



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



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

Analisi agli elementi finiti di ricostruzioni pelviche custom-made a seguito di resezione oncologica: simulazione di tasks motori da gait-analysis con applicazione a casi clinici

Laureanda: *GIULIA VISONÀ*

Relatore: Prof. *ZIMI SAWACHA*

Correlatori: Ing. *GIULIA FRATERRIGO*

Ing. *ENRICO SCHILEO*

Ing. *FULVIA TADDEI*

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

06-03-2023



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE



Laboratorio di Bioingegneria Computazionale

a Mamma e Papà,

ABSTRACT

Ad oggi, per il trattamento dei tumori primari pelvici è possibile evitare l'amputazione dell'arto, grazie alla ricostruzione protesica personalizzata dell'emipelvi. Questo tipo di impianti, stampati in 3D con la tecnica dell'additive manufacturing, si sono dimostrati validi in termini di riduzione dei tempi di intervento chirurgico e recupero funzionale del paziente.

Questo progetto di tesi fa parte di uno studio più ampio svolto presso il Laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli (BO). Lo studio ha l'obiettivo di valutare la stabilità biomeccanica a lungo termine di ricostruzioni pelviche personalizzate durante attività quotidiane, in termini di cinematica, cinetica, tensioni interne e deformazioni. La prima fase dello studio ha previsto la realizzazione e analisi dei modelli muscoloscheletrici di una coorte di sei pazienti, a partire da dati di gait-analysis, ottenendo buoni risultati dal punto di vista del recupero funzionale, pur presentando alcune asimmetrie nelle forze muscolari e reazioni articolari tra emipelvi intatta ed operata. A partire da questi risultati il presente lavoro di tesi ha come obiettivo la costruzione di modelli personalizzati agli elementi finiti di pazienti con ricostruzione pelvica a seguito di chirurgia oncologica al fine di eseguire un'analisi strutturale biomeccanica nel lungo termine post-operatorio, con condizioni di carico che simulano delle attività motorie quotidiane.

Nello specifico, sono stati realizzati i modelli (FE) di due pazienti utilizzando una procedura di modellazione solida e ripetibile, precedentemente sviluppata nel laboratorio. Per entrambi i casi clinici sono stati simulati gli istanti di picco della reazione all'anca, sia per il lato intatto che operato, durante la camminata e lo squat, utilizzando come input di carico i risultati dei modelli muscoloscheletrici personalizzati. In uno dei due casi clinici analizzati, si è evidenziata dalle immagini di tomografia computerizzata del follow-up la mobilizzazione di una vite pubica e si è deciso di testare sia la condizione ideale di corretta osteointegrazione che la mobilizzazione, al fine di valutare l'influenza di questa componente nella trasmissione complessiva dei carichi.

I risultati sono stati analizzati, con lo scopo di verificare la sicurezza della protesi a lungo termine, identificando eventuali zone a rischio di frattura nella protesi e valutando possibili zone dell'osso a rischio di riassorbimento. I risultati ottenuti mostrano delle tensioni sulla protesi inferiori ai limiti a rottura per la lega di Titanio (circa 400 MPa) e delle deformazioni nell'osso che rimangono all'interno dei range fisiologici riportati in letteratura per la deambulazione ($\pm 3000 \mu\text{strain}$).

L'analisi dei risultati ottenuti dai due casi clinici presi in esame ha constatato una buona progettazione dell'impianto protesico che è risultato in grado di reggere i carichi ai quali è sottoposto quotidianamente e di non essere la causa principale del rischio di riassorbimento osseo. È stato inoltre dimostrato che una grande differenza di carico tra lato operato e controlaterale imposta dal soggetto risulta dannosa per la stabilità della protesi, infatti un reazioni articolari minori nel lato operato portano ad un maggiori rischio di riassorbimento osseo all'interfaccia con l'impianto. Alla luce dei risultati ottenuti risulta fondamentale una corretta riabilitazione del paziente che miri a rafforzare il lato operato e permetta al soggetto un appoggio sicuro e con carico adeguato dell'arto.

INDICE

1. INTRODUZIONE	1
2. BACKGROUNG.....	5
2.1. TESSUTO OSSEO	5
2.2. ANATOMIA DEL BACINO	8
2.3. TUMORI DELL'OSSO PELVICO.....	12
2.3.1. SARCOMI PELVICI.....	12
2.3.2. OSTEOLASTOMA PELVICO.....	13
2.4. OPERAZIONI DI RESEZIONE E RICOSTRUZIONE PROTESICA.....	15
2.4.1. RESEZIONE CHIRURGICA.....	15
2.4.2. RICOSTRUZIONE PROTESICA.....	17
2.5. DALL'IMAGING AL MODELLO 3D.....	20
2.5.1. TECNICHE DI IMAGING.....	20
2.5.2. TECNICHE E APPLICAZIONI DELLA STAMPA 3D.....	21
3. SCOPO DEL PROGETTO	25
4. CREAZIONE DEL MODELLO FEM.....	27
4.1. ACQUISIZIONE DELLE IMMAGINI TC	28
4.2. SEGMENTAZIONE	30
4.2.1. SEGMENTAZIONE DELLE COMPONENTI OSSEE.....	31
4.2.2. SEGMENTAZIONE DELLE COMPONENTI CARTILAGINEE.....	35
4.3. RIPRISTINO DELLE CONDIZIONI POST-OPERATORIE	36
4.3.1. ESTRAZIONE DELLE VITI	36
4.3.2. RIPOSIZIONAMENTO DELLA PROTESI.....	38
4.4. ESTRAZIONE DELLE NURBS	41
4.5. GENERAZIONE DELLA MESH.....	44
4.6. MODELLAZIONE DEI LEGAMENTI.....	50
4.7. PROPRIETA' MECCANICHE DEI MATERIALI	53
4.7.1. PROPRIETA' MATERIALI DELL'OSSO CORTICALE E TRABECOLARE	53
4.7.2. PROPRIETA' MATERIALI DELLE CARTILAGINI	57
4.7.3. PROPRIETA' MATERIALI DEI LEGAMENTI	59
4.7.4. PROPRIETA' MATERIALI DELL'IMPIANTO PROTESICO.....	60
4.8. CONDIZIONI AL CONTORNO	62
4.8.1. REGISTRAZIONE DEL SISTEMA DI RIFERIMENTO DI OPENSIM.....	68

4.8.2.	FORZE DI REAZIONE ALL'ANCA	70
4.8.3.	FORZE MUSCOLARI	78
5.	RISULTATI	83
5.1.	RISULTATI TASK MOTORIO 1: CAMMINATA	83
5.1.1.	ANALISI DEL CASO CLINICO 4.....	83
5.1.2.	ANALISI DEL CASO CLINICO 4: Caso con vite pubica mobilizzata	95
5.1.3.	ANALISI DEL CASO CLINICO 6.....	99
5.2.	RISULTATI TASK MOTORIO 2: SQUAT	109
5.2.1.	ANALISI DEL CASO CLINICO 4.....	109
5.2.2.	ANALISI DEL CASO CLINICO 6.....	117
6.	CONCLUSIONI.....	125
	BIBLIOGRAFIA.....	133

1. INTRODUZIONE

I tumori primari del cingolo pelvico sono patologie rare con prognosi sfavorevole, possono essere maligni come nel caso dei sarcomi pelvici (osteosarcoma, sarcoma di Ewing e condrosarcoma) o benigno come l'osteoclastoma, o tumore a cellule giganti (GCT). Queste neoplasie risultano molto aggressive ed invalidanti, infatti oltre all'utilizzo di terapie neoadiuvanti spesso l'asportazione chirurgica del tumore prevede l'amputazione dell'arto inferiore. A causa della complessità dell'anatomia delle geometrie pelviche la ricostruzione chirurgica del sito asportato risulta complessa e non priva di complicanze, ma al giorno d'oggi l'avanzamento delle tecnologie chirurgiche ha permesso di considerarla come alternativa valida all'amputazione. Il salvataggio dell'arto porta benefici significativi al paziente in termini di qualità della vita e risultati funzionali, anche se non incide sul tasso di sopravvivenza del soggetto o sulla recidiva della malattia. L'alternativa all'utilizzo di ricostruzioni biologiche tramite allografts, che comportano numerose complicanze in termini di infezione e rigetto, è l'impiego di ausili ottenuti grazie alla stampa 3D. Vi sono diverse tipologie di impianti protesici metallici attualmente disponibili: protesi a sella, modulari, a calotta acetabolare flangiata, con stelo e protesi custom made. Queste ultime in particolare risultano più fisiologiche, sono infatti realizzate su misura per il singolo soggetto, con un'auspicabile trasmissione del carico più ordinario durante il movimento quotidiano. Per questo motivo l'utilizzo di impianti paziente-specifico sta sostituendo l'amputazione dell'arto inferiore e l'utilizzo di protesi standardizzate, focalizzando l'attenzione sull'importanza di un risultato anatomicamente coerente con la conformazione del paziente.

Indagare la funzionalità biomeccanica di una pelvi ricostruita tramite impianto protesico custom made risulta di fondamentale importanza per poter effettuare il ripristino della condizione anatomica nella maniera più fisiologica possibile. Data l'elevata complessità del sito anatomico lo studio delle deformazioni e delle sollecitazioni fisiologiche all'interno del cingolo pelvico tramite approccio sperimentale non risulta affatto semplice, per questo motivo lo strumento più utilizzato per studiare il comportamento pelvico in queste situazioni è il metodo ad elementi finiti. I modelli pelvici ad elementi finiti permettono risultati altamente riproducibili con determinate proprietà materiali e condizioni al contorno, al contrario la ripetibilità dei risultati ottenuti da modelli cadaverici è molto bassa e variabile a causa della scarsa disponibilità e dallo stato dei tessuti.

Il presente lavoro di tesi si inserisce all'interno di un progetto più ampio svolto presso il Laboratorio di Bioingegneria Computazionale (BIC) dell'Istituto Ortopedico Rizzoli (IOR). La prima fase di questo progetto, svolta da Valente et al. [1], aveva lo scopo di valutare i risultati funzionali e la qualità della vita di soggetti ai quali era stata impiantata una protesi pelvica su misura stampata in 3D a seguito di resezione oncologica. Per fare ciò sono stati costruiti i modelli muscoloscheletrici di 6 pazienti tramite dati di gait analysis di diversi tasks motori (camminata, squat, sedia, salita e discesa) eseguiti durante un follow-up a medio termine. A conclusione di questa prima fase del progetto è stata riscontrata un'asimmetria della componente verticale delle forze di reazione al suolo, che incrementava nei tasks motori più impegnativi, tra lato intatto ed operato del bacino. Complessivamente è stato constatato un buon recupero funzionale dei soggetti, che erano in grado di svolgere attività della vita quotidiana come camminare, lavarsi, e nutrirsi in modo autonomo.

Tabella 1: codifica dei pazienti dello studio.

