. A causa della geometria complessa della struttura pelvica, la tecnica chirurgica di resezione del tumore è risultata sempre complessa e con elevati tempi di durata dell'intervento. Le prime tecniche prevedevano l'impianto di protesi emipelviche modulari o una combinazione di queste con allograft/autograft, oppure veniva utilizzata la tecnica della trasposizione dell'anca. Queste ricostruzioni chirurgiche non consentono di ripristinare la struttura anatomica pelvica. Negli ultimi anni si stanno sviluppando le protesi emipelviche custom-made la cui geometria è ottenuta a partire da quella dell'emipelvi controlaterale, garantendo il ripristino dell'anatomia del bacino e il contenimento degli organi interni. Fino ad oggi questi impianti protesici hanno garantito ottimi risultati a breve e medio termine, riducendo notevolmente i tempi chirurgici con conseguente diminuzione del rischio di infezione e rigetto. Ripristinando la struttura anatomica, le protesi custom-made dovrebbero consentire una trasmissione dei carichi più fisiologica alle componenti ossee residue migliorando la sollecitazione dell'osso e conseguentemente ridurre il rischio di fallimento dell'impianto a lungo termine per mobilizzazione asettica.

Il presente lavoro di tesi è stato svolto presso il Laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e si inserisce nella parte conclusiva di un progetto di analisi biomeccanica delle ricostruzioni pelviche mediante protesi custom-made in esiti di chirurgia oncologica di tumori primari dell'osso. Il progetto si basa su una coorte di sei pazienti con follow-up a medio termine privo di complicazioni dal punto di vista clinico. I pazienti sono stati sottoposti ad una sessione di gait analysis dalla quale sono stati realizzati i modelli muscoloscheletrici specifici per ogni soggetto. Da questi modelli sono stati estratti i valori delle forze muscolari e di reazione all'anca durante lo svolgimento di differenti attività motorie. Per la caratterizzazione della meccanica strutturale delle protesi custom-made si è scelto di realizzare modelli ad elementi finiti della ricostruzione per simulare due differenti task motori: il cammino in piano, attività più frequente durante la vita quotidiana, e lo squat, attività simmetrica bipodalica non ancora analizzata in letteratura.

Nel dettaglio, questo lavoro di tesi ha previsto:

- La realizzazione degli ultimi due modelli a partire da immagini di Tomografia Computerizzata per concludere la coorte di sei pazienti;

- L'applicazione delle condizioni di carico estratte dai modelli muscoloscheletrici specifici dei pazienti e ottenimento dei risultati in termini principalmente di deformazioni dell'osso e tensioni della protesi tramite analisi agli elementi finiti;
- L'analisi dei risultati ottenuti sia per il cammino in piano e sia per lo squat;
- Il confronto dei risultati tra tutti i pazienti presenti nella coorte.

Nel **capitolo 1** viene riportata una breve descrizione della struttura anatomica del bacino, dei tumori primari che coinvolgono l'osso pelvico con relative tecniche chirurgiche e dei passaggi che consentono di ottenere i modelli 3D a partire dall'imaging clinico, in modo da fornire tutte le informazioni utili a comprendere correttamente i capitoli successivi.

Una revisione della letteratura viene proposta nel **capitolo 2**. Tutti gli studi citati riportano modelli validati di ricostruzioni pelviche e sono stati utilizzati per definire la procedura di modellazione proposta in questa tesi. Dai modelli proposti in letteratura è stato possibile definire la tecnica di estrazione della geometria, la tipologia di mesh da utilizzare, l'assegnazione delle proprietà materiali e le condizioni di carico e di vincolo da applicare al modello.

Seguendo la procedura già utilizzata nei precedenti lavori di tesi di N. Corallo [1] e di L. Papa [2], nel **capitolo 3** viene riportata in modo dettagliato tutta la procedura che ha portato alla realizzazione dei modelli degli ultimi due pazienti.

I risultati sono presentati all'interno del **capitolo 4**. Inizialmente sono proposti i risultati relativi al cammino in piano analizzando preliminarmente quelli dei due modelli realizzati in questa tesi e successivamente sono presentati i risultati di tutta la coorte di pazienti del progetto. Infine, come descritto per la camminata, sono stati analizzati i risultati relativi al task dello squat. I risultati sono discussi in termini di deformazioni dell'osso e di tensioni relative alla componente protesica.

Infine, nel **capitolo 5** sono illustrate le conclusioni estratte da questo lavoro di tesi e sono riassunte tutte le informazioni rilevanti del lavoro svolto. Sono inoltre riportate le limitazioni riscontrate durante lo sviluppo della tesi e i possibili miglioramenti futuri dell'impianto protesico.

1 Background

La risoluzione chirurgica del sarcoma pelvico risulta essere tutt'ora molto complessa a causa della complessità anatomica della pelvi e della vicinanza a strutture nobili.

L'amputazione dell'arto o l'artrodesi erano le uniche modalità chirurgiche per rimuovere il sarcoma pelvico fino agli anni Settanta del secolo scorso. L'artrodesi consentiva il mantenimento dell'arto, ma l'articolazione dell'anca veniva persa completamente. In seguito, con il miglioramento delle tecniche di imaging, con la possibilità di utilizzare dei trattamenti neoadiuvanti e con l'evoluzione delle tecniche chirurgiche si sono sviluppate le endoprotesi, le quali consentono di preservare l'arto e l'articolazione dell'anca. Negli anni Novanta l'impianto di endoprotesi ha raggiunto l'apice con la realizzazione e l'utilizzo di endoprotesi custom-made (Figura 1) che consentissero di ricreare l'esatta geometria della pelvi. Inizialmente queste protesi erano realizzate con lo scopo di essere correttamente osteointegrate, successivamente sono state modificate per migliorare la trasmissione dei carichi favorendo una migliore biocompatibilità tra osso e protesi [3].

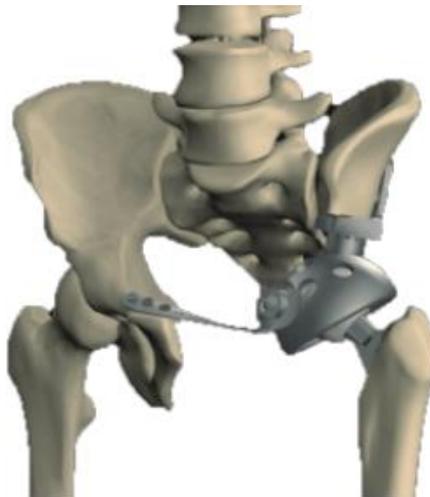


Figure 1. Prima generazione di endoprotesi costituita da tre parti: fissazione iliaca, acetabolare e piatto di connessione pubica [3]

Negli ultimi anni lo sviluppo delle tecnologie di stampa 3D ha consentito la realizzazione di endoprotesi custom-made con geometria molto simile a quella dell'osso che sostituiscono e con una trasmissione dei carichi e stabilità molto vicina a quella fisiologica. Questo consente un ottimo recupero funzionale della mobilità e inoltre, anche grazie alla pianificazione chirurgica preoperatoria, i tempi di intervento si sono notevolmente ridotti.

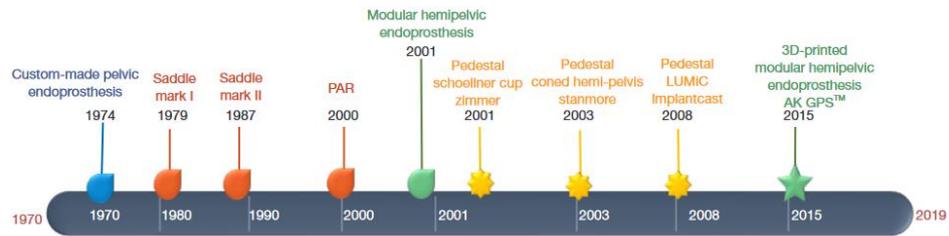


Figure 2. Evoluzione delle endoprotesi a partire dagli anni Settanta fino ad oggi

1.1 Anatomia

Il cingolo pelvico è costituito dall'articolazione di tre componenti:

- Due ossa iliache (destra e sinistra);
- Sacro, formato dalla fusione delle cinque vertebre sacrali;
- Coccige, formato anch'esso dalla fusione di quattro/cinque vertebre coccigee.

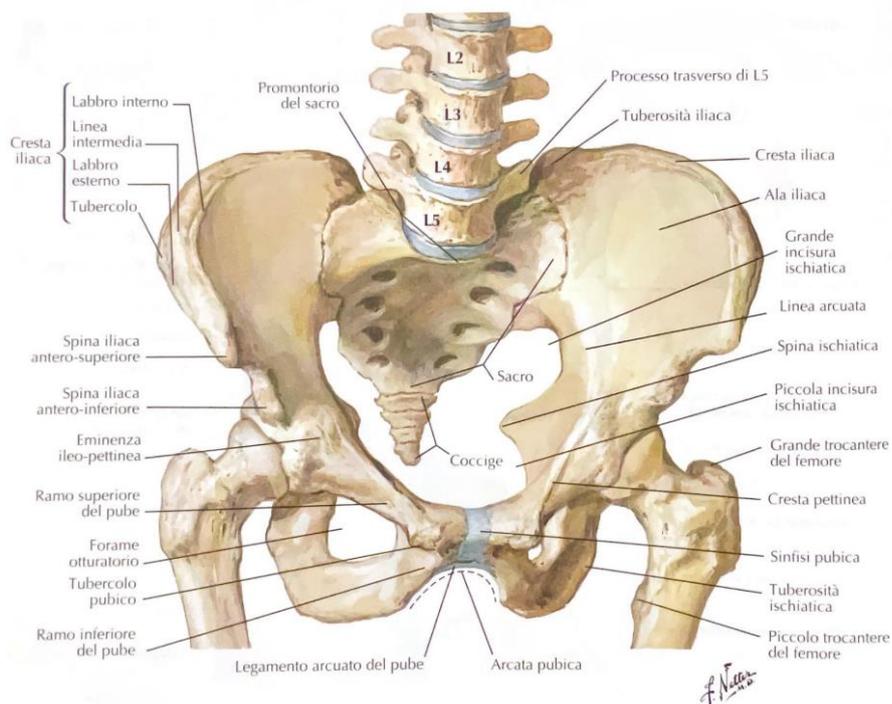


Figure 3. Struttura anatomica del cingolo pelvico [immagine presa dal libro Netter di anatomia]

Le ossa che compongono il bacino derivano dalla fusione di tre ossa: l'ileo, l'ischio e il pube, che nel neonato risultano indipendenti tra di loro mentre nell'adulto sono incapaci di movimenti indipendenti tranne in casi particolari come durante il parto o a causa di patologie (Figura 4).

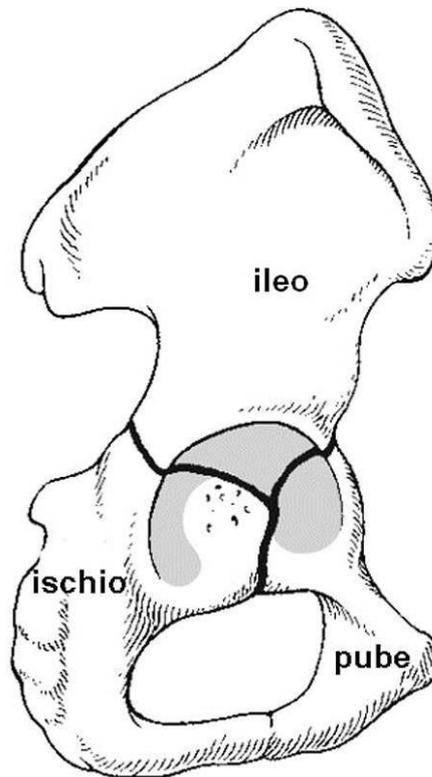


Figure 4. Rappresentazione delle tre ossa che fuse insieme formano l'emipelvi

L'ileo comprende la parte superiore, che prende il nome di cresta iliaca, ed esterna della pelvi ed è l'osso di maggiori dimensioni. Inoltre è possibile distinguere una superficie mediale che forma la fossa iliaca ed una superficie laterale che costituisce la superficie glutea. Posteriormente si articola con il sacro mediante le cartilagini sacroiliache, mentre inferiormente si articola con il pube. In particolare l'ileo è a sua volta composto da [4]:

- Cresta iliaca, margine superiore;
- Margine anteriore, si estende fino all'acetabolo;
- Margine posteriore, insieme al margine ischiatico posteriore forma la grande incisura ischiatica;
- Margine mediale, separa la superficie sacropelvica dalla fossa iliaca;
- Superficie glutea, anteriormente è legata in alto dalla cresta iliaca mentre inferiormente dal margine superiore dell'acetabolo;
- Fossa iliaca, la cavità presente all'interno della pelvi;
- Superficie sacropelvica, la componente posteroinferiore della superficie iliaca mediale e si articola con il sacro.

L'ischio, invece, si trova inferiormente all'ileo e posteriormente al pube. Posteriormente presenta la tuberosità ischiatica (anche detta spina ischiatica) la quale consente di sorreggere il peso del corpo in posizione seduta. Anch'esso è formato a sua volta da 3 componenti:

- Ramo dell'ischio, la sua parte superiore chiude il forame otturatorio e inferiormente forma l'arco pubico;
- Tuberosità ischiatica a sua volta suddivisa in una parte superiore e una parte inferiore;
- Spina ischiatica.

Infine, il pube si trova in una posizione inferiore all'ileo e anteriore all'ischio. È possibile distinguere la superficie laterale nella quale si trova la fossa dell'acetabolo per l'articolazione con il femore, inoltre si identifica una superficie postero-anteriore che mediante la cartilagine della sinfisi pubica si articola con l'emipelvi controlaterale. Nel dettaglio il pube è composto da [4]:

- Ramo pubico superiore, delimitato posteriormente dal margine inferiore ed anteriormente dalla cresta otturatoria;
- Ramo pubico inferiore, la componente che si unisce al ramo ischiatico;
- Tubercolo pubico, piccola sporgenza disposta medialmente che contribuisce a formare l'anello inguinale;
- Cresta pettinea, il margine superiore del pube.

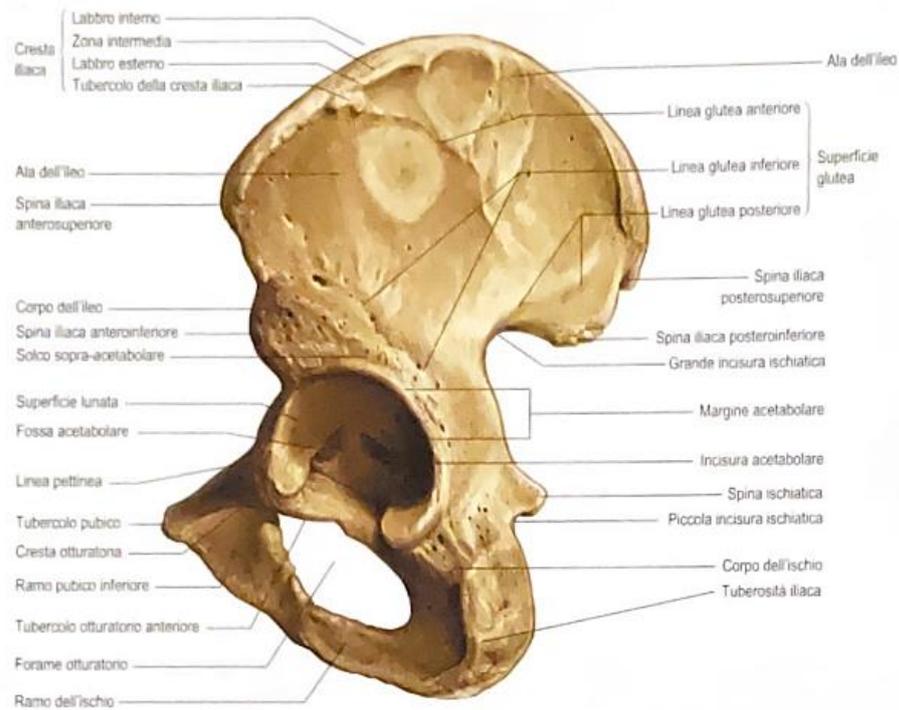


Figure 5. Struttura anatomica dell'emipelvi [immagine presa dal libro Gray di anatomia]

La complessità anatomica dell'articolazione pelvica non è data solamente dalla struttura scheletrica, ma anche dai numerosi muscoli e legamenti che presentano la propria inserzione sulle ossa pelviche.

I due ruoli principali dei muscoli anteriori e posteriori della pelvi sono l'estensione e l'extrarotazione dell'anca, quest'ultima permette anche la stabilizzazione del bacino. In particolare l'estensione viene svolta da: grande gluteo, bicipite femorale, semitendineo e semimembranoso; mentre l'azione di extrarotazione è svolta da: piriforme, otturatore interno, gemello superiore e gemello inferiore. Il medio e il piccolo gluteo, invece, consentono l'abduzione e l'intrarotazione.

I muscoli anteriori e mediali hanno come principali azioni quelle di abduzione-adduzione e flessione dell'anca. Nel dettaglio il grande psoas, il piccolo psoas, l'iliaco, tensore della fascia alata, retto femorale, sartorio, grande adduttore, gracile e pettineo consentono l'estensione dell'anca. L'azione di abduzione è invece permessa da: grande psoas, iliaco, tensore della fascia alata e sartorio. L'adduzione è consentita da: adduttore lungo, adduttore breve, adduttore grande, gracile e pettineo.

Per quanto riguarda i legamenti, invece, quelli principali sono:

- Legamento ileo-lombare, aiuta la stabilizzazione dell'articolazione lombosacrale.
- Legamento sacrospinoso, contribuisce a trasformare la grande incisura ischiatica nel grande foro ischiatico.
- Legamento sacrotuberoso, stesso ruolo del legamento sacrospinoso.

Sono presenti anche tre legamenti intrinseci il cui ruolo è quello di rafforzare l'articolazione sacroiliaca: il legamento sacroiliaco posteriore, il legamento sacroiliaco anteriore e il legamento interosseo.

Nella donna sono presenti anche il legamento largo, i legamenti legati all'ovaio e i legamenti legati all'utero. Questi legamenti sono presenti come ulteriore supporto alle strutture genitali interne [2].

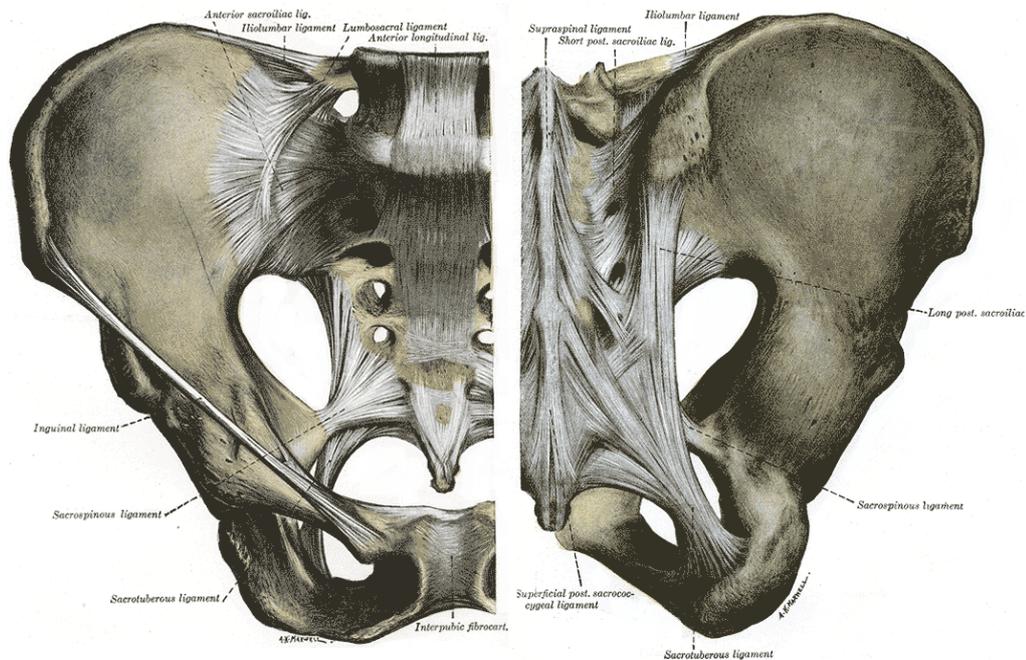


Figure 6. Legamenti presenti nel cingolo pelvico anteriormente (sinistra) e posteriormente (destra)

Nella pelvi si riscontrano le maggiori differenze scheletriche tra il maschio e la femmina [4]. Nel sesso femminile la cavità pelvica risulta essere di dimensioni maggiori per poter supportare i cambiamenti che si presentano durante il parto; mentre nei maschi è possibile osservare un peso maggiore delle componenti ossee, delle maggiori inserzioni muscolari e legamenti in quanto tendenzialmente presentano una maggiore muscolatura e quindi risultano più pesanti. Questo maggiore peso della struttura è anche causa della maggiore sofferenza dell'articolazione pelvica soprattutto a livello

lombosacrale. Inoltre la pelvi femminile risulta essere maggiormente prominente e questo è legato alle creste iliache, queste infatti nelle donne risultano essere meno curve, quindi con fosse iliache meno profonde, più verticali e più larghe. Inoltre nel sesso femminile l'acetabolo presenta dimensioni minori e le componenti che formano la sinfisi pubica sono più piccole, questo porta ad ottenere una geometria del forame otturatorio più triangolare rispetto a quello maggiormente ovale della popolazione maschile. Naturalmente tutte queste differenze scheletriche si traducono in angolazioni differenti tra le diverse componenti ossee, ad esempio nella femmina si riscontra una maggiore inclinazione del sacro all'indietro. A livello sacrale, questo risulta essere maggiormente curvo, più lungo e stretto nei maschi. Riassumendo, la geometria della pelvi femminile risulta essere più corta e cilindrica, mentre quella maschile più lunga e conica.

Le differenze relative alle geometrie della pelvi tra i due sessi si ripercuotono anche nella distribuzione delle deformazioni sotto l'applicazione di un carico [5]. Nello studio citato è stato applicato un carico verticale diretto verso il basso di 435N sulla quinta vertebra lombare su quattro diversi modelli pelvici con quattro geometrie differenti. Nel modello ginecologico (quello che rappresenta la maggior parte della popolazione femminile) sono stati riscontrati maggiori sforzi in corrispondenza dell'acetabolo e nella parte superiore del ramo pubico, dove gli sforzi risultano essere anche il doppio rispetto al modello maschile. Invece, nel modello maschile la forza applicata genera una deformazione di compressione in direzione anteroposteriore maggiore alla base del sacro.

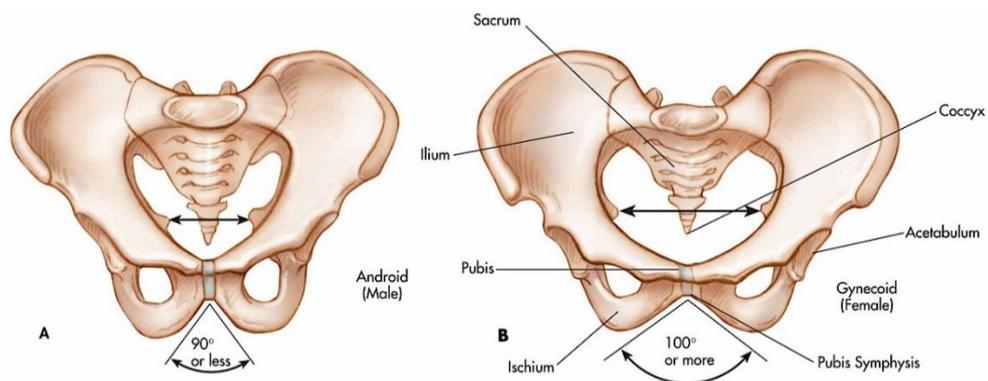


Figure 7. Differenze anatomiche tra pelvi maschile (sinistra) e pelvi femminile (destra)

La cintura pelvica ricopre un ruolo importante nella locomozione sia dal punto di vista del supporto del peso corporeo, sia per il trasferimento del peso da un lato all'altro durante la deambulazione. Inoltre deve sopportare sforzi notevoli durante il parto in quanto il neonato deve attraversare tutta la cintura pelvica. Infine l'anatomia con tutta la muscolatura del pavimento pelvico presente permette di creare il supporto necessario a tutti gli organi presenti nella cavità addominale.

1.2 Struttura dell'osso

L'osso dell'anca (anche detto osso coxale) risulta essere stretto centralmente ed espanso nelle zone superiore ed inferiore. Lateralmente è presente l'acetabolo che consente l'articolazione con la testa del femore, mentre anteroinferiormente si trova il forame otturatorio. Anteriormente l'osso si articola con il corrispettivo controlaterale, mentre posteriormente si articola con il sacro.

Le porzioni sottili dell'osso, come l'acetabolo e la fossa iliaca centrale, sono formate da osso spongioso (o trabecolare) rivestito esternamente da un sottile strato di osso corticale (o compatto). Questa particolare struttura ossea viene definita a "sandwich" e permette di combinare il peso ridotto dell'osso trabecolare con l'elevata resistenza dell'osso corticale. Inoltre questo permette di trasferire il carico solo tramite lo strato esterno di osso compatto, mentre l'osso spongioso svolge il ruolo di distanziatore evitando che la struttura collassi [6]. Lo studio di Dalstra et al. [7] ha confermato la natura a "sandwich" dell'osso pelvico analizzando le differenze delle distribuzioni delle deformazioni tra i due diversi tipi di osso. In particolare la deformazione è circa 50 volte maggiore nell'osso corticale rispetto all'osso trabecolare sottostante sottolineando la capacità di trasferimento del carico del primo. Nelle zone più spesse dell'osso pelvico gli strati di osso corticale risultano essere due.

Lungo la linea di trasmissione del peso corporeo dal sacro alla testa del femore che comprende la linea arcuata e l'acetabolo, la componente di osso compatto è maggiore ed inoltre i primi strati di osso trabecolare sottostante presentano due serie di lamelle di pressione in modo da garantire un trasferimento del peso ottimale limitando il carico e le deformazioni sulle componenti ossee interessate. Le zone ossee che si trovano lungo la linea di trasmissione del carico sono quelle che presentano un maggior numero di fratture dovute agli sforzi, mentre le zone con maggiori deformazioni sono maggiormente soggette a fratture per insufficienza [8]. Variando la densità dell'osso corticale varia la resistenza complessiva dell'osso pelvico, in

particolare, diminuendone la densità si ridurrà anche la capacità complessiva dell'osso di supportare i carichi aumentando il rischio di frattura [8].

1.3 Neoplasie pelviche

Le neoplasie dell'osso pelvico si possono distinguere in due categorie: tumori primitivi (o anche detti primari) chiamati così perché originano direttamente nel tessuto coinvolto, quindi in questo caso l'osso pelvico, ed i tumori secondari, i quali invece originano da metastasi di neoplasie formatesi in altri distretti corporei ed hanno un'incidenza maggiore rispetto a quelli primari.

La maggior parte dei soggetti presi in esame nello studio su cui questa tesi fa riferimento presentano un tumore primitivo dell'osso pelvico. Di questa neoplasia è possibile distinguere le sue tre forme principali: osteosarcoma, sarcoma di Ewing e condrosarcoma.

L'osteosarcoma è la neoplasia primitiva maligna dello scheletro più frequente. Ha maggiore prevalenza nel sesso maschile e colpisce prevalentemente in un'età compresa tra i 10 e i 30 anni. Ha origine da cellule mesenchimali e dagli osteoblasti [9]. È un tumore ubiquitario (può svilupparsi ovunque all'interno dell'osso), ma preferenzialmente la sede è situata nelle metafisi delle ossa lunghe, nella pelvi e nella mandibola. In particolare nella pelvi le sedi principali sono: l'ileo, l'acetabolo e l'ischio con infiltrazione del sacro [10]. Tendenzialmente la neoplasia ha origine al livello centrale dell'osso e successivamente tende a svilupparsi in sede corticale, può inoltre portare a metastasi nei polmoni [9]. La massa tumorale tende a crescere rapidamente, di conseguenza aumenta in modo rapido anche il dolore e la mobilità articolare si riduce in modo evidente. Il trattamento prevede chemioterapia e chirurgia di resezione.

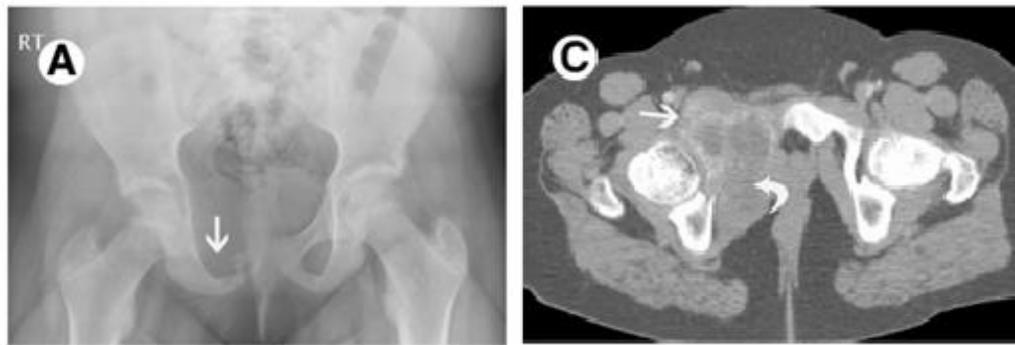


Figure 8. A: Immagine radiografica di un osteosarcoma. C: Tomografia Computerizzata assiale di un osteosarcoma [11]

Il Sarcoma di Ewing è la seconda neoplasia più frequente nei bambini e nei giovani adulti la cui origine però non è ancora stata confermata [9]. Anch'esso è ubiquitario e con prevalenza maggiore nel sesso maschile. Le sedi principali a livello pelvico sono l'ileo e il pube, inoltre tende a generare metastasi nei polmoni [10]. Risponde molto bene alla chemioterapia e alla radioterapia, anche gli esiti chirurgici sono buoni.



Figure 9. A: Radiografia di un sarcoma di Ewing. C: Tomografia Computerizzata assiale di un sarcoma di Ewing [11]

Il condrosarcoma è caratterizzato dalla produzione di cartilagine e si origina dai condrociti. Dopo l'osteosarcoma è la neoplasia più frequente, colpisce in età adulta con prevalenza maschile. Come l'osteosarcoma è doloroso e diminuisce la mobilità articolare. Per questo tipo di neoplasia è molto importante definirne il grado:

- Grado 1: tumore ben differenziato con prognosi positiva (90% di sopravvivenza [9]).
- Grado 2: tumore scarsamente differenziato (dal 60% al 70% di sopravvivenza [9]).
- Grado 3: tumore scarsamente differenziato con importante necrosi e presenza di cellule multinucleate. Il trattamento prevede l'utilizzo della chemioterapia

adiuvante per cercare di limitare la sintomatologia e l'espansione della massa tumorale (dal 30% al 50% di sopravvivenza, solo il 10% nel caso di cellule differenziate [9]).

L'unico modo di intervenire per questo tipo di tumore è chirurgicamente perché non risponde né alla radioterapia né alla chemioterapia.

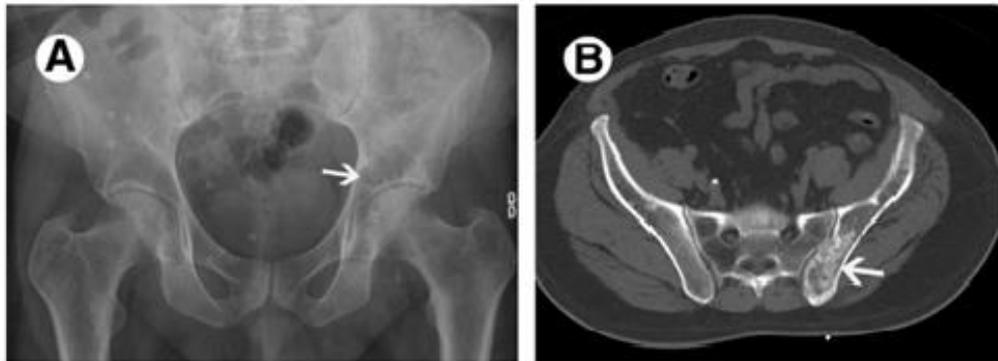


Figure 10. A: Radiografia di un condrosarcoma di terzo grado. B: Tomografia Computerizzata assiale di un condrosarcoma di terzo grado [11]

È inoltre presente un unico caso di osteoblastoma, si tratta di un tumore benigno molto raro tipicamente con diametro superiore ai 3cm. Nelle radiografie si può notare un'evidente osteolisi ed essendo di natura benigna l'approccio terapeutico è di tipo chirurgico.

1.4 Tecniche di resezione e ricostruzione chirurgica

Nel corso degli anni le tecniche operatorie per il trattamento dei tumori pelvici hanno subito un notevole progresso sia dal punto di vista dell'ottimizzazione dell'intervento chirurgico, sia per la progettazione e la realizzazione delle protesi con l'obiettivo di recuperare il più possibile l'anatomia e la fisiologia del cingolo pelvico.

A seconda della zona coinvolta e dell'espansione del tumore, la classificazione di Enneking consente di catalogare le tipologie di resezione della massa tumorale [12]:

- Tipo I, resezione limitata all'ileo. La resezione può essere totale o parziale dell'ileo;
- Tipo II, resezione limitata al periacetabolo;
- Tipo III, resezione limitata all'ischio o al pube;
- Tipo IV, resezione che riguarda il sacro.

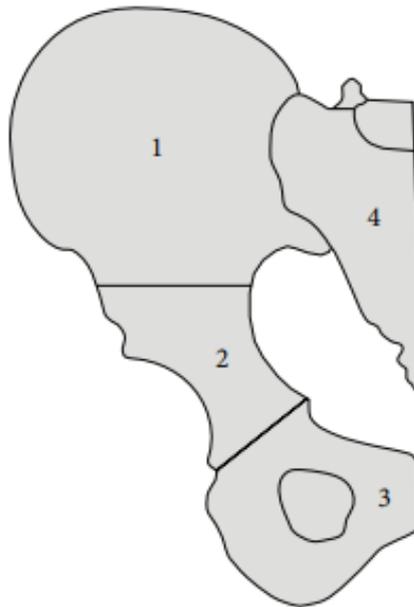


Figure 11. Classificazione delle tipologie di resezione del cingolo pelvico

Per le resezioni di tipo I e III la zona di osso interessata non è soggetta a particolari carichi, di conseguenza la stabilità meccanica della pelvi non è compromessa e quindi non è necessario intervenire con tecniche ricostruttive per recuperare le funzionalità. Invece, se la zona interessata dal tumore coinvolge l'acetabolo (resezione di tipo II) è necessario intervenire con una chirurgia ricostruttiva in quanto è una zona soggetta a carichi notevoli e che, una volta resecata, porta ad avere delle notevoli limitazioni funzionali [13].

Se il tumore interessa solo la zona dell'acetabolo, allora la resezione può essere di tipo: IIA se coinvolge tutto l'acetabolo, IIAA se interessa parte anteriore dell'acetabolo, IIPA se coinvolge la parte posteriore dell'acetabolo, oppure IISA se interessa la parte superiore dell'acetabolo [13].

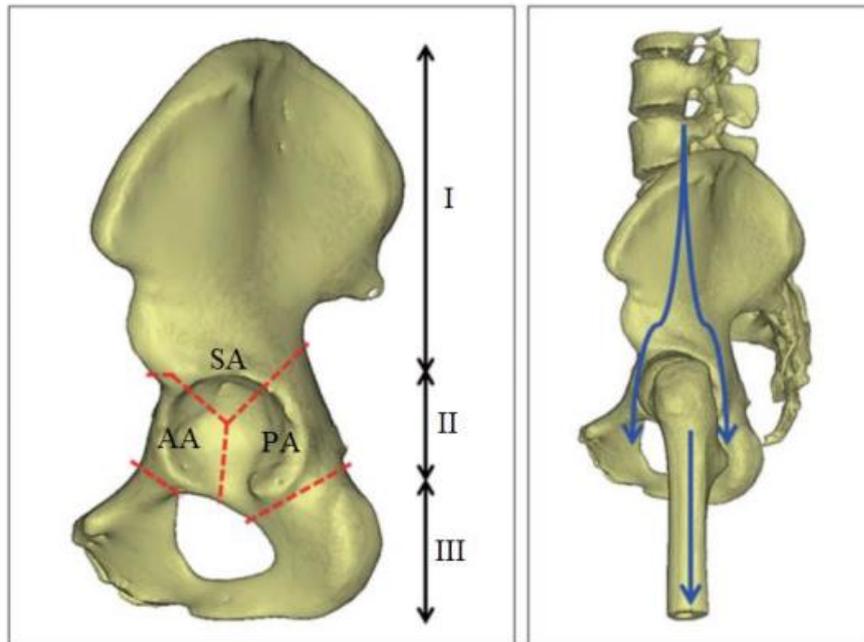


Figure 12. Classificazione delle tipologie di resezione quando viene coinvolta la zona acetabolare

In alcuni casi la neoplasia può coinvolgere più componenti dell'osso pelvico, di conseguenza il tipo di resezione risulterà essere una combinazione tra le diverse tipologie come ad esempio: I+IIISA è una resezione che coinvolge l'ileo e la parte superiore dell'acetabolo, III+IIAA interessa l'ischio e la parte superiore dell'acetabolo.

Come riportato sopra, per le resezioni di tipo II è necessario intervenire con una chirurgia ricostruttiva per recuperare la maggior parte delle funzionalità pelviche. Nel corso degli anni lo sviluppo tecnologico ha permesso di migliorare le tecniche di resezione consentendo di preservare la maggior parte possibile di osso sano del paziente, ma soprattutto ha permesso di migliorare le principali soluzioni ricostruttive. Queste ultime sono: allograft, combinazione allograft e protesi, autograft, protesi emipelviche modulari, impianti custom-made e trasposizione dell'anca [14].

L'autograft consiste nell'utilizzare componenti ossee derivanti da donatore vivo o da cadavere come sostituti di quelle asportate, tipicamente sono associati con componenti protesiche per ottenere una maggiore stabilità e per recuperare il più possibile la complessa struttura della pelvi ottenendo i compositi allograft-protesi. Il vantaggio del loro utilizzo è che consentono una buona osteointegrazione e rivascolarizzazione. Nei casi in cui la maggior parte dell'ileo è stato asportato la soluzione allograft-protesi è l'unica possibile in quanto le altre opzioni non avrebbero

abbastanza osso come supporto, però quando il volume reciso è importante risulta difficoltoso utilizzare gli allograft [14].



Figure 13. Radiografia di un composito allograft-protesi [14]

Un altro metodo per ottenere una ricostruzione biologica della pelvi è l'utilizzo degli autograft. La procedura è analoga a quella per gli allograft con l'unica differenza che l'osso utilizzato è proprio del paziente. Prima di essere utilizzato, l'osso deve essere devitalizzato mediante trattamenti in autoclave, tramite irraggiamento o congelamento [14].

Le protesi emipelviche modulari, invece, fanno parte della ricostruzione protesica. Vengono definite modulari perché sono costituite da più componenti che si articolano tra di loro: fissatori iliaci, piatti per la connessione pubica e la componente acetabolare. Questo tipo di soluzione è indicata per le resezioni di tipo IV, o per i casi in cui la neoplasia ha infiltrato anche il sacro [14].



Figure 14. Radiografia di un impianto di protesi emipelvica modulare [14]

La trasposizione di anca è una tecnica chirurgica che permette di stabilizzare le componenti ossee ed i tessuti molli senza l'utilizzo di protesi o graft. In particolare, in questa procedura la testa del femore viene spostata al di sotto del piano di taglio dell'ileo dove è stato asportato l'acetabolo [14].



Figure 15. Radiografia di una trasposizione di anca [14]

Infine, le protesi custom-made sono l'ultima evoluzione della ricostruzione chirurgica pelvica. Sono protesi tipicamente in titanio o a base di cobalto la cui geometria è

ricavata partendo dall'anatomia dell'emilevi intatta del paziente stesso. In questo modo la morfologia ossea del cingolo pelvico viene completamente recuperata, consentendo anche un recupero delle funzionalità [14].

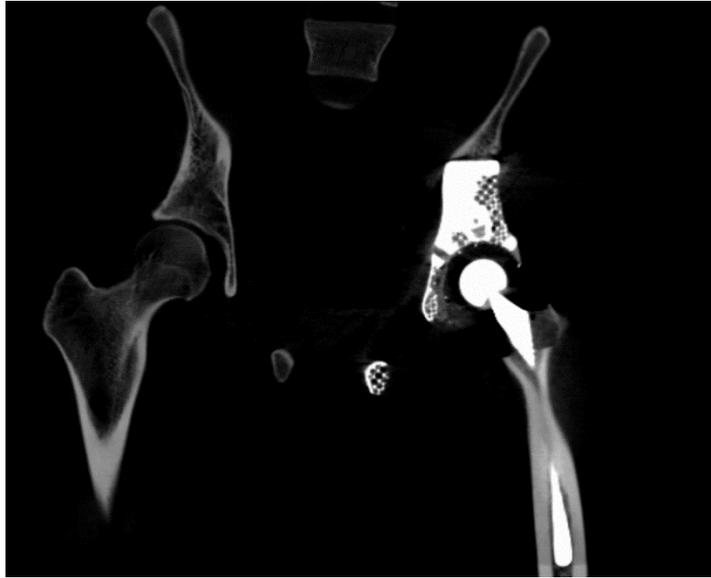


Figure 16. Tomografia Computerizzata di una protesi custom-made

1.5 Pianificazione preoperatoria

Prima di poter effettuare l'intervento chirurgico per la rimozione del tumore è necessario effettuare la pianificazione preoperatoria per definire il tipo di resezione. L'obiettivo è quello di realizzare dei piani di taglio (o di resezione) in modo da poter preservare la maggior quantità possibile di osso intatto mantenendo però un margine di sicurezza rispetto alla regione neoplasica. La pianificazione viene effettuata utilizzando le immagini TC e le MRI. Nelle immagini MRI è possibile discriminare più facilmente la massa tumorale in quanto queste immagini hanno un elevato contrasto per i tessuti molli, mentre le immagini TC consentono di visualizzare meglio le componenti ossee. Di conseguenza, le immagini TC vengono utilizzate per segmentare le componenti ossee ed ottenere il modello 3D attraverso appositi software, mentre le immagini MRI vengono utilizzate per segmentare e realizzare il modello 3D del tumore. Successivamente è necessaria una registrazione del tumore sulle componenti ossee in quanto l'MRI ha un sistema di riferimento differente rispetto alla TC.

A questo punto è possibile realizzare i piani di taglio facendo attenzione a sacrificare il minor tessuto sano possibile, ma utilizzando sempre un margine di sicurezza per poter asportare tutto il tessuto tumorale.

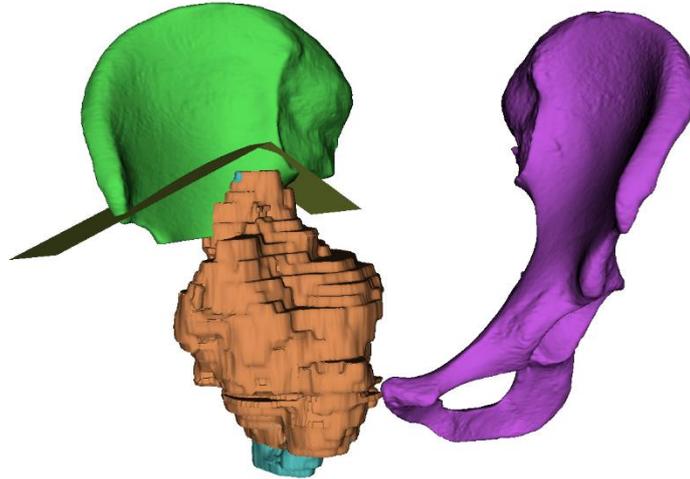


Figure 17. Strutture ossee delle due emipelvi con osteosarcoma emipelvico e relativi piani di resezione

Nel caso in cui si utilizzi per la ricostruzione chirurgica una protesi custom-made, i piani di taglio così realizzati vengono specchiati sull'emipelvi intatta e utilizzati per tagliare le componenti ossee. In questo modo si ottiene la segmentazione ossea del lato intatto corrispondente alla porzione che verrà rimossa durante l'intervento chirurgico. La superficie ossea così ottenuta viene nuovamente specchiata ed utilizzata per realizzare il CAD della protesi.

1.6 Dall'imaging medico al modello 3D

Negli ultimi trent'anni la realizzazione di modelli 3D a partire dalle immagini mediche ha subito un notevole sviluppo grazie anche ad una più facile accessibilità alle stampanti 3D. Questi modelli nascono prevalentemente per la realizzazione di protesi custom-made, ma anche per la realizzazione di fantocci per studiare l'assorbimento delle radiazioni di un particolare tessuto o per la pianificazione preoperatoria [15].

Il procedimento per il passaggio dalle immagini mediche al modello 3D si divide in 4 fasi [16]:

1. Acquisizione delle immagini cliniche;
2. Segmentazione per estrarre le regioni di interesse per il modello;

3. Trasformazione della segmentazione in dati volumetrici mediante una mesh 3D triangolare;
4. Trasferimento dei dati alla stampante 3D.