Codice paziente	patologia	 Sesso	età	lato operato	follow_up (mesi)
1	Osteoblastoma	F	40	R	14
2	Osteosarcoma	M	29	R	20
3	Ewing	M	18	L	47
4	Ewing	F	24	L	51
5	Ewing	M	31	L	54
6	Osteoclastoma	M	27	R	12

La seconda fase del progetto, di cui fa parte questo lavoro, si concentra sulla creazione dei modelli ad elementi finiti personalizzati relativi ai 6 pazienti precedentemente analizzati. Le forze muscolari ed articolari ottenute dai modelli muscoloscheletrici sono state utilizzate come carichi dei modelli FE, aspetto che risulta essere innovativo in quanto dalla letteratura si evidenzia che i pochi modelli che utilizzano carichi fisiologici da gait analysis derivano da soggetti diversi da quelli da cui sono state estratte le geometrie ossee. I dati di interesse e la codifica della coorte di pazienti sono presenti nella tabella 1. I modelli FE relativi pazienti 1 e 2 sono stati svolti durante due lavori di tesi precedenti [2], [3]. La validazione dei modelli è stata effettuata mediante l'impiego di valori e condizioni già validate sperimentalmente in letteratura.

Il presente lavoro di tesi si occupa della costruzione e dell'analisi dei modelli computazionali dei pazienti 4 e 6. Nel primo caso verrà trattato un paziente affetto da sarcoma di Ewing operato all'arto sinistro, mentre nel secondo caso un soggetto affetto da osteoclastoma operato all'arto destro. Lo scopo del progetto è quello di studiare la distribuzione dello stress e delle deformazioni all'interno della pelvi ricostruita, ai fini di indagare il comportamento e la

stabilità dell'impianto protesico a lungo termine. Quest'indagine risulta importante per ricavare informazioni relative alle zone pelviche con maggior rischio di riassorbimento osseo causato dalla schermatura delle tensioni dovuta alla presenza dell'impianto protesico, e per verificare che i picchi di tensione all'interno della protesi non superino il valore consentito del limite a fatica della lega metallica, che altrimenti porterebbe al cedimento dell'impianto. Nello specifico il seguente lavoro prevede:

- la costruzione del modello di due pazienti (4,6) partendo dalle immagini pre-operatorie dei soggetti e l'utilizzo di condizioni al contorno provenienti dai dati dei modelli muscoloscheletrici dei medesimi pazienti;
- l'analisi ad elementi finiti di due tasks motori, uno quotidiano come la camminata ed uno più complesso come lo squat, effettuati dai due soggetti durante il follow-up;
- il confronto delle deformazioni riscontrate nell'osso tra l'emipelve operata e il controlaterale durante la spinta del piede nel ciclo del passo della camminata, ovvero l'istante di picco delle forze di reazione all'anca, e nel medesimo istante la distribuzione delle tensioni sull'impianto protesico. Nel paziente 4 era evidente dalle immagini TC la presenza di una vite mobilizzata a livello della sinfisi pubica, per questo motivo è stata imposta una condizione di non osteointegrazione per tale zona ed è stato svolto un confronto con l'ipotesi di osteointegrazione classica utilizzata per le altre viti dell'impianto protesico;
- il confronto delle deformazioni ossee tra l'emipelve intatta ed operata e la distribuzione delle tensioni durante l'istante di picco delle forze di reazione all'anca durante lo squat.

Il presente lavoro è stato suddiviso in una prima parte (*Capitolo 2*) dove vengono trattate alcune informazioni di background utili per una comprensione più ampia e completa dell'argomento discusso, successivamente (*Capitolo 3*) è spiegato in maniera più dettagliata lo scopo del progetto. Il *Capitolo 4* è una precisa descrizione del workflow che ha portato alla realizzazione dei modelli ad elementi finiti, conformi ai modelli degli altri casi clinici per permettere un confronto con questi ultimi. All'interno del *Capitolo 4* sono raccolte anche le informazioni sui modelli presenti in letteratura di bacini, con e senza ricostruzione protesica, relative alle diverse caratteristiche utilizzate. Infine, il *Capitolo 5* riporta risultati discussi dei modelli computazionali, terminando con il *Capitolo 6* in cui sono presenti considerazioni conclusive evidenziando aspetti innovativi, semplificazioni e limiti presenti in questo lavoro.

2. BACKGROUND

2.1. TESSUTO OSSEO

L'osso, assieme alla cartilagine, è un tessuto connettivo di sostegno, in particolare la sua matrice extracellulare è di tipo fibroso e considerata calcificata grazie ai suoi depositi minerali, come il fosfato di calcio.[4] Le proprietà dell'osso sono ottime, uniscono infatti flessibilità, dovuta alle fibre di collagene, e durezza dovuta ai minerali.[5]

Le ossa svolgono alcune tra le funzioni principali dell'organismo come supporto strutturale, protezione degli organi e deposito di minerali (soprattutto di calcio, il 98% della quantità totale), inoltre nel midollo osseo rosso vengono prodotte le cellule del sangue (globuli rossi, globuli bianchi e piastrine).[5]

Le cellule del tessuto osseo sono di diverse tipologie[5]:

- *Osteociti*: cellule dell'osso maturo situate tra gli strati della matrice calcificata in zone chiamate lacune;
- *Osteoblasti*: cellule addette al rilascio delle componenti organiche della matrice ossea, che verrà successivamente calcificata effettuando così l'osteogenesi;
- *Cellule osteoprogenitrici*: cellule staminali mesenchimali capaci di differenziarsi in osteoblasti in situazioni di necessità, come ad esempio una frattura;
- *Osteoclasti*: cellule responsabili dell'osteolisi, processo durante il quale l'osso diventa più fragile a causa dell'aumento nei fluidi corporei della concentrazione di calcio e fosfato dovuto all'esocitosi dei lisosomi secernenti acidi da parte degli osteoclasti.

Il tessuto osseo può essere diviso in due tipologie, l'osso corticale e l'osso trabecolare, molto diverse sia dal punto di vista strutturale che funzionale. In particolare nell'uomo adulto l'osso corticale risulta essere l'80% e quello trabecolare il 20% della quantità ossea totale.[6] L'osso corticale è lo strato più esterno dell'osso, si presenta come solido e denso, composto da osteoni posti in modo concentrico per formare il canale di Havers, contenente i vasi sanguigni. [5] L'osso trabecolare, situato sotto lo strato corticale, è invece composto da lamelle parallele, appunto le trabecole, che lasciano spazi comunicanti a nido d'ape rendendolo più leggero rispetto all'osso corticale.[5] Proprio per le differenze sopra citate osso corticale e trabecolare presentano

proprietà meccaniche diverse, di queste se ne parlerà nello specifico in seguito in relazione alle scelte che sono state fatte nella costruzione del modello ad elementi finiti.

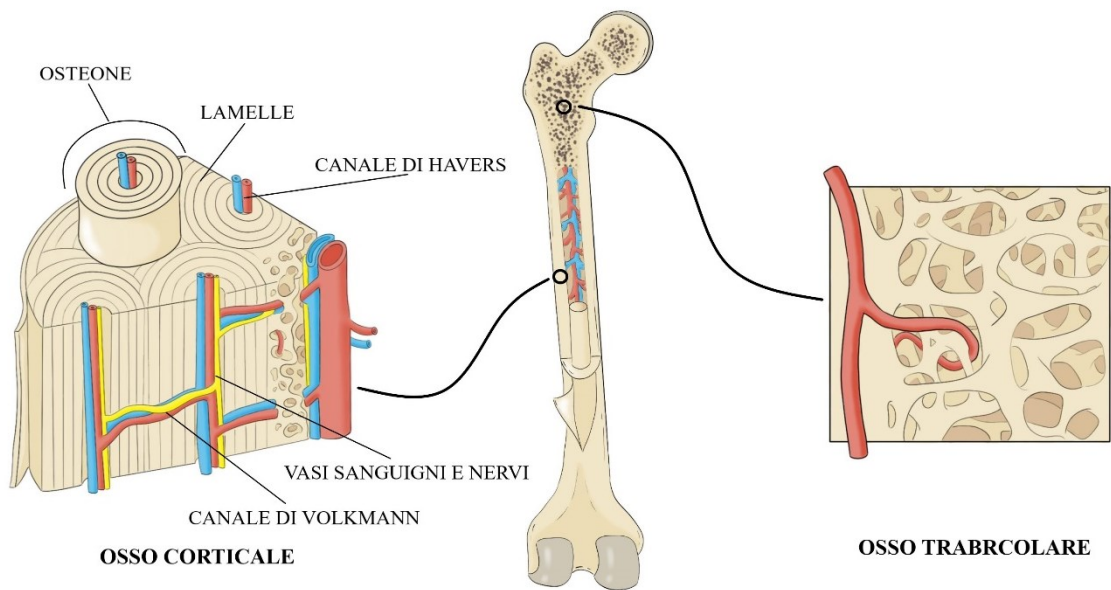


Figura 1: schema osso corticale e osso trabecolare

Le proprietà dell'osso possono essere descritte da alcuni parametri, come[7]:

- *Forza ultima (F_u):* integrità dell'osso;
- *Rigidezza (s):* mineralizzazione dell'osso;
- *Lavoro di rottura (U):* energia necessaria per portare l'osso a rottura;
- *Spostamento ultimo (d_u):* fragilità dell'osso.

I parametri biomeccanici sopra citati sono rappresentati nella curva carico-spostamento, visibile in figura 2, la cui pendenza nella zona elastica rappresenta proprio la rigidezza dell'osso, mentre l'area sottesa all'intera curva indica il lavoro di rottura.

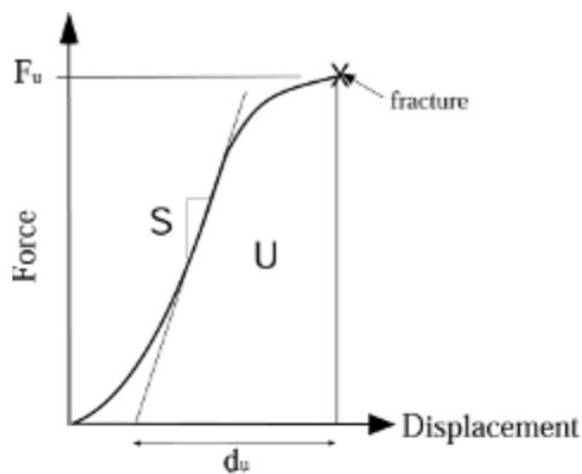


Figura 2: curva carico-spostamento relativa al tessuto osseo [7].