Figure 18. Workflow per ottenere un modello 3D partendo dall'imaging clinico

La prima fase di acquisizione delle immagini è fondamentale in quanto da essa dipende la risoluzione della realizzazione del modello. Le tecniche di acquisizione che tipicamente vengono utilizzate sono la TC o l'MRI e la scelta ricade sul tipo di tessuto che si vuole discriminare. Invece, la risoluzione dipende dalla complessità dell'anatomia di interesse: per la pelvi tipicamente si utilizza uno spessore tra due slice di 2 mm, mentre ad esempio per la chirurgia maxillofaciale lo spessore viene ridotto a 0.5-1 mm perché l'anatomia risulta essere più complessa [16]. Le immagini acquisite sono salvate in formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, è uno standard per l'archiviazione delle immagini mediche che consente di unificare le informazioni in modo da poterle interscambiare tra diverse strutture mediche) e successivamente convertite nel formato compatibile con la stampante 3D.

Con la fase due inizia la parte di post-processing. Lo scopo di questa parte è quello di identificare la zona anatomica di interesse per la realizzazione del modello 3D. Mediante appositi software vengono identificati i voxel (pixel 3D) su ogni slice

dell'imaging clinico basandosi sulla scala di grigi per discriminare le componenti di interesse, ottenendo una prima versione della superficie del modello 3D [15].

Successivamente si deve passare dalla superficie al volume del modello. Questo avviene convertendo i voxel della segmentazione in una mesh 3D triangolare; in questo modo si ottiene un volume formato da elementi triangolari [15], [16]. La mesh così generata, però, necessita di alcune modifiche di rifinitura prima di essere utilizzata per la stampa del modello. Queste modifiche vengono effettuate principalmente per [15]:

- Riparazione degli errori e delle discontinuità che possono essere nate durante la fase di segmentazione;
- Levigazione della superficie del modello per limitare gli errori sulla superficie derivanti dalla risoluzione dell'immagine medica;
- Appending della mesh per ottenere la componente del modello 3D finale in una forma utilizzabile. In alcuni casi può essere necessario combinare la segmentazione con altre strutture o eliminare alcune parti non necessarie.

Infine il modello ottenuto deve essere convertito in un formato compatibile con la stampante, normalmente viene utilizzato il formato STL (Standard Tessellation Language) [16].

1.7 Tecniche di stampa 3D

La produzione di un modello 3D per applicazioni mediche può avvenire secondo diverse tecniche [15], [17]:

- Modellazione a deposizione fluida (FDM): è una metodologia a base liquida che utilizza una resina fotosintetica come materiale di deposizione;
- Stereolitografia (SLA) ed elaborazione digitale della luce (DLP). Nella stereolitografia vengono estruse sferette di materiale termoplastico che vengono fatte depositare strato su strato;
- Tecnologia a getto di materiale (MJ);
- Tecnologia a getto di legante (BJ);
- Sinterizzazione selettiva a laser (SLS): è una tecnica con legante in polvere. Utilizza un laser per fondere selettivamente piccole particelle di metallo o plastica sulla superficie di interesse;

- Fusione a fascio di elettroni (EBM): analoga alla SLS ma al posto del laser viene utilizzato un fascio di elettroni.

Le metodologie sopra descritte vengono racchiuse sotto la categoria delle tecniche additive in quanto il modello viene costruito depositando strato dopo strato il materiale scelto in funzione del metodo utilizzato e consentono la realizzazione di geometrie anche molto complesse. Esistono però anche tecniche sottrattive, le quali realizzano la geometria andando a “scolpire” un blocco di poliuretano o del materiale di interesse. Queste tecniche non consentono di ottenere geometrie complesse, ma hanno costi di realizzazione molto bassi e il modello ottenuto non necessita di sterilizzazione [18].

Tecnica di stampa	Vantaggi	Svantaggi	Applicazioni mediche
Stampa per estrusione: modellazione a deposizione fluida (FDM)	<ul style="list-style-type: none"> • Basso costo del materiale • Stampa a basso costo • Semplice da utilizzare 	<ul style="list-style-type: none"> • Superfici porose • Fragili lungo l'asse z 	<ul style="list-style-type: none"> • Fegato • Reni • Seno
Fotopolimerizzazione: stereolitografia (SLA) ed elaborazione digitale della luce (DLP)	<ul style="list-style-type: none"> • Costo moderato • Buona rifinitura superficiale • Elevata risoluzione 	<ul style="list-style-type: none"> • Possibile distorsione della stampa dovuta alla luce • La resina indurente deve essere maneggiata con cautela 	<ul style="list-style-type: none"> • Protesi
Fotopolimerizzazione: tecnologia a getto di materiale (MJ)	<ul style="list-style-type: none"> • Buona rifinitura superficiale • Elevata risoluzione • Combinazione di polimeri differenti 	<ul style="list-style-type: none"> • Elevato costo del materiale • La resina indurente deve essere maneggiata con cura 	<ul style="list-style-type: none"> • Vasi • Colonna vertebrale
Con legante in polvere: tecnologia a getto di legante (BJ)	<ul style="list-style-type: none"> • Può includere un colorante • Stampa rapida • Basso costo del materiale • Diversi materiali disponibili 	<ul style="list-style-type: none"> • Stampanti costose • Rifinitura superficiale ruvida 	<ul style="list-style-type: none"> • Cervello • Cuore
Con legante in polvere: sinterizzazione selettiva a laser (SLS)	<ul style="list-style-type: none"> • Stampanti robuste • Diversi materiali disponibili 	<ul style="list-style-type: none"> • Stampanti costose • Rifinitura superficiale ruvida 	<ul style="list-style-type: none"> • Cervello • Cuore

Tabella I. Schematizzazione delle principali metodologie di tecniche di stampa 3D con relativi vantaggi, svantaggi e applicazioni in ambito medico

Come si può osservare dalla Tabella I le tecniche utilizzate per la realizzazione di protesi sono la stereolitografia o l'elaborazione digitale della luce [15].

2 Analisi della letteratura

L'analisi agli elementi finiti del bacino, partendo dalla realizzazione del modello subject-specific, quindi con protesi custom-made per il singolo caso in esame, è al giorno d'oggi ancora una metodologia poco studiata a causa della geometria molto complessa della pelvi. Questo porta a trovare pochi studi in letteratura riguardanti la validazione di tali modelli. Analizzando gli studi presenti è stato comunque possibile identificare una strategia per la modellizzazione subject-specific, la quale si sviluppa in quattro fasi principali:

- Segmentazione a partire dall'imaging clinico per estrarre la geometria del bacino;
- Generazione della mesh per ottenere il modello tridimensionale;
- Assegnazione delle proprietà materiali alle diverse componenti del modello;
- Applicazione delle condizioni al contorno di carico e vincolo.

2.1 Segmentazione

La prima fase per la realizzazione del modello 3D consiste nell'identificazione della geometria partendo dalle immagini TC del caso studio. In letteratura questo passaggio avviene utilizzando principalmente le immagini TC in quanto consentono di identificare più facilmente l'osso rispetto ai tessuti circostanti [19]–[21].

La segmentazione può avvenire in modo manuale [21] o in modo semi-automatico [19], [20]. La differenza tra le due tecniche consiste nel fatto che nel secondo metodo i contorni esterni delle componenti ossee vengono identificati in modo automatico mediante le curve di interpolazione dei toni di grigio dei pixel presenti nell'immagine TC, mentre nella segmentazione manuale anche l'identificazione dei bordi avviene da parte dell'operatore.

Gli studi presenti in letteratura utilizzano le immagini TC post-operatorie per effettuare la segmentazione. Vengono utilizzate queste immagini perché è presente l'impianto protesico, anche se genera l'artefatto metallico, e quindi consentono di realizzare il modello completo del bacino.

Per la realizzazione dei modelli per i casi studio di questo lavoro di tesi si è scelto di utilizzare la tecnica di segmentazione semi-automatica per facilitare l'identificazione corretta del bordo esterno dell'osso, aspetto anche legato alla scarsa risoluzione delle

immagini TC. Inoltre, si è scelto di utilizzare le immagini TC pre-operatorie al posto di quelle post-operatorie. Questa scelta consente di lavorare con immagini di maggior qualità in quanto non presentano l'artefatto metallico prodotto dalla protesi; questo artefatto rende difficoltoso identificare nel modo corretto il contorno osseo ed inoltre porterebbe ad assegnare delle proprietà materiali errate. Per i casi studio analizzati in questa tesi il Laboratorio possedeva il modello CAD della protesi, di conseguenza non è servito effettuare anche la segmentazione dell'impianto protesico visibile solo nelle immagini post-operatorie. Le condizioni post-operatorie vengono poi ripristinate in seguito durante lo sviluppo del modello. Rispetto alla letteratura l'utilizzo delle immagini pre-operatorie risulta essere innovativo in quanto non è mai stato utilizzato in nessun studio pubblicato.

2.2 Identificazione delle due diverse componenti ossee

Come già descritto precedentemente la struttura ossea del bacino è costituita internamente da osso trabecolare ed esternamente da un sottile strato di osso corticale. Lo spessore di osso compatto ha un ruolo importante perché determina la trasmissione del carico e la rigidità, di conseguenza influenza la trasmissione delle forze [6]. Risulta quindi importante definire nel modo più accurato possibile lo spessore di osso corticale.

In tutti gli studi presenti in letteratura viene assegnato all'osso corticale un valore costante di modulo elastico, quello che cambia è come viene definito il suo spessore. Diversi studi realizzano il modello aggiungendo uno spessore di osso corticale costante, tipicamente di 2 mm, per tutto il modello [22]–[24]. Questo però rende il modello molto più rigido non rappresentando la distribuzione dei carichi fisiologica della pelvi. Un altro approccio consiste nel determinare lo spessore di osso compatto mediante un algoritmo che minimizzi la distanza tra i nodi delle superfici delle due tipologie di osso [21]. Questo metodo porta ad avere all'interfaccia tra le due differenti tipologie di osso una sovrapposizione degli elementi delle due diverse mesh. Per limitare questo problema, a tutti gli elementi della zona di sovrapposizione è stato assegnato un modulo elastico di 0 MPa. Il valore minimo di spessore così ottenuto è pari a 4 mm.

Per questo lavoro di tesi si è scelto di utilizzare il metodo proposto da Leung et al. [8] e successivamente anche ripreso da Salo et al. in tre differenti studi [5], [25], [26]. Per limitare il problema della scarsa risoluzione delle immagini TC e dell'effetto di volume parziale introdotto sui pixel del bordo osseo le due componenti ossee vengono

modellizzate come continue e successivamente viene considerato osso corticale solo l'ultimo strato esterno di elementi della mesh ai quale viene assegnato un modulo elastico costante pari a 17 GPa. Questo metodo consente di non effettuare la stima locale del valore di spessore di osso corticale, facilitandone quindi l'implementazione. Inoltre, è un metodo già validato con dati sperimentali. Come svantaggio, però, si deve tener conto che nelle zone in cui l'effetto di volume parziale è limitato questo metodo porta a sovrastimare il valore modulo elastico.

2.3 Generazione della mesh

Relativamente alla scelta della geometria degli elementi della mesh, la maggior parte degli studi presenti in letteratura utilizzano elementi tetraedrici a quattro nodi per le componenti di osso trabecolare, mentre per l'osso corticale sono riportate soluzioni diverse a seconda dello studio analizzato.

Nel lavoro di Anderson et al. [21] il tipo di elementi utilizzato per la mesh delle componenti di osso corticale è la shell quadratica a tre nodi. Elementi a shell quadratica vengono utilizzati anche negli studi di Ramezani et al. [24] e di Hu et al. [23], ma a differenza di Anderson et al. [21] gli elementi sono quadrilaterali o trilaterali. Lo studio condotto da Dalstra et al. [6] si discosta dagli altri studi presenti in letteratura sia per la tipologia di elementi della mesh dell'osso corticale e sia per quelli dell'osso trabecolare. Per le componenti spongiose viene utilizzata una mesh esaedrica parametrica ad otto nodi, mentre per le componenti corticali la geometria di elementi utilizzata è quella a membrana a quattro nodi. Infine, nel lavoro di Phillips et al. [22] vengono utilizzati elementi shell prismatici a sei nodi con lati di dimensione pari a 5 mm e profondità di 1 mm. Questa geometria consente di ottenere una mesh di due elementi di profondità che circonda gli elementi che costituiscono l'osso trabecolare.

Lo studio condotto da Leung et al. [8] vede l'utilizzo di elementi tetraedrici a quattro nodi. Invece, per la generazione della mesh dei nostri modelli si è scelto di utilizzare gli elementi tetraedrici a dieci nodi per entrambe le tipologie ossee. È stata fatta questa scelta perché l'obiettivo di questo lavoro di tesi è avere una maggiore accuratezza dei risultati ottenuti e questo è possibile ottenerlo utilizzando elementi con un numero maggiore di nodi.

2.4 Cartilagini

L'inserimento delle cartilagini sacro-iliache e della sinfisi, nel caso in cui durante l'operazione venga preservato il ramo pubico, nella realizzazione del modello della pelvi viene trascurato nella maggior parte degli articoli presenti in letteratura, generando però una notevole approssimazione della geometria rispetto alla condizione reale.

Nello studio condotto da Anderson et al. [21] viene inserita la cartilagine dell'articolazione dell'anca (quella presente tra acetabolo e testa del femore) alla quale vengono assegnate proprietà iperelastiche secondo il modello di Mooney-Rivlin con coefficiente C_{10} e C_{01} pari a 4.1 MPa e rapporto di Poisson (ν) di 0.4.

Le cartilagini incluse nel modello di Leung et al. [8] sono quelle sacro-iliache, la sinfisi pubica e l'articolazione dell'anca. Le proprietà materiali assegnate sono quelle del modello iperelastico di Mooney-Rivlin a tre coefficienti: $C_{10}=0.1$, $C_{01}=0.45$, $C_{11}=1.67$.

Il modello iperelastico viene abbandonato da Salo et al. [26] in quanto al disco intervertebrale tra il sacro e la quinta vertebra lombare vengono assegnate delle proprietà elastiche ed isotropiche con modulo di Young pari a 53 MPa.

Shim et al. assegnano alla cartilagine presente tra la coppa acetabolare e la testa del femore delle proprietà costanti derivanti dallo studio di Kempson et al. [27]. Nel dettaglio il modulo di Young risulta pari a 10.35 MPa, mentre il coefficiente di Poisson è pari a 0.5. Proprietà materiali costanti, ma differenti valori di modulo elastico (E) e coefficiente di Poisson (ν) vengono assegnate da Zhao et al. [28] e da Volinski et al. [29] alle cartilagini sacro-iliache e alla sinfisi. A quest'ultima viene assegnato $E=5$ MPa e $\nu=0.45$, mentre alle prime $E=1000$ MPa e $\nu=0.45$.

Il modello presente in letteratura che include tutte le cartilagini presenti nel cingolo pelvico è quello realizzato da Kurosawa et al. [30], nel quale, a seconda della tipologia di cartilagine, variano le proprietà assegnate. Per il disco intervertebrale e la cartilagine dell'articolazione di anca vengono utilizzate proprietà costanti con modulo elastico pari a 150 MPa e coefficiente di Poisson pari a 0.2. Per la sinfisi pubica e la cartilagine dell'articolazione sacro-iliaca (SIJ), invece, viene utilizzato il modello iperelastico di Mooney-Rivlin rispettivamente a tre e due coefficienti. I parametri per la sinfisi pubica sono: $C_{10}=0.1$, $C_{01}=0.45$ e $C_{11}=0.6$; mentre per la cartilagine SIJ sono $C_{10}=4.1$ e $C_{01}=0.41$.

Infine, tre differenti simulazioni con tre diverse tipologie di proprietà materiali assegnate alle cartilagini sono state svolte nello studio di Ramezani et al. [24]. Le cartilagini introdotte sono il disco intervertebrale, l'articolazione dell'anca, l'articolazione SIJ e la sinfisi pubica. La prima condizione analizzata è quella lineare elastica assegnando modulo di Young pari a 4.5 MPa e coefficiente di Poisson pari a 0.20. Lo stesso modulo elastico viene utilizzato nella condizione viscoelastica, ma il rapporto di Poisson utilizzato è di 0.21. Infine vengono assegnate le proprietà di materiale iperelastico secondo il modello di Mooney-Rivlin a tre coefficienti.

Tutti gli articoli analizzati spiegano la tipologia di proprietà assegnate alle cartilagini, ma non trattano i metodi utilizzati per ottenerne la geometria. Di conseguenza per i modelli del presente studio si è scelto di estrarre la geometria delle componenti cartilaginee di interesse (sinfisi pubica e articolazione sacro-iliaca) mediante metodologie di segmentazione. Invece, per l'assegnazione delle proprietà materiali si è scelto di utilizzare quelle elastiche lineari proposte nello studio di Kurosawa et al. [30] in quanto richiedono un minor costo computazionale per la loro implementazione e per lo scopo della tesi non sono di interesse i risultati a livello delle cartilagini, queste sono state inserite al fine di dare continuità al modello e per renderlo il più fisiologico possibile.

Studio	Cartilagini inserite	Proprietà materiali	
		Caratteristiche elastiche	Coefficiente di Poisson
Anderson et al. [17]	• Articolazione dell'anca	Modello di Mooney-Rivlin con $C_{10} = C_{01} = 4.1$	0.4
Leung et al. [4]	• Sacro-iliache • Sinfisi pubica • Articolazione dell'anca	Modello di Mooney-Rivlin con $C_{10} = 0.1, C_{01} = 0.45, C_{11} = 1.67$	/
Salo et al. [21]	• Disco intervertebrale	$E = 53$ MPa	/
Shim et al. [27]	• Articolazione dell'anca	$E = 10.35$ MPa	0.5
Zhao et al. [24]	• Sacro-iliache	$E = 1000$ MPa	0.45
Volinski et al. [25]	• Sinfisi pubica	$E = 5$ MPa	
Kurosawa et al. [26]	• Disco intervertebrale	$E = 150$ MPa	0.2
	• Articolazione dell'anca	$E = 150$ MPa	0.2
	• Sinfisi pubica	Mooney-Rivlin: $C_{10} = 0.1, C_{01} = 0.45, C_{11} = 0.6$	/
	• Sacro-iliache	Mooney-Rivlin: $C_{10} = 4.1, C_{01} = 0.41$	/
Ramezani et al. [20]	• Disco intervertebrale	1. $E = 4.5$ MPa	0.20
	• Articolazione dell'anca	2. $E = 4.5$ MPa	0.21
	• Sacro-iliache	3. Mooney-Rivlin a tre coefficienti	/
	• Sinfisi pubica		

Tabella II. Proprietà materiali in termini di caratteristiche elastiche e coefficiente di Poisson per le componenti cartilaginee inserite negli studi presenti in letteratura

2.5 Muscoli

L'inclusione delle forze muscolari nei modelli pelvici per l'analisi FEM consente di ricostruire una situazione molto più simile alle condizioni fisiologiche reali, generando una maggiore distribuzione e riduzione dei carichi applicati. Nonostante i vantaggi prodotti dalle componenti muscolari, queste raramente vengono incluse negli studi presenti in letteratura.

Nello studio condotto da Phillips et al. [22] vengono inclusi 42 muscoli (21 per ogni emipelvi) modellizzati mediante elementi molla. La zona di inserzione anatomica di ogni muscolo è definita da uno speciale algoritmo. Il valore di rigidità per i muscoli in tensione è stato determinato da un modello muscolo-tendineo della pelvi relativo ad una condizione di carico con appoggio monopodalico. Essendo stata sviluppata un'analisi statica, l'azione muscolare modellizzata è passiva.

La situazione più vicina alle condizioni fisiologiche è quella adottata nello studio di Shim et al. [31]. Nell'articolo appena citato sono inclusi 21 muscoli le cui forze vengono applicate in modo distribuito sui nodi delle relative inserzioni muscolari. Queste ultime sono state identificate con l'aiuto di atlanti anatomici. Invece, le forze applicate fanno riferimento ad otto differenti fasi del ciclo del cammino.

Per i modelli realizzati per il nostro studio si è scelto di inserire tutti i muscoli presenti nei modelli muscolo-scheletrici specifici per ogni paziente, ma sono state considerate le forze solo per quelli con risultante maggiore di 10 N nell'istante di tempo selezionato per l'analisi statica. Per tutti i muscoli sono state identificate le zone di inserzione muscolare con l'aiuto di atlanti anatomici. La forza è stata distribuita su tutti i nodi presenti nell'inserzione muscolare; nel caso in cui il punto di attachment anatomico è diverso da quello effettivo si è scelto di selezionare in modo randomico alcuni nodi dell'inserzione, i quali sono i punti di origine di elementi link rigidi che vengono fatti convergere nel punto di attachment effettivo al quale è applicata la forza risultante del muscolo in modo puntuale.

2.6 Legamenti

Un'ulteriore approssimazione che viene utilizzata nella maggior parte degli articoli presenti in letteratura è l'esclusione dei legamenti dai modelli. Per ottenere però un modello che rappresenti nel miglior modo possibile le condizioni fisiologiche della pelvi i legamenti devono essere inclusi perché consentono di ridurre e distribuire meglio i

carichi [22], consentono di mantenere la posizione normale del sacro e dell'anello pelvico [23] e riducono il range di rotazione dell'articolazione impedendo una nutazione troppo ampia [30].

Le tipologie di elementi utilizzate per realizzare i legamenti negli studi che li includono sono due:

- Elemento molla con bassa rigidezza a compressione ed elevata rigidezza a trazione [19], [20], [22]–[24], [30], [32];
- Elemento truss a due nodi [8] o a tre nodi [5], [25], [26].

Per entrambi i casi gli elementi vengono fatti lavorare solo a trazione per rispettare la condizione fisiologica reale.

La differenza tra le due tipologie di elementi è legata principalmente ai parametri che devono successivamente essere dati in input al software che compie l'analisi FEM. Gli elementi molla richiedono solo il coefficiente di rigidezza k (N/mm), mentre gli elementi truss richiedono tre parametri: il modulo elastico, la lunghezza e l'area trasversale. Per effettuare l'analisi FEM per questo lavoro di tesi si utilizza Ansys APDL e per questo software la tipologia truss è rappresentata dall'elemento LINK180, mentre quella a molla è definita dall'elemento COMBIN14.

Nella maggior parte degli studi citati vengono inclusi tutti i legamenti presenti nel cingolo pelvico (sacroiliaco anteriore, sacroiliaco posteriore, sacroiliaco posteriore lungo, interosseo, sacrospinoso, sacrotuberoso e pubico quando viene preservata la sinfisi), ma in alcuni studi vengono inclusi solo quelli del lato intatto [19] o solo il legamento interosseo e il sacroiliaco posteriore lungo [24].

Per il presente studio di tesi si sono modellizzati tutti i legamenti possibili per ricostruire una situazione più simile possibile alle condizioni reali. Si è scelto di utilizzare la tipologia truss rappresentata mediante l'elemento LINK180 in quanto per l'elemento COMBIN14 non sarebbe stato possibile selezionare il comportamento a sola trazione. Come descritto precedentemente, l'elemento LINK180 richiede in input il modulo elastico, il quale è stato calcolato per ogni legamento a partire dai valori di lunghezza, la sezione e il numero di elementi che compongono il singolo legamento ed il valore di rigidezza. Quest'ultimo parametro e il numero di elementi che formano il legamento sono stati presi dallo studio condotto da Phillips et al. [22] e da quello di Zheng et al. [32].

2.7 Proprietà materiali componenti ossee

La definizione delle proprietà materiali dell'osso corticale e dell'osso trabecolare è una delle fasi più importanti nella realizzazione di un modello per l'analisi FEM.

Per quanto riguarda le caratteristiche dell'osso corticale tutti gli studi presenti in letteratura assegnano delle proprietà costanti con coefficiente di Poisson pari a 0.3 e modulo elastico che varia da 17 GPa [6]–[8], [21], [29], [31], [33], [34] a 18GPa [22], [23]. Gli unici due studi che utilizzano un modulo di Young minore (11 GPa) sono quelli condotti da Kurosawa et al. [30] e da Ramezani et al. [24]. Quest'ultimo utilizza anche un coefficiente di Poisson diverso (0.26) perché nello studio non viene fatta una distinzione tra le due componenti ossee. Per i modelli del progetto su cui si basa questo lavoro di tesi si è scelto di utilizzare per l'osso corticale un valore di modulo elastico pari a 17 GPa e di coefficiente di Poisson pari a 0.3.

Le maggiori differenze nell'assegnazione delle proprietà materiali si evidenziano per la componente di osso trabecolare. Tutti gli studi assegnano un coefficiente di Poisson pari a 0.2. Per quanto riguarda invece il modulo elastico, la maggior parte utilizza un valore costante che, a seconda dello studio analizzato, varia da 70 MPa a 800 MPa. Tuttavia questa soluzione non rappresenta una condizione realistica perché non tiene conto delle differenze di composizione dell'osso trabecolare e può portare a sovrastimare o a sottostimare la rigidità a seconda della zona di osso considerata.

La condizione più realistica e vicina alla reale rigidità dell'osso spongioso è quella introdotta da Dalstra et al. [6], [35] e successivamente ripresa da altri studi [8], [21], [31], in quanto il modulo di Young viene assegnato in funzione della densità apparente dell'osso trabecolare, la quale si ricava a partire dal coefficiente di attenuazione espresso dalle immagini TC. Per ottenere la relazione tra modulo elastico e densità apparente, Dalstra et al. [35] hanno ottenuto il valore di rigidità dei campioni analizzati (19 derivanti dalla pelvi del paziente di sesso femminile e 39 da quello di sesso maschile) mediante test meccanici di compressione non vincolata e da questo sono risaliti al valore di densità apparente, avendo scansato mediante una macchina TC, prima di effettuare i test meccanici, gli stessi campioni assieme ad un fantoccio di calibrazione. La relazione così ottenuta che lega il modulo elastico (E) con la densità apparente (ρ_{app}) è la seguente:

$$E = 2017.3 * \rho_{app}^{2.46}$$

Questo studio ha permesso anche di analizzare il grado di anisotropia dell'osso trabecolare e, osservando principalmente il rapporto tra il valore massimo e minimo del modulo elastico, è stato possibile concludere che l'osso spongioso pelvico può essere considerato come un materiale scarsamente anisotropo. I due limiti principali di questo studio sono legati alla tipologia di campioni utilizzati: essendo di forma cubica non rappresentano la geometria reale della pelvi e questo si traduce in una sottostima del modulo elastico calcolato, inoltre i due pazienti utilizzati per l'ottenimento dei campioni sono anziani (72 e 87 anni) e quindi presentano una densità ossea minore rispetto a soggetti giovani e anche questo porta ad una riduzione della costante elastica ottenuta.

Nonostante i limiti del metodo proposto i vantaggi portati dall'assegnare valori di rigidità diverse in funzione della densità apparente dell'osso trabecolare sono superiori perché consentono di ottenere un comportamento dell'osso più vicino a quello reale e, di conseguenza, si è scelto di utilizzare questa assegnazione di proprietà materiali per i modelli di questo lavoro di tesi.

2.8 Condizioni al contorno

2.8.1 Condizioni di carico

La condizione di carico applicata al modello, assieme alle condizioni di vincolo, è la parte fondamentale nella modellizzazione per l'analisi FEM. Dall'analisi della letteratura si individuano due categorie di tipologie di carichi applicati:

- Carico fisso di compressione;
- Carico variabile di compressione;
- Carico applicato sulle coppe acetabolari in funzione del ciclo del cammino.

Nelle condizioni di carico di compressione gli studi presenti utilizzano valori differenti di forza e siti di applicazione diversi a seconda della condizione che vuole essere simulata. Dalstra et al. [6] applicano un carico di compressione di 600 N sulle coppe acetabolari simulando l'azione della testa del femore nell'articolazione dell'anca. Gli studi condotti da Wang et al. [33], [36] utilizzano un carico verticale di compressione sulla quarta vertebra lombare (L4) rispettivamente di 500 N e 400 N. Il gruppo di Salo et al. [26] simula due differenti condizioni del ciclo del cammino (heel-strike/heel-off e midstance/midswing) vincolando in modi diversi il modello, ma per tutte le condizioni analizzate il carico applicato è di 345 N sulla quinta vertebra lombare (L5).

L'applicazione del carico su L5 viene anche utilizzata nello studio condotto da Leung et al. [8], in questo caso però vengono applicate tre forze di entità differenti: 0.25, 0.50 e 0.75 volte il peso corporeo approssimato a 500 N. Condizione simile ma differente sito di applicazione del carico è quella utilizzata da Ji et al. [37] e da Iqbal et al. [19] dove la forza è applicata sulla prima vertebra sacrale (S1) e i carichi sono rispettivamente di 600 N e 810 N. Infine, nello studio condotto da Phillips et al. [22] il carico di 835 N (utilizzato per simulare l'appoggio monopodalico) viene applicato sul disco intervertebrale tra la quinta vertebra lombare e la prima vertebra sacrale.

Negli studi presentati da Li et al. [38] e da Hu et al. [23] viene applicata sulla prima vertebra sacrale (S1) del modello una forza crescente con intervallo di 100 N fino ad un massimo di 600 N, l'idea è quella di simulare il peso corporeo in una condizione di appoggio su entrambi i piedi. La differenza tra i due studi è che nel primo la forza parte da 0 N, mentre nel secondo da 100 N.

Condizioni di carico ancora differenti sono quelle proposte dal gruppo di Dubè-Cyr [39]. Nel primo caso viene applicata una forza verticale di 500 N, mentre nella seconda condizione alla forza di compressione di 500 N viene associata anche un momento di flesso-estensione di 7.5 Nm. In entrambi i casi le forze sono applicate sulla superficie superiore del piatto sacrale.

Nell'articolo scritto da Dalstra et al. [7] le forze applicate alla coppa acetabolare dell'emipelvi sinistra, quella destra non viene caricata perché viene utilizzata solo per creare una condizione più realistica a livello della sinfisi pubica, derivano da otto fasi differenti del ciclo del cammino ottenute però da pazienti differenti da quello utilizzato nello studio citato. L'applicazione delle forze derivanti da cinque fasi del ciclo del cammino sulle coppe acetabolari viene anche utilizzata come condizione di carico nel lavoro di Kurosawa et al. [30], anche in questo caso i dati relativi alla gait analysis non riguardano il paziente dal quale è stato ottenuto il modello ma da sei soggetti sani. Inoltre, a differenza dello studio precedentemente citato, viene anche applicata una forza alla base del sacro; questa viene calcolata mediante il principio di azione e reazione.

In tutti gli articoli presenti in letteratura le condizioni di carico non rispettano le condizioni fisiologiche in quanto o sono dei carichi che simulano semplicemente il peso corporeo, oppure utilizzano i dati relativi ad analisi del cammino ma di soggetti differenti da quelli utilizzati per realizzare il modello. Per i modelli realizzati in questa

tesi si è scelto di utilizzare come condizione di carico la forza di reazione all'anca sulla superficie acetabolare derivante dalle misurazioni prese durante le sessioni di analisi del cammino dei pazienti inclusi nel progetto nell'istante di tempo selezionato per l'analisi statica. Inoltre si è scelto di analizzare una seconda condizione di carico nella quale i dati della forza di reazione all'anca sono relativi all'esecuzione dello squat. Queste scelte di carico sono innovative perché i dati derivanti dalla gait analysis e dallo squat sono degli stessi pazienti utilizzati per la realizzazione dei modelli (condizione realistica delle forze in gioco) e lo squat non è mai stato analizzato come task per valutare il comportamento delle protesi pelviche.

2.8.2 Condizioni di vincolo

Negli studi in cui vengono fatte le prove meccaniche sulla pelvi il modello viene vincolato in corrispondenza delle coppe acetabolari [26] oppure a livello dello stelo protesico (componente femorale) della parte anteriore del pube in modo tale da impedire la rotazione sagittale del modello [38].

Per i modelli computazionali realizzati per l'analisi FEM in alcuni studi non viene riportata la zona vincolata o specificato se viene applicato un vincolo [33], [36], [37]. Le condizioni di vincolo riportate dagli altri studi presenti in letteratura differiscono le une dalle altre. Nel modello realizzato da Leung et al. [8] è inclusa anche la parte prossimale del femore, di conseguenza la base del femore è la zona che è stata vincolata in tutte le direzioni. Nello studio condotto da Dubè-Cyr et al. [39] e in quello di Hu et al. [23] il vincolo è applicato alle superfici acetabolari di entrambe le emipelvi. I nodi della giunzione sacro-iliaca sono vincolati nel modello sviluppato da Dalstra et al. [7]. Una condizione di vincolo più complessa è quella utilizzata dal gruppo di Iqbal et al. [19]; in questo caso viene applicato un primo vincolo tra l'ileo ed il sacro in quanto il soggetto analizzato è anziano (64 anni) e queste due zone ossee tendono a fondersi con la vecchiaia. Un secondo vincolo è applicato alla coppa acetabolare: nella simulazione della condizione bipodalica l'unico movimento consentito è quello di traslazione orizzontale e tutti gli altri cinque gradi di libertà sono vincolati, mentre nella condizione di appoggio monopodalico vengono vincolati tutti e sei i gradi di libertà. Infine, nello studio condotto da Kurosawa et al. [30] il vincolo è applicato in corrispondenza della superficie anteriore della seconda spina sacrale in modo tale da consentire i movimenti di nutazione e contro-nutazione del sacro.

Per i modelli di questa tesi si è scelto di vincolare tutti i nodi della superficie superiore del sacro all'interfaccia con il disco intervertebrale. Questa condizione irrigidisce molto il modello e non rappresenta pienamente una condizione fisiologica, tuttavia è stata utilizzata questa condizione perché per simulare un vincolo più fisiologico si sarebbe dovuta inserire nel modello anche l'ultima vertebra lombare (L5) e modellare il disco intervertebrale tra L5 e il sacro, questo avrebbe portato ad aumentare il costo computazionale e la complessità del modello anche nella scelta delle proprietà da applicare al disco intervertebrale.

3 Materiali e metodi

3.1 Scopo del lavoro

Il presente lavoro di tesi si inserisce all'interno di un progetto del Laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna. Il fine del progetto è quello di valutare le deformazioni e le tensioni di sei modelli pelvici con protesi emipelviche custom-made in esiti di chirurgia oncologica di tumori primari dell'osso durante l'esecuzione di due differenti task motori: la camminata e lo squat.

Questo lavoro di tesi ha come primo scopo quello di realizzare i modelli degli ultimi due casi studio (pz3 e pz5, con riferimento alla Tabella III) e valutarne, mediante un'analisi agli elementi finiti (FEM), gli spostamenti, le deformazioni e le tensioni di camminata e squat, partendo dai valori di forze di reazione all'anca e muscolari attenuati da modelli muscoloscheletrici specifici per i pazienti.

Il secondo fine è quello di effettuare l'analisi meccanica e ottenere i risultati in termini di spostamenti, deformazioni e tensioni relativamente all'attività di squat dei modelli precedentemente realizzati nelle tesi di N. Corallo [1] e di L. Papa [2]. Questo è stato necessario in quanto il task dello squat è stato aggiunto in sede di sviluppo di questa tesi, prima non era prevista la sua analisi.

Infine, sono stati effettuati i confronti in termini di deformazioni e tensioni per tutti i pazienti presenti nel progetto (sei) per entrambi i task motori con lo scopo di: (i) valutare l'affidabilità meccanica della protesi sia in termini di tensioni presenti al suo interno, sia in funzione delle sollecitazioni trasmesse all'osso residuo per garantirne il rimodellamento evitando un fallimento dell'impianto a causa di mobilitazione asettica della protesi a lungo termine e (ii) di proporre eventuali miglioramenti della struttura dell'impianto protesico.

Di seguito è riportata una tabella riassuntiva delle principali informazioni riguardanti i casi studio analizzati nella presente tesi.

Codifica	Sesso	Istologia	Sinfisi	Simmetria
pz1	F	Osteoblastoma	Preservata	Simmetrico
pz2	M	Osteosarcoma	Asportata	Simmetrico
pz3	M	Sarcoma di Ewing	Asportata	Asimmetrico
pz4	F	Sarcoma di Ewing	Asportata	Asimmetrico
pz5	M	Sarcoma di Ewing	Preservata	Asimmetrico
pz6	M	Tumore a cellule giganti	Preservata	Simmetrico

Tabella III. Principali informazioni riguardanti i casi studi analizzati nella tesi

3.2 Acquisizione delle immagini TC

La realizzazione del modello 3D si basa sulle acquisizioni di Tomografia Computerizzata (TC) dei pazienti. Tipicamente i tumori vengono identificati più facilmente mediante la risonanza magnetica, ma i tessuti ossei si riescono a discriminare più facilmente rispetto a quelli dei tessuti molli nelle immagini TC. Considerando che il modello 3D è realizzato partendo dalle componenti ossee l'imaging di riferimento è quello della Tomografia Computerizzata.

La Tomografia Computerizzata nasce per ovviare ai limiti legati alla radiografia tradizionale. Consente di ottenere delle immagini 2D e 3D di un oggetto grazie ad un'acquisizione ottenuta mediante un campionamento angolare. Il tomografo è costituito da una sorgente di raggi X, un collimatore che consente di direzionare il fascio di fotoni nella zona di interesse da analizzare e i sensori che consentono di ricostruire l'immagine in funzione del coefficiente di attenuazione.

L'insieme della sorgente con i sensori viene definito scanner. Questo sistema è nato nel 1970 e, nel corso degli anni, ha subito un'importante evoluzione tecnologica. I primi scanner, detti di prima generazione, erano costituiti da una sorgente ed un sensore lineari; di conseguenza per effettuare l'acquisizione volumetrica era necessario sia un movimento di traslazione e sia un movimento di rotazione. Gli scanner di seconda generazione avevano una sequenza lineare di sensori che però non copriva tutta la zona di interesse quindi erano ancora necessari entrambi i movimenti. Gli scanner di terza e quarta generazione sono quelli ancora utilizzati oggi, la differenza tra i due è che nei primi i sensori sono disposti ad arco e coprono tutta la zona desiderata e quindi serve solo più il movimento di rotazione per ottenere l'immagine, mentre nei secondi i sensori formano una corona circolare, quindi si deve solo più muovere la sorgente.

Il movimento di rotazione della sorgente e/o dei sensori, a seconda della generazione di scanner che viene utilizzata per l'acquisizione, consente di ottenere immagini consecutive, dette slice, fino a ricoprire tutto il volume desiderato. La distanza di separazione tra due slice adiacenti viene definita dal radiologo e dipende dal grado di risoluzione che si vuole ottenere per la specifica sequenza di acquisizione, normalmente varia tra 0.5 mm e 10 mm. Unendo tutte le slice ottenute si ottiene il volume della zona di interesse.

I sensori consentono di ricostruire l'immagine della zona analizzata in funzione del coefficiente di attenuazione. Esistono tre tipi differenti di sensori:

- Sensori allo stato solido: costituiti da un cristallo scintillatore per convertire i fotoni X in fotoni visibili, un cristallo ottico per focalizzare i fotoni in un punto e un fotodiodo che termina con un fotomoltiplicatore. Sono sensori a conversione indiretta. Oggi non sono più utilizzati perché non è possibile ridurre la dimensione.
- Sensori a gas: sono costituiti da una camera di ionizzazione riempita di gas inerte ad alta pressione. I raggi X ionizzano il gas e il sensore misura la quantità di carica prodotta. Sono entrati in disuso a causa della complessità e dal costo della manutenzione. Questi sensori sono a conversione diretta.
- Sensori a semiconduttore: viene applicata una tensione continua (detta di polarizzazione) ad una camera contenente silicio, i fotoni X ionizzano il silicio e le cariche prodotte migreranno verso una delle due facce a seconda della loro carica. La variazione di carica così prodotta viene misurata come una tensione. Sono sensori a conversione diretta e sono quelli che ad oggi vengono utilizzati.

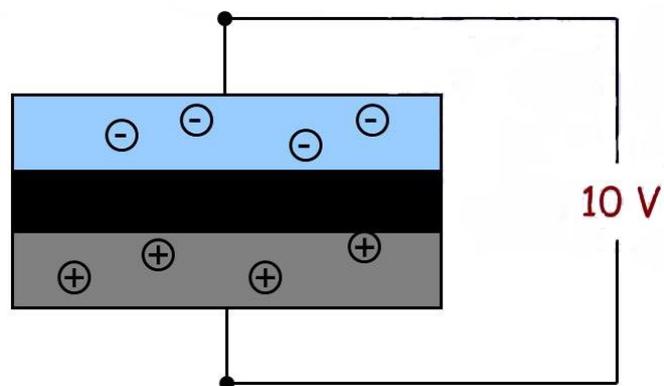


Figure 19. Schema di funzionamento di un sensore a semiconduttore per tomografi

Ogni pixel o voxel, a seconda se l'acquisizione è 2D o 3D, rappresenta il coefficiente di attenuazione di quella specifica porzione di superficie o volume ed è correlato alla quantità di fotoni che sono stati assorbiti dal tessuto in quella specifica zona. Nella TC il coefficiente di attenuazione ($\mu(HU)$) utilizzato è normalizzato rispetto a quello dell'acqua (μ_{H_2O}) ed è espresso in Unità Hounsfield (HU):

$$\mu(HU) = 1000 * \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

La scala Hounsfield ha un limite inferiore pari a -1000 (gas), ma non presenta nessun limite superiore. Tuttavia per valori superiori a +1000 è presente solo osso, quindi questo può essere assunto come limite superiore (Figura 20).

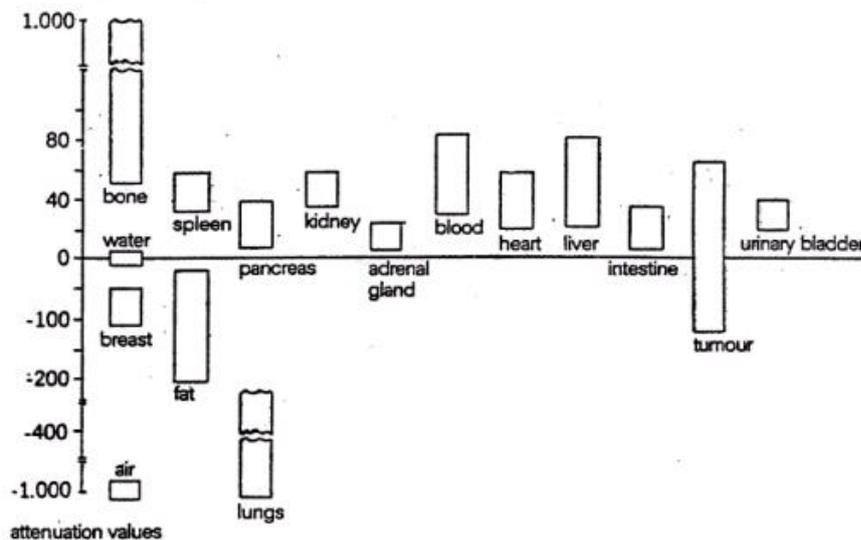


Figure 20. Valori di Unità Hounsfield per differenti tessuti biologici

Come è possibile notare dalla Figura 20 le neoplasie non hanno un coefficiente di attenuazione limitato e soprattutto copre un range che racchiude diversi tipi di tessuti. Questo porta a rendere difficoltoso distinguere un tumore dai tessuti circostanti utilizzando solo le immagini TC.

Inoltre, le acquisizioni TC presentano un errore chiamato effetto di volume: un voxel può contenere al suo interno più di un tessuto, di conseguenza il suo valore di attenuazione risulterà essere una media di quelli dei diversi tessuti contenuti nel voxel. È possibile ridurre questo errore riducendo la dimensione dei singoli voxel. In aggiunta, sono presenti altri tipi di rumore che possono aumentare il rumore dell'immagine come artefatti dovuti ai movimenti del cuore o dei polmoni.

I valori dei coefficienti di attenuazione vengono successivamente convertiti in toni di grigio per facilitare la lettura dell'immagine TC. La scala dei toni di grigio varia tra 0 e 255, ma codificare in questa scala le unità HU che variano da -1000 a +1000 porterebbe ad una notevole perdita di informazioni. Per questo motivo sono stati introdotti due parametri, il Window Level (WL) e il Window Width (WW), che vengono modificati dal medico in funzione del tipo di tessuto che si vuole osservare nell'immagine.

Il Window Level rappresenta il valor medio della finestra di unità HU che si vuole convertire in toni di grigio, mentre il Window Width rappresenta l'ampiezza di tale finestra. Quindi modificando il WL si modifica il contrasto, mentre modificando il WW si modifica la luminosità dal punto di vista visivo e non matematico: quindi consente di riuscire a distinguere visivamente due tessuti diversi ma che presentano coefficienti di attenuazione simili.

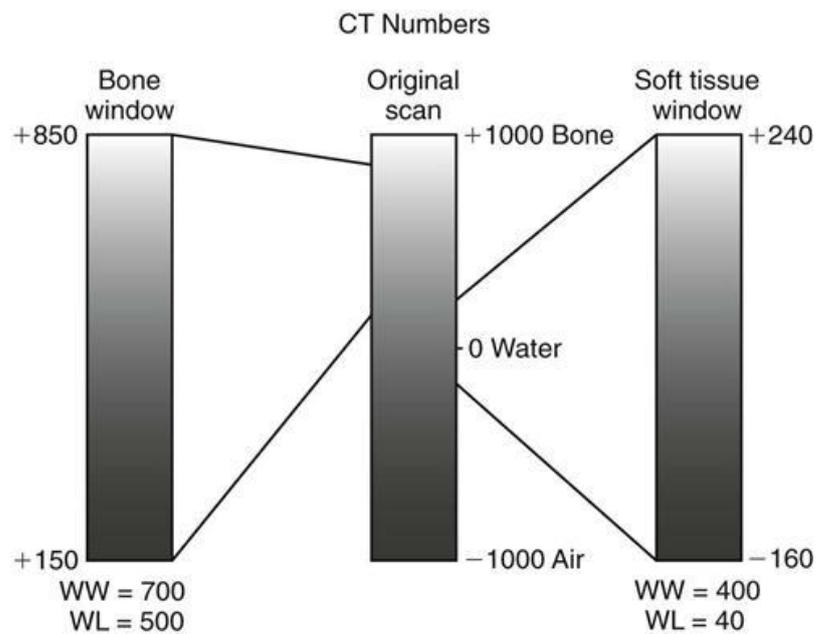


Figure 21. Esempio di definizione del Window Level (WL) e del Window Width (WW) nelle immagini TC

Nel caso specifico dei pazienti presenti nello studio di questa tesi sono presenti le immagini TC pre-operatorie, relative alla situazione prima dell'intervento chirurgico, post-operatorie, per verificare il corretto posizionamento della protesi in sede chirurgica, e di follow-up, effettuata dopo un certo periodo di tempo dopo l'intervento chirurgico per verificare l'osteointegrazione dell'impianto protesico.