Anche la curva sforzo-deformazione, in figura 3, ottenuta convertendo il carico in sforzo e lo spostamento in deformazione, risulta fondamentale per definire le proprietà di un materiale. La pendenza di questa seconda curva infatti rappresenta il *modulo elastico di Young (E)*, indicativa anche in questo caso la rigidità dell'osso, l'area sottesa alla curva rappresenta ancora l'energia necessaria per portare il materiale a rottura, chiamata in questo caso *tenacità*. La curva sforzo-deformazione, a differenza di quella forza-spostamento, presenta valori indipendenti dalla forma e dalle dimensioni del materiale, infatti la rigidità risulta una proprietà intrinseca dell'osso.[7]

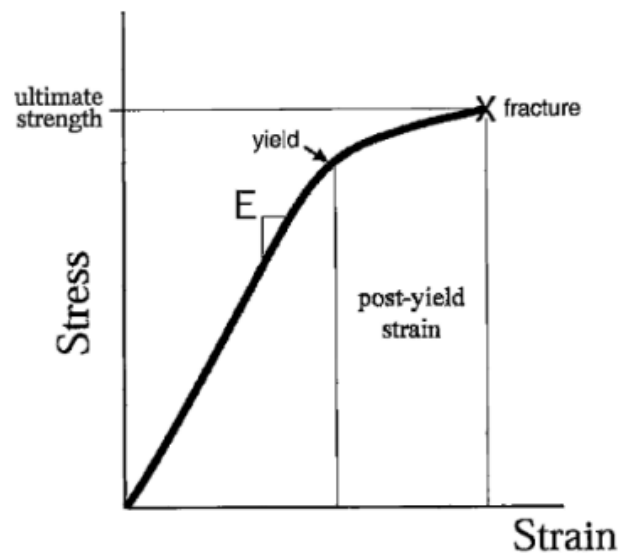


Figura 3: curva sforzo-deformazione relativa al tessuto osseo [7].

2.2. ANATOMIA DEL BACINO

Il cingolo pelvico è formato dalle ossa dell'anca e dal sacro e svolge funzioni di notevole importanza come proteggere gli organi della cavità pelvica e trasmettere la forza dagli arti inferiori per permettere il movimento.[8]

Le ossa dell'anca si dividono in [5]:

- *Ileo*: è l'osso più grande situato nella parte superiore, la sua superficie essendo molto ampia accoglie l'inserzione di molti muscoli, tendini e legamenti;
- *Ischio*: è l'osso più robusto, situato inferiormente e posteriormente rispetto al pube;
- *Pube*: è l'osso situato anteriormente rispetto all'ischio e inferiormente rispetto all'ileo.

Ileo, ischio e pube si fondono per formare l'acetabolo, ovvero la zona che si articola con la testa del femore nell'articolazione dell'anca, i cui 2/5 di superficie appartiene all'ileo.[9] Nella seguente immagine è possibile vedere le caratteristiche anatomiche principali di queste tre componenti ossee.

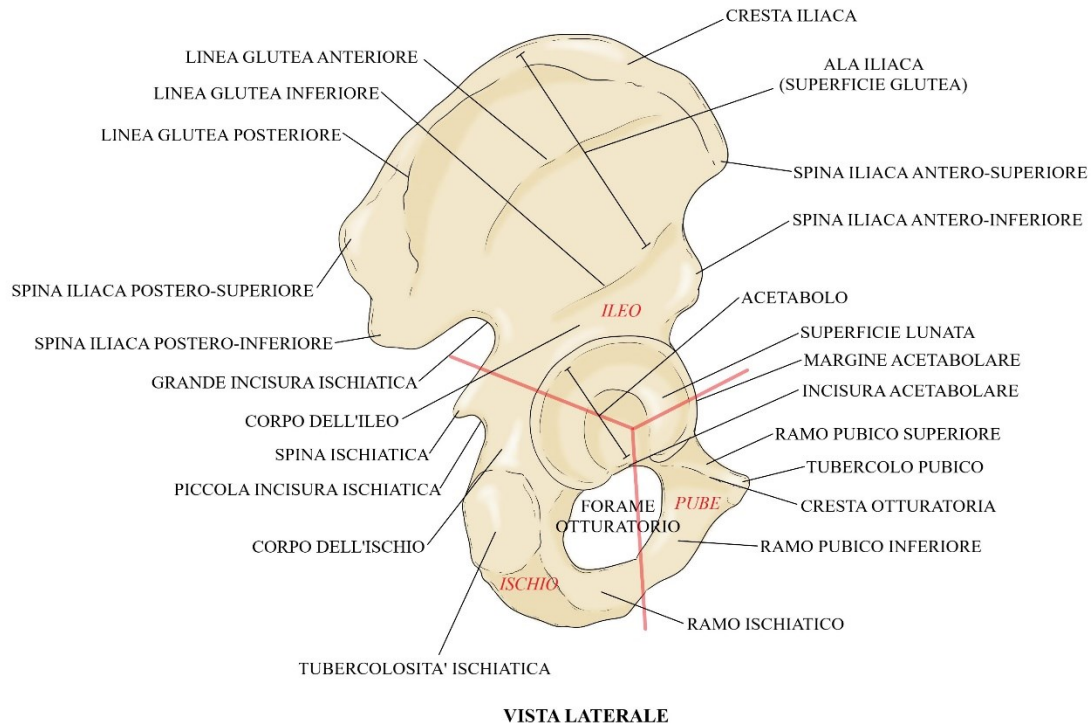


Figura 4: anatomia pelvica, vista laterale.

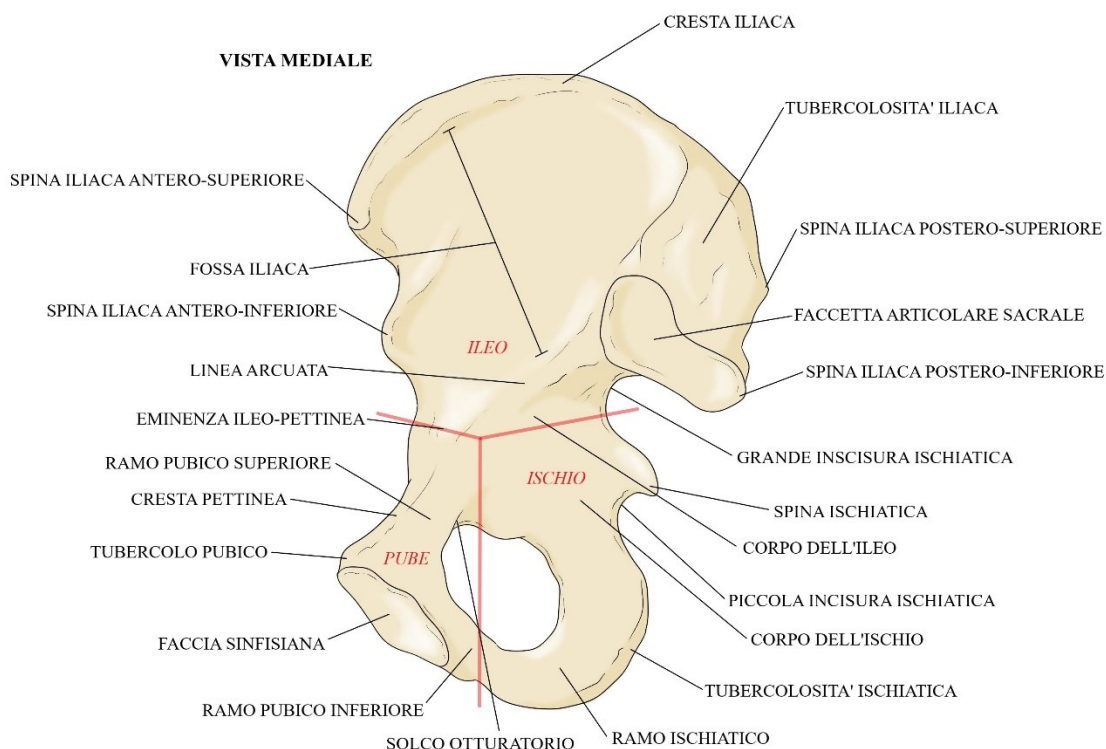


Figura 5: anatomia pelvica, vista mediale.

L'altra componente del cingolo pelvico è l'osso sacro il quale origina dalla fusione delle cinque vertebre sacrali durante la crescita (completamente fuse tra i 25 e i 30 anni). Il sacro risulta essere l'anello di collegamento tra lo scheletro assile e le ossa dell'anca.[5] Il sacro presenta una notevole complessità anatomica, come mostrato in figura 6, la quale però non risulta necessaria per questo lavoro, di conseguenza, come si vedrà in seguito, la sua geometria è stata semplificata. Inoltre distalmente al sacro è presente il coccige, considerato assieme al sacro nel modello semplificato per l'analisi agli elementi finiti.

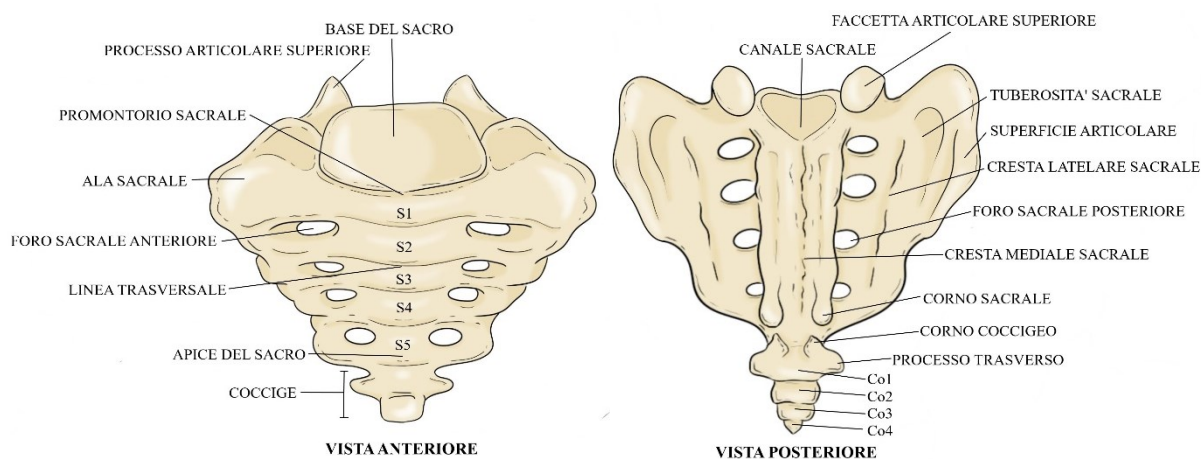


Figura 6: anatomia dell'osso sacro e del coccige, vista anteriore e posteriore.

L'articolazione dell'anca è un' enartrosi, ovvero un' articolazione mobile con forma emisferica, situata nell' incisura acetabolare. Questa articolazione è rinforzata dai legamenti ileo-femorale, pubo-femorale e ischio-femorale.[5] Questi legamenti sono esclusi dal modello FEM proposto in quanto il femore non è stato considerato. I legamenti inclusi sono invece quelli delle articolazioni sacro-iliache, articolazioni sinoviali e della sinfisi pubica, necessari alla stabilizzazione del cingolo pelvico, ovvero: sacro-iliaco anteriore, sacro-iliaco posteriore, sacro-iliaco posteriore lungo, interosseo, sacrospinoso e sacro tuberoso per il primo modello, per il secondo è stato aggiunto anche il legamento pubico. Uno schema dei seguenti legamenti è visibile in figura 7.