Le immagini TC relative al primo modello sviluppato in questa tesi (pz3) hanno una risoluzione di 512x512 pixel, dove ogni pixel ha dimensione pari a 0.781x0.781 mm² e

sono state acquisite utilizzando slice con spessore di 0.5 mm. Invece, per il secondo modello realizzato (pz5) la risoluzione delle immagini è sempre pari a 512x512 pixel e anche lo spessore è sempre di 0.5 mm, mentre la dimensione del singolo pixel è pari a 0.818x0.818 mm².

3.3 Segmentazione

Per ottenere il modello 3D del bacino, il primo passo consiste nell'identificare le geometrie delle componenti ossee di interesse dalle immagini TC. È possibile discriminare l'osso dai tessuti molli grazie ai diversi toni di grigio, infatti a seconda della densità del materiale e quindi dell'assorbimento dei raggi X, i diversi tessuti risultano più o meno visibili.

Come riportato in Figura 20 l'osso corticale presenta valori da 1000 HU a 50 HU, questo permette di discriminarlo rispetto ai tessuti molli circostanti rendendo possibile l'operazione di segmentazione. La fase di segmentazione è stata effettuata mediante il software Mimics e utilizzando le immagini TC pre-operatorie, questo perché nell'imaging post-operatorio e di follow-up sono presenti artefatti metallici dovuti alla protesi che alterano i toni di grigio dei tessuti circostanti rendendo difficoltosa l'operazione di identificazione delle componenti ossee e di conseguenza della segmentazione.



Figure 22. Esempio di artefatto metallico durante la visualizzazione di un'immagine post-operatoria

Per facilitare l'identificazione delle componenti ossee è stata utilizzata una maschera già presente all'interno di Mimics, la quale discrimina l'osso dai tessuti molli in funzione del valore di HU del singolo voxel. Il range di valori utilizzato dalla maschera

automatica va da 226 HU a 1494 HU. Inoltre è stata creata una seconda maschera con valore massimo inferiore della precedente, pari a 500 HU, in modo tale da identificare solo l'osso corticale; questo ha permesso di ottenere le polyline dell'osso corticale, quindi il suo bordo esterno. Successivamente, per ogni slice della TC, è stato ridefinito manualmente il contorno dell'osso con l'aiuto delle polyline precedentemente create e facendo attenzione a mantenere una condizione conservativa, evitando quindi di sovrasegmentare l'osso includendo parte dei tessuti molli. È importante evitare di sovrasegmentare perché le proprietà dell'osso verranno assegnate in funzione del tono di grigio del singolo voxel, di conseguenza se vengono incluse parti di tessuto molle le proprietà meccaniche complessive verrebbero alterate. Il modello 3D dell'emipelvi destra è stato realizzato tenendo conto della parte asportata a causa del tumore, ma sovrasegmentando nella direzione del tumore per facilitare l'operazione di taglio descritta nel paragrafo 3.8 per avere la corretta superficie di interfaccia tra le cartilagini e l'osso. Le cartilagini sono state segmentate andando a riempire l'area tra le superfici ossee facendo attenzione a sottosegmentare lateralmente, mentre sovrasegmentando nelle altre direzioni verso l'osso. Successivamente, mediante un'operazione booleana di sottrazione le cartilagini verranno tagliate in modo tale da poter aderire nel modo corretto alle componenti ossee.

Infine le componenti segmentate (emiplevi destra, emiplevi sinistra, sacro e cartilagini) sono state esportate con formato .stl applicando i parametri riportati in Tabella IV.

Parametro	Valore impostato
Quality	Custom
Threshold	Mask
Interpolation	Gray value
Prefer	Accuracy
Matrix reduction	xy = 1, z = 1
Smoothing	0,5
Interaction	5

Tabella IV. Parametri di esportazione delle segmentazioni da Mimics in formato .stl

Per verificare che la segmentazione sia stata correttamente effettuata in modo conservativo, le componenti ossee sono state importate nella libreria AlbaMaster assieme alle immagini TC e si è controllata la loro corretta corrispondenza.

Per avere maggior sicurezza di rispettare la condizione conservativa delle segmentazioni delle componenti ossee si è scelto di effettuare su Geomagic un'operazione di shrinkage (restringimento della geometria). Il valore scelto per tale operazione è la distanza massima calcolata su AlbaMaster tra la segmentazione e il bordo esterno dell'osso corticale nelle zone dove lo spessore dell'osso è limitato.

Successivamente, sempre su Geomagic, è stata eseguita un'operazione smoothing in modo da rendere le superfici più lisce e uniformi. Nella Tabella V sono riassunti i parametri utilizzati per i soggetti analizzati.

Componente	Operazione	pz 3	pz 5
Emiplevi destra ed emipelvi sinistra	Shrinkage	- 0,1 mm	- 0,3 mm
	Smoothing	0,0025 mm	0,025 mm
Sacro	Shrinkage	- 0,5 mm	-0,5 mm
	Smoothing	0,03 mm	0,03 mm
Cartilagini scaro-iliache	Smoothing	/	0,025 mm
Sinfisi pubica	Smoothing	/	0,025 mm

Tabella V. Parametri di shrinkage e smoothing applicati alle diverse componenti segmentate; per le cartilagini è stato applicato solo lo smoothing perché non essendo delle componenti ossee serve solo averle levigate

Riassumendo, i passaggi necessari per ottenere il modello 3D della pelvi a partire dalle immagini TC sono i seguenti:

- Creazione della maschera relativa alle sole componenti ossee utilizzando i valori di HU predefiniti da Mimics;
- Creazione di una nuova maschera con valore minimo di HU pari a 500 per discriminare l'osso corticale e creazione delle polyline;
- Creazione di una maschera per ogni componente di interesse da segmentare (emiplevi destra, emipelvi sinistra, sacro, cartilagine destra e cartilagine sinistra);
- Identificazione manuale dei bordi delle componenti di interesse con l'aiuto delle maschere create;
- Esportazione delle componenti in formato .stl;
- Levigatura delle superfici applicando le operazioni di shrinkage e di smoothing.

3.3.1 Semplificazione del sacro

Per lo scopo dell'analisi biomeccanica del lavoro svolto, il sacro rappresenta un'importanza secondaria in quanto non è la zona di applicazione dei carichi di interesse. Data quindi la natura complessa della sua geometria si è deciso di fare delle notevoli semplificazioni chiudendo i fori sacrali e il canale. Queste semplificazioni permettono di ridurre la complessità del modello e limitano l'insorgenza di eventuali problematiche durante la realizzazione del modello, come ad esempio la generazione delle patch nei cambi di geometria.

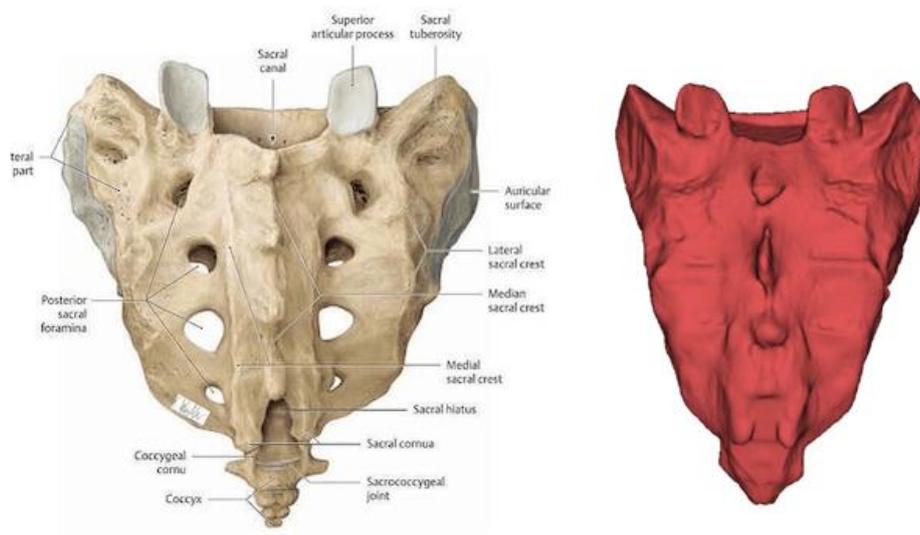


Figure 23. Confronto tra la struttura anatomica del sacro (sinistra) e quella semplificata del modello (destra)

3.4 Modellazione della cartilagine

Per rendere il modello il più accurato possibile con l'anatomia è stato deciso di modellare anche le cartilagini. In particolare, per il modello di BE sono state modellate le due cartilagini sacro-iliache, mentre per il modello di RD oltre alle cartilagini sacro-iliache è stato necessario modellare anche la sinfisi in quanto il tipo di resezione effettuato durante l'intervento chirurgico ha permesso di conservare l'osso del ramo pubico del paziente evitandone la disarticolazione (Figura 24).

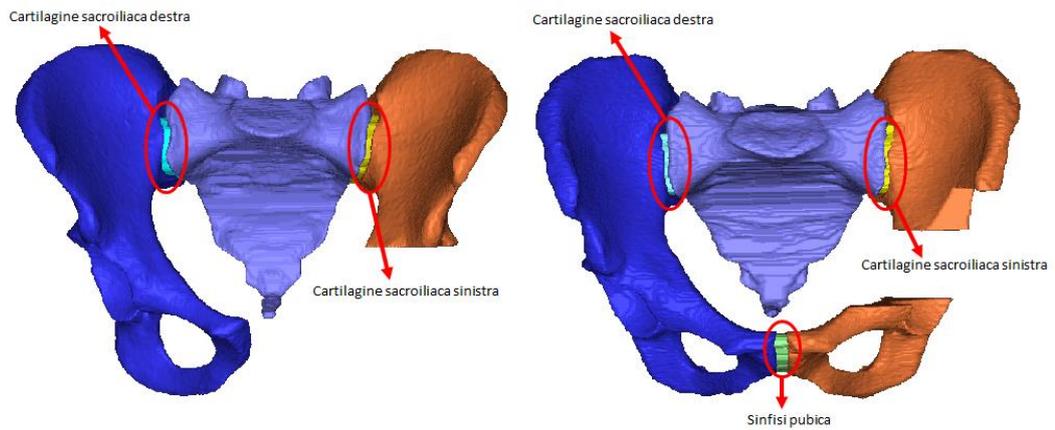


Figure 24. Componenti segmentate con relative cartilagini del modello del pz3 (sinistra) e del modello del pz5 (destra)

Per la segmentazione delle cartilagini, come già descritto precedentemente, si è scelto di sottosegmentare lateralmente e di sovrasegmentare nelle altre direzioni (Figura 25). Si è deciso di effettuare questo tipo di segmentazione non conservativa nelle regioni anatomiche in cui ci si aspetta la sua presenza, con successiva sottrazione booleana per ottenere le superfici di interfaccia osso-cartilagine che combacino, in quanto nelle immagini TC non è possibile individuare le cartilagini. Questo avviene perché queste componenti sono formate prevalentemente da collagene e proteoglicani, i quali risultano non visibili ai raggi X a causa del loro coefficiente di attenuazione praticamente nullo.

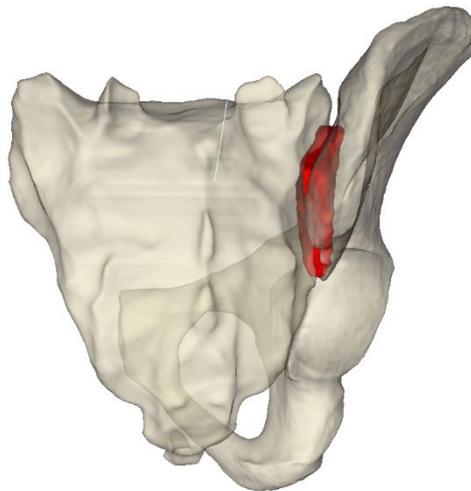


Figure 25. Cartilagine (in rosso) segmentata in modo conservativo lateralmente e sovrasegmentata verso l'osso

Una volta ottenute le geometrie segmentate delle cartilagini non è stato necessario effettuare nessun tipo di registrazione in quanto sono state segmentate a partire dalle immagini TC pre-operatorie, di conseguenza il loro sistema di riferimento coinciderà con quello delle componenti ossee già segmentate.

3.5 Registrazione e creazione viti

Una volta ottenute le geometrie delle componenti ossee e delle cartilagini il passo successivo è la registrazione della protesi e la realizzazione delle viti su AlbaMaster. Per prima cosa è stato necessario scegliere se lavorare sulle immagini post-operatorie o su quelle di follow-up. Per entrambi i casi realizzati si è proseguito con l'imaging post-operatorio in quanto queste immagini TC presentavano una risoluzione maggiore facilitando la fase di registrazione.

Il primo passaggio è la registrazione della protesi sulle immagini post-operatorie. Lo scopo di questa fase è quello di posizionare il CAD della protesi nella posizione in cui effettivamente la protesi è stata inserita durante l'intervento chirurgico. Per aiutare il posizionamento è stata creata l'isosuperficie della protesi isolando, mediante la modifica del contour value, solo la protesi. In questo modo, mediante operazioni di traslazione e rotazione, è stato registrato il CAD della protesi con la maggior precisione possibile. In questa fase si deve fare particolare attenzione a far combaciare le viti presenti nell'isosuperficie con i fori presenti nel CAD.

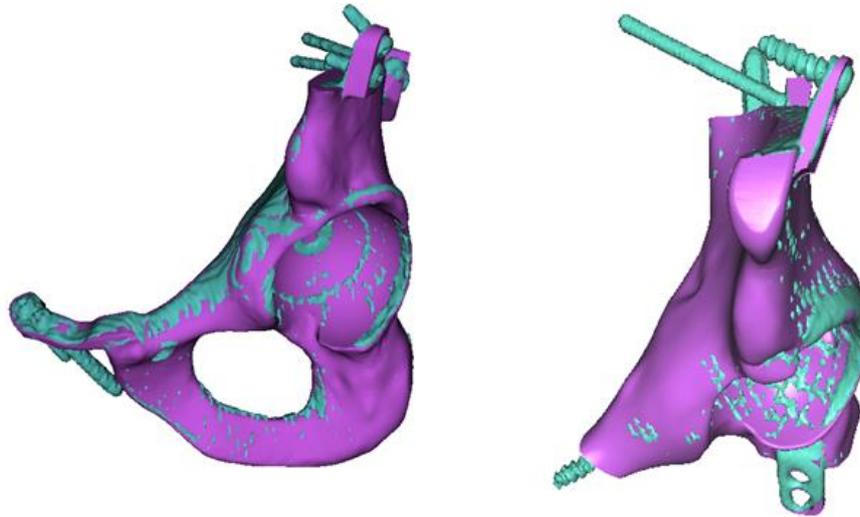


Figure 26. Registrazione finale della protesi (viola) sull'isosuperficie (azzurra) per i due modelli: pz3 a destra e pz5 a sinistra

Successivamente il secondo passaggio consiste nella realizzazione delle viti in quanto nel modello CAD non sono presenti. Anche in questo caso si è scelto di applicare delle semplificazioni: non è stata realizzata la filettatura e la testa delle viti. Di conseguenza le viti e il peg sono stati realizzati mediante dei cilindri in quanto la condizione analizzata è quella di osteointegrazione tra protesi e osso. Per questo passaggio i cilindri sono stati posizionati e orientati in corrispondenza delle viti dell'isosuperficie con l'aiuto di un sistema di riferimento specifico, realizzato posizionando 3 landmark: uno sulla punta, uno al centro della testa e uno su un lato di ogni vite. La lunghezza delle superfici cilindriche è pari a quella delle viti dell'isosuperficie. I diametri utilizzati sono quelli standard per le viti chirurgiche, l'unica eccezione è la vite pubica presente nella protesi di pz5 la quale presenta due differenti sezioni: quella maggiore all'interno della protesi e quella minore per la parte che entra all'interno dell'osso.

Viti	Diametro (ϕ)
Piccole	2 mm
Grandi	2,5 mm
Pubica	$\phi_1 = 5$ mm
	$\phi_2 = 2,5$ mm
PEG	4 mm

Tabella VI. Diametri utilizzati per la realizzazione delle viti; la vite pubica è presente solo nel modello di pz5

Le protesi complete di viti sono riportate in Figura 27.

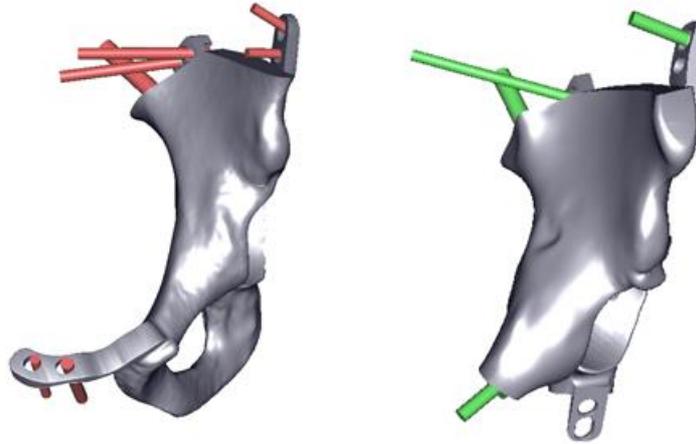


Figure 27. Protesi con le viti semplificate, pz3 a destra e pz5 a sinistra

3.6 Ripristino condizioni post-operatorie

Considerando che le segmentazioni sono state effettuate sulle immagini pre-operatorie per via degli artefatti metallici presenti in quelle post-operatorie, è necessario registrare la protesi sulle segmentazioni. Questa fase di registrazione consente di far coincidere il sistema di riferimento della protesi (quello delle immagini TC post-operatorie) e quello delle componenti segmentate (sistema di riferimento delle immagini TC pre-operatorie), è una fase fondamentale per il proseguimento della realizzazione del modello.

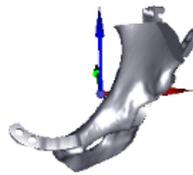
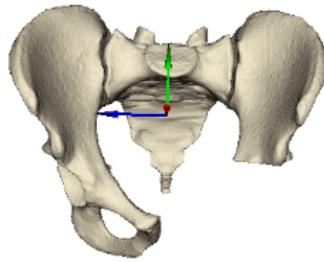


Figure 28. Rappresentazione della protesi e delle componenti ossee, con relativi sistemi di riferimento, prima del ripristino delle condizioni pre-operatorie

La registrazione è stata fatta mediante l'aiuto dell'imaging post-operatorio per trovare il corretto posizionamento e orientamento della protesi e delle viti rispetto alle componenti ossee, ponendo attenzione ai punti in cui le viti escono dall'osso e dove invece rimangono all'interno.

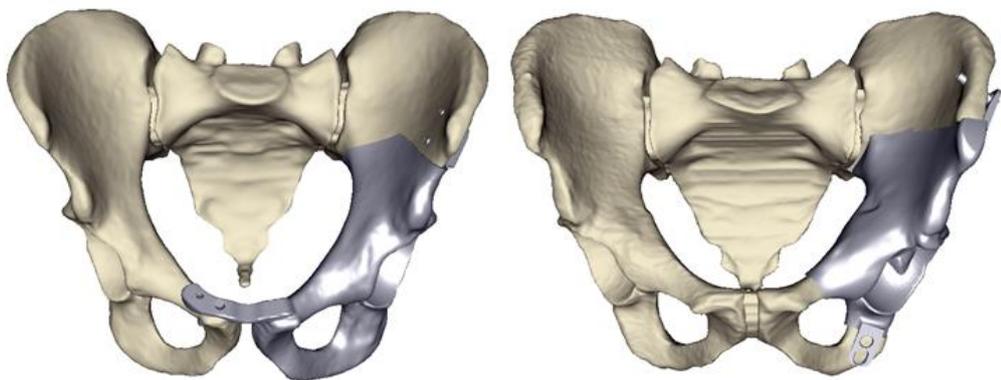


Figure 29. Protesi registrata sulle componenti pre-operatorie per il pz3 (sinistra) e per il pz5 (destra)

3.7 Estrazione delle NURBS

Successivamente, mediante il software Geomagic, sono state realizzate le patches dalle quali sono state ricavate le superfici NURBS. Le patches hanno due scopi principali: per prima cosa consentono di realizzare facilmente le zone di inserzione muscolare e inoltre consentono di evidenziare le parti della geometria in cui sono presenti dei cambi di direzione netti, questo permette, in fase di generazione della mesh, di ottenere degli elementi il più regolari possibili e continui.

Prima di creare le patches è stato necessario chiudere i fori delle viti nella protesi, questo per semplificare la geometria e limitare l'insorgenza di problematiche durante la creazione delle patches.

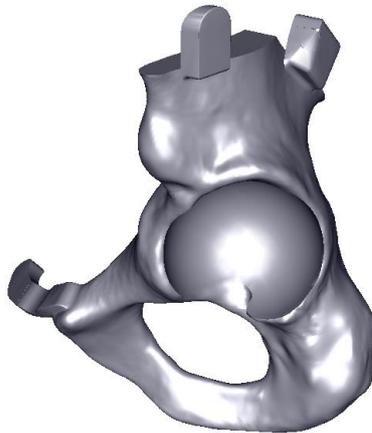


Figure 30. Protesi con i fori per il passaggio delle viti nelle linguette chiusi

Una volta chiusi i fori, è stato possibile proseguire con la realizzazione delle patches muscolari. Queste sono fondamentali per la fase di generazione della mesh in quanto permettono di raggruppare gli elementi come un unico componente; inoltre il numero di patches e la loro posizione è fondamentale per ottenere una mesh uniforme tra componenti diverse, un errato posizionamento potrebbe portare alla generazione di mesh discontinue. Le patches muscolari sono state disegnate basandosi su atlanti anatomici e cercando di ricostruire il più fedelmente possibile le inserzioni muscolari anatomiche.

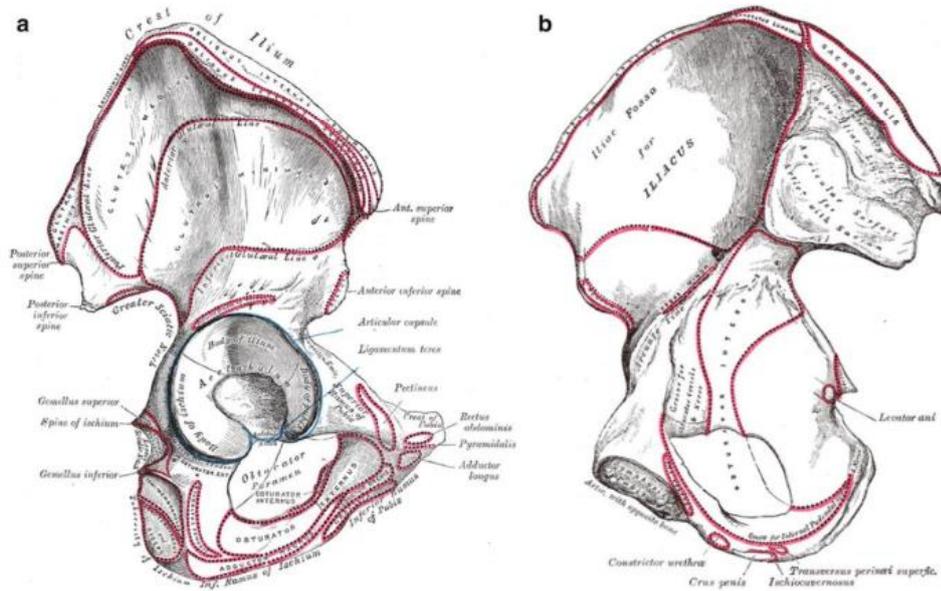


Figure 31. Inserzioni muscolari di atlanti anatomici utilizzate per realizzare quelle sui modelli della tesi

Le inserzioni muscolari sono state fatte ponendo attenzione a suddividere i diversi capi dei muscoli quando presenti più di uno e ottenendo sempre delle patches chiuse.

I muscoli rappresentati mediante patches sulle segmentazioni ossee sono i seguenti:

- Piccolo gluteo (3 capi);
- Medio gluteo (3 capi);
- Grande gluteo (3 capi);
- Tensore della fascia alata;
- Gracile;
- Grande adduttore (4 capi);
- Adduttore breve;
- Adduttore lungo;
- Bicipite femorale;
- Semitendineo;
- Semimembranoso;
- Iliaco;
- Sartorio;
- Retto femorale;
- Piriforme;

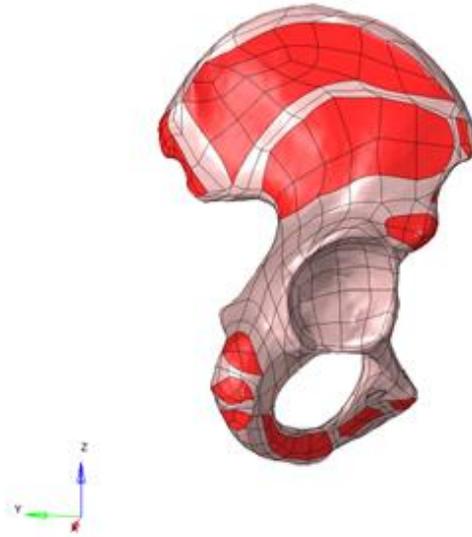


Figure 32. Emipelvi destra con le inserzioni muscolari

Prima di ottenere i file .iges per poi creare la mesh, è stato necessario identificare anche tutti i cambi di geometria presenti nelle segmentazioni, questo perché altrimenti in queste zone la mesh risulterebbe distorta e discontinua.

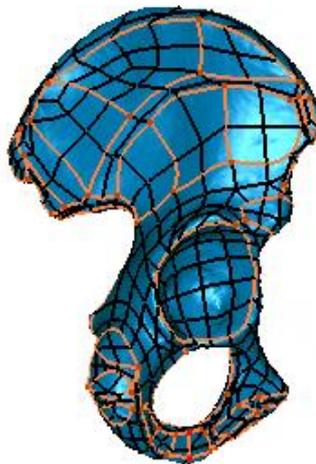


Figure 33. Emipelvi destra con le inserzioni muscolari e le linee che identificano i principali cambi di geometria

Infine, è stata realizzata la griglia per ogni componente segmentata correggendo eventuali zone in cui risultasse distorta o poco fitta. Una volta ottenuta la griglia si sono ottenute le superfici NURBS e le singole geometrie sono state poi esportate come file .iges.

3.8 Creazione piani di taglio

Prima di proseguire con la generazione della mesh, si devono realizzare i piani di taglio con cui tagliare l'osso del lato operato in quanto adesso nel modello risulta compenetrante la protesi perché è stato sovrasegmentato verso la zona del tumore. I piani di taglio sono stati realizzati in AlbaMaster; in particolare sono stati creati due piani differenti, uno per ogni inclinazione della parte superiore della protesi, e poi uniti mediante un'operazione booleana ottenendo un unico piano di taglio. Il piano così ottenuto è stato traslato verso il basso di 2mm per poter ottenere una mesh continua tra la protesi e l'osso perché è stato riscontrato che se solo l'osso viene tagliato mediante il piano di taglio si ottiene una mesh discontinua.

Nel caso del modello del pz5 è stato necessario realizzare due piani di taglio in più in quanto, essendo stato preservato il ramo pubico in sede chirurgica, sono presenti altre due interfacce osso-protesi. Anche questi piani di taglio aggiuntivi sono stati traslati di 2 mm verso il centro della protesi per ottenere la continuità dalla mesh tra osso e componente protesico.

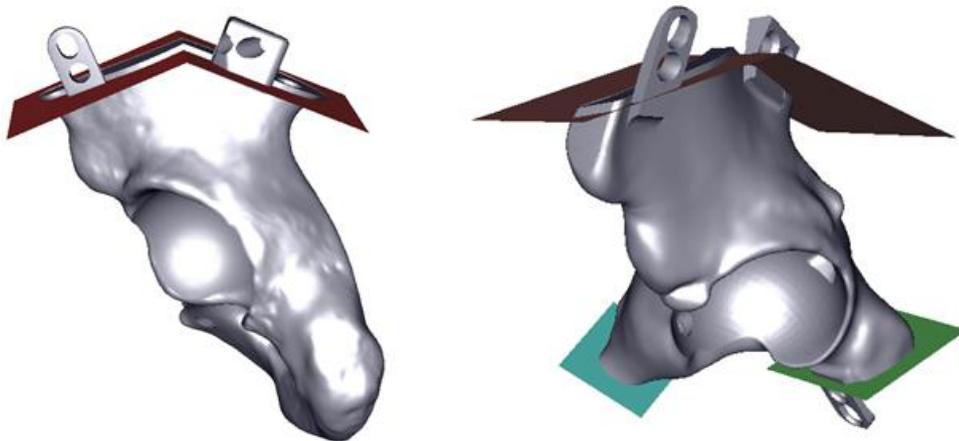


Figure 34. Piani di resezione realizzati per effettuare il taglio dell'osso dell'emipelvi operata

3.8.1 Creazione piani di taglio delle linguette

Nel modello realizzato le linguette, a differenza delle viti, sono considerate come componenti a parte e non in una condizione di osteointegrazione perché non sono a diretto contatto con l'osso. Per questo motivo sono stati creati dei piani di taglio

specifici per ogni linguetta per poterle separare prima dell'operazione di taglio dell'osso appena sopra descritta.

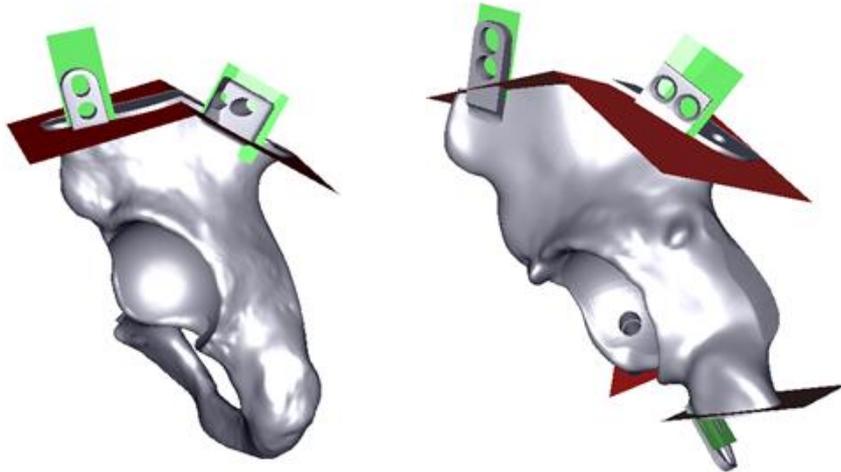


Figure 35. Rappresentazione di tutti i piani di resezione, in rosso quelli di resezione dell'osso e in verde quelli per il taglio delle linguette, per il modello pz3 (sinistra) e pz5 (destra)

3.8.2 Taglio mediante i piani

La parte conclusiva della modellizzazione è stata effettuata mediante il software Hypermesh. Per prima cosa è stata tagliata la protesi con il piano di resezione precedentemente realizzato e successivamente sono state anche separate le linguette, le quali sono state poi riunite alla protesi mediante un'operazione booleana dopo aver tagliato l'osso. Dopodiché è stato tagliato l'osso del lato operato mediante lo stesso piano con cui è stata tagliata la protesi. Tutti i tagli appena descritti sono stati realizzati mediante un'operazione di taglio tra una superficie (piano) e un solido (osso e protesi).

Successivamente è stato necessario effettuare un'operazione booleana di sottrazione tra le cartilagini e l'osso in quanto le cartilagini sono state segmentate in maniera non conservativa. Grazie a questa operazione le superfici mediali e laterali delle cartilagini combaciano con quelle delle componenti ossee con cui entrano in contatto.

3.9 Generazione delle mesh

Infine è stata realizzata la mesh di ogni componente. Per prima cosa è stata generata la mesh 2D tetraedrica utilizzando elementi Ansys di tipo SURF154 con dimensione di

1 mm. Successivamente si è passati alla mesh 3D tetraedrica utilizzando elementi Ansys di tipo SOLID187 formati da 10 nodi, ognuno dei quali con tre gradi di libertà. La mesh generata presenta due strati superficiali uniformi con fattore di crescita pari a 1.5 mm e grandezza massima dei tetraedri di 5 mm. Infine, sia per le mesh 2D e sia per le mesh 3D l'ordine è stato aumentato dal primo al secondo. Una volta ottenuta la mesh per ogni componente si è posta particolare attenzione alla continuità degli elementi tra le superfici a contatto di componenti differenti. Questo è fondamentale per avere una mesh continua e per rispettare l'ipotesi di completa osteointegrazione tra le componenti protesiche e quelle ossee. Questa assunzione non rappresenta pienamente la realtà in quanto non vi è assoluta certezza che l'impianto venga completamente osteointegrato a seguito dell'operazione e si possono verificare alcuni casi, seppur rari, nei quali l'impianto protesico è fallito a causa della formazione di tessuto fibroso tra protesi e osso.

In Figura 36 viene rappresentata una sezione di interfaccia osso-cartilagine per apprezzare la continuità della mesh tra componenti differenti del modello.

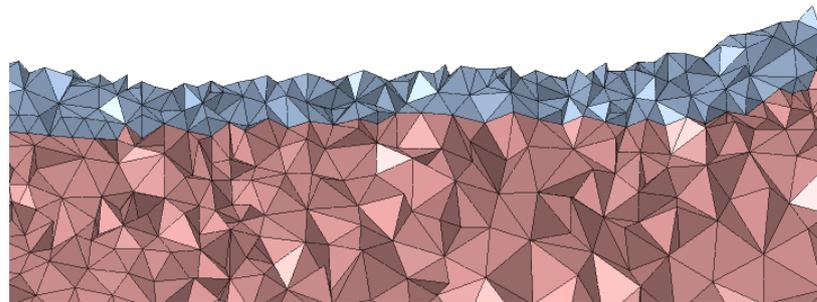


Figure 36. Sezione trasversale della mesh della superficie di interfaccia tra sacro (rosa) e cartilagine sacroiliaca (azzurra)

Per semplificare la selezione dei nodi su cui applicare le specifiche forze nella caratterizzazione del modello, sono stati creati diversi component copiando al loro interno le mesh di interesse. I component sono stati realizzati per le inserzioni muscolari, le superfici di carico, le superfici di interfaccia e il vincolo (superficie superiore del sacro a contatto con il disco intervertebrale). In questo modo, quando mediante Ansys si applicheranno le condizioni di vincolo e di forza ai nodi delle superfici di interesse, si applicheranno automaticamente agli elementi della mesh tetraedrica. Questi infatti combaceranno con i nodi delle superfici in quanto queste ultime sono state estratte direttamente della mesh 3D.

3.10 Modellazione dei legamenti

L'ultima operazione da fare mediante Hypermesh è la creazione dei legamenti. Anche in questo passaggio è stata utilizzata una semplificazione: ogni legamento è stato modellato come molle in parallelo, dove la rigidità di ogni molla è pari alla rigidità complessiva del legamento divisa per il numero di molle (quindi elementi) che costituiscono il singolo legamento. Il numero di elementi che formano il legamento e il valore di rigidità che sono stati utilizzati sono quelli riportati da [22] e [32].

Legamento	Numero elementi	Rigidità [N/mm]
Sacroiliaco anteriore	42	700
Sacroiliaco posteriore	22	400
Sacroiliaco posteriore lungo	36	1000
Interosseo	16	2800
Sacrospinoso	30	1400
Sacrotuberoso	30	1500
Pubico	30	1000

Tabella VII. Numero di elementi e rigidità relativi ad ogni legamento inserito nei modelli

Per ottenere il valore del modulo elastico (o modulo di Young) del singolo legamento sono stati estratti da Hypermesh i valori di lunghezza dell'elemento più lungo (l_{max}) e di quello più corto (l_{min}); da questi due valori è stata ottenuta la lunghezza media (l_{media}) degli elementi generati. Successivamente è stato calcolato il modulo di Young complessivo del legamento come:

$$E_{TOT} = \frac{k * l_{media}}{A}$$

dove A rappresenta l'area degli elementi che nel modello è costante e pari a 100 mm².

Infine si è ottenuto il valore di modulo elastico relativo al singolo elemento come il rapporto tra il modulo di Young di tutto il legamento diviso per il numero di elementi che compongono il legamento stesso (N):

$$E = \frac{E_{TOT}}{N}$$

Legamento	pz 3			pz 5		
	L media [mm]	E totale	E	L media [mm]	E totale	E
Sacroiliaco anteriore	6,44	45,08	1,07	4,05	28,35	0,68
Sacroiliaco posteriore	10,02	40,08	1,82	10,69	42,76	1,94
Sacroiliaco posteriore lungo	31,95	319,50	8,88	45,15	451,50	12,54
Interosseo	6,19	173,18	10,82	6,73	188,30	11,77
Sacrospinoso	46,65	653,10	21,77	40,55	567,70	18,92
Sacrotuberoso	75,35	1130,25	37,68	45,05	675,75	22,53
Pubico	/	/	/	6,71	67,05	2,24

Tabella VIII. Lunghezza media, modulo elastico totale e modulo di Young del singolo elemento di ogni legamento modellizzato per i due pazienti

Il legamento pubico è stato inserito solo nel modello di pz5 perché in questo caso è stata preservata la sinfisi pubica, mentre nel caso di pz3 è stata disarticolata.

Ogni elemento che costituisce i legamenti è stato modellizzato come elemento truss a due nodi non comprimibile, al quale è stato poi assegnato come tipologia di elemento Ansys il LINK180.

Gli elementi sono stati realizzati cercando di seguire il più fedelmente possibile gli atlanti anatomici sia per quanto riguarda la lunghezza che per la loro posizione.

I legamenti modellizzati sono solo quelli che hanno il ruolo di irrigidire il modello durante l'attività analizzata dallo studio, inoltre il sacrospinoso e il sacrotuberoso sono stati realizzati solo per il lato intatto in quanto in quello operato sono stati sacrificati.

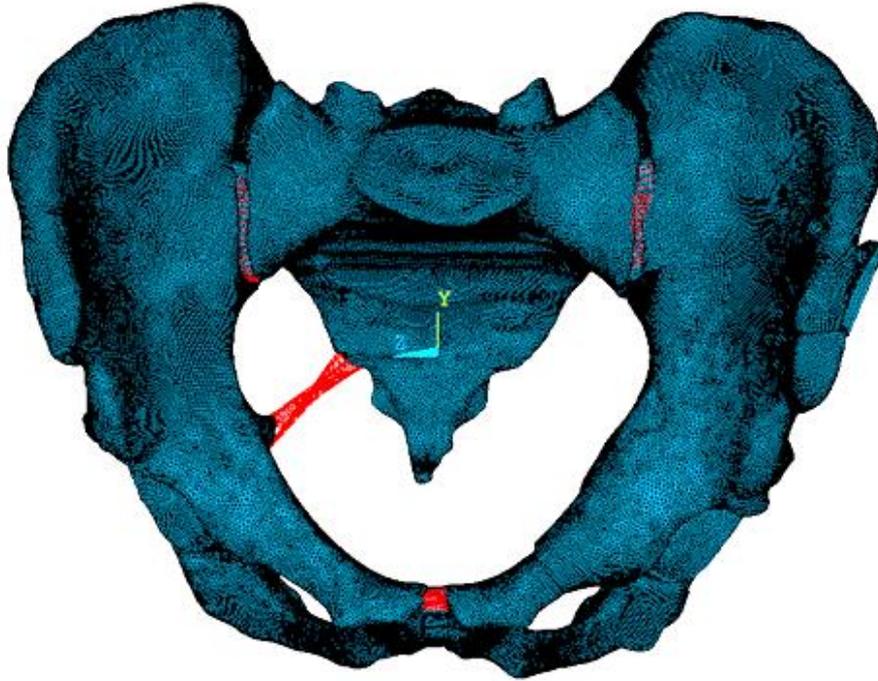


Figure 37. Modello completo del cingolo pelvico con i legamenti (in rosso)

3.11 Assegnazione proprietà materiali

3.11.1 Proprietà osso corticale

Le proprietà materiali dell'osso corticale sono assegnate direttamente nel codice Ansys in quanto sono costanti e pari a: 17GPa per il modulo elastico e 0.3 per il coefficiente di Poisson. Si è scelto di assegnare all'osso corticale delle proprietà costanti e non dipendenti dal coefficiente di attenuazione come fatto per l'osso trabecolare a causa dell'effetto di volume parziale. Visto che l'osso corticale si trova sulla superficie esterna del modello, i voxel del bordo potrebbero avere la tonalità di grigio relativa ad una media tra quella dell'osso corticale e quella del tessuto adiacente, di conseguenza se le proprietà venissero assegnate secondo il coefficiente di attenuazione non risulterebbero essere quelle reali in quanto si avrebbe una sottostima della rigidità dell'osso corticale [8]. Questo fenomeno dell'effetto di volume parziale è particolarmente presente nelle zone in cui lo spessore dell'osso è ridotto come ad esempio nel ramo pubico.

Le due componenti ossee (corticale e trabecolare) sono state considerate come un continuo con le proprietà di materiale lineare elastico isotropo, come proposto da Leung et al. [8]

3.11.2 Proprietà osso trabecolare

Per l'assegnazione delle proprietà materiali dell'osso trabecolare è stato utilizzato il software Bonemat. L'obiettivo è quello di assegnare il valore di modulo elastico a partire dal coefficiente di attenuazione (tono di grigio) espresso in HU (Unità Hounsfield) del singolo voxel. Invece, per quanto riguarda per il coefficiente di Poisson, questo è stato considerato costante e pari a 0.2. Per fare questo sono state importate all'interno di Bonemat le mesh 3D delle due emipelvi, destra e sinistra, e del sacro e il file DICOM relativo alle immagini TC preoperatorie utilizzate per effettuare le segmentazioni. Da queste ultime viene estratto dal software il valore del coefficiente di attenuazione di ogni voxel per poi effettuare l'assegnazione delle proprietà alle geometrie ossee del modello. In questa fase vengono utilizzate le immagini TC preoperatorie per evitare la presenza dell'artefatto metallico presente invece nelle acquisizioni post-operatorie e di follow-up. La presenza dell'artefatto produrrebbe un'assegnazione delle proprietà dell'osso trabecolare errata in quanto altera i toni di grigio delle regioni adiacenti alla zona di impianto della protesi. Utilizzando le scansioni pre-operatorie si assume che la densità minerale dell'osso rimanga invariata anche successivamente all'impianto, questa ipotesi è ragionevole ma non del tutto corretta perché si deve tenere conto che dopo l'intervento chirurgico il paziente viene sottoposto a trattamenti farmacologici che possono alterare la densità dell'osso e causarne il riassorbimento in alcune zone.

L'ottenimento del modulo elastico in funzione del coefficiente di attenuazione avviene attraverso tre fasi:

1. Conversione del coefficiente di attenuazione espresso in HU in densità minerale;
2. Calcolo della densità apparente dell'osso;
3. Ottenimento del modulo elastico mediante la sua relazione con la densità apparente.

3.11.2.1 Conversione da HU a densità minerale dell'osso

Per prima cosa è necessario trasformare il coefficiente di attenuazione espresso in HU nella densità minerale dell'osso. Questo procedimento viene anche definito calibrazione dei dati provenienti dalla TC e si effettua scansionando, con la stessa macchina con cui viene fatta la TC al paziente, un fantoccio formato da idrossiapatite ed acqua in quantità note, conoscendone quindi l'esatta densità. Ottenuto i coefficienti di attenuazione del fantoccio, dopo la scansione TC, e conoscendo la sua densità è possibile risalire al valore effettivo della densità minerale. La relazione che lega le Unità Hounsfield con la densità minerale (ρ_{QCT}) espressa in g/cm^3 è assunta come lineare ed è definita dell'equazione di calibrazione densitometrica [40]:

$$\rho_{QCT} = \alpha + \beta * HU$$

Nella relazione sopra riportata α e β sono i due coefficienti di calibrazione propri della macchina TC utilizzata per la scansione e dipendono da diversi fattori come il tipo di esame eseguito e i fattori fisici impostati dal radiologo per eseguire la scansione (come ad esempio il voltaggio di picco del tubo radiogeno, KVP, e la corrente applicata al tubo).

Nel caso della macchina TC utilizzata per le scansioni dei pazienti utilizzati per questo studio l'equazione di calibrazione diventa:

$$\rho_{QCT} = -0.0032 + 0.000831 * HU$$

3.11.2.2 Calcolo della densità apparente dell'osso

L'equazione di calibrazione restituisce la densità minerale dell'osso, ma il modulo elastico è legato alla densità apparente (ρ_{app}), cioè la densità ossea successiva ad opportuni trattamenti di idratazione.