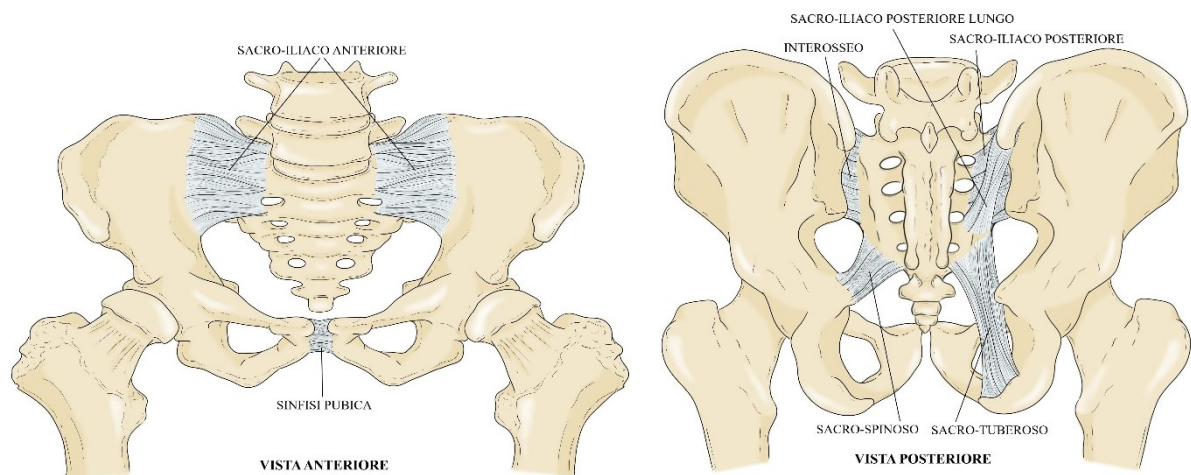


Figura 7: legamenti del cingolo pelvico.

I muscoli che originano dalle pelvi sono molto voluminosi e potenti in quanto il loro compito è quello di muovere gli arti inferiori. I muscoli che muovono la coscia si possono dividere principalmente in [5]:

- *Muscoli glutei*: grande gluteo, medio gluteo, piccolo gluteo e tensore della fascia alata. Questi muscoli sono situati nella superficie esterna dell'ileo.
- *Muscoli extrarotatori*: otturatori, piriforme, gemelli e quadrato del femore. L'origine di questi muscoli è situata inferiormente all'asse orizzontale dell'acetabolo, in particolare gli otturatori originano nel forame otturatorio, il piriforme nella superficie anteriore del sacro, mentre gemelli e quadrato femorale nell'ischio.
- *Muscoli adduttori*: adduttore breve, adduttore lungo, grande adduttore, pettineo e gracile, tutti con origine nel pube.
- *Muscolo ileopsoas*: ileo e psoas. L'origine dell'ileo è situata nella fossa iliaca, mentre il muscolo psoas origina dalle vertebre T12-L5.

Oltre ai muscoli precedentemente esposti vi sono i muscoli che muovono la gamba, tra questi i muscoli bicipite femorale, semimembranoso, semitendinoso e sartorio sono flessori del ginocchio e originano nella zona marginale delle pelvi. Anche il muscolo retto femorale origina nella spina iliaca, ma a differenza dei precedenti è un estensore del ginocchio, assieme ai muscoli vasti del quadricipite femorale.[5]

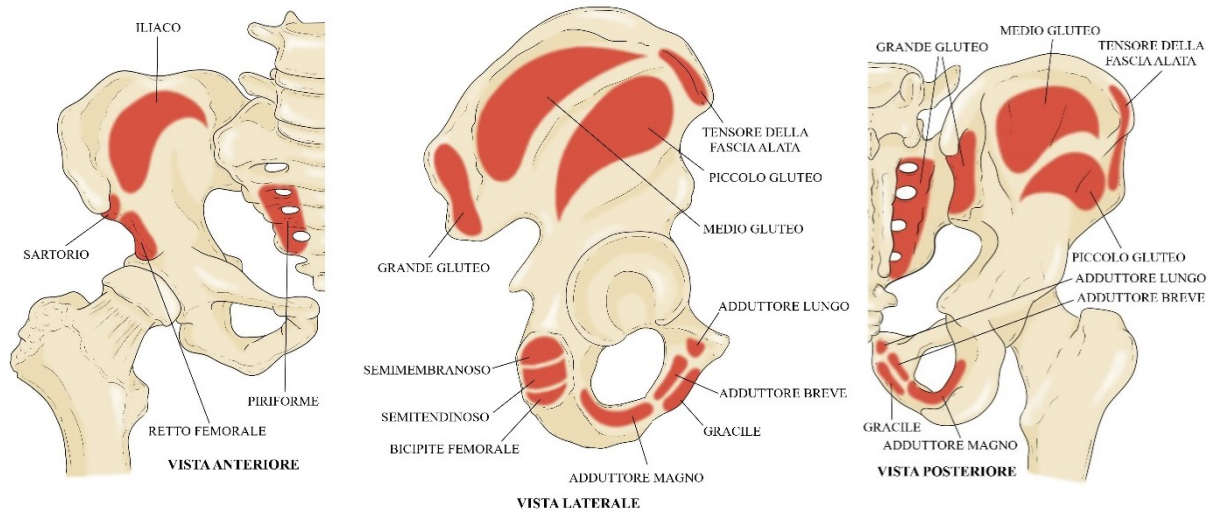


Figura 8: inserzioni dei muscoli del cingolo pelvico utilizzati nella costruzione del modello FE; vista anteriore, laterale e posteriore.

2.3. TUMORI DELL'OSSO PELVICO

2.3.1. SARCOMI PELVICI

I tumori ossei maligni primari, ovvero che hanno origine dall'osso stesso, sono solamente l'1% dei tumori diagnosticati ogni anno, ma la diagnosi spesso tardiva causa tassi di mortalità non trascurabili. [10] I sarcomi pelvici si dividono principalmente in *osteosarcoma*, *sarcoma di Ewing* e *condrosarcoma*, tra questi il sarcoma di Ewing risulta essere quello con prognosi migliore nei casi più gravi.[11]

L'*osteosarcoma* è la terza neoplasia con insorgenza prima dei 25 anni più comune al mondo (con un secondo picco oltre i 50 anni), e rappresenta i 2/3 dei tumori ossei primari. Questo tipo di tumore origina da cellule mesenchimali maligne che differenziano in osteoblasti.[10], [12] Nello specifico l'area più colpita è l'ileo, seguito rispettivamente da acetabolo ed ischio, nella maggior parte dei casi il sarcoma è esteso a più zone fino a raggiungere la zona del sacro se particolarmente sviluppato nella porzione iliaca. [12] L'osteosarcoma pelvico purtroppo ha un tasso di sopravvivenza inferiore (30%) rispetto a quando collocato alle estremità ossee (70%), questo può essere dovuto a vari fattori, quali volumi tumorali più ampi o margini chirurgici adeguati difficilmente ottenibili. Solitamente il trattamento dell'osteosarcoma pelvico prevede la resezione chirurgica combinata alla chemioterapia.[12]



Figura 9: Radiografia di un osteosarcoma del bacino. Si nota tessuto osseo che coinvolge l'acetabolo e l'ischio.[9]

Il *sarcoma di Ewing* rappresenta 1/3 dei tumori ossei primari con una maggiore incidenza tra i 10 e i 19 anni. A differenza dell'osteosarcoma l'origine cellulare di questo tipo di tumore è attualmente sconosciuta, alcune ipotesi suggeriscono provenga da un arresto durante la differenziazione di alcune cellule staminali.[10] La zona più colpita da questo tipo di tumore risulta essere lo scheletro assile, tra cui il 25% dei casi nelle pelvi, nello specifico l'ileo, seguito dal pube.[12] A differenza dell'osteosarcoma il sarcoma di Ewing viene trattato con

radioterapia in casi in cui la resezione chirurgica non è attuabile a causa della dimensione o della posizione del tumore. La resezione chirurgica, quando possibile, rimane comunque l'opzione con tasso sopravvivenza maggiore, in quanto la radioterapia può essere causa di neoplasie successive o ritardo della crescita ossea.[10], [12]

Il tumore osseo più raro è il *condrosarcoma*, ovvero un tumore maligno che produce cartilagine

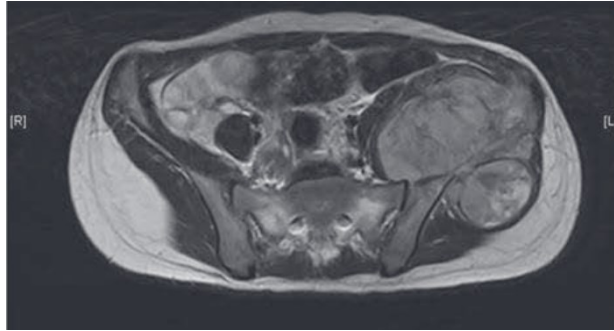


Figura 10: Sarcoma di Ewing della pelvi con estensione intra ed extrapelvica.[9]

con incidenza maggiore tra i 40 e i 75 anni.[10] In questo caso la resezione chirurgica risulta essere il trattamento principale in quanto risulta in genere resistente alla chemioterapia.[10], [12] Il condrosarcoma pelvico risulta associato a prognosi meno favorevoli e alto tasso di recidiva rispetto all'osteosarcoma e al sarcoma di Ewing.[12]



Figura 11: Radiografia anteroposteriore del bacino, che mostra un condrosarcoma periacetabolare a sinistra. [12]

2.3.2. OSTEOCLASTOMA PELVICO

L'osteoclastoma, anche chiamato tumore a cellule giganti (GCT), è un tumore osseo primario che a differenza dei sarcomi risulta essere benigno, ma comunque molto aggressivo. Il GCT pelvico è molto raro in quanto solitamente colpisce le estremità delle ossa lunghe, solamente nel 1,5%-6,1% dei casi è riscontrabile nelle componenti pelviche.[13], [14]

La zona comunemente più colpita è quella acetabolare, purtroppo questa risulta anche essere la più complicata da trattare, in quanto risulta difficile bilanciare un basso rischio di recidiva con una buona funzionalità dell'anca nel post-operatorio.[13]

In letteratura sono presenti pochi riferimenti a questo tipo di tumore, a causa della sua bassa incidenza, per questo il suo trattamento ottimale è ancora oggi discusso nell'ambito della chirurgia oncologica ortopedica. Oltre al trattamento anche la diagnosi risulta essere complessa, in quanto l'azione litica dell'osteoclastoma risulta difficilmente individuabile tramite radiografia se allo stato iniziale o facilmente confusa con gas nell'intestino, inoltre se il paziente risulta essere di sesso femminile la schermatura per le ovaie rischia di nascondere ulteriormente la lesione.[14]

Il trattamento del GCT tramite irradiazione comporta, in alcuni casi, un grave rischio di sviluppo in sarcoma del tumore in caso di tempi prolungati.[14] Per questo motivo questo tipo di tumore nella maggior parte dei casi viene trattato come un sarcoma, scegliendo quindi l'asportazione di una porzione dell'osso e l'utilizzo di una protesi. In particolare si è visto che un tipo di resezione con margini più ampi ha portato a risultati migliori in termini di recidiva, di contro però questi casi riscontrano maggior probabilità di infezione post-operatoria a causa della grandezza della ferita.[14] Anche nel caso di osteoclastoma pelvico la ricostruzione funzionale dell'arto risulta un importante criterio per la valutazione del trattamento.