Per ottenere la densità apparente è però necessario applicare una correzione all'equazione di calibrazione in quanto, con uno studio successivo di Schileo et al [41], si è osservato che la fase minerale del fantoccio risulta essere omogenea alla scansione TC, mentre l'osso appare disomogeneo. Questo può portare ad avere una sottostima della densità minerale dell'osso per le zone a minore densità, mentre si può ottenere una sovrastima per le regioni ad alta densità. Di conseguenza, il fantoccio non mima perfettamente il coefficiente di attenuazione osseo ed è quindi necessario correggere

l'equazione di calibrazione. In questo modo, sempre secondo una relazione lineare, si ottiene la densità minerale dell'osso (ρ_{ash}) a partire da quella minerale del fantoccio:

$$\rho_{ash} = a + b * \rho_{QCT}$$

I coefficienti a e b dipendono dal tipo di modellizzazione dell'osso che si intende fare, nel caso di questa tesi si è scelta una modellizzazione dell'osso come un continuo tra la componente trabecolare e quella corticale, di conseguenza i coefficienti sono stati calcolati considerando una condizione intermedia tra le due tipologie di osso ottenendo [41]:

$$\rho_{ash} = 0.078947 + 0.87719 * \rho_{QCT}$$

A questo punto è possibile ottenere la densità apparente dell'osso partendo da quella minerale dell'osso stesso considerando la relazione lineare che le lega [41]:

$$\frac{\rho_{ash}}{\rho_{app}} = 0.6$$

È importante sottolineare che si è scelto di utilizzare questo valore del rapporto anche se nello studio citato è stato ottenuto per l'osso del femore e non per quello pelvico. In letteratura sono presenti due studi che ricavano questo rapporto per le ossa pelviche ottenendo un valore del rapporto pari a 0.626 [6], [21]. Per questa tesi si è scelto di utilizzare lo stesso il rapporto ottenuto da Schileo et al. in quanto, essendo uno studio che è stato svolto all'interno del laboratorio dove è stata svolta la tesi, si ha la certezza della correttezza del lavoro svolto e dei dati ottenuti. Inoltre, il valore del rapporto risulta molto simile a quello proposto dagli altri studi presenti in letteratura.

3.11.2.3 Relazione tra densità apparente e modulo elastico

La relazione finale che lega la densità apparente con il modulo elastico è stata presa dallo studio svolto da Dalstra et al. [6], [35]. Questo studio è l'unico presente in letteratura che ha analizzato in modo approfondito le proprietà meccaniche dell'osso pelvico ottenendo le relazioni che consentono di ottenere dall'imaging clinico i valori di modulo elastico.

La relazione che permette di ricavare il modulo elastico (E) dell'osso della pelvi partendo dalla densità apparente dell'osso stesso è una relazione non lineare [35]:

$$E = 2017.3 * \rho_{app}^{2.46}$$

Le relazioni sopra descritte che consentono di ottenere il valore del modulo elastico (o modulo di Young) partendo dal coefficiente di attenuazione sono implementate nel software Bonemat. Di conseguenza è stato solo necessario inserire i valori dei coefficienti α , β , a e b in funzione del tipo di macchina utilizzata per le scansioni TC e del tipo di modellazione dell'osso che si vuole fare per ottenere i valori di modulo elastico in funzione dei coefficienti di attenuazione. Inoltre è stato aggiunto il limite come valore massimo assegnabile pari a 17GPa, valore di modulo elastico assegnato alla componente di osso corticale.

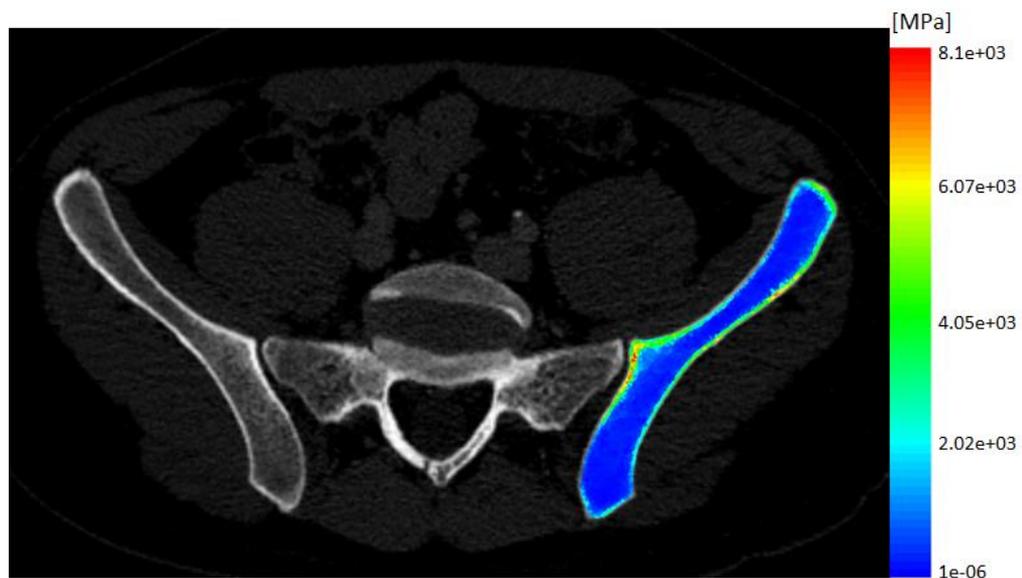


Figure 38. Esempio di distribuzione del modulo elastico in funzione del livello di grigio dell'immagine TC di una slice

3.11.3 Proprietà della protesi

Le protesi custom-made prodotte per i pazienti i cui modelli 3D sono stati realizzati in questa tesi sono state ottenute mediante la tecnica di fusione a fascio di elettroni (EBM). Questa tecnica consente di realizzare geometrie anche complesse e con cavità mediante la deposizione di polveri metalliche fuse; in questo caso il metallo utilizzato è la lega di titanio Ti6Al4V. La deposizione strato su strato della polvere viene guidata da una lente di focus in modo da ottenere la geometria desiderata.

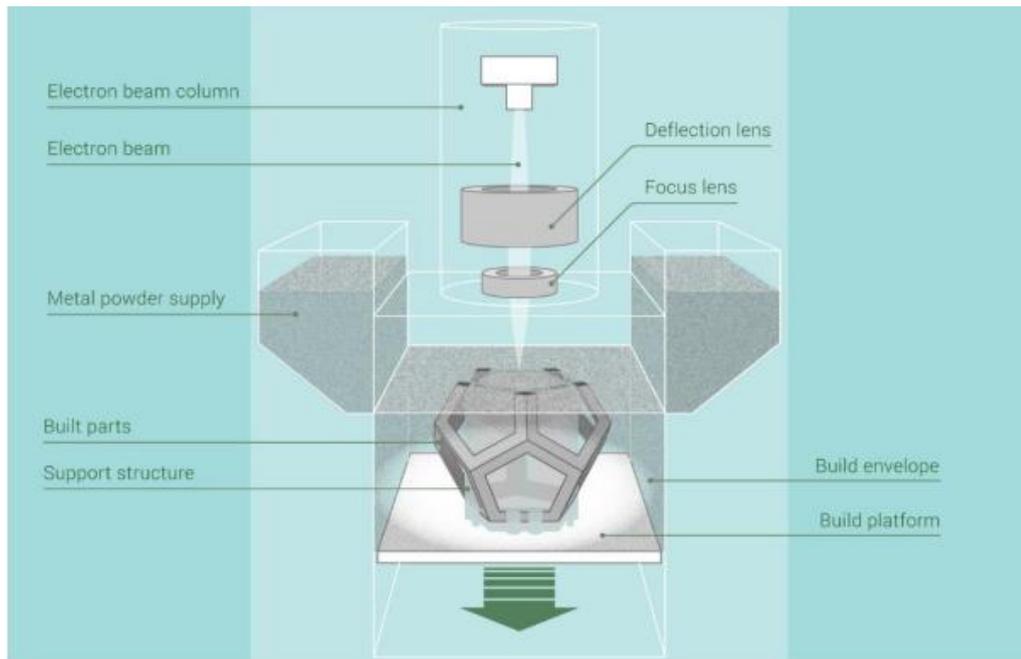


Figure 39. Schema di funzionamento di una macchina EBM (fusione a fascio di elettroni)

Le protesi realizzate per i casi studio di questa tesi hanno la parte estera della struttura trabecolare; questa architettura consente di ottenere una geometria compatta, ma allo stesso tempo consente di ridurre notevolmente il peso della protesi. Inoltre, dal punto di vista fisiologico, le trabecole consentono la crescita dell'osso al loro interno garantendo una migliore osteointegrazione dell'impianto protesico e rendono il modulo elastico della protesi più vicino a quello dell'osso, anche se ancora distante dal valore ottimale che l'impianto dovrebbe avere. La struttura trabecolare è ottenuta grazie alla ripetizione di celle elementari con forma rappresentata in Figura 40.

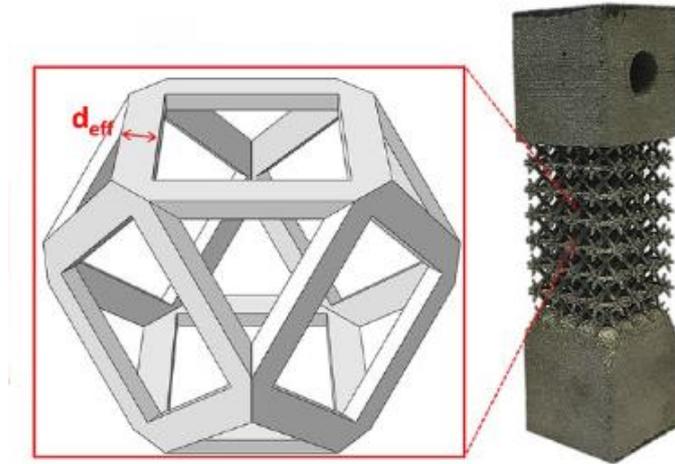


Figure 40. Geometria della cella elementare che costituisce la parte trabecolare della protesi

Un esempio di schema di produzione di queste componenti protesiche con la geometria sopra descritta viene descritto nel lavoro di La Barbera et al. [42].

È importante tenere conto che inizialmente, nei primi impianti di protesi custom-made realizzate con questo metodo, la superficie esterna della componente protesica era totalmente trabecolare. Nei casi studio analizzati nel corso di questa tesi solo per il pz5 è stata utilizzata una protesi di questo tipo. Successivamente la superficie esterna è stata leggermente modificata perché, a causa della presenza delle trabecole, i muscoli e i tessuti molli tendevano ad attaccarsi alla protesi durante il suo posizionamento e risultava poi difficoltoso separarli nel caso in cui si andavano a creare delle aderenze dove non si sarebbero dovute creare ottenendo, in alcuni casi, anche un riposizionamento errato dei muscoli asportati e poi reinseriti. Di conseguenza nelle zone in cui non si vuole generare una superficie di ancoraggio per i tessuti molli durante l'impianto della protesi la superficie esterna è stata resa liscia.

Per la realizzazione dei modelli per l'analisi FEM è stata considerata una struttura della protesi compatta e non trabecolare, questo perché quest'ultima avrebbe richiesto un elevato tempo computazionale ed avrebbe complicato il modello senza però modificare in modo significativo i risultati. Di conseguenza il modulo di Young ed il coefficiente di Poisson utilizzati sono quelli equivalenti.

Le proprietà materiali assegnate alla protesi sono quelle proposte dallo studio sopra citato di La Barbera et al. [42], utilizzando un modulo elastico (E) ed un coefficiente di Poisson (ν) costanti e rispettivamente pari a: $E=97\text{GPa}$ e $\nu=0.3$.

3.11.4 Proprietà delle cartilagini

In letteratura le cartilagini vengono raramente incluse nel modello e, quando sono presenti, non hanno delle caratteristiche materiali uniformi tra i diversi studi.

Le proprietà materiali utilizzate per i modelli di questa tesi sono quelle riportate nel lavoro di Kurosawa et al. [30], il quale assegna alle cartilagini le proprietà di materiale lineare elastico isotropo con modulo di Young pari a 150MPa e coefficiente di Poisson pari a 0.2.

Nella Tabella IX sotto riportata sono riassunte le proprietà materiali utilizzate per le diverse componenti dei modelli realizzati.

Componente	Modulo elastico (E)	Coefficiente di Poisson (ν)
Osso corticale	E = 17 GPa	$\nu = 0.3$
Osso trabecolare	E = 2017,3 * $\rho_{app}^{2,46}$	$\nu = 0.2$
Protesi	E = 97 GPa	$\nu = 0.3$
Cartilagine	E = 150 MPa	$\nu = 0.2$
Legamenti	$E = \frac{k \cdot l}{A}$	/

Tabella IX. Riassunto delle caratteristiche meccaniche in termini di modulo elastico e coefficiente di Poisson per le diverse componenti dei modelli

3.12 Condizioni al contorno

L'assegnazione delle condizioni al contorno è una delle fasi più importanti per i modelli utilizzati nell'analisi agli elementi finiti. Per ottenere un modello che rappresenti nel miglior modo possibile la fisiologia del paziente si devono utilizzare delle condizioni di carico e di vincolo appropriate.

Per i modelli realizzati nel corso della tesi si sono scelte di utilizzare come condizioni di carico la risultante della forza di reazione all'anca in due differenti task motori: la camminata e lo squat. La camminata è stata scelta in quanto è il task motorio che viene maggiormente svolto quotidianamente dai pazienti; successivamente è stato studiato anche lo squat perché, a differenza del cammino, è un task simmetrico bipodalico e non è ancora stato analizzato in letteratura. Invece, per quanto riguarda la condizione di vincolo, si è scelto di vincolare tutti i gradi di libertà della superficie del sacro in corrispondenza dell'interfaccia con il disco intervertebrale. Questo tipo di vincolo irrigidisce molto il modello limitando i movimenti di nutazione e contro-nutazione

fisiologici del sacro, ma per realizzare una condizione più fisiologica sarebbe stato necessario inserire nel modello la quinta vertebra lombare (L5) e il disco intervertebrale aumentando la complessità e il costo computazione del modello.

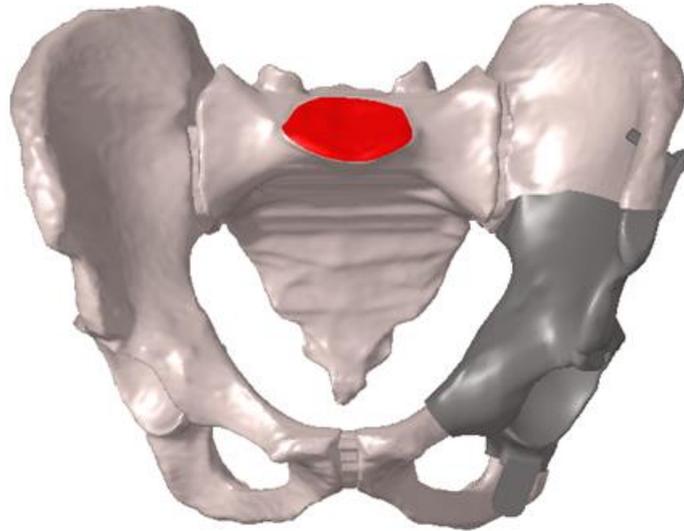


Figure 41. Struttura del cingolo pelvico con raffigurata in rosso la superficie di interfaccia tra sacro e disco intervertebrale vincolata

3.12.1 Creazione sistema di riferimento della pelvi di OpenSim

Prima di proseguire con la definizione delle condizioni di carico e delle forze muscolari da applicare al modello si deve effettuare la registrazione del sistema di riferimento della pelvi di OpenSim su quello della pelvi delle immagini TC. Questa registrazione è necessaria in quanto le forze muscolari vengono estratte da OpenSim con il suo sistema di riferimento, ma vengono applicate sulle componenti ossee mediante le inserzioni muscolari le quali però sono riferite al sistema di riferimento della TC.

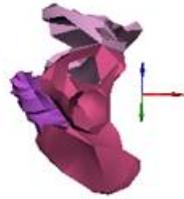


Figure 42. Geometrie estratte da OpenSim e quelle segmentate pre-operatorie, con relativi sistemi di riferimento, prima della registrazione

Il sistema di riferimento relativo ad OpenSim è definito dalla convenzione internazionale, quindi l'origine si trova nel punto medio tra le due spine iliache anteriori (destra e sinistra) ed il piano frontale (y-z) è definito dalle due spine iliache anteriori e dai tubercoli pubici [43].

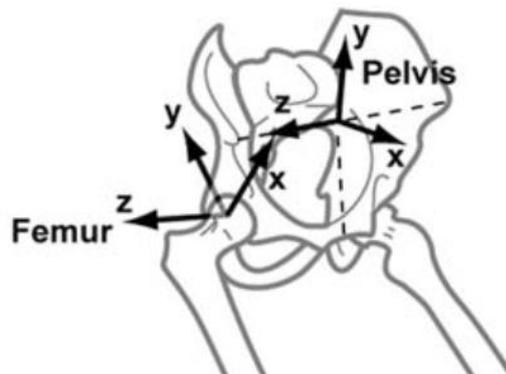


Figure 43. Sistema di riferimento della pelvi secondo la convenzione internazionale

Prima di effettuare la registrazione è necessario scalare le geometrie della pelvi (emipelvi destra, emipelvi sinistra e sacro) di OpenSim. Questa operazione di scalamento permette di adattare le geometrie generiche del modello muscoloscheletrico alle dimensioni della pelvi del singolo paziente grazie alle misure di distanza tra i marker posizionati sui punti di reperi anatomico prelevate durante le

fasi di gait analysis. I fattori di scala vengono estratti direttamente da OpenSim e su AlbaMaster avviene il vero e proprio scalamento delle geometrie.

Successivamente, sempre su AlbaMaster, è necessario posizionare sei marker in corrispondenza dei punti di repere anatomici, che tipicamente vengono utilizzati per definire l'orientamento delle componenti pelviche, sia sulle geometrie scalate di OpenSim sia sulle componenti segmentate. Due landmark si devono posizionare in corrispondenza delle due spine iliache antero-posteriori (RASISI e LASIS), due sulle spine iliache antero-posteriori (RPISI e LPSIS) e due in corrispondenza dei tubercoli pubici (RPT e LPT) (Figura 44). È importante che l'ordine di creazione e il nome dei marker per le due geometrie siano gli stessi, altrimenti la registrazione non avviene nel modo corretto.

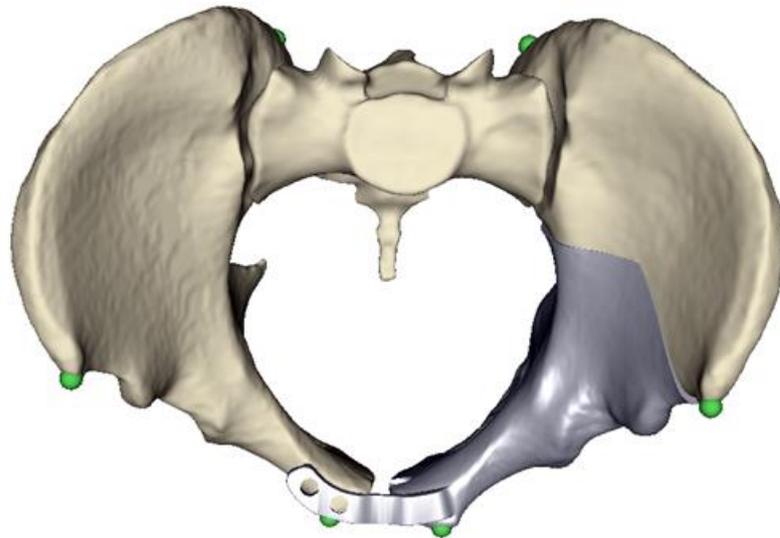


Figure 44. Geometrie segmentate con i landmark in corrispondenza dei punti di repere anatomici

Per facilitare la registrazione automatica e per evitare che ci siano dei minimi locali che possano alterarla è necessario effettuare prima una registrazione a mano delle geometrie scalate su quelle segmentate.

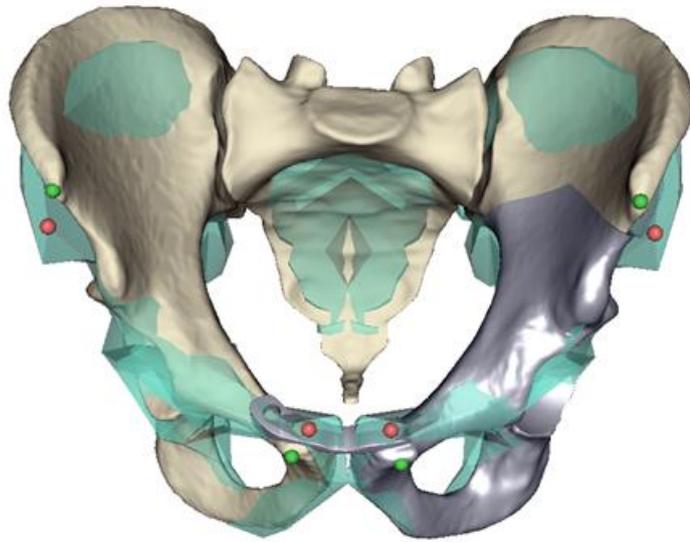


Figure 45. Componenti della pelvi di OpenSim (verdi) registrate manualmente sulle geometrie segmentate

Successivamente è possibile fare la registrazione automatica mediante i landmark trasladando assieme ad essi anche le geometrie di OpenSim. Il sistema di riferimento delle componenti così registrate risulta essere quello della pelvi di OpenSim registrato rispetto a quello delle segmentazioni, le cui coordinate dell'origine e degli assi x e y (ottenute posizionando tre landmark) verranno utilizzate per ricostruirlo su Ansys e successivamente per applicare le forze muscolari, espresse secondo questo sistema di riferimento, al modello.

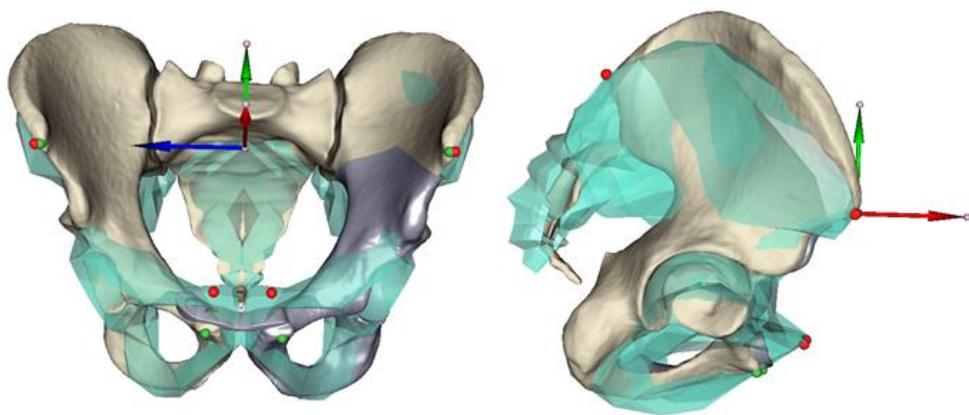


Figure 46. Geometrie di OpenSim registrate su quelle segmentate e ottenimento del sistema di riferimento della pelvi

Come è possibile notare dalla Figura 46 la registrazione tra le due geometrie non avviene in modo perfetto, questo è dovuto al fatto che le componenti di OpenSim risultano essere distorte, in quanto geometrie approssimate, e quindi sono diverse rispetto a quelle segmentate. Di conseguenza il sistema di riferimento che si ottiene dopo la registrazione non rispetterà perfettamente la convenzione internazionale rispetto alle componenti segmentate.

3.12.2 Condizioni di carico

La risultante della forza di reazione all'anca, utilizzata come condizione di carico per i modelli, è stata estratta dai modelli muscoloscheletrici sviluppati su OpenSim specifici per il singolo paziente. Questi modelli sono stati realizzati all'interno del laboratorio partendo dai dati provenienti dalle sessioni di gait analysis relative alla camminata e allo squat. Da questi dati è stato costruito un modello che include le forze muscolari relative ad ogni istante di tempo.

Relativamente alle componenti di forza, dato che l'analisi per il lavoro di tesi è statica, è stato necessario identificare un preciso istante di tempo dal quale estrarre le forze in gioco. Per il cammino si è scelto di utilizzare l'istante di tempo relativo al secondo picco del ciclo del passo, di conseguenza si sono ottenuti due istanti di tempo differenti: uno relativo al lato intatto ed uno relativo al lato operato.

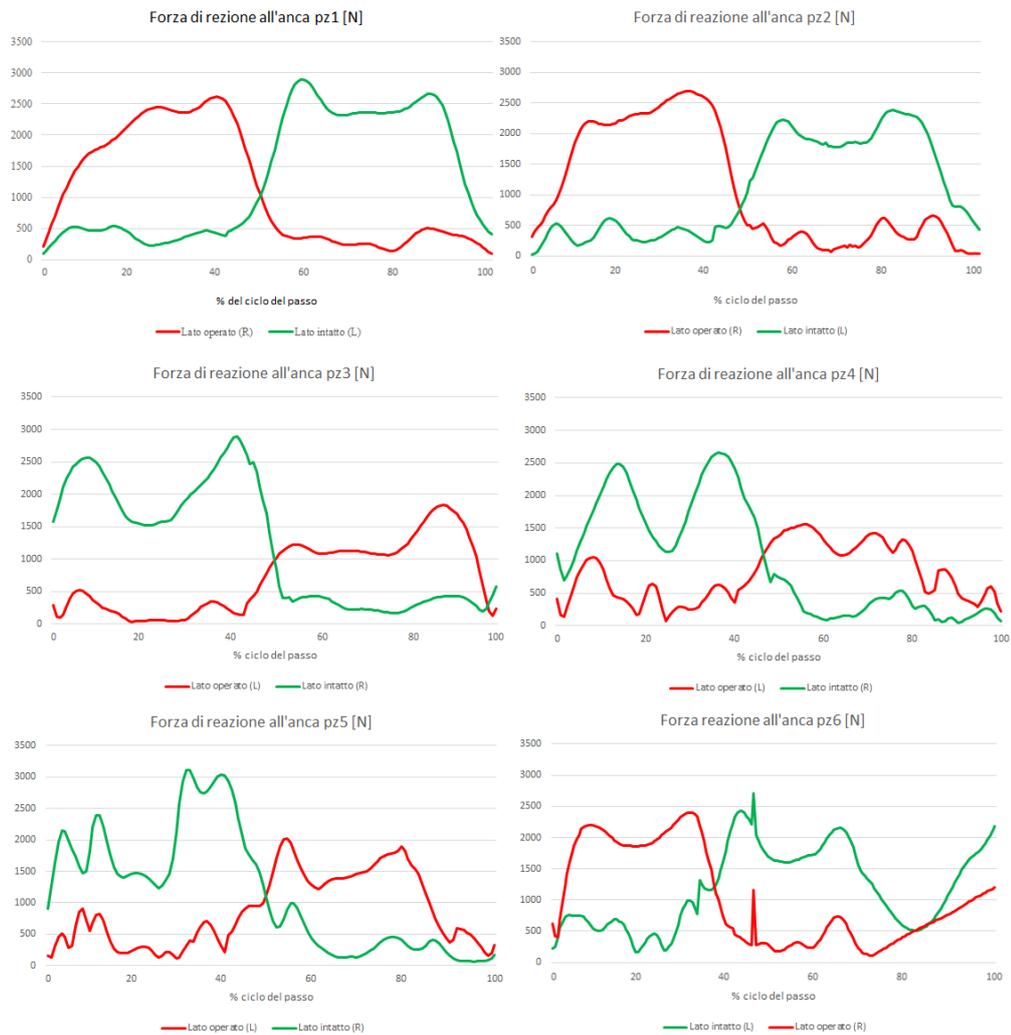


Figure 47. Andamenti della forza di reazione all'anca per tutti i casi studio nell'istante di tempo del secondo picco per entrambi i lati durante il cammino in piano

Come è possibile notare dalla Figura 47 per ogni lato sono presenti due picchi, dove il primo avviene durante la fase iniziale dell'appoggio mentre il secondo è relativo alla fase finale dell'appoggio. Si è scelto di utilizzare il secondo picco perché per tutti i casi analizzati è correlato con una forza risultante all'anca maggiore ed inoltre presenta una maggiore componente postero-anteriore.

Analizzando gli andamenti di tutti e sei i pazienti inclusi nello studio (Figura 47) è possibile osservare che alcuni pazienti (pz1, pz2, pz3 e pz6) hanno l'andamento della forza di reazione fisiologico per entrambi i lati, mentre pz4 e pz5 presentano degli andamenti non pienamente fisiologici. Osservando i moduli si nota che tutti i soggetti hanno forza di reazione all'anca inferiore a 3500 N e i casi studio possono essere suddivisi in due differenti gruppi:

- Pazienti “simmetrici”, ne fanno parte pz1, pz2 e pz6 e hanno entità di forza di reazione paragonabile tra lato intatto e operato;
- Pazienti “asimmetrici”, ne fanno parte pz3, pz4 e pz5 e la forza di reazione del lato operato è inferiore (sotto i 2000 N) rispetto a quella del lato controlaterale. Inoltre, tra questi vi sono i due pazienti con andamenti che si discostano da quelli fisiologici del cammino in piano.

In pz6 sono presenti due picchi spuri, uno per lato, i quali non sono da considerarsi in quanto dovuti ad artefatti da movimento.

Invece, per quanto riguarda lo squat, essendo un task simmetrico, è presente un solo picco e l'istante di tempo del picco del lato sano e di quello operato sono coincidenti (con una differenza di pochi centesimi di secondo). Come è possibile osservare dalla Figura 48, rispetto agli andamenti descritti della camminata per lo squat ogni caso differisce notevolmente dagli altri. Questo avviene perché innanzitutto è un task motorio molto più complesso e ogni paziente ha scelto fino a quanto scendere durante l'esecuzione, quindi l'angolo massimo raggiunto è diverso per ogni soggetto. Inoltre, si può osservare che alcuni pazienti (pz3 e pz4) hanno la forza di reazione sul lato intatto superiore rispetto a quella del lato operato, specialmente durante il picco. Invece, gli altri tre casi studio hanno una forza di reazione all'anca superiore sul lato operato indicando che durante l'esecuzione dello squat hanno maggiormente caricato il lato protesizzato. Data la natura simmetrica e bipodalica dello squat, in questo caso non è possibile suddividere i pazienti tra simmetrici e asimmetrici perché le due forze di reazione agiscono contemporaneamente e di conseguenza coinvolgono tutta la pelvi in modo sincrono. Si noti inoltre che nell'analisi dello squat manca l'andamento di pz5, il quale non ha eseguito il task durante la sessione di gait analysis.

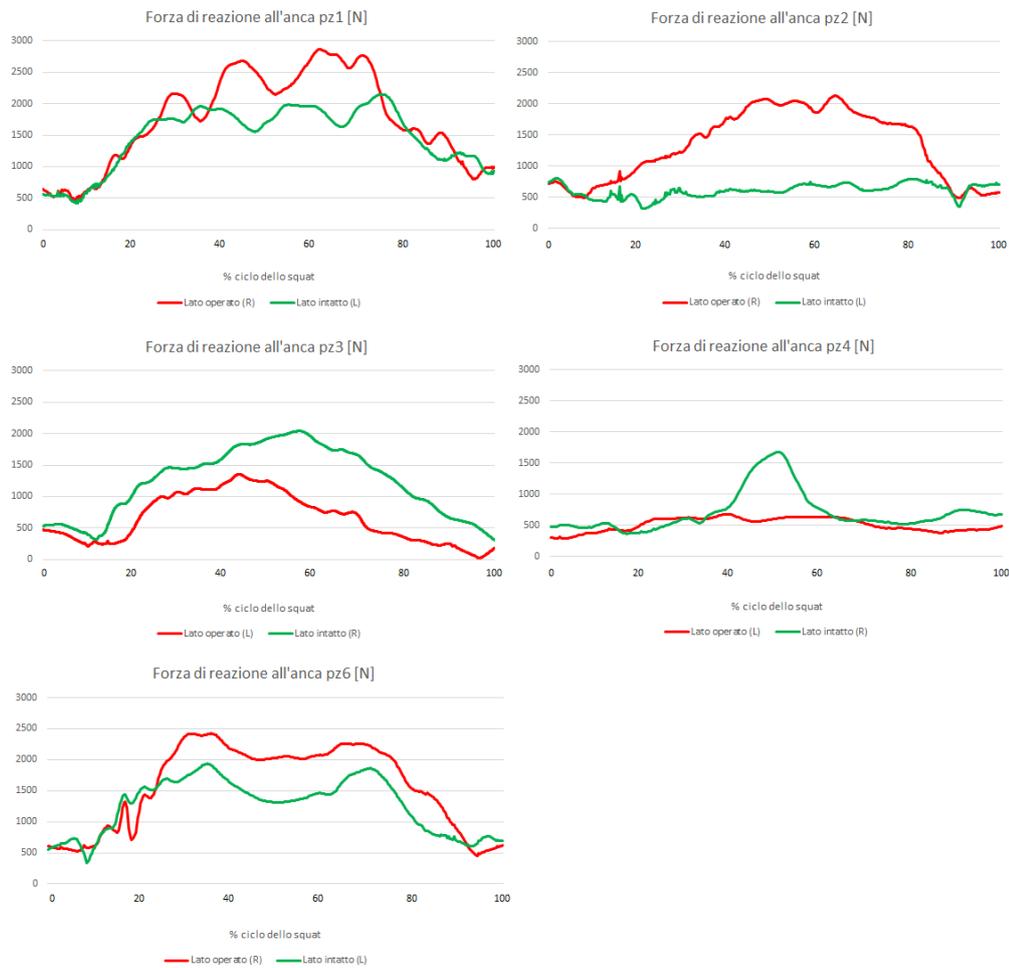


Figure 48. Andamenti della forza di reazione all'anca per tutti i casi studio nell'istante di tempo del secondo picco per entrambi i lati durante lo squat

Successivamente si è dovuto definire quale ripetizione del task utilizzare. Infatti per la camminata ogni paziente ha effettuato 5 ripetizioni, mentre per lo squat ne sono state fatte 3. La scelta della ripetizione da utilizzare è stata effettuata prendendo quella che avesse il valore delle risultanti e delle componenti della forza di reazione all'anca per i due lati più simili al valor medio rispetto a tutte le altre ripetizioni dello specifico paziente. Per i modelli realizzati nella tesi di N. Corallo [1] e di L. Papa [2] si era utilizzata la prima ripetizione, ma si è notato che in alcuni casi il paziente si è sforzato di svolgere il task nel miglior modo possibile all'inizio per poi modificare l'andamento, ottenendo quello realistico, nel corso delle ripetizioni successive. Questa differenza tra la prima ripetizione e quelle successive è stata riscontrata principalmente in relazione alla camminata, questo può essere dato dal fatto che lo squat è un task più complesso e di conseguenza la sua esecuzione risulta già all'inizio difficoltosa.

In funzione delle considerazioni sopra descritte sono state scelte le ripetizioni e gli istanti di tempo per tutti i modelli dei pazienti utilizzati nello studio; sono stati selezionati nuovamente anche per i modelli già fatti girare nei lavori di tesi precedenti.

	Ripetizione	Intatto	Operato	Intatto			Operato			Delta dalla media
		Modulo [N]	Modulo [N]	x [N]	y [N]	z [N]	x [N]	y [N]	z [N]	
pz 1	1	2665	2619	516	2541	616	493	2538	-413	-2
	3	2665	2925	846	2465	556	1112	2694	-254	10%
pz 3	1	2888	1831	1555	2429	-149	537	1716	347	-37%
	3	2657	1428	1200	2352	-297	221	1392	227	-46%
pz 5	4	3047	1893	1678	2535	-207	354	1812	419	-38%
pz 6	1	2158	2403	340	2049	588	1012	2178	-98	11%

Tabella X. Moduli della forza di reazione all'anca, relative componenti per entrambi i lati e scostamento dalle forze medie di tutte le ripetizioni per ogni paziente per la camminata

	Ripetizione	Intatto	Operato	Intatto			Operato		
		Modulo [N]	Modulo [N]	x [N]	y [N]	z [N]	x [N]	y [N]	z [N]
pz 1	1	2149	2865	-1698	1142	658	-2082	269	-534
pz 2	2	684	2128	-253	430	468	-1645	1163	-687
pz 3	1	1892	1198	-1335	1288	-374	-951	473	555
pz 4	1	1675	608	-1505	593	-434	-498	313	155
pz 5	/	/	/	/	/	/	/	/	/
pz 6	1	1935	2408	-1515	1020	639	-2139	1021	-421

Tabella XI. Moduli della forza di reazione all'anca, relative componenti per entrambi i lati e scostamento dalle forze medie di tutte le ripetizioni per ogni paziente per lo squat

Dalla Tabella X è possibile identificare la suddivisione dei pazienti tra “simmetrici” e “asimmetrici” per i quali la differenza di forza di reazione tra i due lati arriva fino al 40%.

3.12.3 Forze muscolari

Una delle caratteristiche che caratterizza i modelli di questo studio è l’inserimento dei muscoli e delle loro forze relative al task analizzato. I muscoli considerati sono quelli che sono stati inseriti all’interno dei modelli muscoloscheletrici. Il modello muscoloscheletrico è stato sviluppato su OpenSim dove ogni muscolo è stato modellizzato con uno o più attuatori in funzione della sua superficie di inserzione (Figura 49).

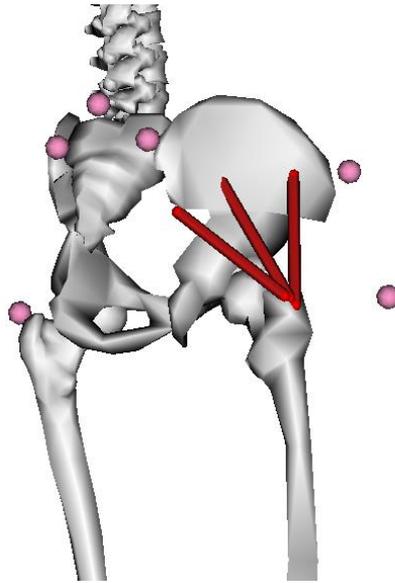


Figure 49. Esempio di muscolo (grande gluteo) con più attuatori nel modello muscoloscheletrico di OpenSim

Per ogni paziente sono state estratte da OpenSim le forze e i vettori delle forze relativi ad ogni muscolo considerato. Moltiplicando ogni componente dei vettori delle forze (x, y, z) per il relativo modulo della forza si sono ottenute le componenti delle relative forze (x, y, z) . Per i modelli sono poi state considerate solo le forze con modulo maggiore di 10N in quanto per valori inferiori si è osservato che il contributo del muscolo è trascurabile ai fini del comportamento meccanico del modello. Per i muscoli che rispettano questa caratteristica, la forza muscolare è stata considerata come un carico distribuito sulla superficie di inserzione muscolare definita su Hypermesh; di conseguenza su Ansys i valori delle tre componenti della forza vengono divisi per il numero di nodi presenti nell'inserzione ottenendo un carico distribuito.

È importante tenere conto che le forze estratte da OpenSim hanno origine nel punto di attacco effettivo. Quest'ultimo viene anche chiamato *via-point* e definisce la direzione della forza totale del muscolo. Inoltre, per ogni muscolo è possibile definire il punto di attacco anatomico, cioè il punto in cui il muscolo è direttamente collegato alla superficie ossea. Però, la direzione della forza definita dal punto di attacco anatomico non è necessariamente significativa dal punto di vista meccanico della forza che il muscolo genera sull'osso. Inoltre, tutti i muscoli considerati nel modello hanno il punto di origine nella pelvi, di conseguenza il punto di attacco anatomico coincide con l'origine muscolare.

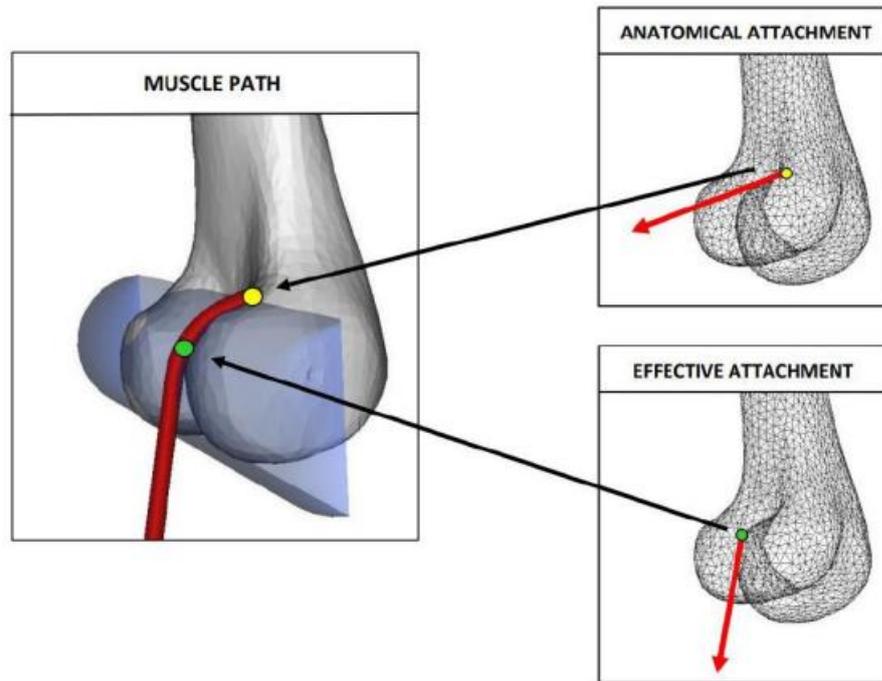


Figure 50. Differenze tra punto di attacco anatomico e punto di attacco effettivo di un muscolo

Per la maggior parte dei muscoli inclusi nel modello il punto di attacco anatomico coincide con quello effettivo estratto da OpenSim mediante il plug-in MuscleForceDirection. In questo caso la risultante della forza del muscolo è stata distribuita per tutti i nodi presenti all'interno dell'inserzione muscolare, mantenendo come direzione quella estratta da OpenSim.

Invece, per l'iliaco, il piriforme e il gluteo massimo i due punti di attacco non coincidono. In questi casi le coordinate dei punti di attacco effettivo variano nel tempo, mentre quelle dei punti di attacco anatomico, espresse nel sistema di riferimento locale, restano invariate. In questo caso si è dovuto proseguire con la creazione di un nuovo sistema di riferimento per ottenere la corretta direzione e punto di applicazione della forza risultante.

3.12.3.1 Applicazione della forza distribuita per muscoli con punto di attacco anatomico differente da quello effettivo

Per i casi in cui il punto di attacco anatomico differisce da quello effettivo si sono estratte da OpenSim le coordinate del via-point relative all'istante di tempo considerato per l'estrazione delle forze da applicare al modello. Come punto di attacco

anatomico è stato utilizzato il centroide del muscolo. Successivamente su AlbaMaster è stato creato un sistema di riferimento con origine nel via-point e asse x orientato dal via-point al centroide. Dopodiché su Ansys sono stati selezionati in modo random alcuni nodi della superficie di inserzione (per il piriforme e l'iliaco un nodo ogni trecento, mentre per i capi del gluteo massimo uno ogni cinquanta per mantenere lo stesso rapporto tra nodi selezionati e superficie di inserzione) dai quali è stato creato un link rigido (elemento di tipo MPC184) che li collega al via-point. Infine la forza risultante è stata applicata con origine nel via-point e con direzione $-x$ (Figura 51).

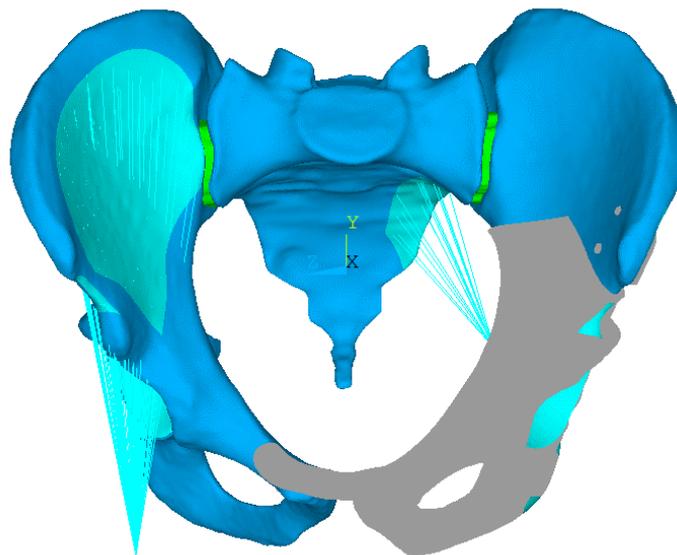


Figure 51. Link rigidi realizzati per il muscolo iliaco e piriforme di pz3

La procedura appena descritta è stata svolta per gli istanti di tempo selezionati e per i muscoli con punto di attacco effettivo diverso da quello anatomico e con risultante della forza maggiore di 10N.

3.12.4 Simulazione statica lineare di contatto

Durante la realizzazione del modello di pz5 si è riscontrato che nelle immagini pre-operatorie, sulle quali è stata effettuata la registrazione delle protesi sulle componenti ossee segmentate, la parte della protesi con la linguetta pubica è a contatto con l'osso del ramo pubico. Tuttavia, osservando le immagini di follow-up si è notato che nella stessa zona la protesi non è più a contatto con l'osso. Questo significa che nel periodo tra le immagini post-operatorie (nelle quali protesi e osso erano ancora a contatto) e

quelle di follow-up la protesi si è spostata e in quella zona non è avvenuta l'osteointegrazione. Di conseguenza non sarebbe corretto simularne la completa osteointegrazione, come avviene per il resto della protesi, perché non rappresenterebbe la situazione reale, quindi si è scelto di effettuare una simulazione statica non lineare del contatto. Questo tipo di simulazione consiste nell'identificare le due superfici a contatto del modello le quali, durante la simulazione, si ignorano a vicenda perché non hanno nessun nodo in comune. Durante la simulazione si è dovuta porre particolare attenzione a verificare che nessun elemento di una delle due superfici di interfaccia penetrasse nell'interfaccia dell'altro componente perché anche in questo caso si sarebbe ottenuta una condizione non realistica.

Questa simulazione ha consentito di modellare la zona come non osteointegrata ottenendo un comportamento dell'osso indipendente da quello della protesi e viceversa.

4 Risultati

I risultati ottenuti dalle simulazioni statiche dei modelli sono analizzati in funzione degli spostamenti, deformazioni e tensioni. Come già definito precedentemente nel paragrafo 3.12.2, l'analisi delle forze di reazione all'anca durante la fase di cammino ha portato a suddividere i pazienti in due gruppi: simmetrici e asimmetrici. Questa suddivisione è stata mantenuta per fare i confronti delle deformazioni e delle tensioni durante il task della camminata. Per l'analisi dello squat, invece, questa suddivisione non è stata considerata in quanto, essendo un task simmetrico e bipodalico, le forze di reazione relative alle due emipelvi agiscono contemporaneamente su tutto il cingolo pelvico.

Nelle immagini dei risultati sono riportate solo le componenti ossee (emipelvi destra, emipelvi sinistra e sacro) e la protesi. Le cartilagini non sono state inserite perché i risultati su di esse non sono di interesse per lo scopo di questa tesi, invece i legamenti non sono stati inseriti per non complicare la visualizzazione e perché non avrebbero aggiunto nessuna informazione rilevante ai risultati.

In Figura 52 viene riportato l'orientamento del sistema di riferimento della pelvi di OpenSim per una maggiore comprensione dei risultati. I risultati riportati nei paragrafi successivi fanno riferimento al sistema di riferimento del bacino di OpenSim registrato sulle componenti segmentate, il quale ha orientamento come quello di OpenSim. In particolare l'asse x ha direzione postero-anteriore, l'asse y ha orientamento infero-superiore e infine l'asse z ha direzione latero-mediale.

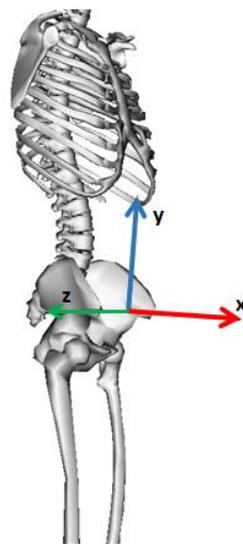


Figure 52. Sistema di riferimento di OpenSim della pelvi

4.1 Analisi degli spostamenti (camminata)

Inizialmente, per ogni modello del progetto, sono stati analizzati gli spostamenti. Questi ultimi forniscono informazioni relativamente alla deformazione del bacino in funzione dell'applicazione dei carichi e dei vincoli. Nel caso di questa tesi, gli spostamenti vengono analizzati solo dal punto di vista qualitativo per verificare che la deformata dei modelli assomigli al movimento reale della pelvi. Questo parametro non può essere valutato quantitativamente a causa delle diverse approssimazioni che sono state fatte durante la modellizzazione, a causa della condizione di vincolo poco fisiologica e perché tra modelli diversi, ma anche tra lato intatto e operato per i soggetti asimmetrici, le forze in gioco possono differire anche notevolmente.

L'andamento qualitativo degli spostamenti è lo stesso per tutti e sei i modelli realizzati. Di conseguenza si è scelto di riportare gli andamenti di un solo soggetto per una maggiore chiarezza espositiva. I risultati sono relativi al pz2.

Per entrambi gli istanti di tempo analizzati (lato intatto e lato operato) l'andamento dello spostamento in direzione postero-anteriore (lungo l'asse x) è quello fisiologico. Gli istanti di tempo considerati si riferiscono alla fase finale dell'appoggio e in questa condizione la pelvi si trova ad avere la parte prossimale arretrata posteriormente, mentre quella distale protesa anteriormente. Nel caso studio riportato in Figura 53 nell'istante di tempo del lato intatto (7.15 s) la componente postero-anteriore è maggiore di quella nell'istante di tempo del lato controlaterale (6.36 s), rispettivamente 1112 N e 846 N. Una maggiore componente postero-anteriore si traduce in un range maggiore di spostamenti lungo l'asse x.

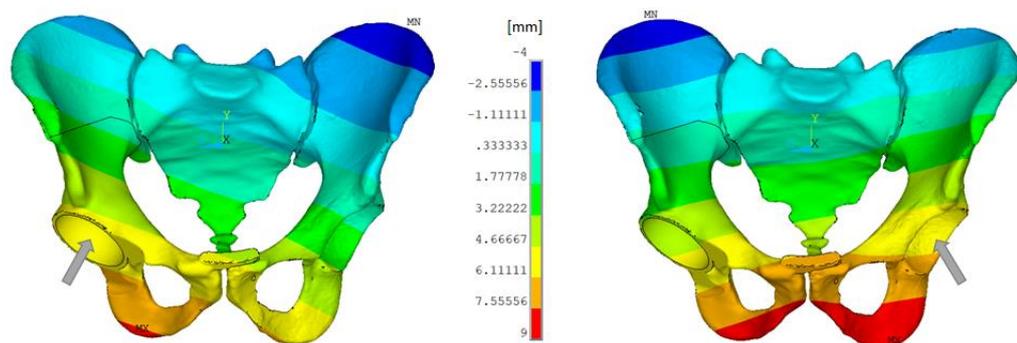


Figure 53. Vista frontale degli spostamenti in direzione postero-anteriore di pz2

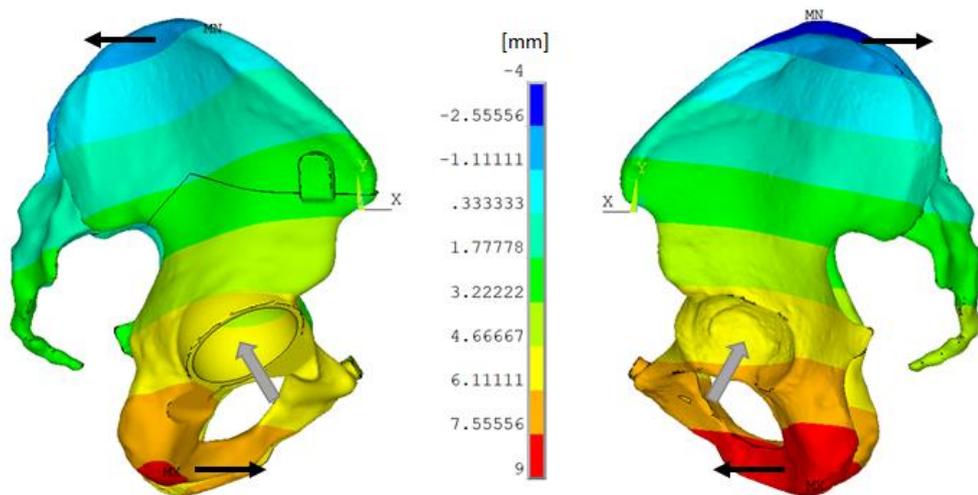


Figure 54. Vista laterale degli spostamenti in direzione poster-anteriore di pz2

La componente principale della forza di reazione all'anca è quella longitudinale (lungo l'asse y) con direzione infero-superiore. Nel caso riportato in Figura 55 per l'istante di tempo del lato operato $F_y=2694$ N, mentre per l'istante di tempo del lato intatto $F_y=2465$ N. A seguito di questa forza la parte posteriore della pelvi (comprendente il sacro) si abbassa, mentre quella anteriore si sposta verso l'alto.

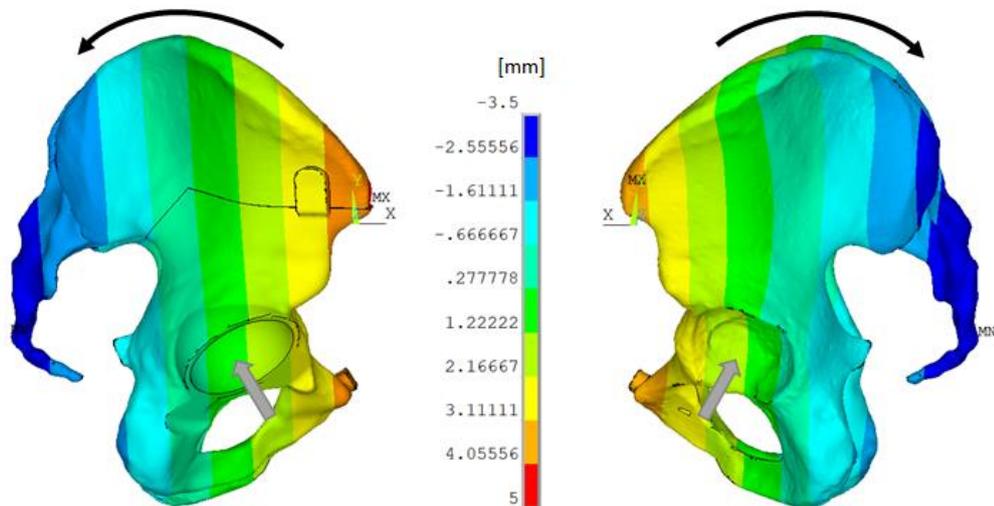


Figure 55. Vista laterale degli spostamenti in direzione infero-superiore di pz2

Infine, lo spostamento lungo l'asse medio-laterale (asse z) evidenzia una rotazione della parte anteriore della pelvi lungo il piano y-z (frontale o coronale). Durante la fase del cammino considerata per le simulazioni, la pelvi viene leggermente ruotata verso l'arto in fase di volo (swing) perché il peso corporeo inizia a spostarsi verso il lato

controlaterale. Di conseguenza, a seconda dell'istante di tempo considerato, lo spostamento lungo l'asse z è positivo quando il bacino si muove verso destra (movimento concorde all'asse z) e viceversa quando si muove verso sinistra.

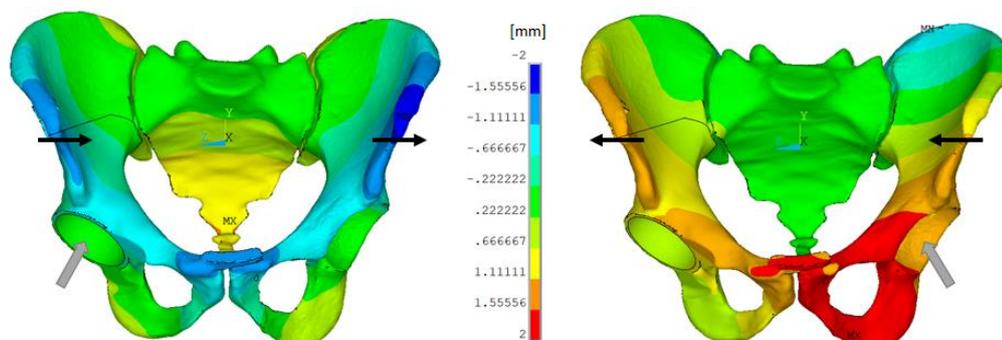


Figure 56. Vista frontale degli spostamenti in direzione medio-laterale di pz2

Unendo i movimenti nelle tre direzioni (x, y e z) lo spostamento complessivo della pelvi risulta essere un'inclinazione posteriore con una rotazione sul piano y-z (frontale) verso l'arto controlaterale non in appoggio.

4.2 Analisi delle deformazioni (camminata)

L'analisi delle deformazioni è di fondamentale importanza in quanto consente di andare ad evidenziare le zone ossee maggiormente sollecitate in funzione dei carichi, nella presente tesi vengono analizzate le deformazioni principali perché sono un buon criterio per valutare il danneggiamento dell'osso. Questo aspetto è critico principalmente per il lato operato perché l'inserimento di un componente metallico con rigidità maggiore della parte di osso sostituita, come la protesi in lega di Titanio utilizzata nei casi studio di questa tesi, può portare ad una notevole riduzione delle sollecitazioni sulle componenti ossee residue portando a lungo termine al riassorbimento osseo con conseguente fallimento dell'impianto protesico a causa di mobilizzazione asettica. Dal punto di vista delle deformazioni, oltre al lato operato, è stato analizzato anche quello intatto per ottenere l'andamento fisiologico e il range di sollecitazioni del singolo caso studio. Per le componenti ossee si è scelto di guardare le deformazioni in quanto l'osso è un materiale disomogeneo rispetto alla densità e di conseguenza anche gli stress risulterebbero disomogenei in quanto variano in funzione della densità. Le deformazioni, invece, sono invarianti rispetto alla densità.

Le sollecitazioni analizzate sono la prima deformazione elastica principale (ϵ_1) e la terza deformazione elastica principale (ϵ_3) per i soggetti simmetrici e per i pazienti asimmetrici.

4.2.1 Deformazioni pz3

pz 3	Ripetizione	Intatto		Intatto			Operato		
		Modulo [N]	Modulo [N]	x [N]	y [N]	z [N]	x [N]	y [N]	z [N]
	1	2888	1831	1555	2429	-149	537	1716	347

Tabella XII. Modulo della forza di reazione all'anca e relative componenti, per entrambi i lati, durante la camminata di pz3

Per il pz3 la forza di reazione all'anca del lato operato è inferiore del 37% rispetto a quella del lato intatto, questo porta a classificare il paziente tra quelli asimmetrici. Inoltre, presenta un'importante asimmetria anche a livello della componente antero-posteriore con una differenza del 66% tra i due lati.

Inizialmente sono state analizzate le deformazioni per trazione (prima deformazione elastica principale) di entrambe le emipelvi.

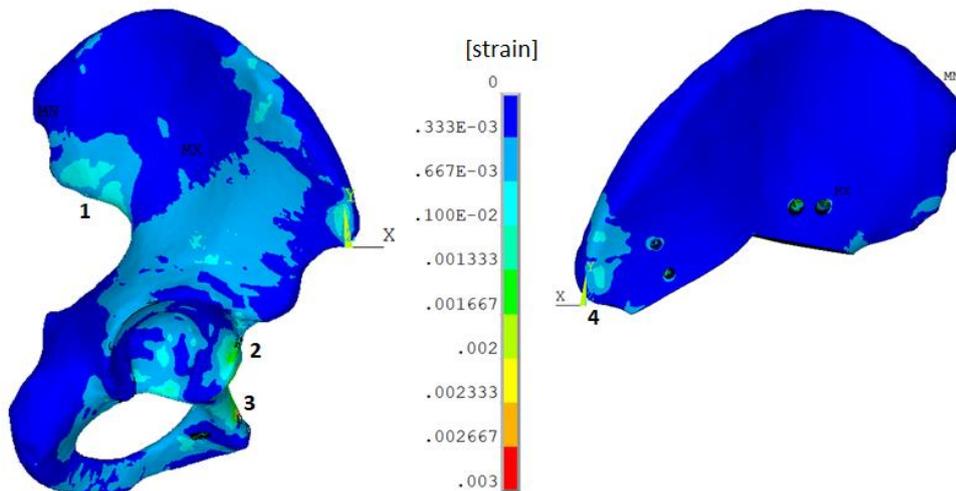


Figure 57. Prima deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Nella parte esterna dell'emipelvi intatta le zone maggiormente sollecitate a trazione sono l'incisura ischiatica (1), la zona anteriore dell'acetabolo (2) e la parte superiore

del ramo superiore del pube (3). La parte superiore dell'ala iliaca risulta per la maggior parte scarica come la tuberosità ischiatica.

Invece, il lato operato risulta essere quasi totalmente scarico, ad eccezione di una piccola trazione nella parte superiore della spina iliaca antero-superiore (4). Questa mancanza di sollecitazioni nelle aree invece deformate nel lato intatto e soprattutto nelle zone a contatto con l'impianto protesico può portare ad un riassorbimento osseo a lungo termine per strain-shielding.

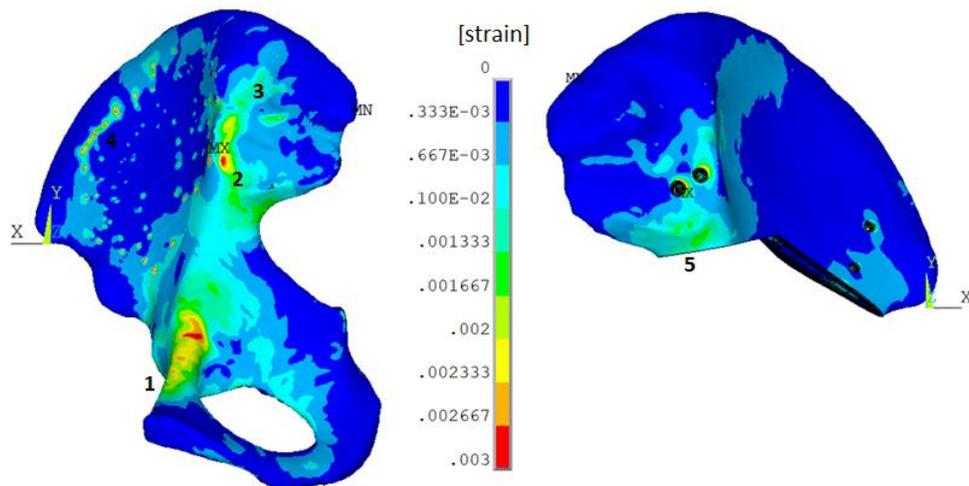


Figure 58. Prima deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Nella parte interna dell'emipelvi intatta le deformazioni a trazione sono maggiori e si distribuiscono dalla cresta pettinea (1) fino a tutta la linea arcuata (2). Sono presenti anche delle sollecitazioni sull'ala iliaca (3), le quali non vengono prese in considerazione in quanto sono degli artefatti della modellazione dovuti ai link rigidi collegati al via point per applicare la forza sull'inserzione muscolare dei muscoli con attachment anatomico diverso da quello effettivo (4). Nel caso riportato in Figura 58 l'artefatto è relativo al muscolo iliaco.

Nel lato operato, a differenza del lato esterno, sono presenti delle maggiori deformazioni a trazione nella zona dell'incisura ischiatica (5). Rispetto all'emipelvi controlaterale, però, queste sollecitazioni sono inferiori di circa il 20%. Le deformazioni a trazione maggiori sono presenti nelle zone intorno ai fori di ingresso delle viti nell'osso. Questa concentrazione di sollecitazioni è da attribuire all'effetti di intaglio dovuto ad un netto cambio di geometria, ma anche alla presenza delle viti con una

rigidezza molto superiore a quella dell'osso che porta ad "assorbire" tutte le sollecitazioni presenti nelle zone adiacenti.

Successivamente sono state analizzate le deformazioni per compressione (terza deformazione elastica principale) delle due emipelvi. Per lo studio di questa tesi queste sollecitazioni sono quelle di maggiore importanza in quanto la protesi utilizzata lavora prevalentemente in compressione, come avviene fisiologicamente per tutto il bacino.

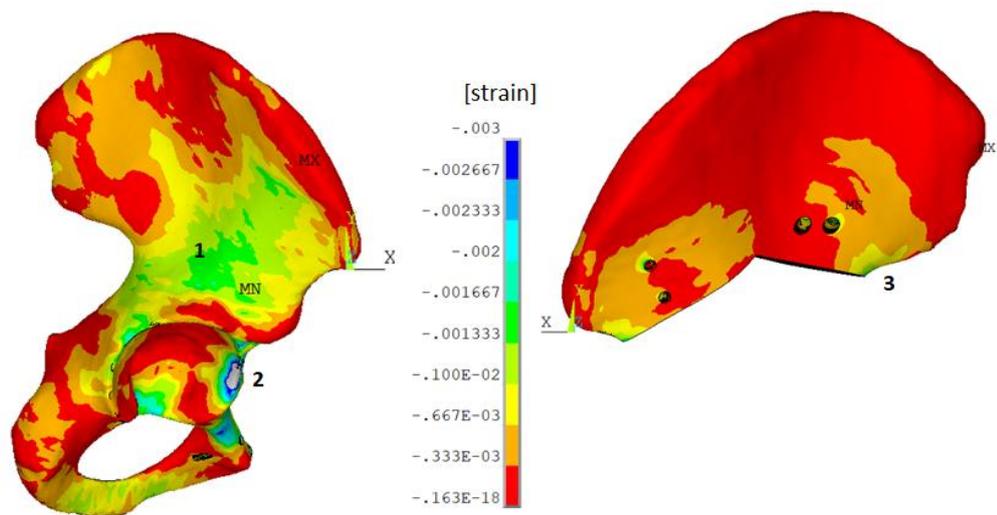


Figure 59. Terza deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Le zone sollecitate risultano reciproche rispetto a quelle deformate per trazione. Di conseguenza, le sollecitazioni si trovano in corrispondenza della parte anteriore dell'ala iliaca fino all'acetabolo (1) e nella zona esterna dell'acetabolo (2). L'incisura ischiatica risulta essere sostanzialmente scarica.

Nel lato operato le deformazioni a compressione sono notevolmente inferiori (circa del 70%) e concentrate all'interfaccia con il foro di ingresso delle viti e verso l'incisura ischiatica (3). Il resto dell'ala iliaca risulta essere privo di deformazioni.

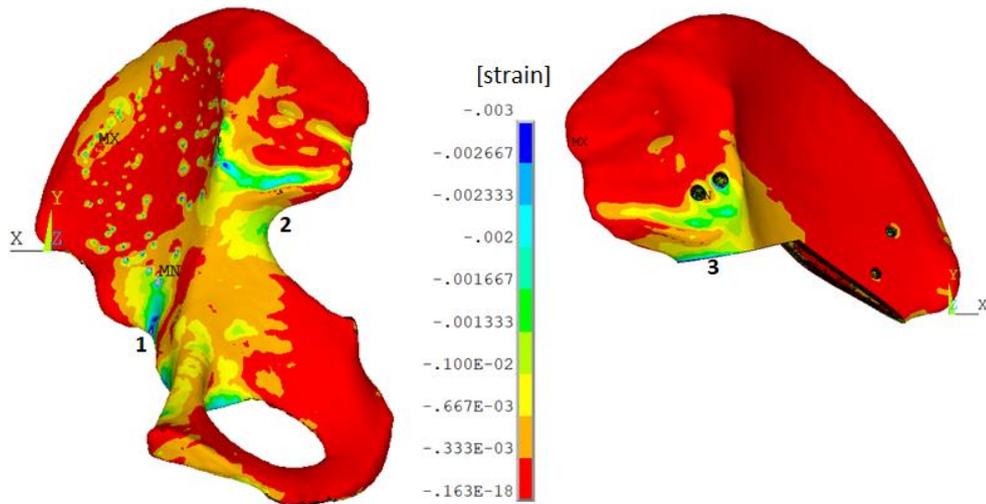


Figure 60. Terza deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Anche internamente viene confermata la distribuzione delle deformazioni a compressione reciproca rispetto a quelle di trazione. Le maggiori sollecitazioni sono in corrispondenza delle spina iliaca antero-inferiore (1) e nella parte superiore ed inferiore dell'incisura ischiatica (2). La tuberosità ischiatica è completamente scarica e sull'ala iliaca sono presenti nuovamente gli artefatti dovuti alla modellazione del muscolo iliaco.

Il lato operato risulta essere prevalentemente scarico ad eccezione della zona dell'incisura ischiatica (3) e verso i fori delle viti. Posteriormente le sollecitazioni tra le due emipelvi differiscono di circa il 45%. Date le notevoli differenze in termini di deformazioni a compressione, anche in questo caso viene confermata la possibilità di strain-shielding a lungo termine.

4.2.2 Deformazioni pz5

	Ripetizione	Intatto	Operato	Intatto			Operato		
		Modulo [N]	Modulo [N]	x [N]	y [N]	z [N]	x [N]	y [N]	z [N]
pz 5	4	3047	1893	1678	2535	-207	354	1812	419

Tabella XIII. Modulo della forza di reazione all'anca e relative componenti, per entrambi i lati, durante la camminata di pz5

Anche il pz5 presenta una notevole differenza di forza risultante all'anca tra il lato intatto e il lato operato (38%), questo porta a classificare anche questo paziente tra

quelli asimmetrici. Inoltre, è presente una differenza del 79% tra le due componenti antero-posteriori.

Per prima cosa sono state osservate le prime deformazioni elastiche principali (deformazioni a trazione) per le due emipelvi.

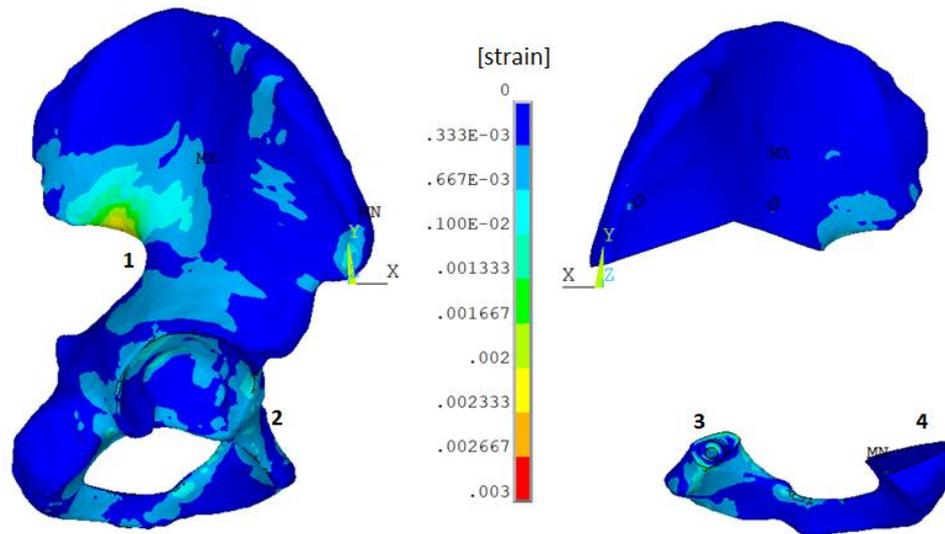


Figure 61. Prima deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz5

La maggiore concentrazione di deformazioni a trazione è presente in corrispondenza dell'incisura ischiatica (1), mentre deformazioni minori si trovano lungo il ramo superiore del pube (2). Non sono presenti zone dell'emipelvi intatta totalmente scariche, ma tutte le altre aree presentano sollecitazioni minime.

La parte superiore di osso preservato del lato operato risulta essere totalmente privo di sollecitazioni a trazione, discostandosi dalla distribuzione fisiologica che vede l'incisura ischiatica molto sollecitata. Questo suggerisce, come per il pz3, la possibilità di riassorbimento osseo a lungo termine. Invece, la parte inferiore presenta delle deformazioni a trazione nella zona in cui si inserisce la vite (3). Queste sollecitazioni sono dovute prevalentemente per due motivi:

- Presenza della vite, la geometria di questa vite è più complessa rispetto a quella delle altre viti dell'impianto perché presenta un cambio di sezione (sezione maggiore verso la protesi e minore all'interno dell'osso);
- Modellazione del contatto sull'altra interfaccia osso-protesi (4) dove l'osso risulta essere non a contatto con la protesi, questo porta ad avere una

maggior concentrazione di sollecitazioni nella parte di osso ancora a contatto con l'impianto protesico.

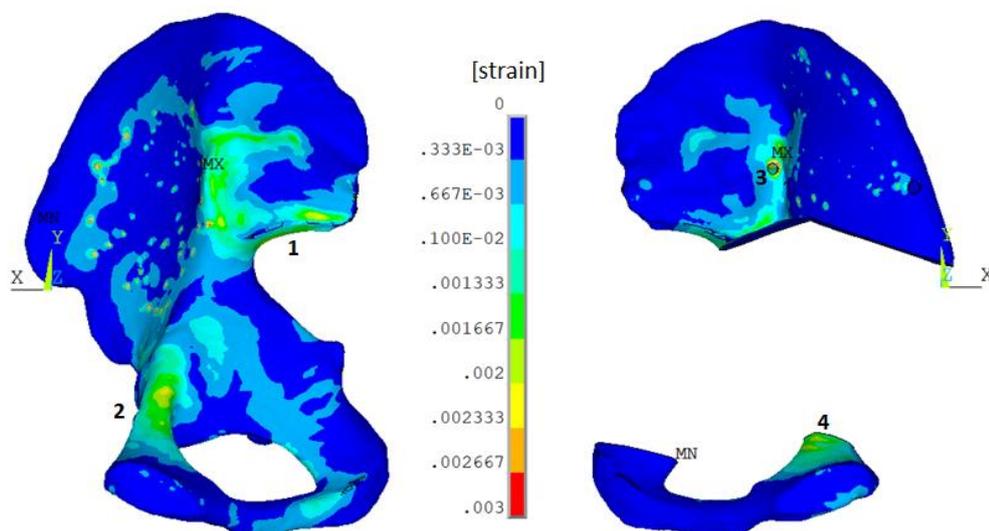


Figure 62. Prima deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di p25

La parte superiore dell'incisura ischiatica (1) e la cresta pettinea (2) sono le zone posteriori del lato intatto maggiormente sollecitate a trazione. Tutta la parte ossea che delimita il forame otturatorio risulta essere soggetta a deformazione in minima parte. Come per il p23 sull'ala iliaca sono presenti gli artefatti dovuti alla presenza del muscolo iliaco.

La parte interna del lato operato, rispetto a quella esterna, presenta maggiori deformazioni in corrispondenza della parte superiore dell'incisura ischiatica e verso il foro di ingresso della vite (3). Nella parte inferiore di osso preservato, le sollecitazioni si concentrano in corrispondenza del lato ancora legato alla componente protesica mediante la vite (4). Le deformazioni presenti, però, hanno valori inferiori, di circa il 20%, rispetto a quelle dell'emipelvi controlaterale.

Successivamente, si è analizzata la distribuzione delle sollecitazioni a compressione (terza deformazione elastica principale) per entrambe le emipelvi.

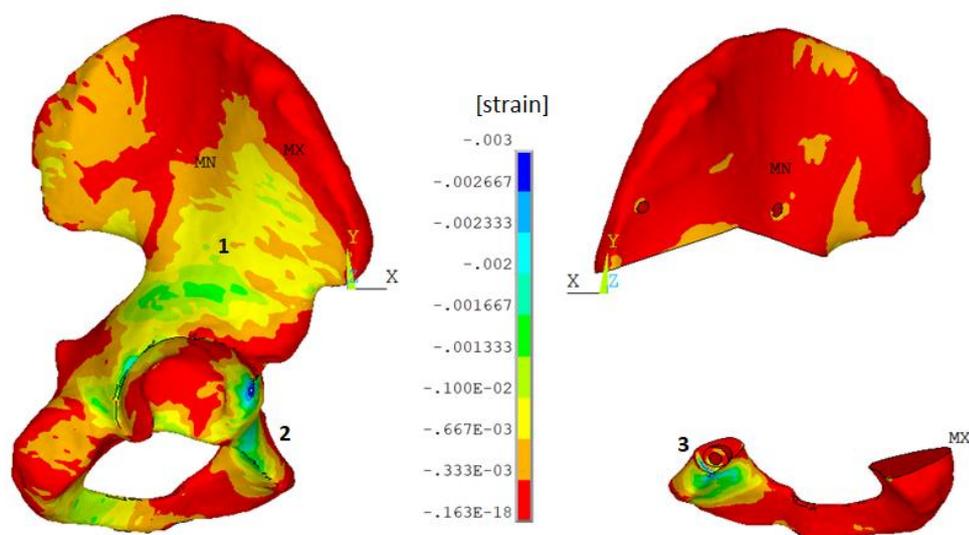


Figure 63. Terza deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di p25

La distribuzione delle deformazioni a compressione è analoga a quella analizzata per il p23 riportando, anche in questo caso, la reciprocità rispetto alle deformazioni a trazione. L'emipelvi intatta risulta essere tutta sollecitata, con maggiori deformazioni in corrispondenza della parte anteriore dell'ala iliaca (1) e del ramo superiore del pube (2).

La parte superiore di osso preservato relativa all'ala iliaca risulta essere sostanzialmente scarica evidenziando la possibilità di strain-shielding a lungo termine in questa zona. Invece, la parte inferiore del ramo pubico è sollecitata a compressione solo nella zona in corrispondenza del foro di ingresso della vite (3). La zona in cui è stato simulato il contatto osso-protesi è totalmente scarica, come ci si aspetta visto che l'osso non si interfaccia con la protesi.

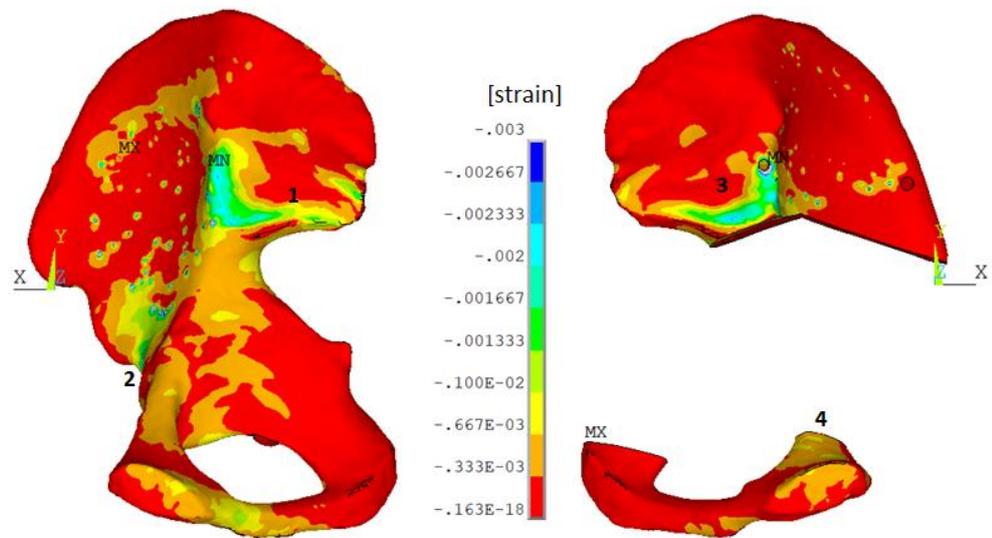


Figure 64. Terza deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz5

Internamente, la parte superiore dell'incisura ischiatica (1) e la zona in corrispondenza della spina iliaca antero-inferiore (2) sono le aree con maggiori deformazioni a compressione. Il ramo superiore del pube risulta essere scarico e sull'ala iliaca sono presenti gli artefatti dovuti alla modellazione del muscolo iliaco.

Nel lato operato la zona superiore all'ala iliaca (3) è sollecitata in modo paragonabile all'emipelvi controlaterale, mentre il ramo pubico inferiore presenta sollecitazioni inferiori (4) rispetto alla parte esterna corrispondente.

4.2.3 Confronti deformazioni su tutti i casi studio

Per effettuare i confronti tra tutti e sei i pazienti utilizzati nel progetto si è scelto di suddividerli tra simmetrici (pz1, pz2 e pz6) e asimmetrici (pz3, pz4 e pz5). Sia per la prima deformazione elastica principale e sia per la terza deformazione elastica principale il confronto è stato fatto tra il lato intatto e quello operato dei soggetti simmetrici e analogamente per quelli asimmetrici.

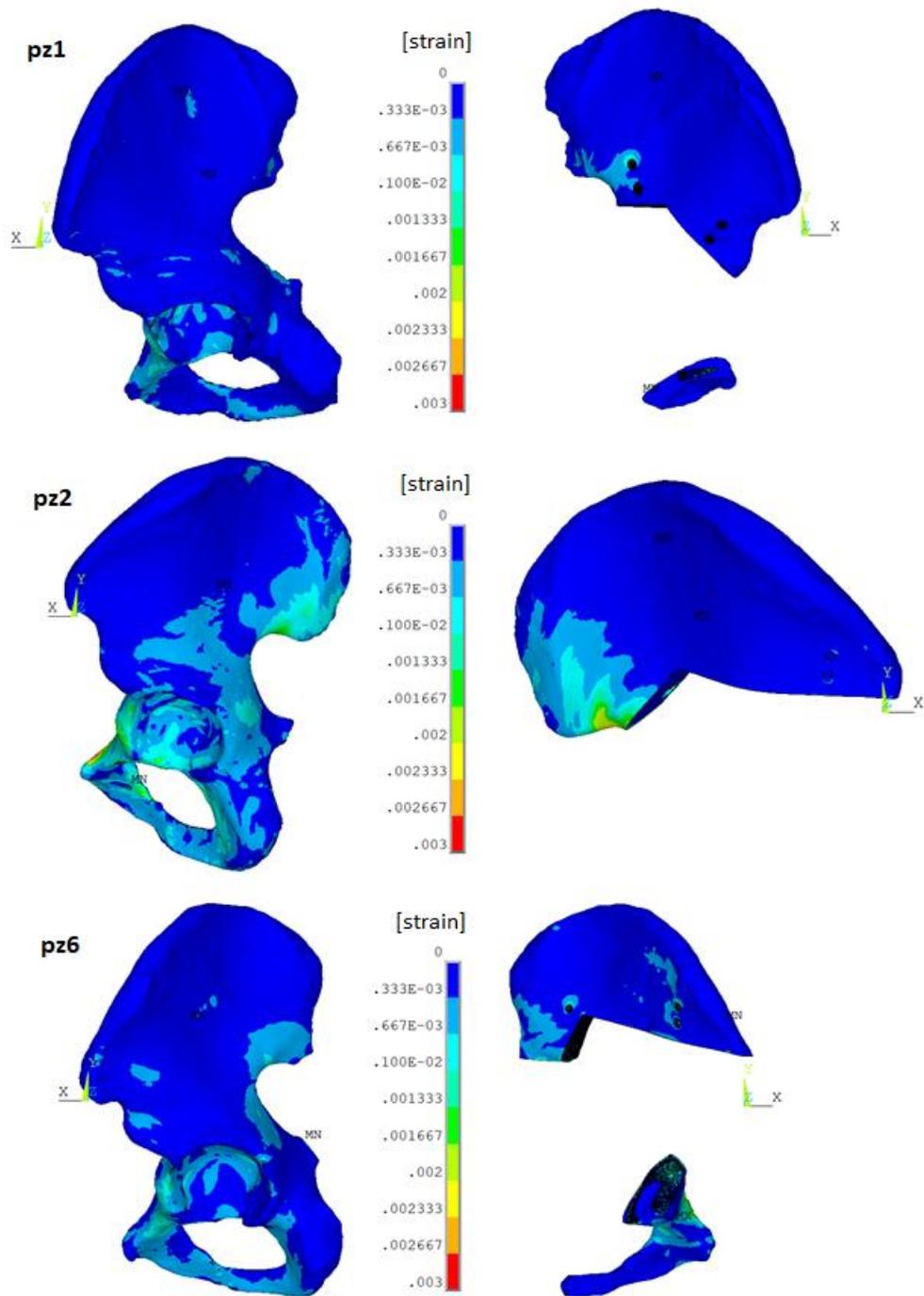


Figure 65. Prima deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici

Il pz1 è quello che presenta deformazioni a trazione minori. Per tutti e tre i soggetti la parte anteriore della coppa acetabolare, l'incisura ischiatica e il ramo superiore del pube sono le zona maggiormente sollecitate. Il lato operato riporta la stessa distribuzione di sollecitazioni, con valori di deformazioni confrontabili con quelle del

lato intatto. Nel caso del pz6 viene preservato il ramo pubico che risulta essere sollecitato a trazione nonostante la presenza della vite con maggiore rigidezza.

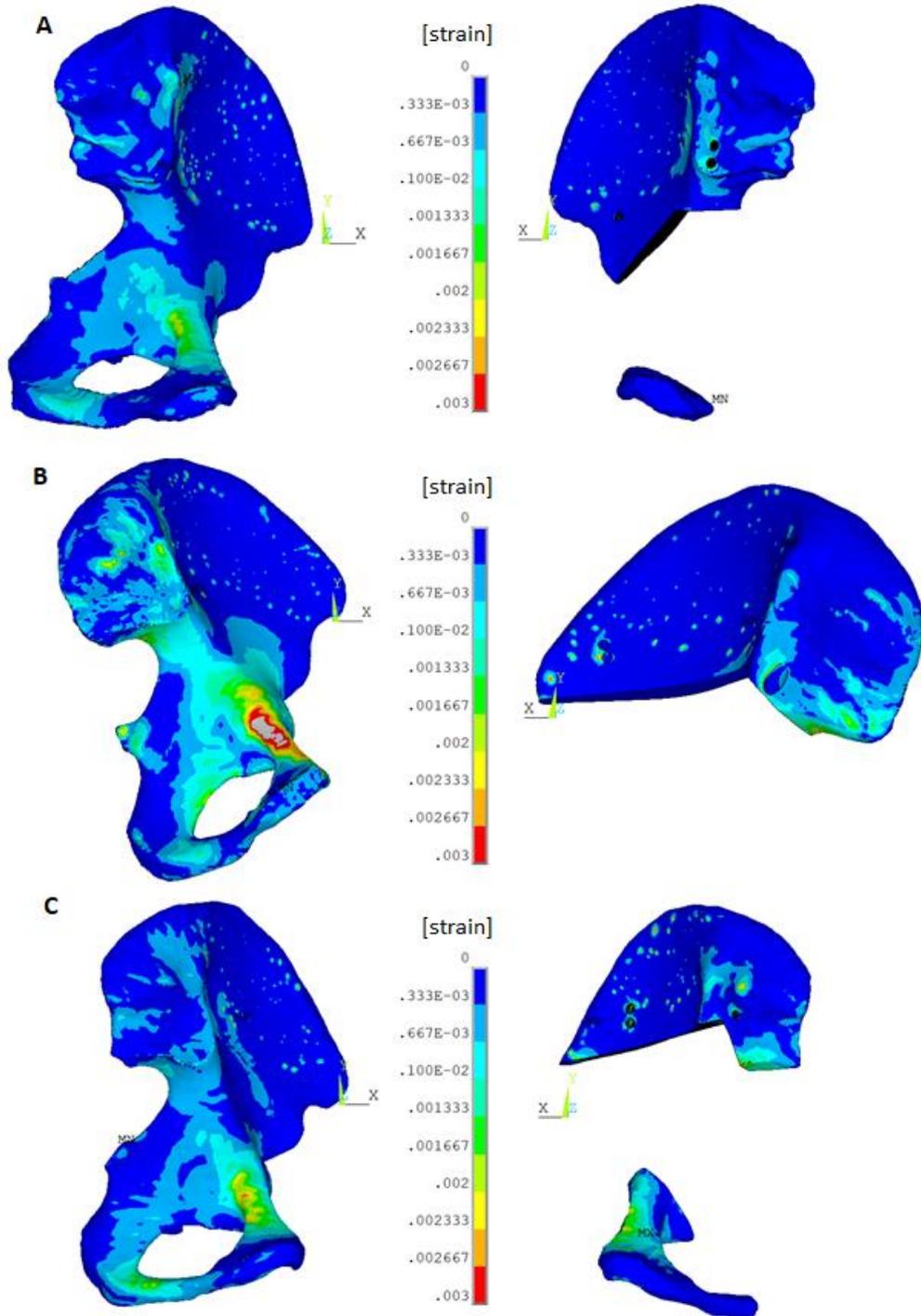


Figure 66. Prima deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici

Internamente le deformazioni a trazione sono di entità maggiore; in particolare lungo la cresta pettinea si evidenziano le sollecitazioni più rilevanti. Si osservano ε_1 anche vicino all'incisura ischiatica e nella zona a contatto con la cartilagine sacro-iliaca. Anche in questo caso per il lato operato si nota che la distribuzione delle sollecitazioni è analoga a quella dell'emipelvi controlaterale, inoltre anche le entità delle deformazioni sono confrontabili. Di conseguenza è possibile escludere un possibile strain-shielding in quanto l'osso residuo è sottoposto a sollecitazioni fisiologiche. Infine, le aree vicino ai fori di ingresso delle viti non sono particolarmente sollecitate, questo indica che la distribuzione delle deformazioni non viene sostanzialmente alterata dalla presenza delle viti con una maggiore rigidità.

Nel caso dei soggetti asimmetrici, i risultati presentano delle differenze rispetto a quelli appena descritti.