Figura 12: radiografia anteroposteriore del bacino. L'immagine mostra la distruzione completa del pube destro e la distruzione parziale dell'acetabolo destro. [11]

2.4. OPERAZIONI DI RESEZIONE E RICOSTRUZIONE PROTESICA

La complessità dell'anatomia pelvica comporta una difficoltà del trattamento dei relativi tumori ossei in termini di resezione ed eventuale ricostruzione. Un tempo l'unica possibilità in questi casi era l'amputazione del quarto posteriore, al giorno d'oggi, grazie al miglioramento delle tecnologie e delle conoscenze mediche è realistico pensare all'alternativa della ricostruzione, seppur con un alto rischio di complicanze.[15], [16] La scelta tra amputazione o quale tipo di ricostruzione effettuare viene fatta in base alle dimensioni e alla localizzazione del tumore, che risultano essere fattori determinanti. Solitamente per tumori trattabili con un'adiuvante, come la radioterapia nel caso del sarcoma di Ewing, la ricostruzione è preferibile, mentre in casi contrari, come ad esempio pazienti affetti da condrosarcoma, risulta essere generalmente più sicura l'amputazione.[12] Diversi studi dimostrano che il salvataggio dell'arto non comporta peggioramenti dei tassi di sopravvivenza, recidiva o complicanze di altro genere rispetto all'amputazione, che risultano essere comparabili, ma migliora la qualità della vita del paziente in maniera significativa.[15]–[17] Alcuni studi recenti hanno dimostrato che l'avanzamento tecnologico, come l'utilizzo della navigazione chirurgica, possa migliorare i margini chirurgici post-operatori e il posizionamento della protesi, di pazienti con salvataggio dell'arto, portando un tasso di complicanze inferiore.[16], [18]

2.4.1. RESEZIONE CHIRURGICA

La resezione non è univoca, in base alla locazione e all'estensione dell'area tumorale la Musculoskeletal Tumor Society ha identificato 4 tipi di resezione [12], [15], [18]:

- *Resezione di tipo I (PI):* asportazione completa o parziale dell'ileo;
- *Resezione di tipo II (PII):* asportazione della zona periacetabolare;
- *Resezione di tipo III (PIII):* asportazione di ischio o pube completa o parziale;
- *Resezione di tipo IV (PIV):* asportazione parziale del sacro.

La figura 13 mostra la classificazione delle resezioni pelviche, anche chiamata classificazione di Enneking.

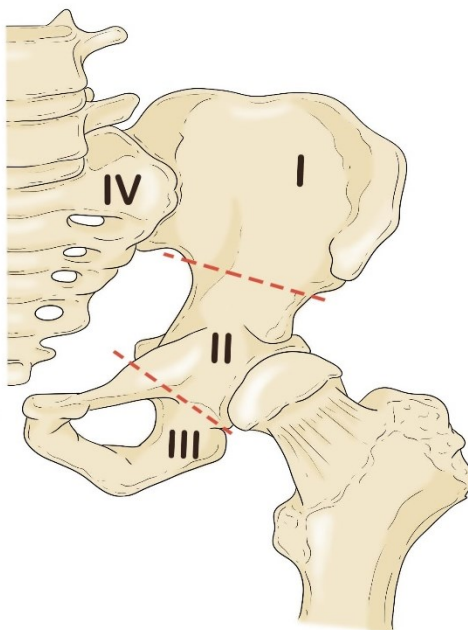


Figura 13: classificazione di Enneking.

Il tipo di resezione gioca un ruolo non trascurabile nel recupero funzionale del paziente, ad esempio una resezione di tipo II, o una combinata del tipo I+II, II+III, I+II+III, è solitamente associata ad esiti peggiori, in quanto viene coinvolto l'acetabolo.[18] È dimostrato inoltre che una diversa resezione corrisponde a diversi tempi di sopravvivenza a 5 anni dell'impianto. Nel complesso si sono riscontrati esiti migliori con resezioni di tipo I.[17]

La resezione, grazie all'avanzamento tecnologico, viene oggi effettuata con l'ausilio di navigazione chirurgica o di strumenti specifici per il paziente, come le guide di taglio. Il chirurgo viene quindi aiutato da queste nuove tecnologie migliorando così i margini di resezione.[19], [20] La sicurezza dei margini viene valutata tramite l'analisi istopatologica dei campioni resecati, ovvero viene utilizzata la classificazione standardizzata dell'Union for International Cancer Control (UICC) [19]:

- *R0*: resezione sana, $SM < 1\text{mm}$;
- *R1*: presenza di possibili residui microscopici, $0\text{mm} < SM < 1\text{mm}$;
- *R2*: presenza di malattia residua macroscopica.

Dove il margine chirurgico (SM) è la distanza minima, misurata in mm, tra il piano nel quale è stato effettuato il taglio e il confine del tumore.

Un altro aspetto che viene considerato è l'accuratezza del taglio dell'osso, la quale viene valutata tramite due parametri [19]:

- *errore nel margine di sicurezza desiderato (ESM)*: è la differenza, in mm, tra il margine di sicurezza chirurgico effettivo, ed il margine di sicurezza desiderato.
- *accuratezza di localizzazione (L)*: verifica l'accuratezza geometrica del piano di resezione effettivo rispetto al piano di taglio desiderato, ovvero la massima distanza in mm tra i due piani di taglio.

2.4.2. RICOSTRUZIONE PROTESICA

La ricostruzione del cingolo pelvico risulta ancora oggi una delle operazioni più impegnative della chirurgia oncologica muscoloscheletrica. I tumori pelvici si presentano in molteplici dimensioni e zone, di conseguenza negli anni sono state sviluppate diverse tecniche di ricostruzione protesica, che includono *artrodiesi*, *autograft*, *allograft* e *protesi metalliche*, queste ultime in particolare possono essere modulari o custom made.[18] L'obiettivo ideale sarebbe quello di ottenere una protesi che presenti buoni risultati in termini di stabilità precoce, biocompatibilità, biomeccanica e fissazione duratura, parametri ottenibili tramite l'osteointegrazione dell'interfaccia osso-impianto.[21]

Le *artrodiesi* possono essere ileo-femorali, ischio-femorali, sacro-femorali o loro combinazioni. Purtroppo questo tipo di impianto implica la perdita del range di movimenti dell'anca da parte del paziente, anche se nel complesso i risultati funzionali risultano essere positivi. Per questo tipo di intervento il candidato ideale risulta essere un giovane adulto con necessità di attività motoria elevata, essendo le artrodiesi componenti protesici stabili e duraturi.[18], [21]

Gli *autograft*, anche detti auto-innesti, sono dei tipi di ricostruzione protesica biologica in quanto implica l'utilizzo di un osso autologo devitalizzato, se necessario con l'uso composito di una placca o una protesi. La devitalizzazione delle cellule può essere effettuata tramite diverse tecniche[18]:

- *Autoclavaggio*: utilizzo di una temperatura elevata (131°C) con lo svantaggio di indebolire meccanicamente l'osso e la perdita della proteina morfogenica ossea (BMP);
- *Pastorizzazione*: utilizzo di temperature tra i 60°C e i 65°C, permette di preservare le proprietà dell'osso;
- *Irradiazione*: presenta alto rischio di non unione, infezione, riassorbimento osseo, ma anche assenza di morbidità del donatore, buon adattamento e risulta essere una tecnica relativamente semplice;
- *Congelamento*: l'impiego di azoto liquido rispetto al calore permette di conservare la proteina morfogenica ossea (BMP).

Gli *allograt*, e i *compositi allograft-protesi (APC)*, sono vantaggiosi in quanto permettono osteointegrazione e rivascolarizzazione più spontanee. Questo tipo di impianti possono essere personalizzati per adattarsi il più possibile al paziente. L'APC è consigliato, con risultati funzionali soddisfacenti, nei casi in cui la resezione prevede un'asportazione importante dell'ileo che non permette l'utilizzo di altro tipo di protesi.[18], [22]

L'utilizzo di protesi metalliche è largamente diffuso e queste possono essere di diverso tipo [18], [21]:

- *Protesi a sella*: presenta una superficie d'appoggio a sella in grado di sostenere la porzione di ileo rimanente. La ricostruzione mediante questo tipo di impianto risulta relativamente semplice non avendo la necessità di fissare la componente acetabolare, è indicata per i pazienti in cui la porzione di ileo rimanente risulta essere sufficientemente ampia;
- *Protesi modulari*: prevedono una componente di fissazione iliaca, piastre di connessione pubica e componenti acetabolari, le dimensioni vengono scelte in base all'anatomia del paziente e il loro vantaggio è di essere più economiche rispetto alle protesi custom-made;
- *Calotta acetabolare flangiata*: è composta da un cotile esterno metallico con piastra a lama, un inserto in polietilene ad alta densità e una componente femorale, quest'ultima è saldamente collegata al cotile mediante delle viti. Questo impianto risulta vantaggioso per la sua stabilità ileo-femorale e i costi ridotti rispetto a protesi personalizzate;
- *Componenti acetabolari con stelo*: questo tipo di protesi può essere utilizzata anche in pazienti con asportazione di una porzione notevole dell'ileo in quanto è formata da una componente acetabolare emisferica ed uno stelo femorale (i limiti dimensionali prevedono che ileo rimanente deve essere maggiore della metà della lunghezza dello stelo), quest'ultimo può essere di diverso materiale, ad esempio ricoperto con una superficie di titanio poroso o con idrossiapatite;
- *Protesi custom-made*: impianti protesici progettati per combaciare con l'anatomia del paziente e che per questo presentano risultati funzionali maggiori rispetto all'utilizzo di altri mezzi di ricostruzione. Le protesi custom-made ad oggi vengono realizzate con l'utilizzo di stampa 3D di tipo additivo che permette la costruzione di una struttura porosa che minimizza il peso dell'impianto e favorisce l'osteointegrazione. I costi elevati di produzione costituiscono un grande svantaggio.