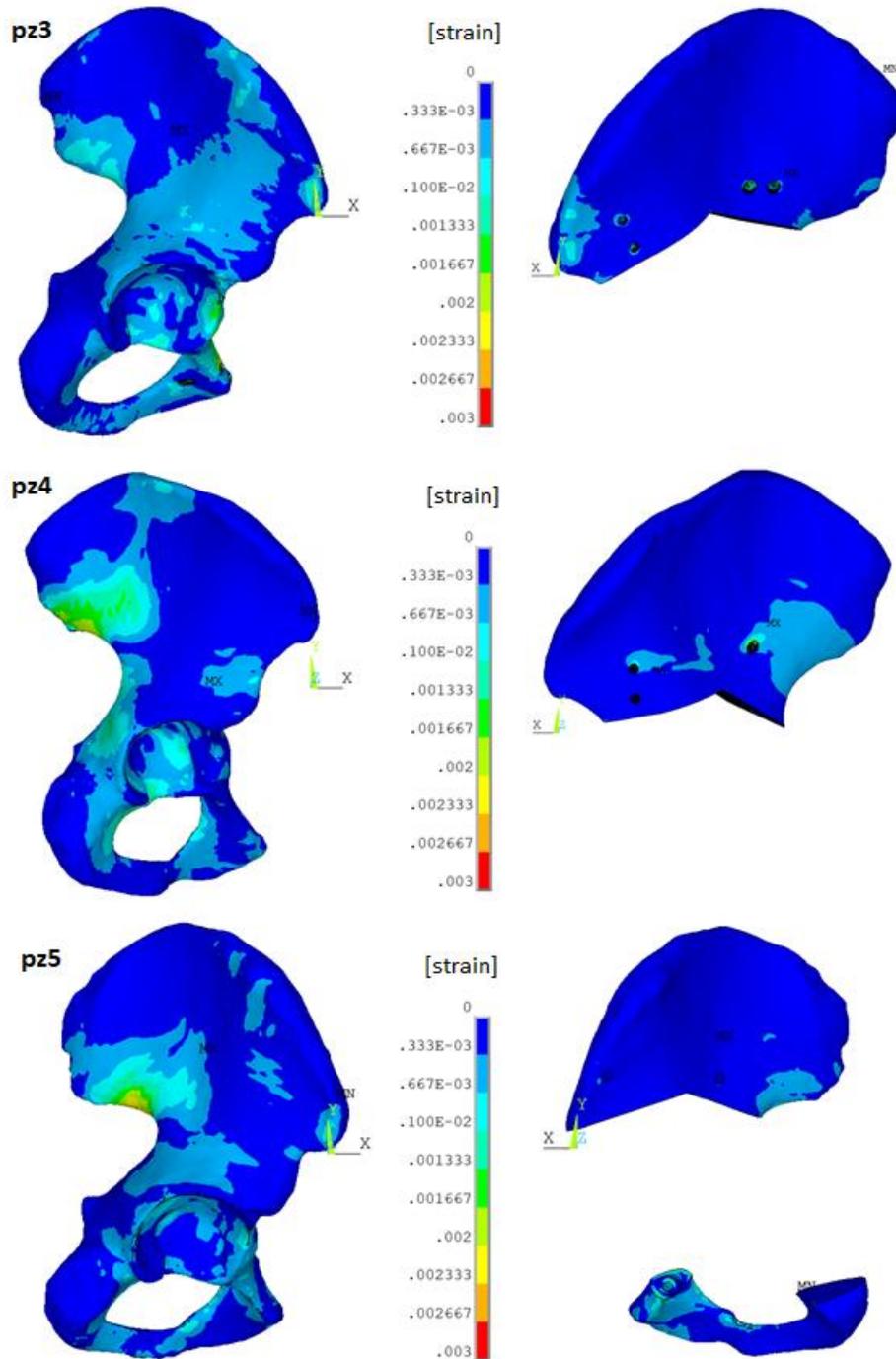


Figure 67. Prima deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici

Le maggiori deformazioni a trazione si trovano in corrispondenza dell'incisura ischiatica, mentre ϵ_1 di minore entità ma comunque importanti si evidenziano lungo il ramo pubico e nell'acetabolo. Osservando però il lato operato, l'incisura ischiatica è

molto meno sollecitata (circa il 65% in meno). Nel caso del pz5 la parte del ramo pubico in cui è presente la vite risulta essere sollecitata, ma questo è anche dovuto al fatto che nell'altra zona di interfaccia osso-protesi è stato simulato il contatto e, dato che le due superfici non si toccano, non sono presenti deformazioni.

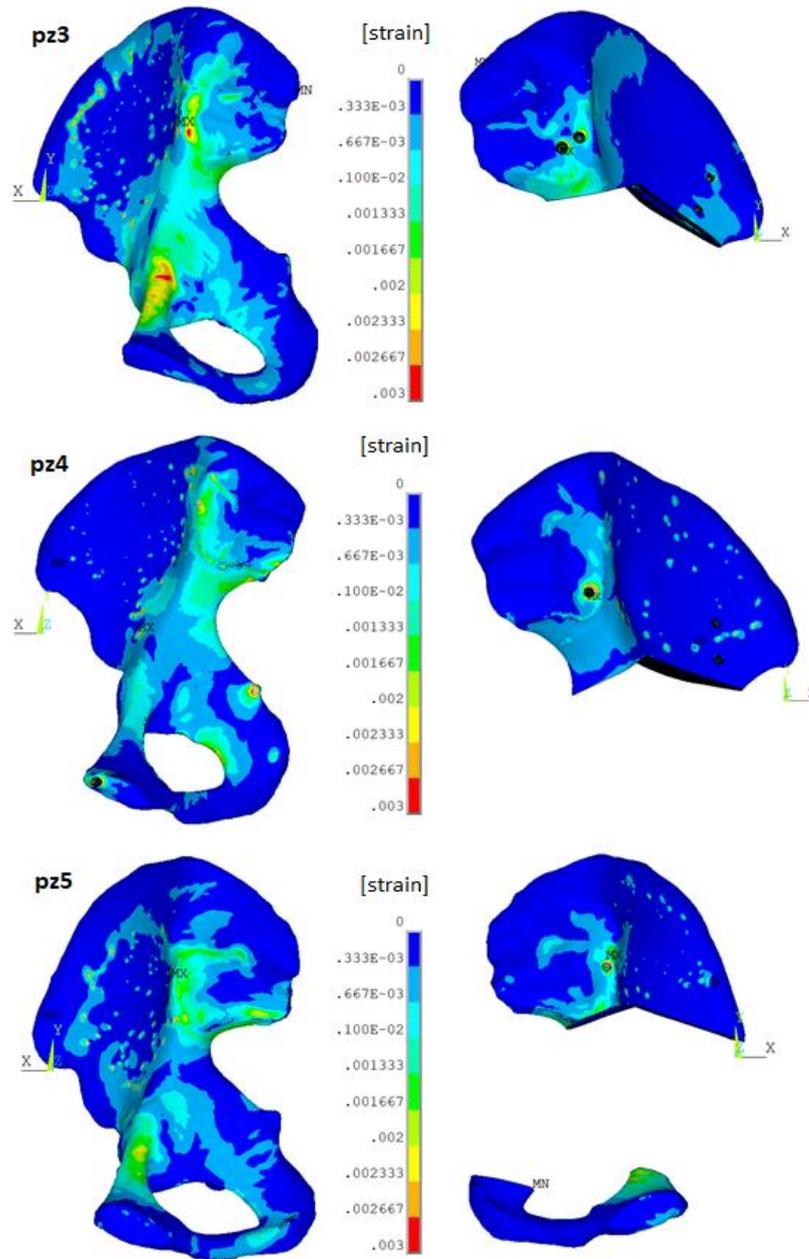


Figure 68. Prima deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici

Nel lato interno le maggiori deformazioni a trazioni si trovano nella zona che comprende la cresta pettinea e la linea arcuata, comprendendo anche l'incisura ischiatica. Sollecitazioni inferiori si trovano invece in corrispondenza della parte interna della tuberosità ischiatica. Nel pz4 sul ramo pubico nella zona a contatto con la sinfisi pubica ci sono delle deformazioni, queste sono dovute alla presenza del foro della vite utilizzata per connettere le due emipelvi tra di loro. Osservando il lato operato, questo presenta l'incisura ischiatica sollecitata, ma in minor entità rispetto all'emipelvi controlaterale (circa il 50% in meno). La presenza di deformazioni inferiori del 50-65% indica una mancanza di sollecitazione per il rimodellamento osseo che a lungo termine può portare al riassorbimento osseo.

Successivamente è stata analizzata la terza deformazione elastica principale (ϵ_3) per tutti e sei i pazienti.

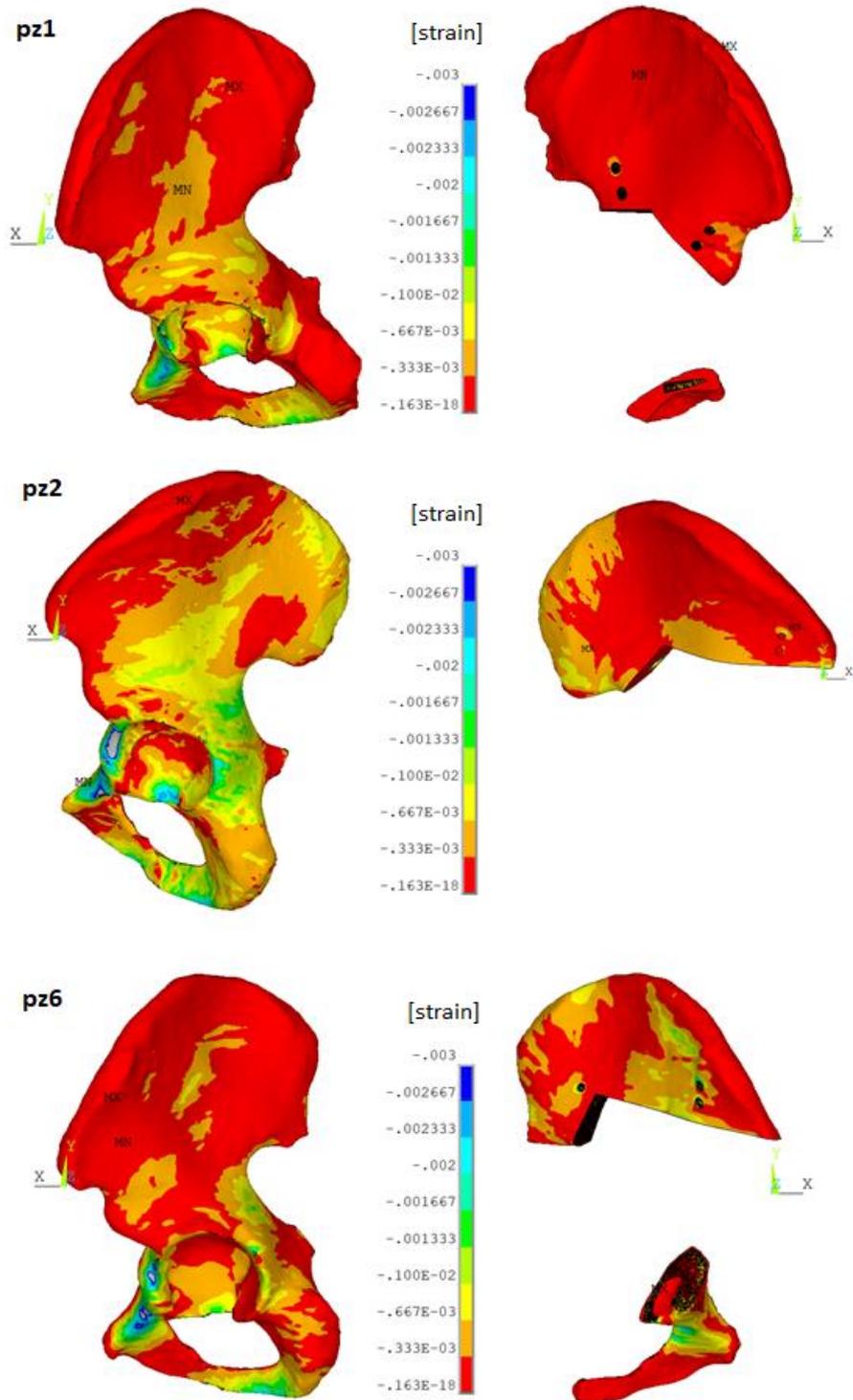


Figure 69. Terza deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici

Per i soggetti simmetrici, nella parte esterna dell'emipelvi le maggiori deformazioni a compressione si trovano in corrispondenza della parte anteriore dell'acetabolo e lungo il ramo superiore del pube. Sollecitazioni importanti si riscontrano anche lungo la zona inferiore del ramo pubico e nella parte inferiore dell'incisura ischiatica. Nel caso del pz2 la distribuzione delle sollecitazioni è spostata verso l'alto andando a coinvolgere tutta l'incisura ischiatica, questa differenza può essere legata al fatto che, tra i tre casi simmetrici, questo è l'unico nel quale non è stata preservata la sinfisi pubica e di conseguenza i carichi vengono distribuiti in un'area differente. Nel lato operato la distribuzione delle sollecitazioni è confrontabile con quello dell'emipelvi controlaterale. Invece, per quanto riguarda le entità di deformazioni a compressione, anche queste sono confrontabili tra le due emipelvi, ad eccezione del pz6, il quale ha sollecitazioni addirittura superiori nel lato operato.

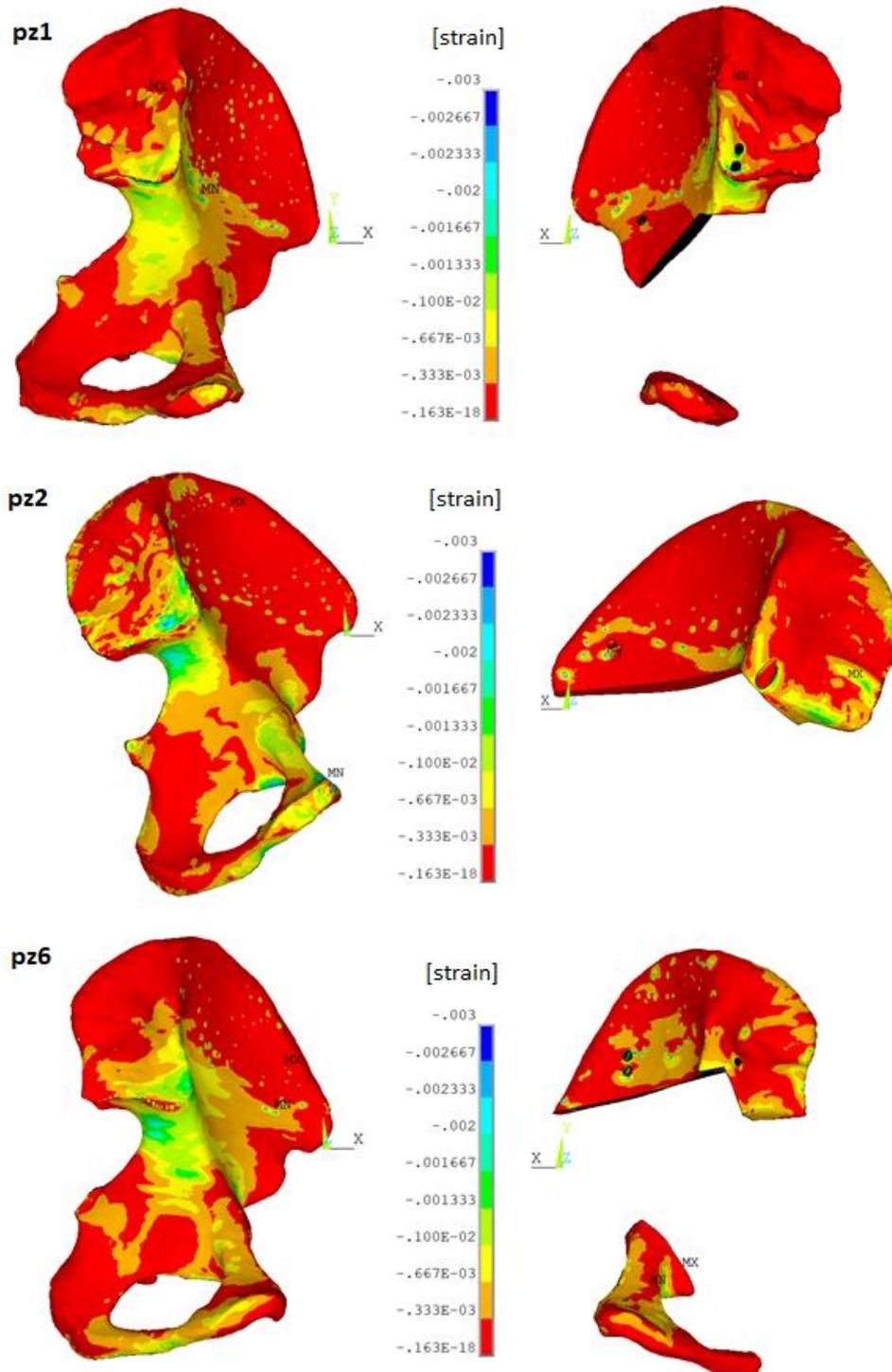


Figure 70. Terza deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici

Internamente le maggiori deformazioni a compressione si trovano in corrispondenza dell'incisura ischiatica e lungo la linea arcuata. Le sollecitazioni si propagano anche lungo la cresta pettinea e la parte inferiore del ramo pubico. La stessa distribuzione di ϵ_3 la si ritrova nel lato operato dei tre soggetti simmetrici, inoltre le zone sollecitate sono leggermente maggiori rispetto a quelle del lato intatto. Dai risultati ottenuti per l'emipelvi operata dei soggetti simmetrici, l'osso risulta essere sollecitato in modo fisiologico garantendo il rimodellamento osseo. Questo permette di ridurre al minimo la possibilità di avere strain-shielding a lungo termine.

Come per le deformazioni a trazione, anche per quelle a compressione i soggetti asimmetrici presentano delle differenze rispetto a quelli simmetrici.

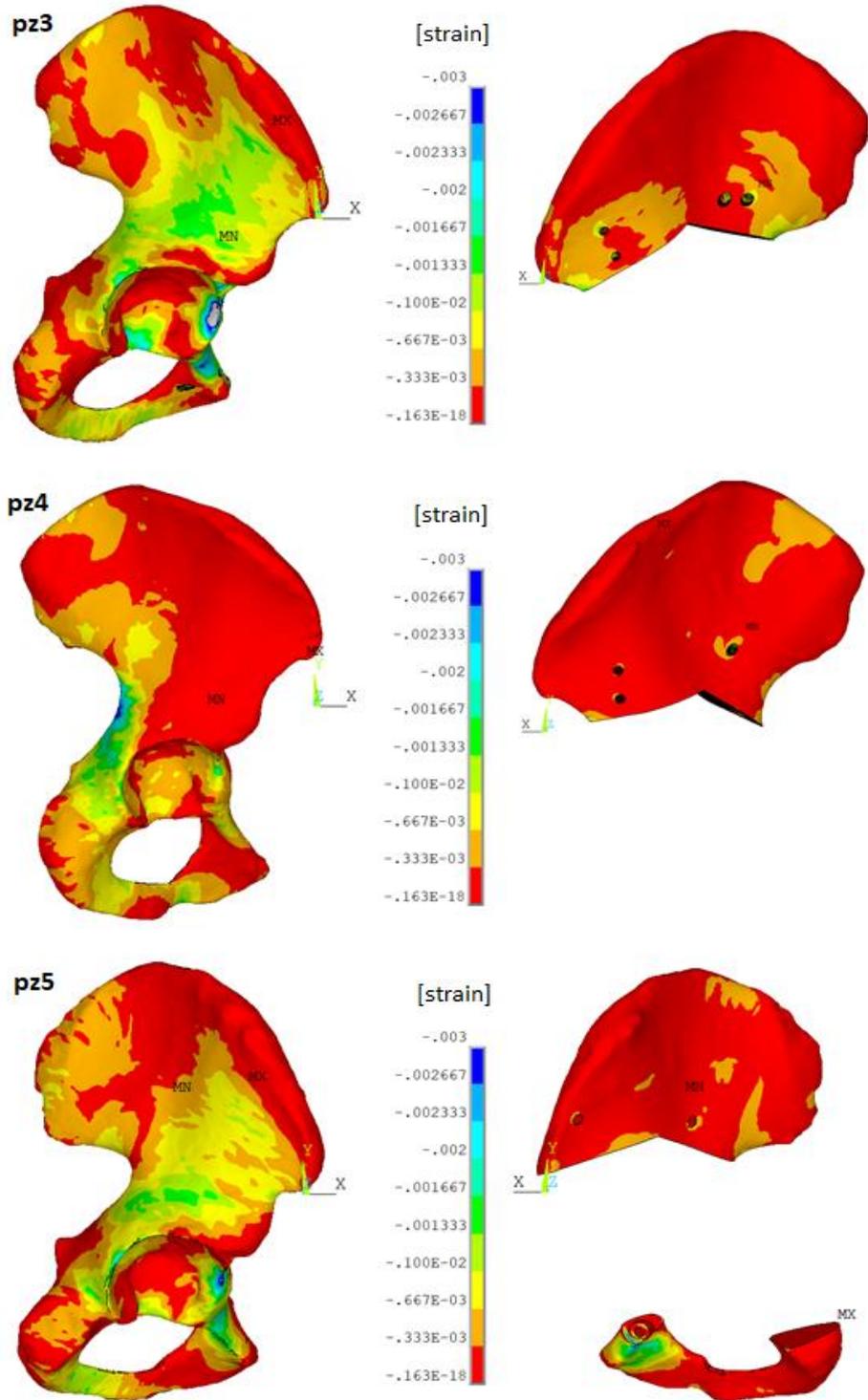


Figure 71. Terza deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici

Per il pz3 e il pz5 la distribuzione delle deformazioni a compressione è confrontabile, con maggiori sollecitazioni nella parte anteriore dell'acetabolo, ramo superiore del pube, parte inferiore del ramo pubico e tutta la zona dell'ileo superiore all'acetabolo. Il pz4 si discosta dagli altri due casi in quanto al posto dell'ileo è sollecitata tutta la zona dell'incisura ischiatica. Rispetto al lato intatto, il lato operato dei soggetti asimmetrici risulta essere sostanzialmente privo di deformazioni a compressione, con una riduzione delle sollecitazioni fino al 70%. Solo per il pz5 sono presenti delle ε_3 sul ramo pubico in corrispondenza del foro di ingresso della vite, queste sono dovute prevalentemente al fatto che sull'altra interfaccia osso-protesi la componente ossea non entra in contatto con quella protesica (simulazione non lineare del contatto).

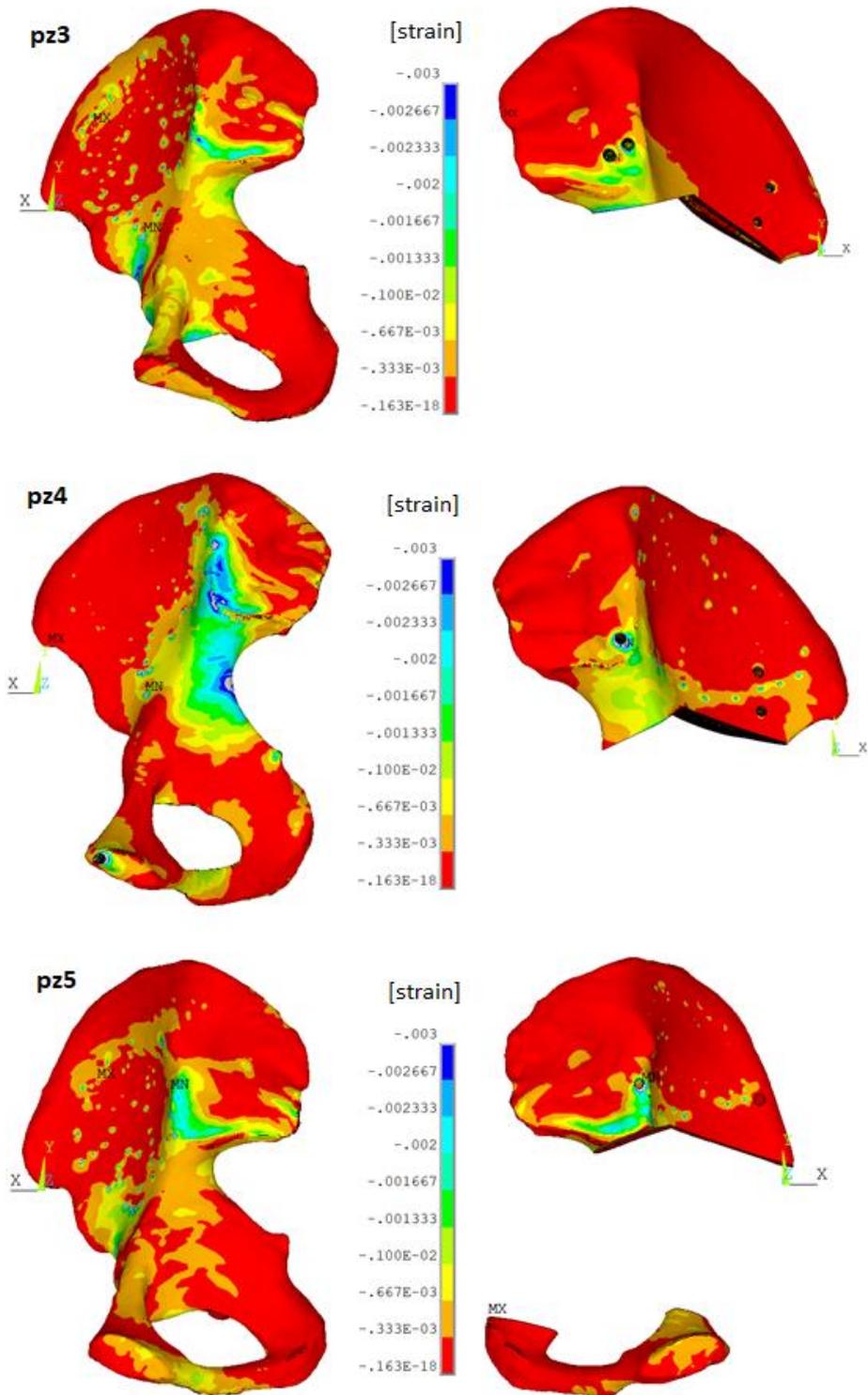


Figure 72. Terza deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici

Internamente la parte inferiore del ramo pubico risulta essere sollecitata a compressione, ma le deformazioni maggiori si riscontrano lungo la cresta pettinea fino alla linea arcuata e all'incisura ischiatica. Mentre la parte posteriore della tuberosità ischiatica è priva di deformazioni. Rispetto alla parte esterna, l'emipelvi operata è maggiormente sollecitata in corrispondenza dell'incisura ischiatica e della linea arcuata verso i fori delle viti, mentre è priva di deformazioni sulla parte restante dell'ileo. Nonostante siano presenti delle sollecitazioni, queste sono inferiori di circa il 60% rispetto a quelle presenti nell'emiplevi controlaterale. Di conseguenza, considerando soprattutto che esternamente non ci sono sollecitazioni, anche la terza deformazione elastica principale conferma il rischio di strain-shielding a lungo termine per i pazienti asimmetrici.

4.3 Analisi delle tensioni (camminata)

Le tensioni sono state analizzate solo per la componente protesica utilizzando come istante di tempo per la simulazione quello relativo al lato operato, in modo tale da avere una maggiore forza di reazione agente sulla protesi e quindi considerare la situazione più critica dal punto di vista dei carichi applicati. Come per le deformazioni, inizialmente vengono proposte le tensioni per i due modelli realizzati durante questo lavoro di tesi e successivamente vengono effettuati i confronti tra tutti e sei i casi studio.

4.3.1 Tensioni pz3

Inizialmente è stata analizzata la prima tensione principale (σ_1).

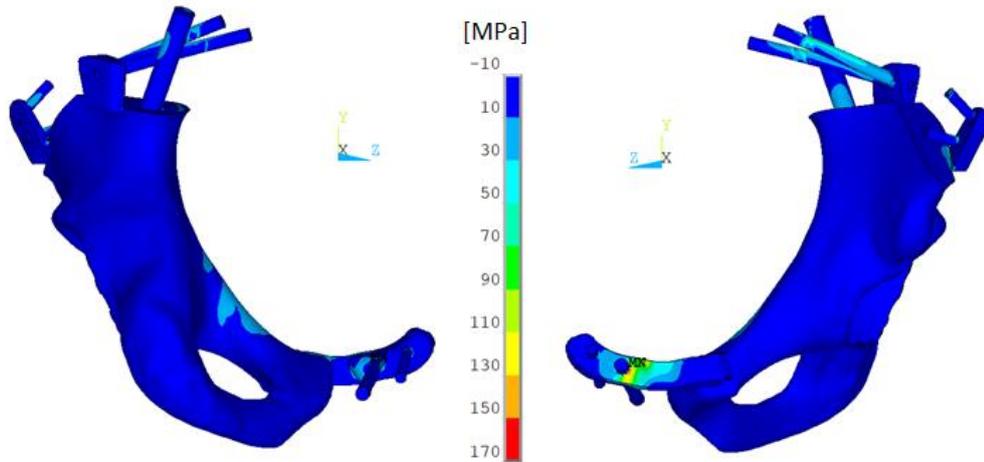


Figure 73. Prima tensione principale sulla protesi di pz3

Tutto il corpo della protesi risulta essere scarico, ad eccezione di una parte della cresta pettinata soggetta ad una tensione minima (30 MPa). Le viti, specialmente quelle di maggiore lunghezza, e il peg risultano invece sotto tensione, ma l'elemento protesico che presenta maggiori σ_1 è la linguetta pubica. Su quest'ultima le tensioni σ_1 sono concentrate nella parte esterna e vicino alla vite (zona di intaglio a causa del netto cambio di geometria). Nonostante la concentrazione delle tensioni sulla linguetta pubica, queste sono notevolmente inferiori del limite di rottura a fatica della lega di Titanio utilizzata per realizzare la protesi; quest'ultimo, considerando una condizione conservativa, viene considerato pari a 400 MPa.

Successivamente è stata analizzata la terza tensione principale (σ_3).

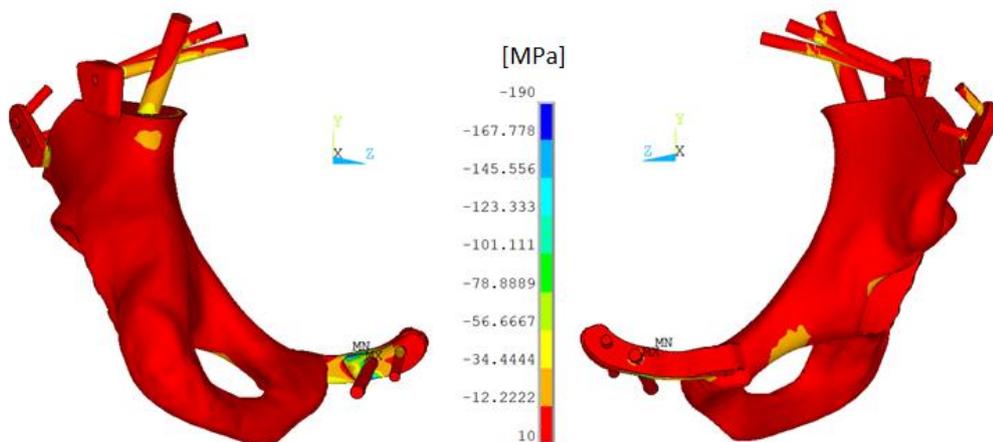


Figure 74. Terza tensione principale sulla protesi di pz3

Dalla Figura 73 è possibile osservare che la distribuzione delle tensioni σ_3 è reciproca rispetto a quella delle tensioni σ_1 . La protesi risulta scarica ad eccezione di minime tensioni lungo il ramo superiore del pube (circa -12 MPa). Le viti il peg risultano sottoposti a tensione soprattutto nella parte inferiore, mentre la linguetta pubica presenta la maggiore concentrazione di σ_3 nella parte interna vicino alla vite.

Infine, per poter avere una più facile comprensione delle tensioni totali presenti sulla componente protesica sono state analizzate le tensioni di Von Mises. Queste restituiscono informazioni sullo stato tensionale a flessione della protesi.

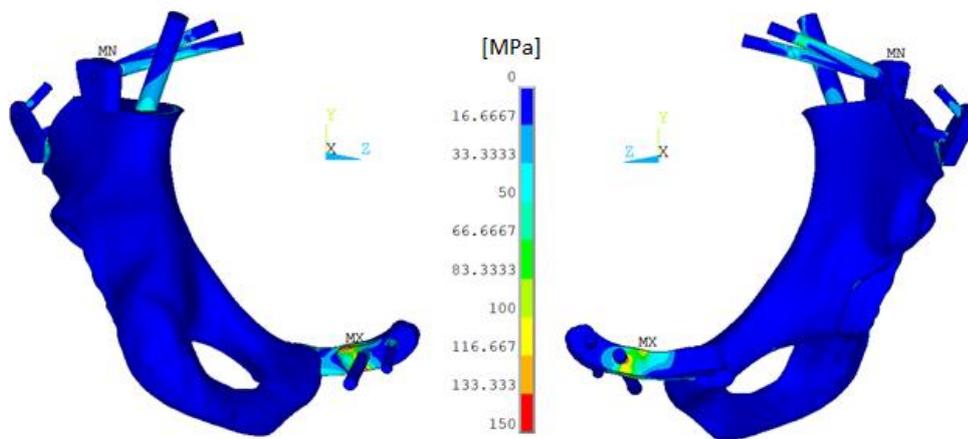


Figure 75. Tensione di Von Mises sulla protesi di pz3

Le tensioni di Von Mises confermano che il corpo della protesi risulta essere sostanzialmente privo di tensioni, mentre le viti di maggiore lunghezza, il peg e la linguetta pubica sono sottoposti a flessione. La linguetta pubica risulta essere, per il pz3, il componente più sollecitato meccanicamente a flessione, come riportato in Figura 75, anche se le tensioni rimangono inferiori al limite di rottura a fatica.

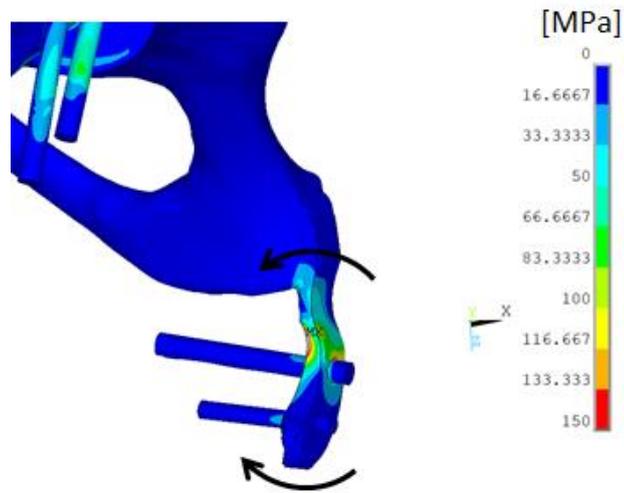


Figure 76. Zoom sulla linguetta della protesi di pz3 con distribuzione delle tensioni di Von Mises

4.3.2 Tensioni pz5

Come per il pz3, per prima cosa è stata analizzata la prima tensione principale σ_1 .

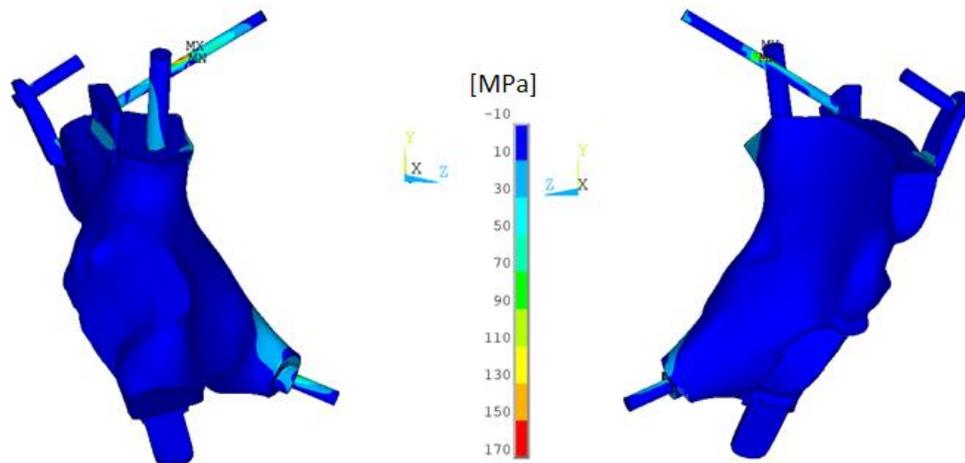


Figure 77. Prima tensione principale sulla protesi di pz5

Anche in questo caso il corpo della protesi è privo di tensioni σ_1 , come la linguetta del ramo pubico. Quest'ultima è totalmente scarica perché non sono presenti viti e la superficie di protesi non entra in contatto con l'osso in quanto è stata fatta la simulazione non lineare del contatto, di conseguenza non si interfaccia in nessun modo con la componente ossea e questo si traduce in una mancanza di sforzi. Invece, la vite che si inserisce nel ramo pubico risulta essere in tensione. La componente

maggiormente sollecitata, però, è la vite sacroiliaca e questo è prevalentemente legato al suo orientamento all'interno delle componenti ossee. Le maggiori tensioni su questa vite si trovano nella zona in cui si trova all'interno della cartilagine sacroiliaca, questo avviene perché la vite incontra una rigidità minore rispetto a quello dell'osso e questo porta ad avere una concentrazione delle tensioni (gli sforzi vengono distribuiti meno nella cartilagine rispetto che all'interno dell'osso).

Successivamente è stata analizzata la terza tensione principale (σ_3).

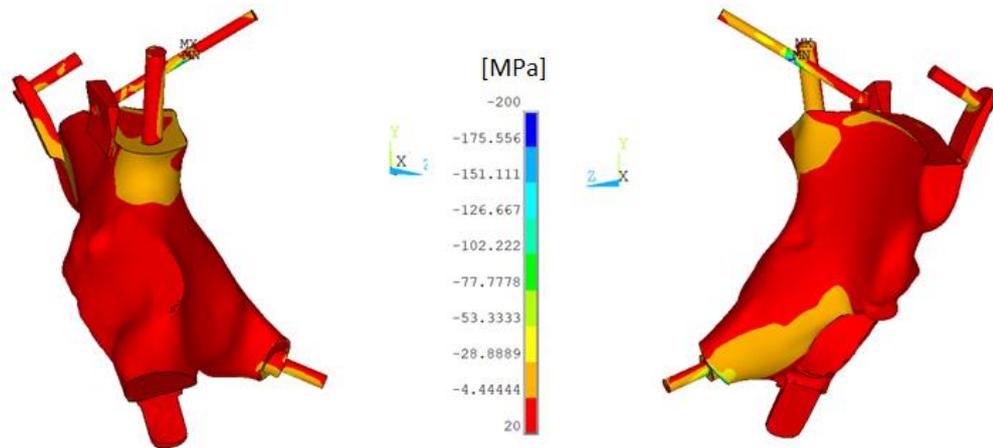


Figure 78. Terza tensione principale sulla protesi di pz5

Il corpo protesico risulta essere prevalentemente scarico. Come è stato osservato per la prima tensione principale, anche per σ_3 la linguetta che si interfaccia con il ramo pubico è completamente priva di tensioni. La parte inferiore delle viti, specialmente per quella sacroiliaca e per quella che si inserisce nel ramo pubico, è la zona maggiormente sollecitata (distribuzione reciproca rispetto a quella delle σ_1). La concentrazione delle tensioni lungo la vite sacroiliaca sono sempre da attribuire al passaggio della vite all'interno della cartilagine sacroiliaca.

Infine, sono state analizzate le tensioni di Von Mises per valutare quali fossero le zone sottoposte a flessione.

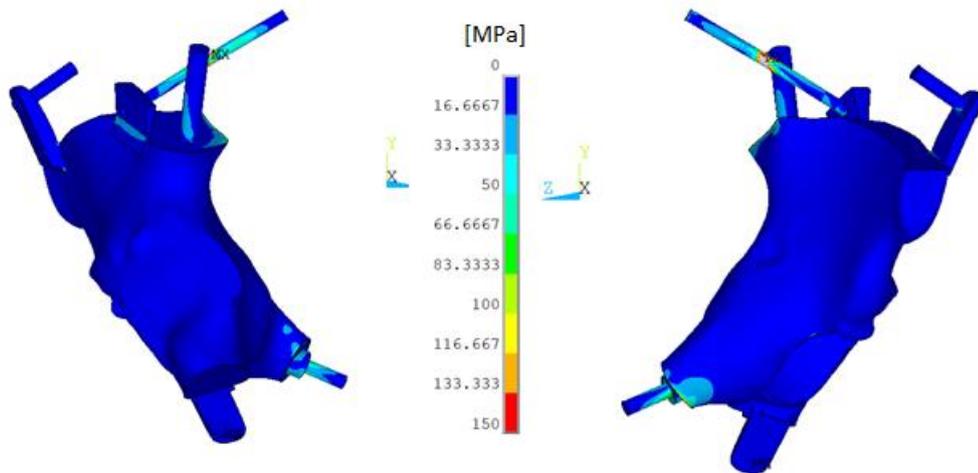


Figure 79. Tensione di Von Mises sulla protesi di pz5

Le tensioni di Von Mises confermano che tutto il corpo della protesi e la linguetta inferiore che si interfaccia con il ramo pubico risultano essere sostanzialmente prive di tensioni. Le uniche due componenti sollecitate a flessione sono la vite che si inserisce nel ramo pubico e soprattutto la vite sacroiliaca (Figura 79). Particolare attenzione deve essere posta su quest'ultima componente in quanto, nonostante il valore massimo di tensione è inferiore al limite di rottura a fatica della protesi, le viti non sono realizzate per lavorare a flessione e gli sforzi risultano concentrati in una zona molto limitata.

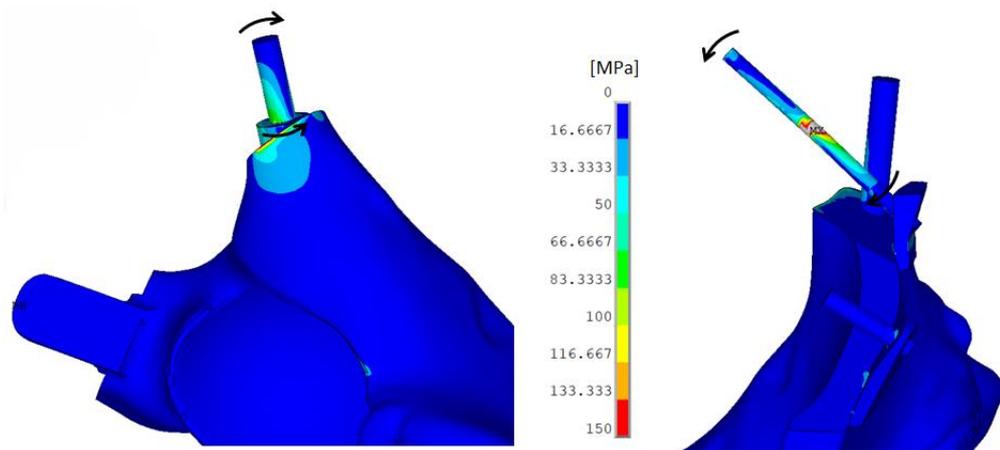


Figure 80. Zoom sulla vite pubica (sinistra) e sulla vite sacroiliaca (destra) della protesi di pz5 con distribuzione delle tensioni di Von Mises

4.3.3 Confronti tensioni su tutti i casi studio

Per effettuare il confronto delle tensioni tra tutti e sei i pazienti dello studio si è scelto di analizzare solo le tensioni di Von Mises perché non dipendono dalle tensioni idrostatiche e perché sono legate alle energie di deformazione e per la protesi, essendo di metallo, il cedimento potrebbe avvenire prevalentemente per deformazione elastica. Come per le deformazioni, i pazienti sono mantenuti suddivisi tra simmetrici e asimmetrici.

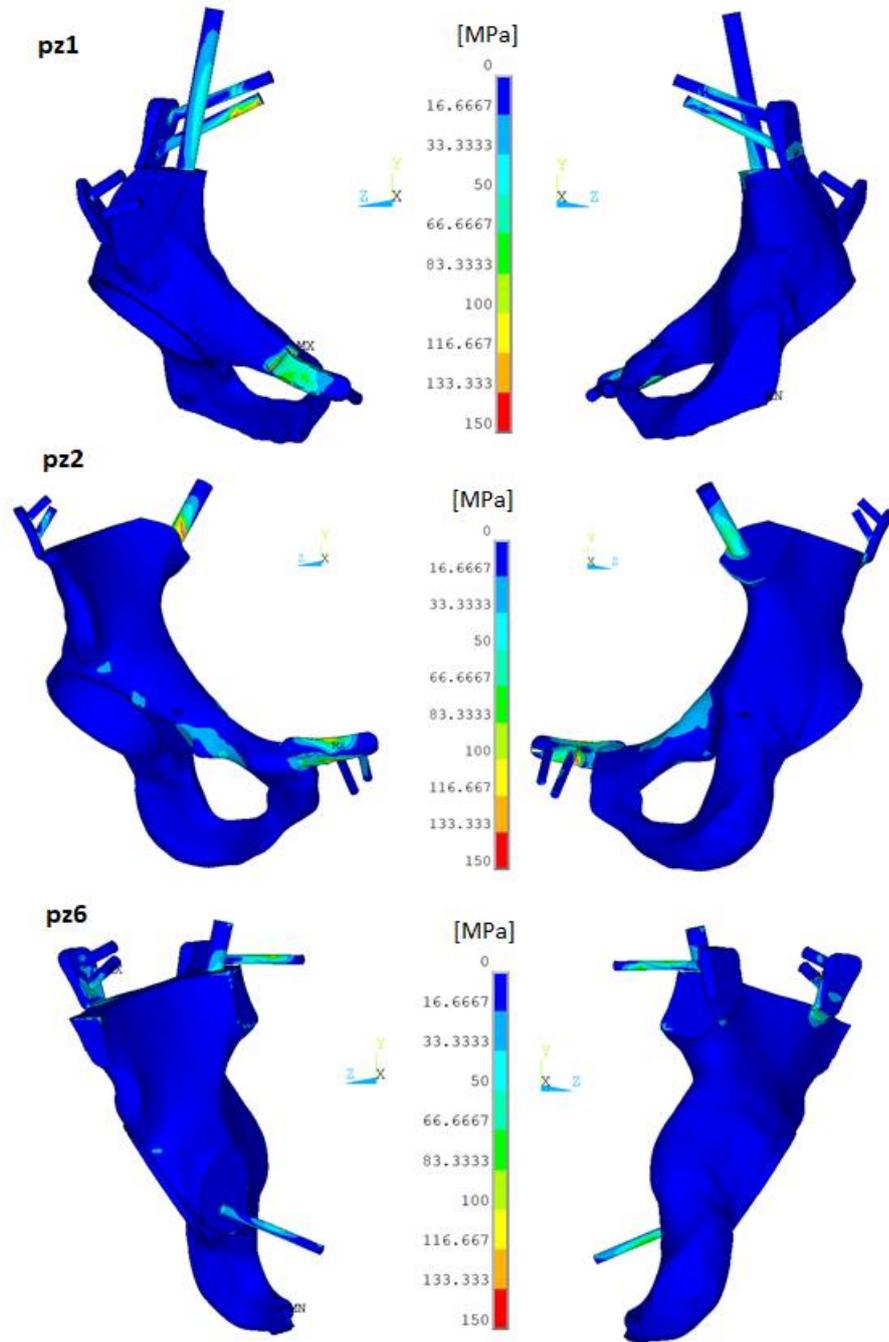


Figure 81. Distribuzione delle Tensioni di Von Mises sugli impianti protesici dei pazienti simmetrici

Per tutti i casi la distribuzione delle tensioni è la stessa. Il corpo della protesi è totalmente scarico, mentre le viti e la linguetta pubica, quando presente, risultano essere in tensione. Le viti più corte e il peg, il quale ha diametro maggiore, rispetto alle altre viti sono sottoposte a sforzi di entità minori. Nel caso del pz1 le due viti più lunghe, soprattutto quella inferiore, sono sottoposte ad una maggiore flessione dovuta

al loro orientamento all'interno dell'osso. Questo si presenta in modo minore per il pz6 perché la vite ha direzione orizzontale. Per il pz2 il peg è l'elemento maggiormente sottoposto a sforzo di flessione perché non sono presenti viti di fissaggio lunghe vicino ad esso che possano trasmettere i carichi alle componenti ossee. La linguetta pubica, presente nel pz1 e nel pz2, è anch'essa sottoposta a flessione verso l'interno con concentrazione degli sforzi vicino alla vite più interna della protesi, con un massimo di 150 MPa nel caso di pz2. Essendo l'elemento di congiunzione tra le due emipelvi, la linguetta pubica è uno degli elementi principali coinvolti nella trasmissione del carico.