Altri tipi di ricostruzione possono essere [18]:

- *Trasposizione dell'anca*: chiamata anche artroplastica di resezione, la testa del femore viene spostata prossimalmente sul lato del sacro, o sul lato inferiore dell'ileo, dopo la resezione dell'acetabolo. Presenta minor rischi di complicanze gravi, ma anche l'accorciamento dell'arto operato.
- *Femore prossimale + protesi totale d'anca*: il femore viene orientato con la testa in posizione iliaca o ischiatica, in questo modo il trocantere si trova nella zona in cui era presente l'acetabolo. Per rimodellare una nuova cavità acetabolare si utilizza proprio il grande trocantere, nel nuovo acetabolo viene poi inserito il cotile acetabolare della protesi.

Attualmente non è possibile identificare il metodo di ricostruzione più appropriato, ma dalla letteratura si evidenzia infatti che una resezione che comprende la zona acetabolare senza ricostruzione porta ad instabilità pelvica.[22]

2.5. DALL'IMAGING AL MODELLO 3D

2.5.1. TECNICHE DI IMAGING

Le tecniche di imaging risultano fondamentali per una prima analisi della patologia del paziente, soprattutto in ambito ortopedico. Negli ultimi anni la diagnosi radiologica si è evoluta

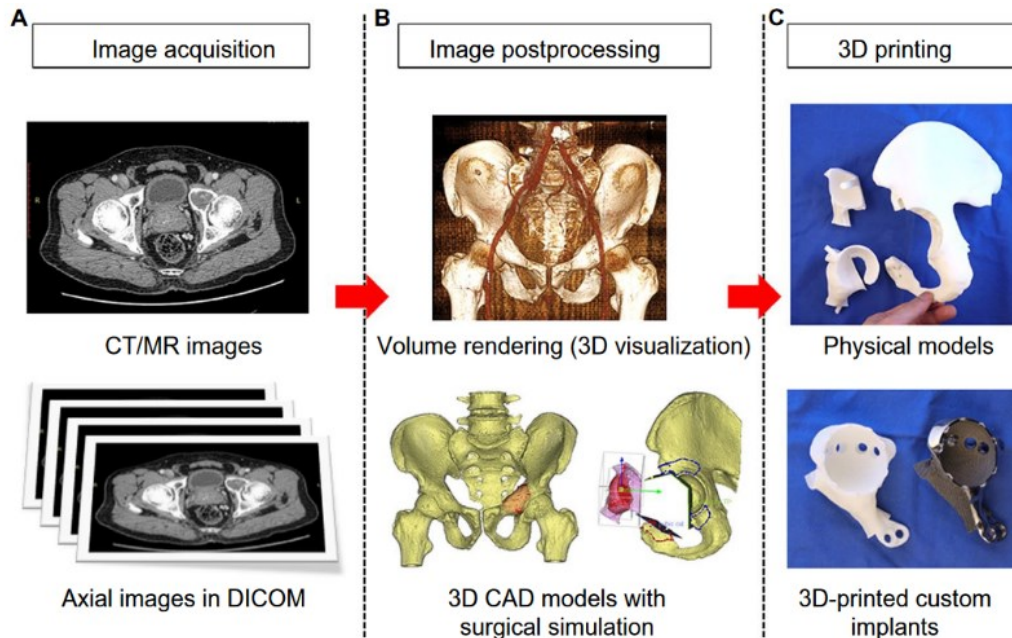


Figura 14: Riassunto delle fasi dell'ortopedia paziente-specifica in un paziente affetto da sarcoma pelvico: acquisizione delle immagini (A), post-elaborazione delle immagini (B) e stampa 3D (C). [22]

diventando sempre meno invasiva e permettendo di trarre un maggior numero di informazioni, ad esempio in una sola sessione è possibile ottenere dati di immagini tridimensionali ad alta risoluzione.[23] Le immagini mediche vengono rielaborate per ottenere un oggetto solido 3D, con lo scopo di ottenere diagnosi più accurate e una migliore terapia chirurgica.[24] Il passaggio dal bidimensionale al tridimensionale avviene secondo i seguenti passaggi: acquisizione delle immagini, post-processing delle immagini e stampa 3D.[23], [25]

L'acquisizione di immagini di buona qualità risulta un passaggio importante in quanto determina l'accuratezza del modello 3D, che non può logicamente essere superiore a quella dei dati di partenza. Le tecnologie maggiormente utilizzate per le immagini mediche sono:[24], [25]

- *tomografia computerizzata con rivelatore a più file (MDCT)*: preferita in ortopedia grazie all'elevato contrasto che permette un'ottima visualizzazione delle componenti ossee. Questa tecnica è in grado di produrre slice di spessore inferiore a 1 mm. Un altro aspetto importante della TC è che permette di ottenere voxel isotropi che minimizzano l'effetto volume parziale durante la post-elaborazione;

- *risonanza magnetica (MRI)*: rispetto alla tecnica precedente risulta vantaggiosa in quanto non espone il paziente a radiazioni durante l'acquisizione. L'MRI viene utilizzata per delineare al meglio i tessuti molli. In questo caso è difficile ottenere slice di spessore inferiore a 1-2mm, inoltre risulta essere facilmente influenzata dagli artefatti di movimento durante la scansione.

Solitamente in campo ortopedico TC e MRI vengono utilizzate in modo sinergico, ovvero ci si basa sulle immagini TC integrando le informazioni mancanti dei tessuti molli grazie all'MRI.[25]

Le immagini mediche dopo l'acquisizione vengono salvate in formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), ovvero un formato standard che permette l'archiviazione, lo scambio e la trasmissione di queste in tutto il mondo.[23], [25]

In un secondo momento vengono utilizzati i software per il post-processing delle immagini, lo scopo è quello di passare dal formato DICOM a quello STL (STereoLithography), un formato file 3D che viene comunemente utilizzato per il passaggio alla stampa 3D. Durante il post-processing vengono usati diversi strumenti, come ad esempio il volume rendering, che permette di rappresentare tridimensionalmente i dati, o la segmentazione, ovvero la selezione di alcune zone di interesse all'interno delle immagini. Un'altra elaborazione fondamentale è la trasformazione della regione segmentata in una maglia triangolare 3D, necessaria per la corretta creazione dell'oggetto solido 3D.[23], [25]

2.5.2. TECNICHE E APPLICAZIONI DELLA STAMPA 3D

La stampa 3D è considerata un processo di prototipizzazione rapida partendo da un modello 3D computerizzato, il tempo richiesto va da alcune ore a giorni, a seconda del modello, del tipo di stampa e del materiale scelti.[23]

Le tecniche di stampa 3D si dividono in due grandi categorie [24]:

- *Sottrattiva*: presenta un basso costo a discapito della precisione geometrica. La tecnica sottrattiva più utilizzata per applicazioni ortopediche è la fresatura;
- *Additiva*: è in grado di produrre strutture più complesse depositando il materiale scelto strato per strato, l'accuratezza geometrica risulta quindi elevata, come elevato risulta però il tempo richiesto per la fabbricazione.

La stampa di tipo additivo risulta essere la prediletta per applicazioni in ambito chirurgico, le più comunemente utilizzate sono [23]–[25]:

- *Stereolitografia (SLA)*: strati di materiale fotopolimerizzabile successivi vengono polimerizzati l'uno sull'altro grazie ad una fonte di energia luminosa, ad esempio i raggi UV;
- *Modellazione a deposizione fusa (FDM)*: il materiale liquido riscaldato viene depositato in strati tramite l'estrusione da un ugello per poi solidificare.
- *Sinterizzazione laser selettiva (SLS)*: il materiale sotto forma di polvere viene fuso tramite un laser ad alta potenza.
- *Fusione a fascio di elettroni (EBM)*: come per la SLS il materiale viene utilizzato in forma di polvere, ma in questo caso viene fuso attraverso un fascio di elettroni.

In particolare le tecniche a base di polveri, come SLS ed EBM, non richiedono un supporto per il modello in costruzione e questo permette una precisione superiore nella geometria rispetto alle tecniche che prevedono l'utilizzo del materiale in forma liquida, SLA e SLS.[25]

La stampa 3D trova numerose applicazioni in chirurgia ortopedica [19], [23]–[25]:

- *Modelli anatomici per la pianificazione chirurgica*: il modello fisico 3D permette al chirurgo una comprensione più immediata e pratica dell'anatomia e della patologia dello specifico paziente, ciò clinicamente si traduce in tempi di operazione più brevi e di conseguenza perdite di sangue perioperatorie più contenute. La prototipizzazione rapida permette anche la simulazione pre-intervento di tutte le fasi chirurgiche più complesse, prevenendo eventuali complicazioni. Inoltre essendo sterilizzabili gli oggetti 3D possono essere portati all'interno del campo operatorio per essere utilizzati talvolta come ulteriore guida. In alcuni casi è stato anche dimostrato che i modelli 3D possono aiutare a ridurre in modo significativo le variazioni intra-osservatore nella classificazione, ad esempio, di alcune fratture dell'acetabolo.
- *Istruzione e formazione chirurgica*: i modelli vengono utilizzati sia come strumento per la formazione dei giovani chirurghi, permettendo loro di incontrare casi complessi e rari ai quali difficilmente avrebbero assistito durante la specializzazione, che come mezzo per ottenere il consenso dell'operazione da parte dei pazienti. Questo secondo aspetto è notevole, in quanto aiuta pazienti e famiglie a comprendere più affondo le loro condizioni mediche rendendoli più consapevoli.

- *Dispositivi pazienti-specifici (PSI) e impianti personalizzati*: la stampa 3D permette la fabbricazione di guide di taglio specifiche per l'anatomia del paziente, queste aiutano il chirurgo a migliorare l'accuratezza dei margini di resezione e diminuire i tempi in sala operatoria, presentano inoltre degli indicatori per controllare la profondità del taglio ed evitare la lacerazione dei tessuti molli. Una delle limitazioni dei PSI è l'accuratezza del posizionamento durante l'operazione, questa attualmente è soggettiva in quanto legata alla sensazione di corretto adattamento del dispositivo da parte del chirurgo. Vengono inoltre stampati impianti protesici personalizzati nei casi più complessi, come ad esempio tumori pelvici o spinali.