A differenza di quanto descritto per le deformazioni, nel caso delle tensioni non si riscontrano differenze tra i soggetti simmetrici e quelli asimmetrici.

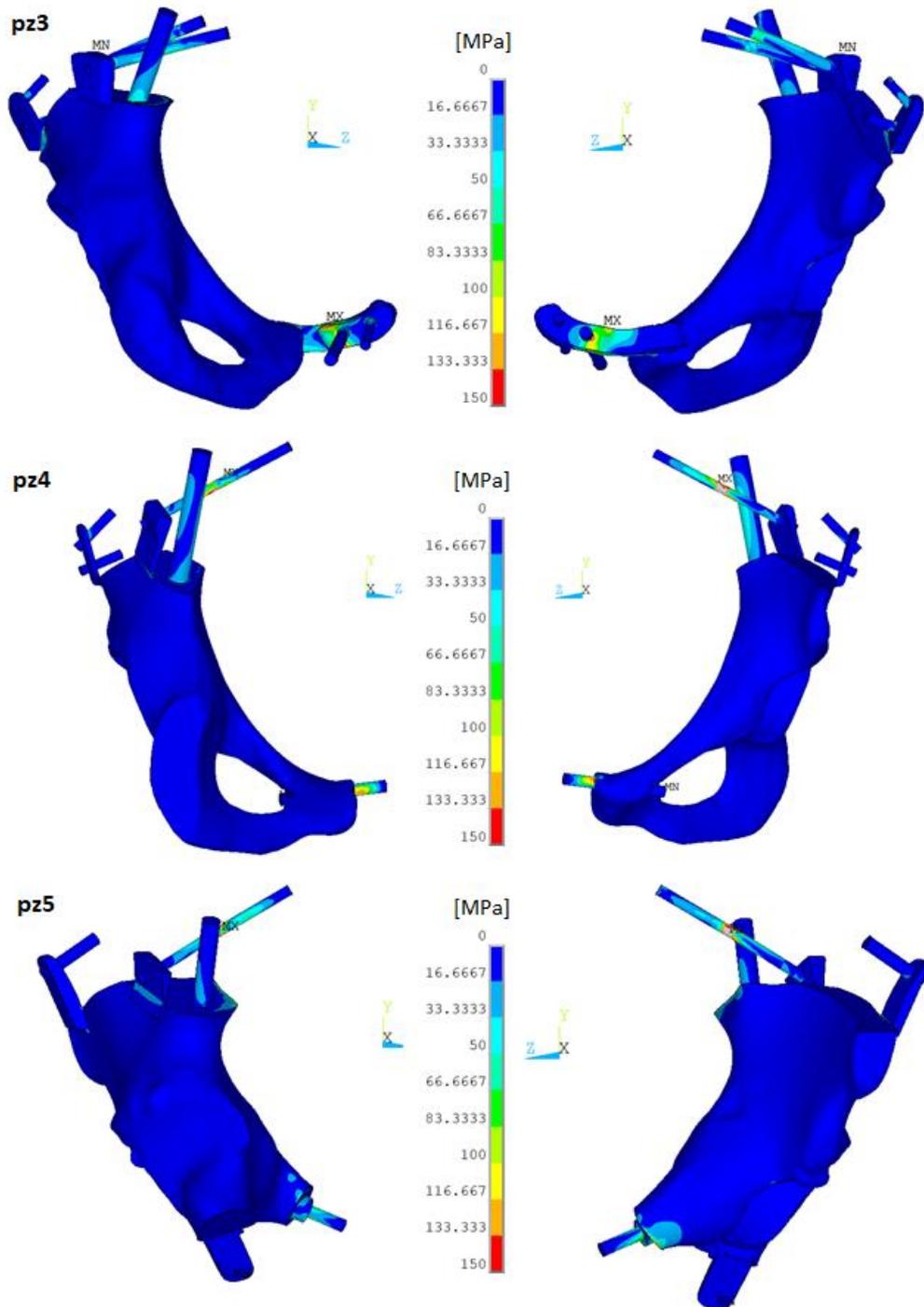


Figure 82. Distribuzione delle Tensioni di Von Mises sugli impianti protesici dei pazienti asimmetrici

In tutti e tre i casi il corpo della protesi è totalmente scarico, come già riscontrato per i casi simmetrici. Per il pz3 le viti sono sollecitate in minor modo rispetto agli altri casi perché sono più corte e hanno inclinazione ridotta. La vite sacroiliaca presente nelle

protesi di pz4 e pz5 è sollecitata a flessione con picco massimo di tensione nella zona della vite all'interno della cartilagine. Nel modello di pz3 è presente la linguetta pubica sollecitata a flessione con sforzi concentrati vicino alla vite più interna (150 MPa) come già riscontrato per i casi simmetrici. La linguetta pubica non è presente nel modello protesico di pz4, al suo posto è stata utilizzata una vite la quale è sottoposta a flessione perché è l'unico elemento di congiunzione tra le due emipelvi. Infine, la protesi del modello di pz5 presenta la linguetta che si interfaccia con il ramo pubico, ma risulta essere totalmente scarica perché non è a contatto con l'osso, di conseguenza sono presenti tensioni maggiori verso la vite che si inserisce nel ramo pubico. Inoltre, in questo caso e per il pz4 la vite sacroiliaca è sottoposta ad uno sforzo di flessione con picco di 250 MPa (sempre inferiore al limite di rottura a fatica, ma comunque molto elevato rispetto alle altre tensioni presenti).

4.4 Confronto con la letteratura

Il confronto dei risultati ottenuti dall'analisi FEM dei sei pazienti riportati nella presente tesi con i casi studio presenti in letteratura è molto limitato a causa delle differenze nelle caratteristiche di realizzazione dei modelli (presenza o meno di muscoli e legamenti e proprietà materiali delle componenti), ma soprattutto a causa delle differenti condizioni di carico applicate ai modelli (condizioni di carico statico o solo relative al cammino in piano). Inoltre, in tutti gli studi presenti in letteratura i risultati vengono presentati in termini di tensioni sia a livello osseo e sia a livello protesico, quindi le deformazioni delle componenti ossee non vengono prese in considerazione.

Nella maggior parte degli studi analizzati nel corso di questa tesi la zona ossea maggiormente sollecitata a tensione è l'acetabolo [26] (con tensione massima di 15 MPa nel caso dello studio di Liu et al. [34]) seguita dall'articolazione sacroiliaca [22], [31], [34], [36], [44], [45] e dal ramo pubico [19]. Si evidenziano anche tensioni in corrispondenza della vertebra, quando inclusa nel modello, causate prevalentemente dall'applicazione del carico verticale direttamente sulla vertebra [19], [34].

Invece, per quanto riguarda la componente protesica le tensioni massime variano notevolmente a causa delle differenze notevoli nella geometria delle protesi: 69.88 MPa [34], 182. MPa [37] e 250 MPa [33]. Per tutti i casi citati le tensioni maggiori si concentrano nelle zone adiacenti agli elementi di fissaggio.

Nello studio di Zhou et al. [45] viene proposto un confronto tra la distribuzione degli sforzi tra il lato intatto e quello operato. I carichi risultano essere distribuiti in modo simile tra le due emipelvi, ma le tensioni sono maggiori nel lato operato. Questa è una novità rispetto a quanto discusso nei risultati di questa tesi, ma è da associare al fatto che la protesi utilizzata nello studio citato è costituita da una componente acetabolare e da elementi di fissaggio pubici e iliaci. Quindi tutta la cresta iliaca e il ramo pubico non vengono ricostruiti, di conseguenza le zone ossee residue sono molto limitate e risultano essere maggiormente sollecitate.

4.5 Analisi degli spostamenti (squat)

Analogamente a quanto discusso per la camminata, anche per lo squat gli spostamenti vengono valutati solo qualitativamente per verificare che il modello si comporti correttamente in risposta ai carichi applicati.

Tutti e cinque i soggetti che hanno svolto lo squat riportano gli stessi andamenti in termini di spostamenti, l'unica differenza si evidenzia negli spostamenti lungo la direzione medio-laterale (asse z) perché alcuni soggetti si appoggiano maggiormente sul lato intatto mentre altri su quello operato. Ma queste differenze sono minime in quanto lo spostamento in direzione z ha entità minime e non è quello di maggiore interesse per lo studio. Di conseguenza, per una maggiore chiarezza espositiva si è scelto di riposare i risultati di un solo caso studio. Nel dettaglio gli spostamenti riportati sono relativi a pz2; le forze di reazione all'anca in gioco sono: 2128 N sul lato operato (destro) e 684 N sul lato intatto (sinistro). Quindi pz2 durante lo squat ha caricato maggiormente il peso verso il lato destro operato.

Lungo la direzione antero-posteriore gli spostamenti delle due emipelvi sono confrontabili, confermando la natura bipodalica dello squat con conseguente distribuzione delle due forze di reazione per tutto il cingolo pelvico. Come riportato in Figura 82 le creste iliache si spostano in direzione anteriore, mentre la parte inferiore della pelvi si sposta posteriormente.

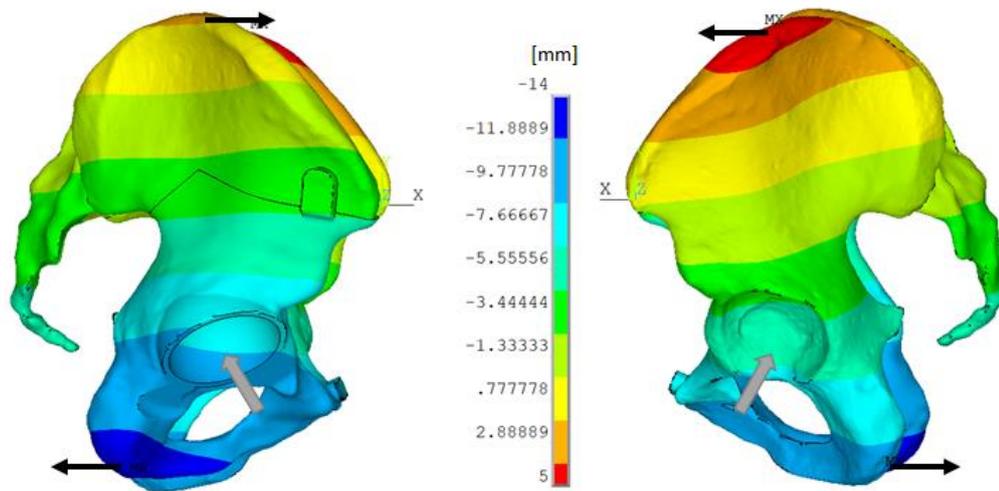


Figure 83. Esempio di spostamenti lungo la direzione antero-posteriore (asse x)

Osservando gli spostamenti in direzione longitudinale (asse y) si può notare come il sacro tenda a muoversi verso l'alto, mentre la parte anteriore della pelvi si muove verso il basso.

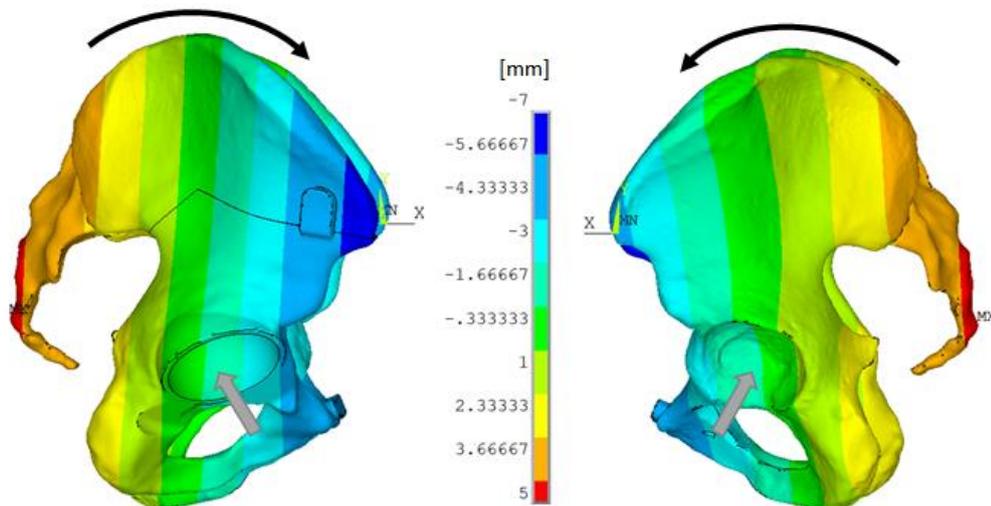


Figure 84. Esempio di spostamento lungo la direzione infero-superiore (asse y)

Infine, gli spostamenti lungo la direzione medio-laterale (asse z) confermano quanto già evidenziato dalle forze di reazione all'anca: pz2 carica maggiormente il peso corporeo verso destra. Questo si traduce in spostamenti concordi all'asse z della parte anteriore della pelvi e spostamenti opposti per la parte posteriore del cingolo pelvico.

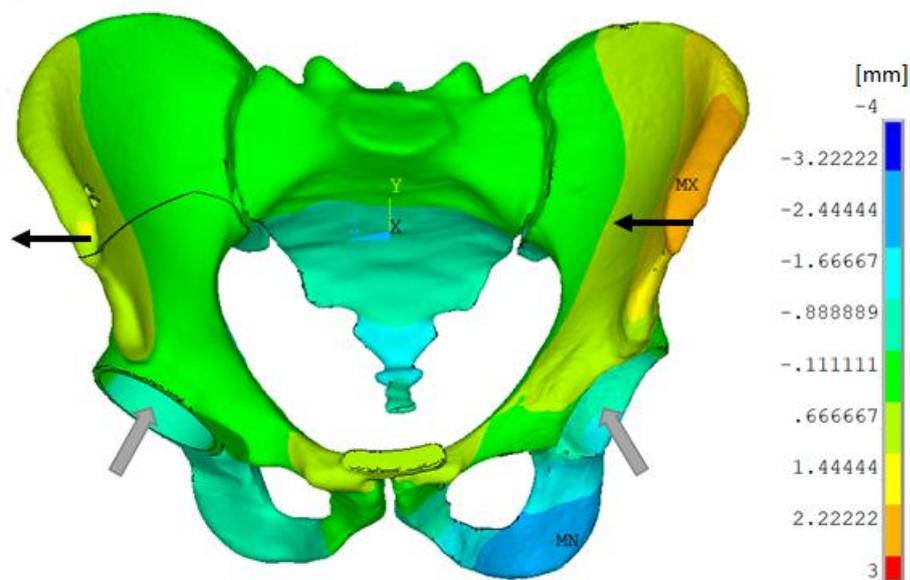


Figure 85. Esempio di spostamento lungo la direzione medio-laterale (asse z)

In conclusione, l'analisi degli spostamenti ha permesso di verificare la corretta risposta dei modelli realizzati in funzione dei carichi applicati. Durante lo squat il movimento complessivo della pelvi è un'inclinazione anteriore associata ad una rotazione sul piano y-z (coronale) verso il lato in cui viene scaricato maggiormente il peso corporeo (dove la forza di reazione all'anca è maggiore).

4.6 Analisi delle deformazioni (squat)

Per valutare la distribuzione dei carichi, analogamente alla camminata, anche per il task dello squat è stata valutata inizialmente la prima deformazione elastica lineare e successivamente la terza deformazione elastica lineare. Questa analisi permette di identificare le zone normalmente sollecitate a deformazione osservando l'emipelvi intatta e le zone sottoposte a deformazione elastica nel lato operato. Queste ultime consentono di determinare se l'inserimento dell'impianto protesico con rigidità maggiore dell'osso altera la distribuzione delle deformazioni modificando lo stato di sollecitazione dell'osso residuo.

Per lo squat è stato valutato un solo istante di tempo in quanto è un task simmetrico e i picchi di forza di reazione all'anca dei due lati si discostano solo di qualche millisecondo. Il picco di forza corrisponde all'istante di tempo in cui il paziente si trova nel punto di massima discesa prima di iniziare a risalire per concludere il movimento

di squat. Essendo un task simmetrico bipodalico, anche se le forze di reazione all'anca delle due emipelvi hanno moduli differenti, i soggetti non sono stati suddivisi tra simmetrici e asimmetrici perché l'appoggio avviene con entrambi i piedi e di conseguenza il carico viene ridistribuito per tutto il cingolo pelvico.

Inoltre, a differenza della camminata, lo squat è stato svolto solo da cinque dei sei pazienti presenti nello studio, pz5 non ha svolto questo task.

4.6.1 Deformazioni di pz3

	Ripetizione	Intatto		Intatto			Operato		
		Modulo [N]	Modulo [N]	x [N]	y [N]	z [N]	x [N]	y [N]	z [N]
pz 3	1	1892	1198	-1335	1288	-374	-951	473	555

Tabella XIV. Modulo della forza di reazione all'anca e relative componenti, per entrambi i lati, durante lo squat di pz3

Dalla Tabella XIV è possibile notare che il pz3, durante l'esecuzione dello squat, ha caricato maggiormente il peso corporeo sul lato intatto data la maggiore forza di reazione all'anca.

In Figura 85 è riportata la distribuzione della prima deformazione principale (deformazione a trazione ϵ_1) relativa a pz3.

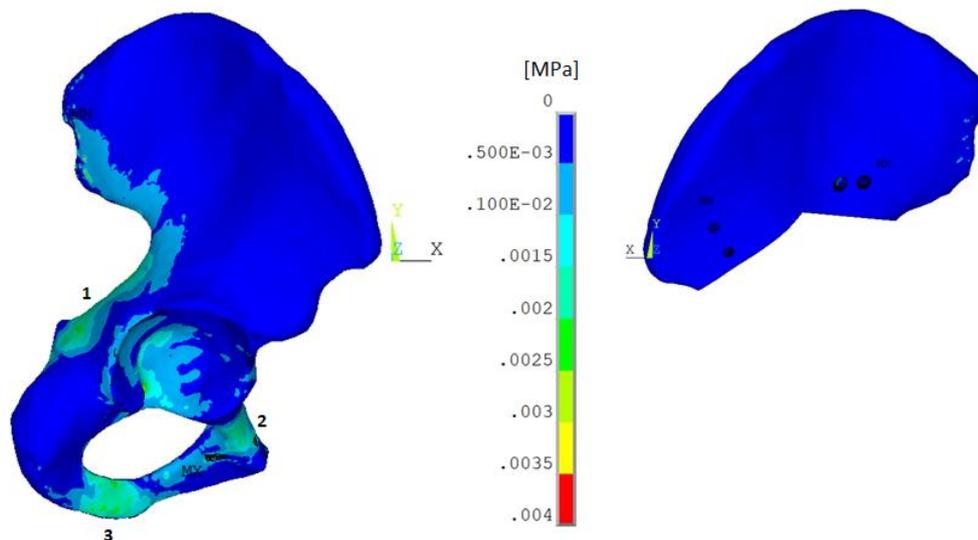


Figure 86. Prima deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Esternamente, le zone anatomiche della pelvi maggiormente sollecitate sono l'incisura ischiatica fino al tubercolo pubico (1), il ramo superiore del pube (2) e la parte inferiore del ramo pubico (3). Tutta la zona dell'ileo, compresa la cresta iliaca, risulta priva di deformazioni. Complessivamente, rispetto alle ϵ_1 di pz3 relative alla camminata, l'emipelvi intatta presenta deformazioni di entità maggiore che ricoprono aree anatomiche differenti.

Il lato operato risulta essere privo di deformazioni; le zone che si vedono sollecitate sono artefatti dovuti alla modellazione dei link rigidi realizzati per applicare la forza del gluteo massimo.

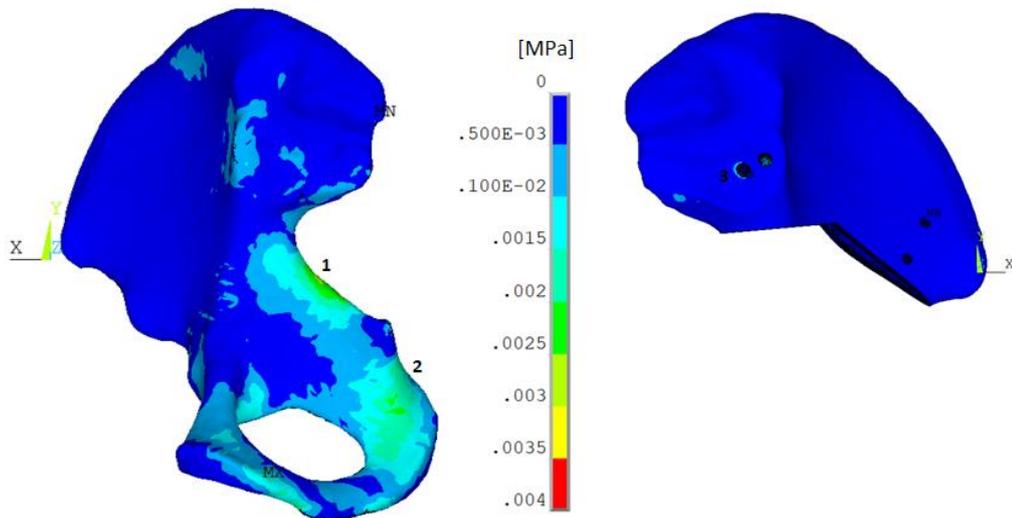


Figure 87. Prima deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Internamente, la zona dell'ileo risulta quasi priva di deformazioni a trazione, mentre le ϵ_1 maggiori si evidenziano nella parte inferiore dell'incisura ischiatica (1), con massimo di 3000 μ strain, e nella parte posteriore della tuberosità ischiatica (2). Rispetto alle ϵ_1 della camminata del lato interno, quelle riportate in Figura 86 hanno distribuzione differente ed entità inferiori di circa il 30%.

L'emipelvi controlaterale operata è priva di sollecitazioni a trazione anche nel lato interno. Minime sollecitazioni (800 μ strain) sono presenti solo vicino al foro della vite sacroiliaca (3). Questa mancanza di ϵ_1 conferma il rischio di strain-shielding a lungo termine già evidenziato dall'analisi delle deformazioni della camminata.

Successivamente è stata analizzata la terza deformazione elastica principale (deformazione a compressione, ϵ_3). Queste sollecitazioni, rispetto a quelle a trazione, hanno un'importanza maggiore perché fisiologicamente la pelvi lavora a compressione.

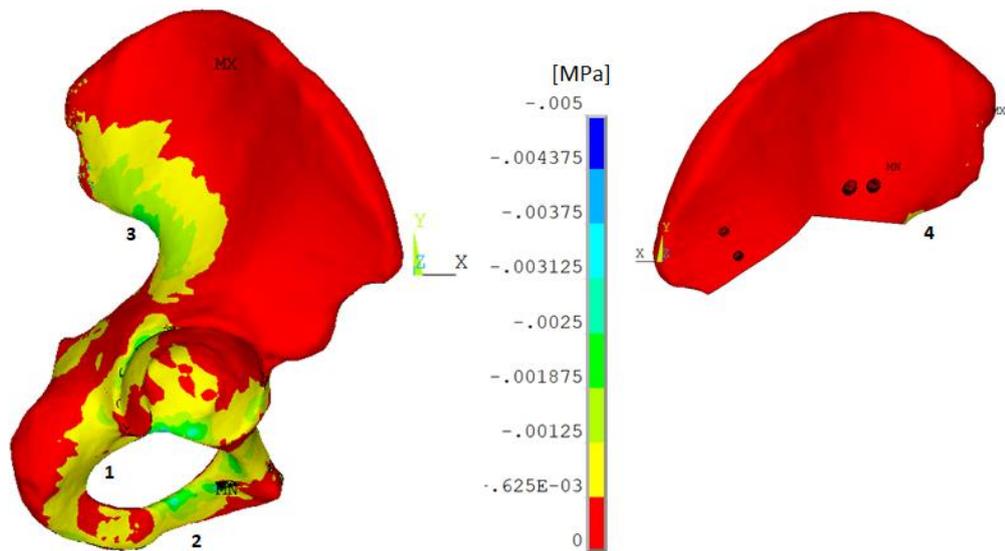


Figure 88. Terza deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

La distribuzione delle ϵ_3 è reciproca rispetto a quella della prima deformazione elastica principale. L'ileo e la cresta iliaca sono le uniche zone prive di sollecitazioni. Le ϵ_3 maggiori (2000 μ strain) si trovano in corrispondenza della parte inferiore dell'ileo verso il forame otturatorio (1) e lungo la parte inferiore del ramo pubico (2). Anche la parte superiore dell'incisura ischiatica (3) risulta essere particolarmente sollecitata (circa 1550 μ strain).

Anche per le ϵ_3 , il lato operato risulta essere privo di deformazioni. Sono nuovamente presenti gli artefatti dovuti alla modellazione della forza del gluteo massimo. Vicino alla parte residua dell'incisura ischiatica (4) sono presenti delle minime deformazioni a compressione che però non sono significative dal punto di vista biomeccanico come sollecitazioni effettive dell'osso.

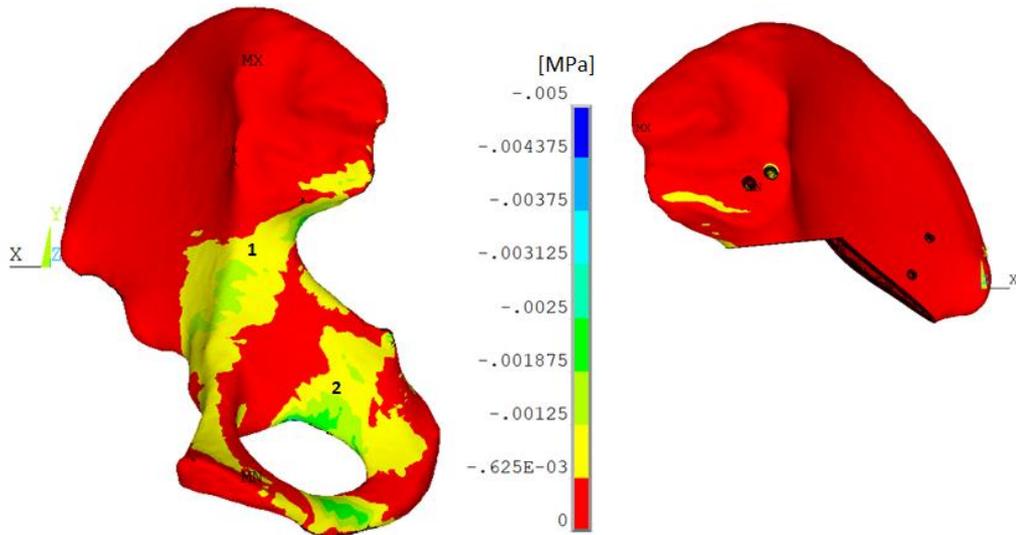


Figure 89. Terza deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3

Internamente, le ϵ_3 si distribuiscono dalla parte inferiore dell'incisura ischiatica lungo tutta la spina ischiatica (1) e lungo tutta la tuberosità ischiatica (2). Rispetto alle deformazioni a compressione relative alla camminata, le ϵ_3 riportate in Figura 88 sono inferiori di circa il 30% e sono distribuite maggiormente verso la parte inferiore dell'emipelvi.

Il lato operato è nuovamente privo di deformazioni confermando il rischio di riassorbimento osseo a lungo termine per mancanza di carichi. Le sollecitazioni a livello dell'incisura ischiatica hanno valori tali da non generare sollecitazioni sufficienti alla componente ossea.

4.6.2 Confronti deformazioni di tutti i casi studio

Come già detto precedentemente, per l'analisi dello squat non è stata mantenuta la suddivisione dei pazienti in simmetrici e asimmetrici perché si tratta di un task simmetrico bipodalico in cui i carichi vengono distribuiti in tutto il cingolo pelvico.

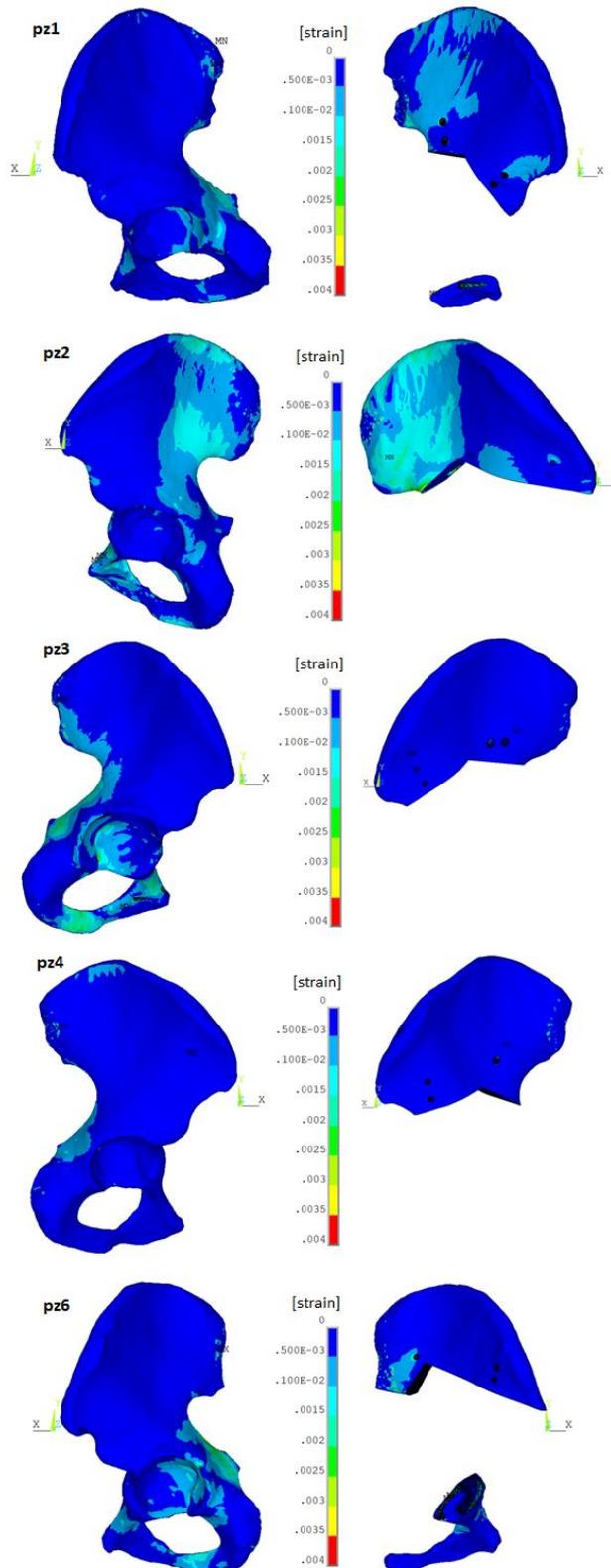


Figure 90. Prima deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat

La distribuzione delle ε_1 ricopre la zona dell'incisura ischiatica e il ramo pubico. Gli andamenti differiscono tra i diversi pazienti perché lo squat è un task molto complesso e viene eseguito in modo differente da ogni soggetto e questo si traduce in differenti forze in gioco e diverse aree sollecitate. Il modello di pz2 è quello che presenta le ε_1 maggiori che ricoprono anche la maggior parte dell'ileo.

Le maggiori differenze, però, si riscontrano sul lato operato. Pz3 e pz4 sono asimmetrici nella camminata e, nonostante la distribuzione dei carichi lungo tutto il cingolo pelvico che avviene durante lo squat, anche in questo caso l'osso residuo risulta privo di sollecitazioni a deformazione. Invece, per gli altri tre casi studio la zona dell'incisura ischiatica è sollecitata, in particolar modo per pz2.

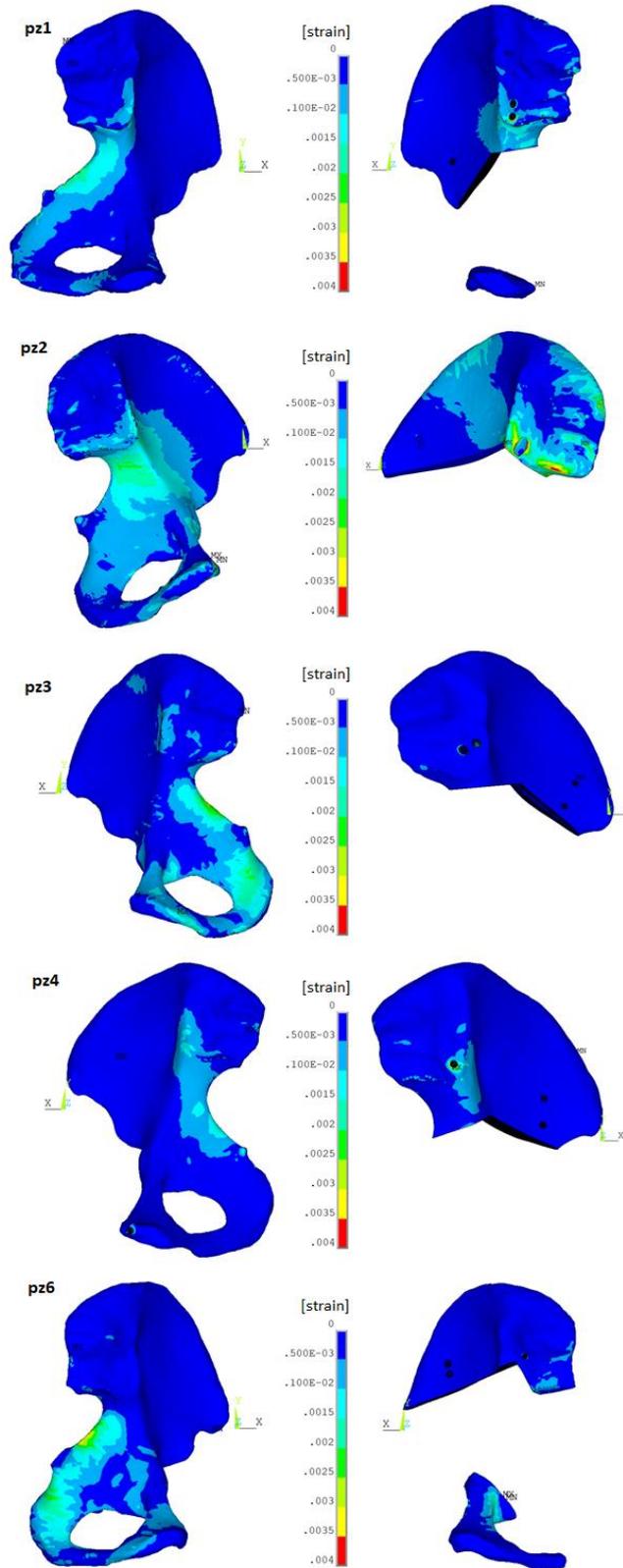


Figure 91. Prima deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat

Internamente l'analisi delle deformazioni a trazione è analoga a quella descritta per la parte esterna. Le sollecitazioni si concentrano vicino alla grande incisura ischiatica fino alla piccola incisura ischiatica e, nel caso di pz2, anche lungo la linea arcuata. Rispetto al lato esterno, però, in tutti i casi le ϵ_1 sono maggiori.

Per il lato operato si osservano gli stessi risultati riportati per la parte esterna dell'osso residuo, confermando il rischio di strain-shielding a lungo termine per pz3 e pz4 a causa della mancanza quasi totale di sollecitazioni.

Successivamente è stata analizzata per i cinque pazienti la terza deformazione elastica principale.

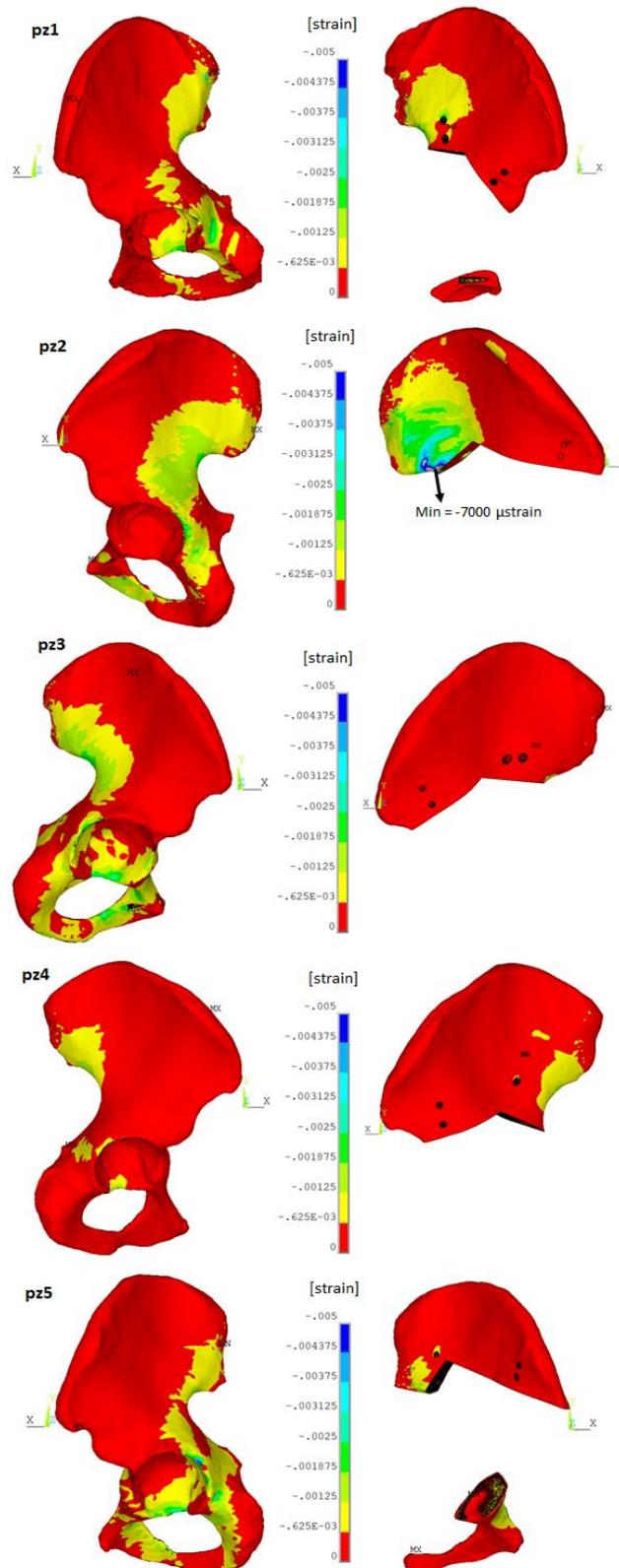


Figure 92. Terza deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat

In tutti e cinque i casi analizzati l'incisura ischiatica, la piccola incisura ischiatica e il ramo pubico sono le zone maggiormente soggette a deformazione a compressione. Il pz4 è quello che presenta ϵ_3 minori, ma anche per la camminata è il soggetto con minori deformazioni sia a compressione che a trazione. Il valore massimo di ϵ_3 che si riscontra nei modelli è di circa 2000 μ strain.

Per il lato operato, la distribuzione delle deformazioni a compressione viene mantenuta per pz1, pz2 e pz6. In particolare pz2 presenta ϵ_3 ancora maggiori rispetto all'emipelvi controlaterale con un modulo massimo di deformazione pari a 7000 μ strain. Invece, per pz2 l'osso residuo risulta essere totalmente privo di sollecitazioni a compressione; mentre per pz3 sono presenti delle minime sollecitazioni vicino all'incisura ischiatica le quali, però, non sono sufficienti a garantire un rimodellamento osseo ottimale.

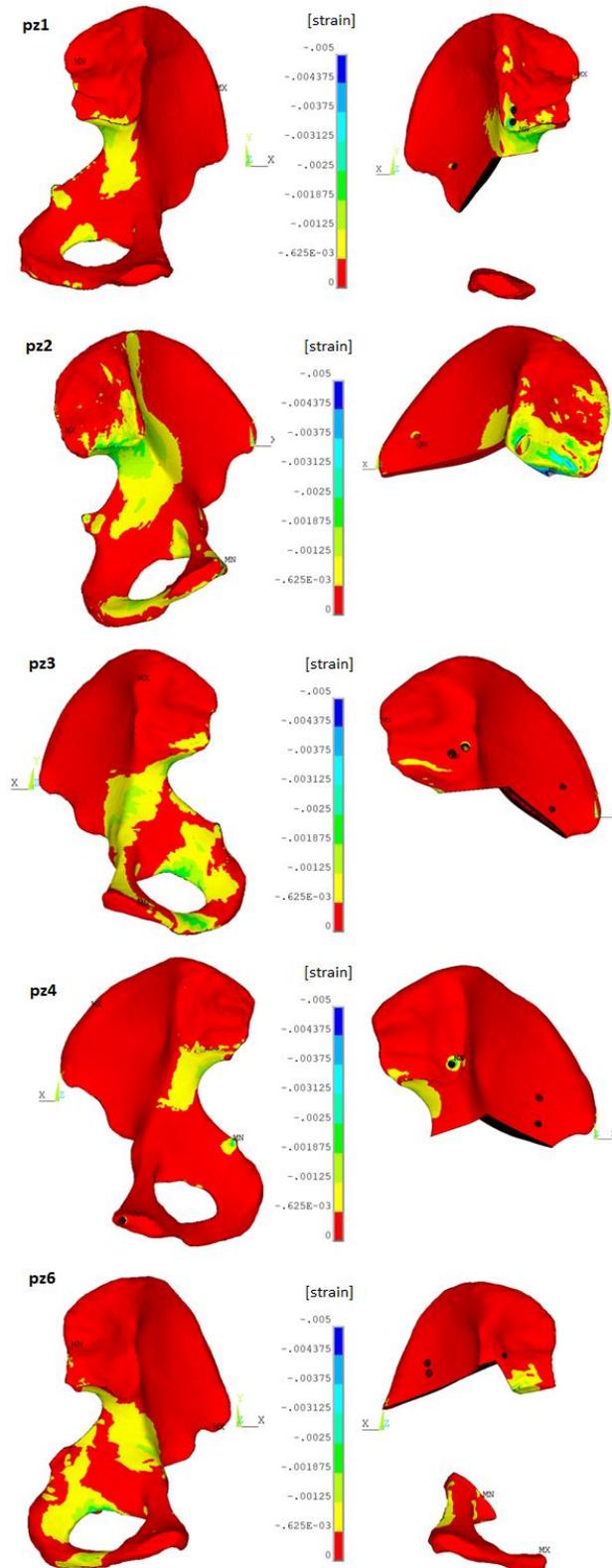


Figure 93. Terza deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat

Osservando il lato interno, la zona dell'incisura ischiatica verso la linea arcuata e la parte posteriore della tuberosità ischiatica sono le parti dove sono presenti le deformazioni a compressione maggiori. In tutti e cinque i casi il valore massimo di ϵ_3 è di circa 2000 μ strain. Per tutti i soggetti analizzati l'ileo risulta essere totalmente privo di sollecitazioni a compressione.

Il lato operato conferma i risultati già discussi per il lato esterno. Pz3 e pz4 hanno l'osso residuo privo di ϵ_3 , in particolare pz4 ha delle deformazioni concentrate vicini al foro della vite sacroiliaca le quali sono principalmente dovute ad artefatti della modellazione della vite. Quindi, anche dall'analisi delle deformazioni a compressione dello squat, per pz3 e pz4 è presente il rischio di riassorbimento osseo a lungo termine con conseguente fallimento dell'impianto a causa di mancanza di carichi sufficienti. Gli altri tre casi studio, invece, hanno l'incisura ischiatica molto sollecitata con ϵ_3 confrontabili con quelle dell'emipelvi controlaterale.

4.7 Analisi delle tensioni (squat)

Come per la camminata, le tensioni sono state analizzate solo relativamente alla componente protesica per verificarne il suo stato tensionale e verificare che le zone maggiormente sottoposte a sforzi rientrassero nel limite di rottura a fatica della lega di Titanio (400 MPa utilizzando una stima conservativa).

Inizialmente viene riportata l'analisi delle tensioni per il modello di pz3 realizzato in questa tesi, successivamente vengono discussi i risultati delle tensioni confrontando tutti e cinque i pazienti che hanno eseguito lo squat.

4.7.1 Tensioni di pz3

Per prima cosa è stata analizzata la prima tensione principale (σ_1) sull'impianto protesico.