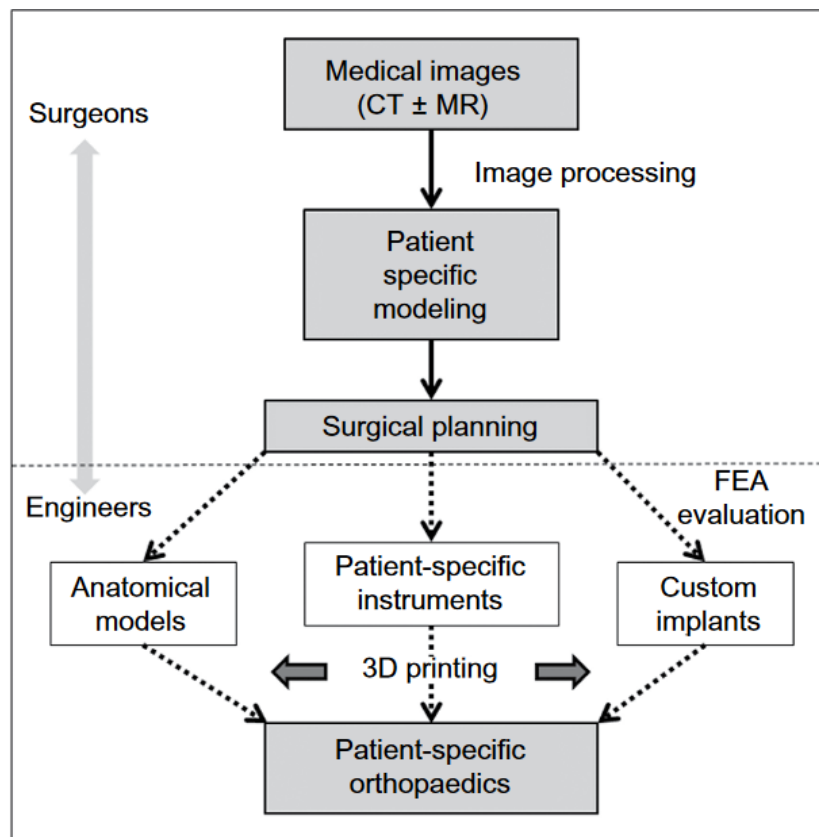


Figura 15: schema del workflow dall'immagine del paziente alle applicazioni della stampa 3D. [22]

3. SCOPO DEL PROGETTO

Il presente lavoro di tesi è stato ideato come parte conclusiva del progetto avviato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli su una coorte di pazienti con ricostruzione pelvica mediante protesi custom-made a seguito di resezione oncologica. Lo scopo principale è dunque quello di creare modelli ad elementi finiti pazienti-specifici delle pelvi dei soggetti 4 e 6, pazienti che hanno precedentemente collaborato allo studio di Valente et al. [1] e da cui sono stati creati i modelli muscoloscheletrici, con dati provenienti da diversi tasks motori: camminata, squat, sedia, salita e discesa. Le forze muscolari ed articolari provenienti dai modelli muscoloscheletrici sono state utilizzate come condizioni al contorno dei modelli computazionali dei relativi soggetti. Il modello FE è uno strumento che permette lo studio preciso della biomeccanica pelvica nonostante la complessità anatomica di questo sito, difficilmente attuabile con la stessa precisione e ripetibilità da modello cadaverico. Il progetto svolto presso il laboratorio di Bioingegneria Computazionale mirava alla costruzione di modelli FE paziente specifici solidi, che rispecchiasse ciò che oggi è lo stato dell'arte, al fine ottenere una valutazione funzionale a lungo termine delle ricostruzioni protesiche nei diversi casi clinici.

Grazie all'analisi ad elementi finiti è infatti possibile ottenere informazioni sulla deformazione ossea e sulle tensioni agenti sull'impianto protesico. Conoscere ciò che avviene nell'osso in termini di deformazione a seguito di inserimento protesico risulta molto importante in quanto una delle problematiche legate agli impianti è quella dello stress shielding. Lo stress shielding, causato dalla differenza di rigidità di due materiali a contatto, in questo caso osso e impianto metallico, porta alla schermatura delle tensioni da parte dell'elemento protesico che a lungo termine ha come probabile conseguenza una deformazione minore della componente ossea. L'effetto di una diminuzione, se non mancanza in casi estremi, di deformazione si riflette in uno stimolo non sufficiente per il rimodellamento osseo con conseguente rischio di riassorbimento osseo. La gravità di questa situazione è elevata, infatti il riassorbimento osseo causa, in primo luogo, una struttura ossea più soggetta al rischio di frattura, ed in secondo luogo potrebbe verificarsi mobilizzazione asettica dell'elemento protesico, influenzando la stabilità dell'impianto. L'altro aspetto che viene valutato mediante l'analisi FE è la distribuzione delle sollecitazioni sull'impianto protesico, in particolare i picchi di stress, per individuare eventuali criticità nella struttura, come possono essere zone di forti cambi geometrici, ad esempio viti o linguette utilizzate per l'ancoraggio all'osso. Lo scopo è quelli di verificare durante i tasks

motori che i valori di sollecitazione in zone critiche non superino il limite a fatica del Ti6Al4V e di conseguenza che la protesi non arrivi a rottura.

In questo progetto sono stati analizzati stress e deformazioni dei soggetti 4 e 6 utilizzando come condizioni al contorno i dati provenienti dalla gait analysis di camminata e squat. Lo scopo era quello di testare un'attività quotidiana di bassa difficoltà con appoggio monopodalico ed un'attività più complessa, come lo squat, con appoggio bipodalico. Altri tasks motori quali salita e discesa sono momentaneamente stati esclusi dal progetto in quanto i relativi dati non sono presenti per l'intera coorte di pazienti, mentre il task della sedia non è stato considerato perché il movimento risultava estremamente variabile a seconda del soggetto considerato. Le condizioni di vincolo utilizzate sono quelle più consone al lavoro svolto tra quelle validate in letteratura, ovvero è stato scelto un vincolo sulla vertebra sacrale non essendo di interesse principale ciò che accade in termini di tensione e deformazione all'osso sacro. Le condizioni di contatto tra le diverse componenti miravano a mimare una condizione di osteointegrazione, anche se non del tutto realistica, in particolare sulle componenti cartilaginee, ma anche in questo caso l'interesse volto al comportamento della cartilagine. Il soggetto 4 presentava una vite mobilizzata a livello pubico, notata durante il follow-up, per questo motivo uno degli scopi di questo progetto è stato quello di valutare eventuali differenze significative dello stesso modello ipotizzando in un caso la vite osteointegrata come le altre e in un altro caso una condizione di non osteointegrazione in quella zona. Le analisi svolte sono analisi statiche, per questo motivo sono stati scelti istanti precisi durante il compimento del dato task. Essendo uno degli scopi principali quelli di valutare le sollecitazioni massime sulla protesi sono stati scelti gli istanti che corrispondevano ai picchi delle reazioni articolari al suolo.

Riassumendo brevemente i fini principali di questo elaborato sono:

- la costruzione di due modelli FE solidi, robusti e riproducibili paziente-specifici, sia nelle geometrie che nei carichi fisiologici ricavati dai modelli muscoloscheletrici;
- individuare eventuali zone soggette a possibile riassorbimento osseo a lungo termine analizzando le deformazioni all'interno dell'emipelvi operata a confronto con quella intatta;
- verificare la stabilità e il non fallimento dell'impianto protesico a lungo termine mediante lo studio delle sollecitazioni che si instaurano di esso;
- confrontare una situazione di osteointegrazione con una condizione di mobilizzazione della vite pubica del primo caso clinico in esame.

4. CREAZIONE DEL MODELLO FEM

Il modello ad elementi finiti oncologico, costruito per due pazienti, è stato ottenuto tramite alcuni passaggi chiave trattati nello specifico in questo capitolo, ovvero:

1. Acquisizione delle immagini tramite tomografia computerizzata;
2. Segmentazione delle componenti ossee e cartilaginee;
3. Estrazione delle Non-Uniform Rational Basis-Splines (NURBS);
4. Generazione delle mesh 3D;
5. Assegnazione delle proprietà meccaniche ai diversi materiali.

Lo svolgimento di questa sequenza di elaborazioni necessarie all'ottenimento del modello tridimensionale finale è stato eseguito coerentemente a dei protocolli forniti dal Laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli. Ciò è stato fatto affinché la procedura risultasse conforme a quella utilizzata per i modelli, svolti precedentemente, relativi agli altri pazienti appartenenti allo studio. È importante sottolineare che la maggior parte dei metodi e dei valori scelti in questo progetto sono stati ricavati dalla letteratura di esperimenti già validati in precedenza, rendendo questo lavoro più robusto.

Si noti che dopo la segmentazione delle componenti è stato necessario ripristinare le condizioni post-operatorie, un passaggio non presente in letteratura in quanto questo accorgimento risulta innovativo, essendo le segmentazioni provenienti da immagini pre-operatorie prive di artefatto metallico dovuto all'impianto protesico.

Il modello 3D completo è stato infine analizzato tramite in software di analisi ad elementi finiti, Ansys APDL che ha permesso di svolgere le simulazioni di interesse.

4.1. ACQUISIZIONE DELLE IMMAGINI TC

Il modello ottenuto è paziente-specifico e per questo motivo è stato necessario acquisire immagini TC dello stesso per poter estrarre l'esatta geometria delle componenti ossee.

I file DICOM utilizzati provengono da una tomografia computerizzata (TC), ovvero una tecnica di diagnostica per immagini che evidenzia in particolar modo l'osso e dunque preferita in ortopedia, come precedentemente citato. La TC sfrutta l'attenuazione di radiazioni ionizzanti al contatto con la materia, successivamente degli algoritmi di ricostruzione della distribuzione spaziale del coefficiente di attenuazione lineare permettono la visualizzazione dell'immagine. Vengono quindi acquisite delle slice tramite scansioni a con diversa angolazione ortogonali alla spina dorsale del paziente. Il coefficiente di attenuazione è dipendente dallo spessore e dalla densità dell'oggetto e viene normalizzato rispetto al coefficiente di attenuazione dell'acqua utilizzando come limite inferiore il coefficiente di attenuazione del gas (-1000). Il coefficiente di attenuazione viene espresso in Hounsfield Unit (HU) mediante la seguente relazione:

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

Dove μ è il valore del singolo voxel prima della conversione e μ_{H_2O} è il coefficiente di attenuazione dell'acqua.

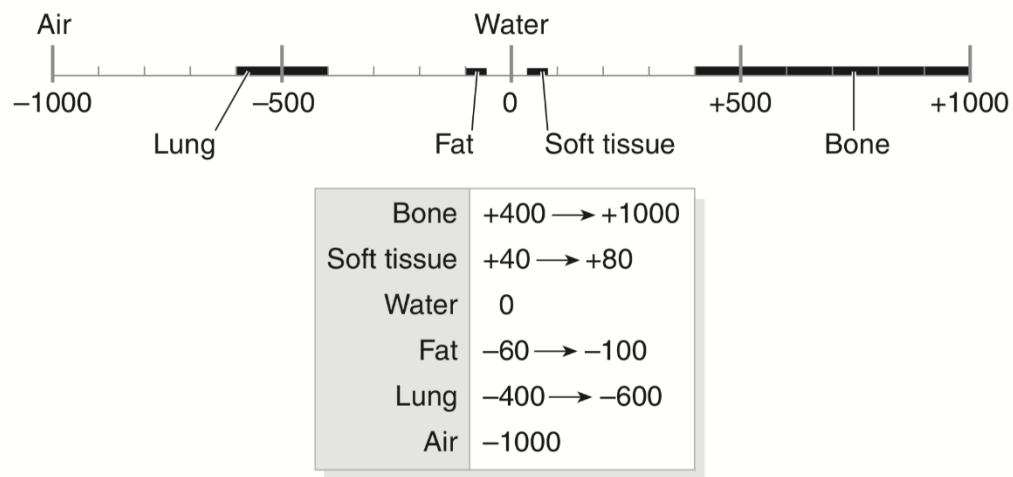


Figura 16: coefficiente di attenuazione in Hounsfield Unit per diversi materiali biologici.