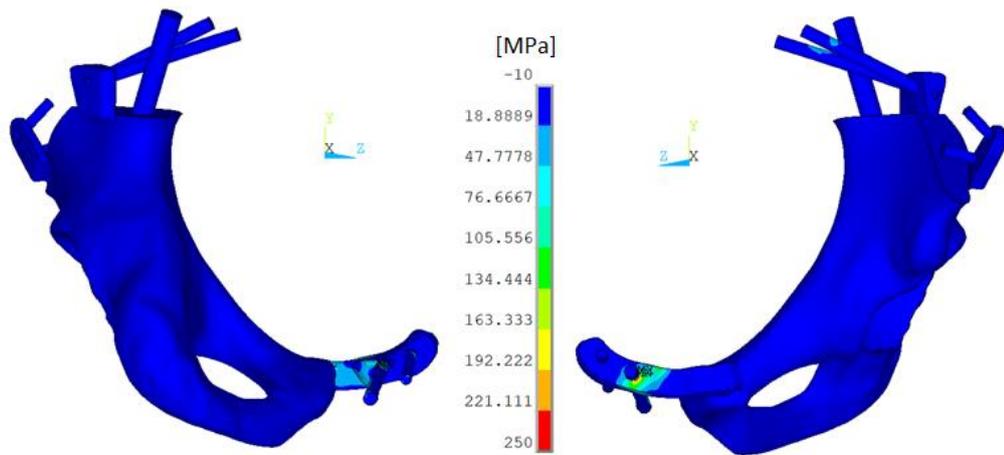


Figure 94. Distribuzione della prima tensione principale sulla protesi di pz3

Il corpo della protesi risulta prevalentemente scarico, come anche il peg e le viti più corte. Le viti con lunghezza maggiore presentano delle tensioni in corrispondenza della zona che si trova nella cartilagine sacro-iliaca in quanto si trovano in un componente con una rigidità inferiore rispetto a quella dell'osso e questo porta ad avere una concentrazione delle tensioni nella zona interessata. La componente della protesi maggiormente sollecitata è la parte esterna della linguetta pubica. Gli sforzi si concentrano all'interfaccia linguetta-vite in quanto è una zona di intaglio (netto cambio di geometria).

Successivamente è stata analizzata la terza tensione principale (σ_3) sulla protesi.

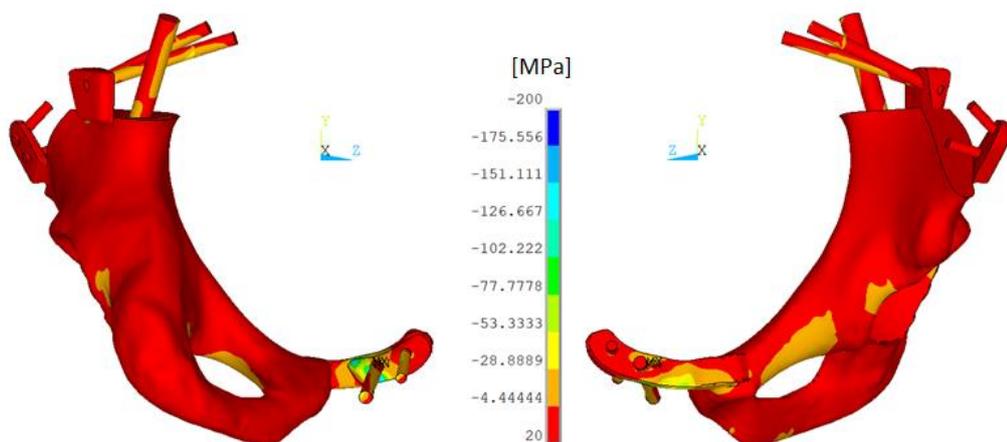


Figure 95. Distribuzione della terza tensione principale sulla protesi di pz3

Le tensioni che si osservano sono reciproche rispetto a quelle descritte per la prima tensione principale. Il corpo dell'impianto protesico è sostanzialmente privo di sforzi, si notano delle tensioni lungo il ramo superiore del pube ma sono trascurabili in quanto hanno entità di circa -4 MPa. Le viti e il peg sono sottoposti a tensioni minime nella parte inferiore. Invece, la parte interna della linguetta pubica risulta essere notevolmente sottoposta a tensione (tensione massima di circa -127 MPa) soprattutto nella zona di intaglio vicino alla vite.

Infine, sono state analizzate le tensioni di Von Mises per avere una visione complessiva dello stato tensionale a flessione dell'impianto protesico.

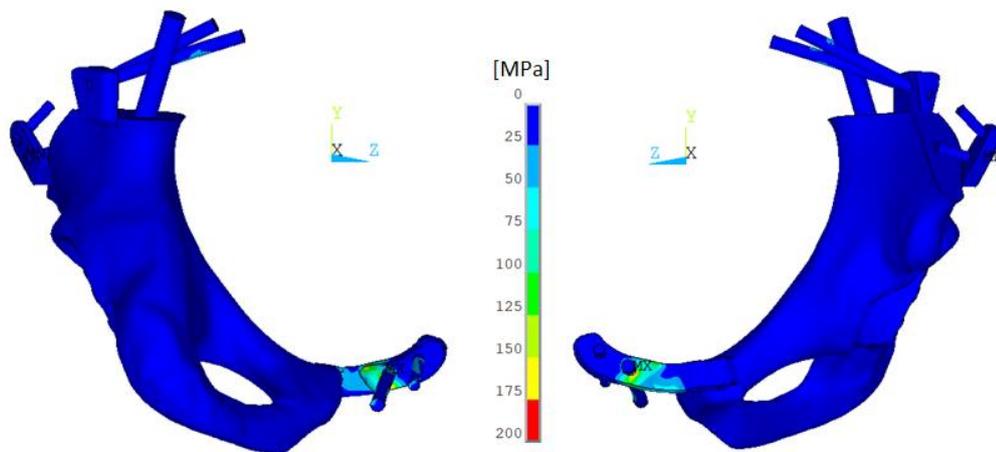


Figure 96. Distribuzione delle tensioni di Von Mises sulla protesi di pz3

Complessivamente la protesi e le viti risultano scariche o sottoposte a tensioni minime che non genera nessun effetto dal punto di vista biomeccanico. L'unico componente soggetto a flessione è la linguetta pubica, come mostrato in maggior dettaglio in Figura 96, con tensione massima di circa 200 MPa all'interfaccia linguetta-vite. La tensione presente è inferiore del limite di rottura a fatica, ma rimane comunque elevato rispetto alle altre componenti che costituiscono la protesi.



Figure 97. Zoom della distribuzione delle tensioni di Von Mises sulla linguetta pubica di pz3

4.7.2 Confronto tensioni di tutti i casi studio

Per confrontare le tensioni di tutti e cinque i pazienti che hanno svolto il task dello squat si è scelto di utilizzare solo le tensioni di Von Mises in quanto forniscono lo stato tensionale complessivo a flessione dell'impianto protesico.

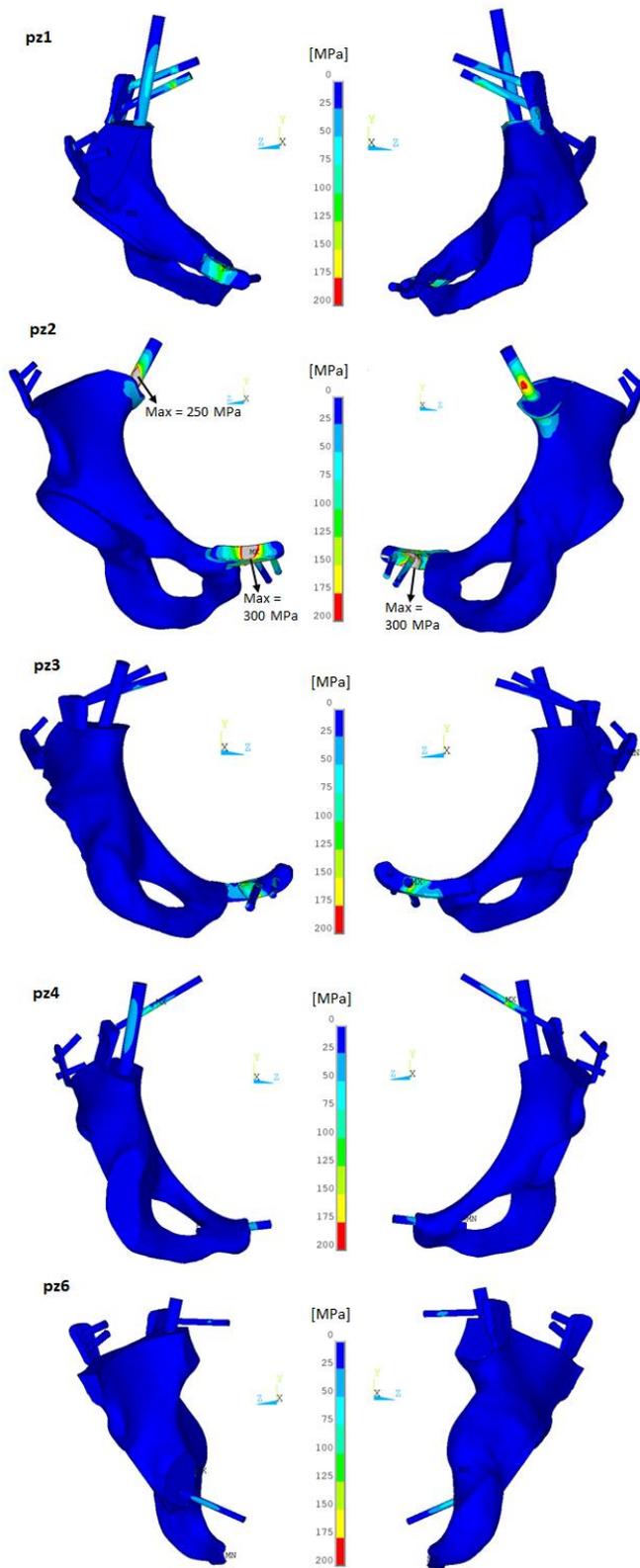


Figure 98. Distribuzione delle tensioni di Von Mises di tutti i pazienti che hanno svolto lo squat

Per tutti e cinque i casi presentati il corpo della protesi risulta privo di tensioni. Le viti con lunghezza ridotta sono tendenzialmente molto poco sollecitate e non presentano criticità dal punto di vista biomeccanico. Le componenti su cui si deve porre particolare attenzione sono la vite sacroiliaca e la linguetta pubica, quando presente.

La vite sacroiliaca risulta essere sottoposta a flessione a causa della sua lunghezza e inclinazione con cui viene inserita all'interno dell'osso. Inoltre, gli sforzi si concentrano in una zona limitata della vite in corrispondenza del suo passaggio all'interno della cartilagine sacro-iliaca, questo avviene perché a differenza dell'osso la cartilagine presenta modulo elastico inferiore e questo si traduce in un aumento puntuale delle tensioni sulla vite che presenta rigidità maggiore. Nel caso di pz6 questa flessione, seppur con entità inferiore, è possibile osservarla sulla vite inferiore che si inserisce all'interno del ramo pubico. Invece, nel caso di pz2 non è presente nessuna vite sacroiliaca che consenta il trasferimento degli sforzi, di conseguenza il peg risulta essere notevolmente sollecitato (questo non avviene negli altri casi studio in cui è presente la vite sacroiliaca). Per pz2 la tensione a flessione massima delle viti si evidenzia proprio sul peg con un valore di 250 MPa, la quale risulta essere comunque inferiore al limite a fatica del titanio, ma si deve comunque tenere conto che le viti non sono progettate per lavorare a flessione e questo può portare a problematiche sulla resistenza del materiale a lungo termine.

Quando presente, la seconda componente con maggiori tensioni è la linguetta pubica sulla quale agisce un momento flettente che tende a fletterla verso l'interno del cingolo pelvico. Le tensioni sono concentrate nella zona della linguetta in cui si inserisce la vite più vicina alla protesi. Per i modelli di pz1, pz2 e pz3 le tensioni in gioco sulla linguetta pubica sono comunque inferiori al limite di rottura a fatica del titanio (il massimo lo si trova in quella di pz2 con 300MPa). La linguetta pubica risulta essere particolarmente sollecitata a causa della sua geometria e soprattutto perché essendo l'elemento di congiunzione tra le due emipelvi che consente di chiudere il cingolo pelvico è la componente che deve maggiormente trasmettere i carichi.

5 Conclusioni

Negli ultimi anni la realizzazione e l'impianto di protesi emipelviche custom-made ha subito un notevole sviluppo consentendo il ripristino della struttura anatomica del bacino, un ottimo recupero funzionale e una drastica riduzione dei tempi chirurgici.

Per valutare nel modo più completo possibile il comportamento biomeccanico della pelvi a seguito di un impianto protesico custom-made si ricorre all'analisi meccanica strutturale mediante il metodo degli elementi finiti (FEM). Questa tipologia di analisi consente di valutare le deformazioni e le tensioni che agiscono sulle componenti ossea e protesica della ricostruzione.

In letteratura, a causa dell'elevata complessità anatomica della pelvi, gli studi che realizzano modelli del bacino per l'analisi FEM sono pochi. Dagli studi di validazione presenti si sono ottenute le principali linee guida per la realizzazione dei modelli, sviluppando delle metodologie innovative dove i metodi in letteratura risultavano poco chiari o difficilmente replicabili, come per l'inserimento all'interno dei modelli di cartilagini e legamenti. Ulteriore innovazione risiede nell'applicazione delle forze muscolari e di reazione all'anca come condizioni di carico. In letteratura, infatti, le forze di reazione all'anca quando sono ottenute da dati relativi alla gait analysis non sono specifiche per i pazienti dai quali sono stati ricavati i modelli, ma derivano da dati relativi ad altri soggetti.

Il progetto proposto in questa tesi può essere considerato, rispetto alla revisione della letteratura effettuata, il primo relativo alla realizzazione di modelli pelvici con protesi custom-made in esiti di chirurgia oncologica esaminati mediante condizioni di carico fisiologiche, in quanto ricavate da modelli muscoloscheletrici specifici, realizzati partendo dai dati ricavati durante una sessione di gait analysis.

Il primo scopo della presente tesi era la realizzazione dei modelli 3D del bacino con relativa protesi dei due casi della coorte ancora da analizzare. Per conseguire questo scopo sono stati realizzati i seguenti passi di modellazione:

- Segmentazione delle componenti ossee partendo da immagini di Tomografia Computerizzata (TC) pre-operatorie (novità rispetto alla letteratura dove vengono utilizzate sempre le immagini post-operatorie in cui è presente la protesi) con successiva registrazione della protesi dalle condizioni post-operatorie;

- Semplificazione della geometria del sacro in fase di segmentazione per ridurre la complessità del modello nelle zone in cui la deformabilità non è di interesse per il progetto;
- Estrazione delle cartilagini con conseguente sottrazione booleana con le componenti ossee per ottenere congruenza tra le superfici;
- Estrazione e modellazione delle viti e del peg per completare il modello della protesi (in letteratura la protesi è tendenzialmente priva delle componenti di fissaggio);
- Taglio delle componenti ossee mediante piani di taglio realizzati appositamente;
- Inserimento delle aree di inserzione muscolare a partire da immagini di atlanti anatomici e dei legamenti per completare il modello dal punto di vista anatomico;
- Generazione della mesh, prima bidimensionale e poi tridimensionale delle componenti che costituiscono il modello pelvico;
- Realizzazione della condizione di vincolo bloccando tutti i gradi di libertà della superficie superiore del sacro a contatto con il disco intervertebrale;
- Applicazione delle condizioni di carico: (i) il cammino in piano (task maggiormente svolto durante le attività quotidiane) e (ii) lo squat (task motorio simmetrico e bipodalico non ancora analizzato in letteratura), ricavate a partire dai modelli muscoloscheletrici specifici per i pazienti inseriti nel progetto.
- Infine sono state analizzate le deformazioni dell'osso e le tensioni a livello della componente protesica modellando l'istante di tempo del secondo picco per il cammino e dell'unico picco presente per lo squat.
- I risultati relativi allo squat sono stati ricavati anche per i modelli realizzati dai lavori precedenti di N. Corallo [1] e di L. Papa [2] perché nei due precedenti lavori di tesi era stato valutato solo il cammino.

Il secondo scopo di questa tesi era quello di effettuare i confronti in termini di deformazioni e tensioni tra tutti i casi studio presenti nel progetto (sei).

Dall'analisi dei carichi relativi alla camminata di tutti e sei i soggetti è stato possibile suddividere i casi studio in due differenti gruppi: simmetrici e asimmetrici. I primi presentano valori paragonabili di forze di reazione all'anca tra i due lati, mentre i

secondi hanno una forza sul lato operato molto inferiore (fino al 46%) rispetto a quello controlaterale.

Gli spostamenti complessivi, valutati solo qualitativamente, hanno confermato il comportamento fisiologico atteso per la pelvi in entrambi i task motori.

Le deformazioni sono state valutate relativamente alle componenti ossee: l'emipelvi intatta è stata analizzata con lo scopo di ottenere la distribuzione fisiologica, mentre le deformazioni dell'osso residuo del lato operato sono state valutate per verificare il rischio di riassorbimento osseo a lungo termine con conseguente fallimento dell'impianto per mobilizzazione asettica. Relativamente ai due task motori si è osservato che:

- Le entità delle deformazioni non sono critiche, anzi risultano essere simil fisiologiche (inferiori a 3500 μ strain).
- Per il cammino, le zone anatomiche maggiormente sollecitate a deformazione sono: incisura ischiatica, linea arcuata, cresta pettinea, ramo superiore del pube, parte dell'ileo sopra l'acetabolo e la parte inferiore del ramo pubico. Queste trovano conferma in diversi studi presenti in letteratura [19], [22], [26], [31]. Relativamente allo squat, invece, le zone anatomiche maggiormente sollecitate sono: incisura ischiatica, linea arcuata e ramo superiore del pube.
- Le maggiori differenze tra soggetti simmetrici ed asimmetrici si osservano nel cammino. Per i casi simmetrici la distribuzione e le entità delle deformazioni sono preservate nell'osso residuo confermando un corretto trasferimento dei carichi da parte della protesi. Situazione differente si riscontra per i soggetti asimmetrici, per i quali l'osso residuo nell'emipelvi operata mostra sollecitazioni ridotte fino al 50-70% rispetto alle corrispondenti zone dell'emipelvi intatta. Questo potrebbe portare a strain-shielding con conseguente rischio di riassorbimento osseo ed eventuale fallimento della protesi a lungo termine.
- La riduzione delle entità delle deformazioni per i soggetti asimmetrici viene comunque confermata anche dall'analisi dello squat.

Infine sono state analizzate le tensioni a livello della componente protesica. Nonostante le differenze presenti nelle geometrie delle protesi, le quali dipendono dal tipo di resezione eseguita durante l'intervento chirurgico, i risultati che si ottengono

sono confrontabili tra di loro con distribuzioni simili degli stress per il cammino e per lo squat:

- Il corpo della protesi mostra tensioni equivalenti (Von Mises) massime molto basse, intorno a 50 MPa (limite a fatica della lega di Titanio utilizzata pari a circa 400 MPa).
- Maggiori sollecitazioni sono presenti sugli elementi di connessione protesi-osso. In cinque casi su sei il componente più sollecitato è la vite sacroiliaca con una tensione massima di 250 MPa nella zona in cui si trova all'interno della cartilagine.
- Nell'unico caso in cui non è presente la vite sacroiliaca il componente maggiormente sollecitato a flessione è il peg con tensione massima di 250 MPa.
- La linguetta pubica, quanto presente, è l'altra componente protesica maggiormente sollecitata prevalentemente a flessione (fino a 300 MPa). Nel caso di pz4 al posto della linguetta è presente una vite, la quale risulta comunque soggetta a flessione in quanto è l'unico elemento presente nel modello che consente di chiudere il cingolo pelvico.

L'unico rischio emerso dall'analisi delle deformazioni di tutta la coorte di pazienti inseriti nel progetto è la possibilità di avere riassorbimento osseo a lungo termine per mancanza di carichi (strain-shielding) nei soggetti che non riescono a realizzare condizioni di carico simmetriche tra le due emipelvi e mostrano carichi applicati sul lato operato inferiori rispetto a quelli dell'emipelvi controlaterale. È quindi fondamentale sottoporre i pazienti che presentano asimmetria dei carichi, per quanto possibile a seguito delle resezioni muscolari condotte nell'operazione, ad un'efficace riabilitazione post-operatoria aumentando la forza generata dalla muscolatura residua per compiere tutti i principali movimenti dell'anca: flesso-estensione, abduzione-adduzione e intra-extrarotazione.

Invece, dall'analisi delle tensioni relative alla protesi è possibile concludere che:

- Una personalizzazione del disegno della protesi non è particolarmente necessaria in quanto il comportamento biomeccanico consente già una trasmissione dei carichi non dissimile da quella fisiologica.

- Un alleggerimento della protesi è possibile (date le basse sollecitazioni nel corpo protesico) ma non necessario in quanto la rigidità dell'impianto protesico non è la causa del rischio di riassorbimento osseo.
- È necessario porre attenzione agli elementi di connessione protesi-osso:
 - Per la vite sacroiliaca è consigliata una riorientazione verso la direzione principale della forza di reazione all'anca (direzione longitudinale) o un accorciamento in modo da non attraversare l'articolazione ileo-sacrale per limitare le tensioni a flessione. Se a causa dei vincoli chirurgici queste soluzioni non sono possibili sarebbe opportuno aumentare il diametro della vite.
 - Dimensionare correttamente le linguette per limitarne la flessione.
 - Evitare l'utilizzo della vite per la sintesi della sinfisi pubica. Mantenere la continuità del cingolo pelvico è opportuno, ma l'utilizzo di una sola vite può portare a mobilitazione (vedi il follow-up del caso di pz4) o rottura (altri casi extra-coorte).

In conclusione è stato possibile identificare ulteriori elementi di ottimizzazione della modellazione. Si potrebbe simulare la precompressione della protesi e delle viti effettivamente applicata prima dell'intervento chirurgico e valutarne l'influenza sulla distribuzione delle deformazioni dell'osso e sulle tensioni a livello della componente protesica. Si potrebbe migliorare la modellazione dell'interazione protesi-viti. Infatti, nei modelli presentati in questa tesi le viti sono considerate parte integrante della protesi, mentre nella realtà queste sono legate alla protesi solo mediante la testa che si inserisce all'interno del foro della linguetta. Inoltre, sarebbe opportuno definire un riferimento omeostatico analizzando una coorte clinica di pelvi intatte in modo da ottenere il riferimento fisiologico della distribuzione dei carichi del cingolo pelvico. Infine, si potrebbero modellare le cartilagini mediante il modello di Mooney-Rivlin, utilizzando un modello materiale iperelastico.

Indice delle figure

Figure 1. Prima generazione di endoprotesi costituita da tre parti: fissazione iliaca, acetabolare e piatto di connessione pubica [3].....	12
Figure 2. Evoluzione delle endoprotesi a partire dagli anni Settanta fino ad oggi.....	13
Figure 3. Struttura anatomica del cingolo pelvico [immagine presa dal libro Netter di anatomia].....	13
Figure 4. Rappresentazione delle tre ossa che fuse insieme formano l'emipelvi	14
Figure 5. Struttura anatomica dell'emipelvi [immagine presa dal libro Gray di anatomia].....	16
Figure 6. Legamenti presenti nel cingolo pelvico anteriormente (sinistra) e posteriormente (destra)	17
Figure 7. Differenze anatomiche tra pelvi maschile (sinistra) e pelvi femminile (destra).....	18
Figure 8. A: Immagine radiografica di un osteosarcoma. C: Tomografia Computerizzata assiale di un osteosarcoma [11]	21
Figure 9. A: Radiografia di un sarcoma di Ewing. C: Tomografia Computerizzata assiale di un sarcoma di Ewing [11].....	21
Figure 10. A: Radiografia di un condrosarcoma di terzo grado. B: Tomografia Computerizzata assiale di un condrosarcoma di terzo grado [11]	22
Figure 11. Classificazione delle tipologie di resezione del cingolo pelvico.....	23
Figure 12. Classificazione delle tipologie di resezione quando viene coinvolta la zona acetabolare	24
Figure 13. Radiografia di un composito allograft-protesi [14]	25
Figure 14. Radiografia di un impianto di protesi emipelvica modulare [14].....	26
Figure 15. Radiografia di una trasposizione di anca [14].....	26
Figure 16. Tomografia Computerizzata di una protesi custom-made.....	27
Figure 17. Strutture ossee delle due emipelvi con osteosarcoma emipelvico e relativi piani di resezione	28
Figure 18. Workflow per ottenere un modello 3D partendo dall'imaging clinico.....	29
Figure 19. Schema di funzionamento di un sensore a semiconduttore per tomografi	46
Figure 20. Valori di Unità Hounsfield per differenti tessuti biologici	47
Figure 21. Esempio di definizione del Window Level (WL) e del Window Width (WW) nelle immagini TC.....	48
Figure 22. Esempio di artefatto metallico durante la visualizzazione di un'immagine post-operatoria	49
Figure 23. Confronto tra la struttura anatomica del sacro (sinistra) e quella semplificata del modello (destra)	52
Figure 24. Componenti segmentate con relative cartilagini del modello del pz3 (sinistra) e del modello del pz5 (destra)	53
Figure 25. Cartilagine (in rosso) segmentata in modo conservativo lateralmente e sovrasegmentata verso l'osso.....	53

Figure 26. Registrazione finale della protesi (viola) sull'isosuperficie (azzurra) per i due modelli: pz3 a destra e pz5 a sinistra.....	55
Figure 27. Protesi con le viti semplificate, pz3 a destra e pz5 a sinistra	56
Figure 28. Rappresentazione della protesi e delle componenti ossee, con relativi sistemi di riferimento, prima del ripristino delle condizioni pre-operatorie.....	57
Figure 29. Protesi registrata sulle componenti pre-operatorie per il pz3 (sinistra) e per il pz5 (destra)	57
Figure 30. Protesi con i fori per il passaggio delle viti nelle linguette chiusi.....	58
Figure 31. Inserzioni muscolari di atlanti anatomici utilizzate per realizzare quelle sui modelli della tesi.....	59
Figure 32. Emipelvi destra con le inserzioni muscolari.....	60
Figure 33. Emipelvi destra con le inserzioni muscolari e le linee che identificano i principali cambi di geometria	60
Figure 34. Piani di resezione realizzati per effettuare il taglio dell'osso dell'emipelvi operata.....	61
Figure 35. Rappresentazione di tutti i piani di resezione, in rosso quelli di resezione dell'osso e in verde quelli per il taglio delle linguette, per il modello pz3 (sinistra) e pz5 (destra)	62
Figure 36. Sezione trasversale della mesh della superficie di interfaccia tra sacro (rosa) e cartilagine sacroiliaca (azzurra)	63
Figure 37. Modello completo del cingolo pelvico con i legamenti (in rosso).....	66
Figure 38. Esempio di distribuzione del modulo elastico in funzione del livello di grigio dell'immagine TC di una slice.....	70
Figure 39. Schema di funzionamento di una macchina EBM (fusione a fascio di elettroni)	71
Figure 40. Geometria della cella elementare che costituisce la parte trabecolare della protesi.....	72
Figure 41. Struttura del cingolo pelvico con raffigurata in rosso la superficie di interfaccia tra sacro e disco intervertebrale vincolata	74
Figure 42. Geometrie estratte da OpenSim e quelle segmentate pre-operatorie, con relativi sistemi di riferimento, prima della registrazione	75
Figure 43. Sistema di riferimento della pelvi secondo la convenzione internazionale	75
Figure 44. Geometrie segmentate con i landmark in corrispondenza dei punti di reperi anatomici.....	76
Figure 45. Componenti della pelvi di OpenSim (verdi) registrate manualmente sulle geometrie segmentate	77
Figure 46. Geometrie di OpenSim registrate su quelle segmentate e ottenimento del sistema di riferimento della pelvi	77
Figure 47. Andamenti della forza di reazione all'anca per tutti i casi studio nell'istante di tempo del secondo picco per entrambi i lati durante il cammino in piano.....	79
Figure 48. Andamenti della forza di reazione all'anca per tutti i casi studio nell'istante di tempo del secondo picco per entrambi i lati durante lo squat	81
Figure 49. Esempio di muscolo (grande gluteo) con più attuatori nel modello muscoloscheletrico di OpenSim	83

Figure 50. Differenze tra punto di attacco anatomico e punto di attacco effettivo di un muscolo.....	84
Figure 51. Link rigidi realizzati per il muscolo iliaco e piriforme di pz3	85
Figure 52. Sistema di riferimento di OpenSim della pelvi	87
Figure 53. Vista frontale degli spostamenti in direzione postero-anteriore di pz2.....	88
Figure 54. Vista laterale degli spostamenti in direzione poster-anteriore di pz2	89
Figure 55. Vista laterale degli spostamenti in direzione infero-superiore di pz2.....	89
Figure 56. Vista frontale degli spostamenti in direzione medio-laterale di pz2.....	90
Figure 57. Prima deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	91
Figure 58. Prima deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	92
Figure 59. Terza deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	93
Figure 60. Terza deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	94
Figure 61. Prima deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz5	95
Figure 62. Prima deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz5	96
Figure 63. Terza deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz5	97
Figure 64. Terza deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz5	98
Figure 65. Prima deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici.....	99
Figure 66. Prima deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici.....	100
Figure 67. Prima deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici.....	102
Figure 68. Prima deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici.....	103
Figure 69. Terza deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici.....	105
Figure 70. Terza deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti simmetrici.....	107
Figure 71. Terza deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici.....	109
Figure 72. Terza deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per i pazienti asimmetrici.....	111
Figure 73. Prima tensione principale sulla protesi di pz3.....	113
Figure 74. Terza tensione principale sulla protesi di pz3	113
Figure 75. Tensione di Von Mises sulla protesi di pz3.....	114

Figure 76. Zoom sulla linguetta della protesi di pz3 con distribuzione delle tensioni di Von Mises.....	115
Figure 77. Prima tensione principale sulla protesi di pz5.....	115
Figure 78. Terza tensione principale sulla protesi di pz5	116
Figure 79. Tensione di Von Mises sulla protesi di pz5.....	117
Figure 80. Zoom sulla vite pubica (sinistra) e sulla vite sacroiliaca (destra) della protesi di pz5 con distribuzione delle tensioni di Von Mises	117
Figure 81. Distribuzione delle Tensioni di Von Mises sugli impianti protesici dei pazienti simmetrici.....	119
Figure 82. Distribuzione delle Tensioni di Von Mises sugli impianti protesici dei pazienti asimmetrici.....	121
Figure 83. Esempio di spostamenti lungo la direzione antero-posteriore (asse x) ...	124
Figure 84. Esempio di spostamento lungo la direzione infero-superiore (asse y)	124
Figure 85. Esempio di spostamento lungo la direzione medio-laterale (asse z)	125
Figure 86. Prima deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	126
Figure 87. Prima deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	127
Figure 88. Terza deformazione elastica principale della parte esterna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	128
Figure 89. Terza deformazione elastica principale della parte interna dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) di pz3	129
Figure 90. Prima deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat	130
Figure 91. Prima deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat	132
Figure 92. Terza deformazione elastica principale lato esterno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat	134
Figure 93. Terza deformazione elastica principale lato interno dell'emipelvi intatta (sinistra) e dell'osso residuo (destra) per tutti i pazienti che hanno svolto lo squat	136
Figure 94. Distribuzione della prima tensione principale sulla protesi di pz3.....	138
Figure 95. Distribuzione della terza tensione principale sulla protesi di pz3	138
Figure 96. Distribuzione delle tensioni di Von Mises sulla protesi di pz3	139
Figure 97. Zoom della distribuzione delle tensioni di Von Mises sulla linguetta pubica di pz3.....	140
Figure 98. Distribuzione delle tensioni di Von Mises di tutti i pazienti che hanno svolto lo squat.....	141

Indice delle tabelle

Tabella I. Schematizzazione delle principali metodologie di tecniche di stampa 3D con relativi vantaggi, svantaggi e applicazioni in ambito medico	31
Tabella II. Proprietà materiali in termini di caratteristiche elastiche e coefficiente di Poisson per le componenti cartilaginee inserite negli studi presenti in letteratura ...	36
Tabella III. Principali informazioni riguardanti i casi studi analizzati nella tesi	45
Tabella IV. Parametri di esportazione delle segmentazioni da Mimics in formato .stl	50
Tabella V. Parametri di shrinkage e smoothing applicati alle diverse componenti segmentate; per le cartilagini è stato applicato solo lo smoothing perché non essendo delle componenti ossee serve solo averle levigate	51
Tabella VI. Diametri utilizzati per la realizzazione delle viti; la vite pubica è presente solo nel modello di pz5	55
Tabella VII. Numero di elementi e rigidità relativi ad ogni legamento inserito nei modelli	64
Tabella VIII. Lunghezza media, modulo elastico totale e modulo di Young del singolo elemento di ogni legamento modellizzato per i due pazienti	65
Tabella IX. Riassunto delle caratteristiche meccaniche in termini di modulo elastico e coefficiente di Poisson per le diverse componenti dei modelli	73
Tabella X. Moduli della forza di reazione all'anca, relative componenti per entrambi i lati e scostamento dalle forze medie di tutte le ripetizioni per ogni paziente per la camminata	82
Tabella XI. Moduli della forza di reazione all'anca, relative componenti per entrambi i lati e scostamento dalle forze medie di tutte le ripetizioni per ogni paziente per lo squat	82
Tabella XII. Modulo della forza di reazione all'anca e relative componenti, per entrambi i lati, durante la camminata di pz3.....	91
Tabella XIII. Modulo della forza di reazione all'anca e relative componenti, per entrambi i lati, durante la camminata di pz5.....	94
Tabella XIV. Modulo della forza di reazione all'anca e relative componenti, per entrambi i lati, durante lo squat di pz3.....	126

Bibliografia

- [1] N. Corallo, «Finite Element Analysis of Custom Pelvic Reconstructions After Tumor Resection Surgery: Development of a Workflow to Simulate Daily Motor Tasks, and Application to a Clinical Case», Politecnico di Torino, 2020. [Online]. Disponibile su: <http://webthesis.biblio.polito.it/id/eprint/21612>
- [2] L. Papa, «Analisi agli elementi finiti di un bacino ricostruito con protesi emipelvica custom-made a seguito di resezione oncologica e simulazione di istanti del cammino con dati da gait analysis», Politecnico di Torino, 2022. [Online]. Disponibile su: <http://webthesis.biblio.polito.it/id/eprint/22181>
- [3] T. Ji e W. Guo, «The evolution of pelvic endoprosthesis reconstruction after tumor resection», *Ann. Jt.*, vol. 4, pp. 29–29, giu. 2019, doi: 10.21037/aoj.2019.06.01.
- [4] S. Standring, *Anatomia del Gray*. Edra.
- [5] Z. Salo, H. Kreder, e C. M. Whyne, «Influence of pelvic shape on strain patterns: A computational analysis using finite element mesh morphing techniques», *J. Biomech.*, vol. 116, p. 110207, feb. 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.110207.
- [6] M. Dalstra, R. Huiskes, e L. van Erning, «Development and Validation of a Three-Dimensional Finite Element Model of the Pelvic Bone», *J. Biomech. Eng.*, vol. 117, fasc. 3, pp. 272–278, ago. 1995, doi: 10.1115/1.2794181.
- [7] M. Dalstra e R. Huiskes, «Load transfer across the pelvic bone», *J. Biomech.*, vol. 28, fasc. 6, pp. 715–724, giu. 1995, doi: 10.1016/0021-9290(94)00125-N.
- [8] A. S. O. Leung, L. M. Gordon, T. Skrinkas, T. Szwedowski, e C. M. Whyne, «Effects of bone density alterations on strain patterns in the pelvis: application of a finite element model», vol. 223, p. 15.
- [9] J. L. Ferguson, S. P. Turner, e S. Barracks, «Bone Cancer: Diagnosis and Treatment Principles», *BONE CANCER*, vol. 98, fasc. 4, 2018.
- [10] C. D. Morris, «Pelvic Bone Sarcomas: Controversies and Treatment Options», *J. Natl. Compr. Canc. Netw.*, vol. 8, fasc. 6, pp. 731–737, giu. 2010, doi: 10.6004/jnccn.2010.0053.
- [11] P. Rajiah, H. Ilaslan, e M. Sundaram, «Imaging of Sarcomas of Pelvic Bones», *Semin. Ultrasound CT MRI*, vol. 32, fasc. 5, pp. 433–441, ott. 2011, doi: 10.1053/j.sult.2011.05.003.
- [12] D. A. Müller e R. Capanna, «The Surgical Treatment of Pelvic Bone Metastases», *Adv. Orthop.*, vol. 2015, pp. 1–10, 2015, doi: 10.1155/2015/525363.

- [13] K.-C. Wong, X. Niu, H. Xu, Y. Li, e S. M. Kumta, «Pelvic reconstruction after partial acetabular resection of bone sarcoma», *Ann. Jt.*, vol. 4, pp. 23–23, apr. 2019, doi: 10.21037/aoj.2019.04.02.
- [14] T. Fujiwara *et al.*, «Periacetabular reconstruction following limb-salvage surgery for pelvic sarcomas», *J. Bone Oncol.*, vol. 31, p. 100396, dic. 2021, doi: 10.1016/j.jbo.2021.100396.
- [15] T. M. Bücking, E. R. Hill, J. L. Robertson, E. Maneas, A. A. Plumb, e D. I. Nikitichev, «From medical imaging data to 3D printed anatomical models», *PLOS ONE*, vol. 12, fasc. 5, p. e0178540, mag. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0178540.
- [16] A. Marro, T. Bandukwala, e W. Mak, «Three-Dimensional Printing and Medical Imaging: A Review of the Methods and Applications», *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 45, fasc. 1, pp. 2–9, gen. 2016, doi: 10.1067/j.cpradiol.2015.07.009.
- [17] K. C. Wong, «3D-printed patient-specific applications in orthopedics», *Orthop. Res. Rev.*, vol. Volume 8, pp. 57–66, ott. 2016, doi: 10.2147/ORR.S99614.
- [18] T. M. Wong *et al.*, «The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: A review», *J. Orthop. Surg.*, vol. 25, fasc. 1, p. 230949901668407, gen. 2017, doi: 10.1177/2309499016684077.
- [19] T. Iqbal *et al.*, «Development of finite element model for customized prostheses design for patient with pelvic bone tumor», *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 231, fasc. 6, pp. 525–533, giu. 2017, doi: 10.1177/0954411917692009.
- [20] Z. Hao, C. Wan, X. Gao, e T. Ji, «The Effect of Boundary Condition on the Biomechanics of a Human Pelvic Joint Under an Axial Compressive Load: A Three-Dimensional Finite Element Model», *J. Biomech. Eng.*, vol. 133, fasc. 10, p. 101006, ott. 2011, doi: 10.1115/1.4005223.
- [21] A. E. Anderson, C. L. Peters, B. D. Tuttle, e J. A. Weiss, «Subject-Specific Finite Element Model of the Pelvis: Development, Validation and Sensitivity Studies», *J. Biomech. Eng.*, vol. 127, fasc. 3, pp. 364–373, giu. 2005, doi: 10.1115/1.1894148.
- [22] A. T. M. Phillips, P. Pankaj, C. R. Howie, A. S. Usmani, e A. H. R. W. Simpson, «Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions», *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, fasc. 7, pp. 739–748, set. 2007, doi: 10.1016/j.medengphy.2006.08.010.
- [23] P. Hu *et al.*, «Influence of Different Boundary Conditions in Finite Element Analysis on Pelvic Biomechanical Load Transmission: Finite Element Analysis of Pelvis Biomechanics», *Orthop. Surg.*, vol. 9, fasc. 1, pp. 115–122, feb. 2017, doi: 10.1111/os.12315.

- [24] M. Ramezani *et al.*, «*In Silico* Pelvis and Sacroiliac Joint Motion: Refining a Model of the Human Osteoligamentous Pelvis for Assessing Physiological Load Deformation Using an Inverted Validation Approach», *BioMed Res. Int.*, vol. 2019, pp. 1–12, gen. 2019, doi: 10.1155/2019/3973170.
- [25] Z. Salo, M. Beek, D. Wright, e C. Marisa Whyne, «Computed tomography landmark-based semi-automated mesh morphing and mapping techniques: Generation of patient specific models of the human pelvis without segmentation», *J. Biomech.*, vol. 48, fasc. 6, pp. 1125–1132, apr. 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.013.
- [26] Z. Salo, M. Beek, D. Wright, A. Maloul, e C. M. Whyne, «Analysis of pelvic strain in different gait configurations in a validated cohort of computed tomography based finite element models», *J. Biomech.*, vol. 64, pp. 120–130, nov. 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.09.014.
- [27] G. E. Kempson, «The Mechanical Properties of Articular Cartilage», in *The Joints and Synovial Fluid*, Elsevier, 1980, pp. 177–238. doi: 10.1016/B978-0-12-655102-0.50011-4.
- [28] Y. Zhao *et al.*, «Mechanical comparison between lengthened and short sacroiliac screws in sacral fracture fixation: A finite element analysis», *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 99, fasc. 5, pp. 601–606, set. 2013, doi: 10.1016/j.otsr.2013.03.023.
- [29] B. Volinski, A. Kalra, e K. Yang, «Evaluation of full pelvic ring stresses using a bilateral static gait-phase finite element modeling method», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 78, pp. 175–187, feb. 2018, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.11.006.
- [30] D. Kurosawa, N. Hammer, M. Werner, K. Honda, Y. Sekiguchi, e E. Murakami, «OPEN Finite element analysis of load transition on sacroiliac joint during bipedal walking», p. 11.
- [31] V. B. Shim, R. P. Pitto, R. M. Streicher, P. J. Hunter, e I. A. Anderson, «Development and Validation of Patient-Specific Finite Element Models of the Hemipelvis Generated From a Sparse CT Data Set», *J. Biomech. Eng.*, vol. 130, fasc. 5, p. 051010, ott. 2008, doi: 10.1115/1.2960368.
- [32] N. Zheng, L. G. Watson, e K. Yong-Hing, «Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 35, fasc. 2, pp. 77–82, mar. 1997, doi: 10.1007/BF02534134.

- [33] B. Wang *et al.*, «Modular hemipelvic endoprosthesis with a sacral hook: a finite element study», *J. Orthop. Surg.*, vol. 14, fasc. 1, p. 309, dic. 2019, doi: 10.1186/s13018-019-1338-z.
- [34] D. Liu *et al.*, «In vitro experimental and numerical study on biomechanics and stability of a novel adjustable hemipelvic prosthesis», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 90, pp. 626–634, feb. 2019, doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.10.036.
- [35] M. Dalstra, R. Huiskes, A. Odgaard, e L. van Erning, «Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone», *J. Biomech.*, vol. 26, fasc. 4–5, pp. 523–535, apr. 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90014-6.
- [36] B. Wang *et al.*, «A novel combined hemipelvic endoprosthesis for peri-acetabular tumours involving sacroiliac joint: a finite element study», *Int. Orthop.*, vol. 39, fasc. 11, pp. 2253–2259, nov. 2015, doi: 10.1007/s00264-015-2891-7.
- [37] T. Ji, W. Guo, X.-D. Tang, e Y. Yang, «Reconstruction of type II+III pelvic resection with a modular hemipelvic endoprosthesis: a finite element analysis study: FEA of hemipelvic endoprosthesis», *Orthop. Surg.*, vol. 2, fasc. 4, pp. 272–277, nov. 2010, doi: 10.1111/j.1757-7861.2010.00099.x.
- [38] X. Li, T. Ji, S. Huang, C. Wang, Y. Zheng, e W. Guo, «Biomechanics study of a 3D printed sacroiliac joint fixed modular hemipelvic endoprosthesis», *Clin. Biomech.*, vol. 74, pp. 87–95, apr. 2020, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.02.014.
- [39] R. Dubé-Cyr, I. Villemure, P. Arnoux, J. Rawlinson, e C. Aubin, «Instrumentation of the sacroiliac joint with cylindrical threaded implants: A detailed finite element study of patient characteristics affecting fixation performance», *J. Orthop. Res.*, p. jor.25012, mar. 2021, doi: 10.1002/jor.25012.
- [40] F. Taddei, A. Pancanti, e M. Viceconti, «An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models», *Med. Eng. Phys.*, vol. 26, fasc. 1, pp. 61–69, gen. 2004, doi: 10.1016/S1350-4533(03)00138-3.
- [41] E. Schileo *et al.*, «An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models», *J. Biomech.*, vol. 41, fasc. 11, pp. 2483–2491, ago. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.017.
- [42] L. L. Barbera, M. Trabace, G. Pennati, e J. F. Rodríguez Matas, «Modeling three-dimensional-printed trabecular metal structures with a homogenization approach: Application to hemipelvis reconstruction», *Int. J. Artif. Organs*, vol. 42, fasc. 10, pp. 575–585, ott. 2019, doi: 10.1177/0391398819848001.

- [43] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, e S. L. Delp, «A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement», *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, fasc. 2, pp. 269–279, feb. 2010, doi: 10.1007/s10439-009-9852-5.
- [44] D. Liu, Z. Hua, X. Yan, e Z. Jin, «Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis», *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, fasc. 12, pp. 1416–1425, dic. 2016, doi: 10.1016/j.medengphy.2016.09.017.
- [45] Y. Zhou *et al.*, «Finite element analysis of the pelvis after modular hemipelvic endoprosthesis reconstruction», *Int. Orthop.*, vol. 37, fasc. 4, pp. 653–658, apr. 2013, doi: 10.1007/s00264-012-1756-6.