La resa dell'immagine finale è dovuta ad una matrice quadrata di 515x512 voxel che a partire da valori espressi in HU vengono convertiti nella scala di grigi, compresi tra 0 e 255, che nel complesso generano 4096 sfumature di grigio. La conversione viene effettuata con l'utilizzo di due parametri:

- *Window Level (WL)*: valore medio in HU del volume considerato;
- *Window Width (WW)*: ampiezza del volume considerato.

Modificando WL e WW è possibile convertire, e di conseguenza visualizzare, solamente i valori di HU del tessuto desiderato. Ad esempio aumentando il WL e diminuendo WW la porzione ossea sarà più definita.

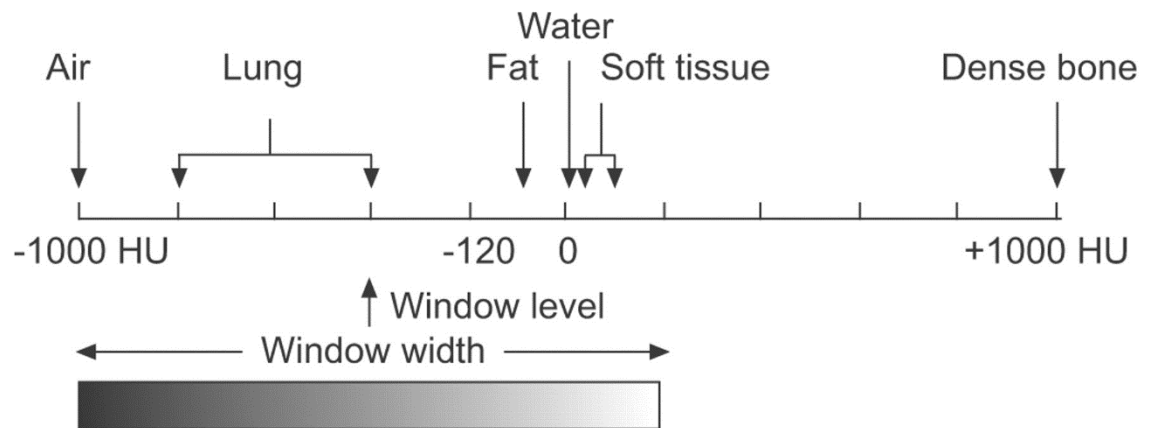


Figura 17: schema esemplificativo del WL e del WW nelle immagini TC.

Nello specifico in questo progetto di tesi sono state acquisite immagini in 3 diverse finestre temporali:

- *Immagini pre-operatorie*: effettuate prima dell'intervento ed utilizzate per l'estrazione della geometria delle componenti;
- *Immagini post-operatorie*: effettuate subito dopo l'intervento ed utilizzate per il corretto posizionamento della protesi e l'estrazione delle viti.
- *Immagini follow-up*: effettuate dopo un certo periodo di tempo dall'intervento ed utilizzate come verifica in caso di situazioni dubbie.

Nel primo caso in esame le immagini a disposizione presentavano pixel di $0.8203 \times 0.8203 \text{ mm}^2$, mentre nel secondo caso vi erano pixel di $0.9766 \times 0.9766 \text{ mm}^2$, con spessore 0.5 mm per ogni slice in entrambi i casi.

4.2. SEGMENTAZIONE

L'estrazione delle geometrie delle componenti ossee e cartilaginee viene svolta tramite la segmentazione semiautomatica, ovvero una tecnica che permette di individuare e suddividere diverse regioni anatomiche. La segmentazione si basa sull'intensità dei pixel delle immagini TC (in formato DICOM) acquisite in precedenza, che risulta diversa per i vari tessuti, permettendo così l'identificazione dei confini. [26]

In letteratura sono presenti numerosi lavori riguardanti la creazione di modelli pelvici per l'analisi agli elementi finiti che si basano sulle geometrie ricavate tramite segmentazione di immagini TC post-operatorie. In particolare sono state segmentate le componenti ossee quali sacro, pelvi e in alcuni casi femori e vertebra L5 [27]–[40].

Le componenti cartilaginee, segmentate dalle immagini TC come gli spazi tra le componenti ossee, sono presenti in numerosi modelli in letteratura. La scelta di includere le cartilagini sacroiliache e la sinfisi pubica è giustificata dal loro coinvolgimento nel sostenimento del carico, in particolare l'assorbimento degli urti, durante la camminata, come è stato sottolineato da Toyohara et al. [41]. L'approccio all'estrazione della geometria cartilaginea tramite segmentazione risulta innovativo in quanto non riscontrato, ad oggi, in letteratura.

La segmentazione risulta essere una tecnica soggettiva, essendo infatti in parte manuale dipende dalla sensibilità di chi la esegue. L'operazione viene ulteriormente complicata dall'effetto di volume parziale che non permette di identificare chiaramente i contorni dell'oggetto scelto. L'effetto di volume parziale (PVE) è dovuto al fatto che il singolo voxel difficilmente coinciderà con il confine, ad esempio, di una componente ossea, ma potrà contenere anche una parte del tessuto adiacente, causando una sfocatura dovuta all'intensità del voxel che risulta una media di quella di diversi tessuti.

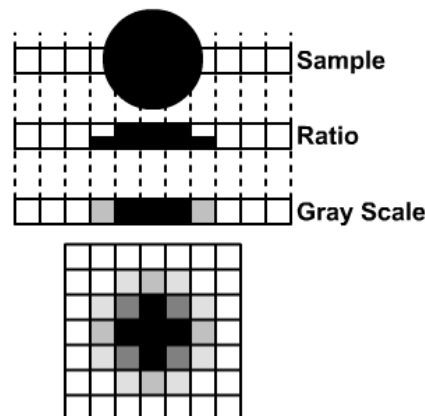


Figura 18: effetto di volume parziale (PVE) schematizzato.

La segmentazione è un passaggio fondamentale anche per l'assegnazione delle proprietà materiali dell'osso paziente-specifico. Come emerso dalla letteratura, infatti, molteplici modelli hanno utilizzato le immagini TC per estrarre le caratteristiche disomogenee dell'osso trabecolare e riportarle sul modello pelvico in base al valore corrispondente della scala di grigi [27], [28], [31]–[33], [39]. Questo argomento verrà trattato con maggiore dettaglio più avanti nel capitolo relativo alle proprietà dei materiali.

L'utilizzo di questa tecnica per pazienti con impianti protesici risulta essere problematica in quanto gli artefatti metallici creati dalla protesi portano a valori poco realistici delle proprietà dell'osso in quell'area invalidando l'assegnazione del materiale. L'ostacolo dato dagli artefatti metallici è stato superato durante questo progetto ricavando le geometrie dalle immagini pre-operatorie del paziente e ricreando solo in un secondo momento le condizioni post-operatorie. Questo approccio, utilizzato anche nei due casi precedenti di questo studio [2], [3], risulta innovativo in quanto non sono stati riscontrati passaggi di questo in letteratura.

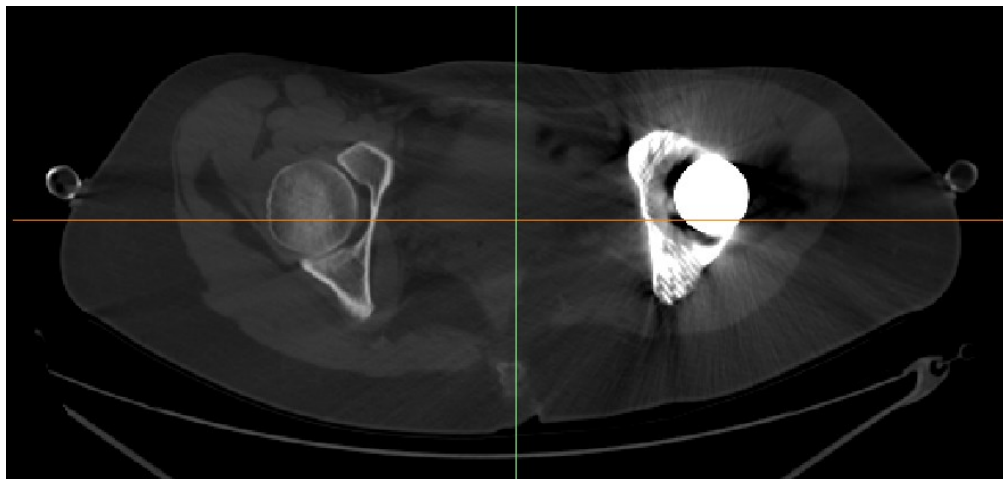


Figura 19: artefatto metallico dovuto all'impianto protesico nell'emipelvi sinistra.

4.2.1. SEGMENTAZIONE DELLE COMPONENTI OSSEE

PAZIENTE 4

La segmentazione delle pelvi e del sacro è stata eseguita utilizzando i file in formato DICOM della TC preoperatoria del paziente. Si è scelto di utilizzare delle immagini precedenti all'impianto della protesi a causa dell'artefatto metallico da essa creato, che non permette la corretta visualizzazione dei contorni.

Il processo di segmentazione è stato svolto utilizzando il software Mimics (Mimics v24, Materialize, Belgium) e tramite un processo semi-automatico è stato possibile separare pelvi destra, pelvi sinistra (pelvi affetta da sarcoma di Ewing) e sacro dai tessuti circostanti.

Inizialmente sono state create due maschere (le maschere permettono di visualizzare solamente un determinato range nella scala di grigi, ad esempio, per evidenziare una determinata struttura): una predefinita di tipo “bone” con un windowing di 226-1611 HU che permette di far risaltare appunto la componente ossea ed una di tipo “custom” con un minimo di 550 HU in grado di mettere in risalto la componente corticale dell’osso.

La maschera predefinita per l’osso è stata poi divisa, tramite il comando *split mask*, ottenendone una per ogni componente ossea quali pelvi destra (RP), pelvi sinistra (LPT) e sacro (S), sono state create maschere anche per le vertebre e i femori in quanto presenti nella maschera di partenza ed in tal modo facilmente eliminabili.

Per il sacro, in particolare, è stata creata una nuova maschera con un minimo di 350 HU per ricavare delle polylines più adatte a questa struttura, in quanto lo strato corticale risulta più sottile e di conseguenza più difficile da osservare. Anche in questo caso la maschera è stata divisa in due, una per il sacro e l’altra per le zone di non interesse successivamente eliminate.

Prima di procedere al affinamento manuale della segmentazione sono state create delle polylines dalla maschera personalizzata per individuare con maggior precisione i contorni esterni dell’osso corticale. Durante la rifinitura delle componenti è stato scelto un approccio conservativo, ovvero di rimanere interni alla linea che rappresentava la porzione corticale ossea per evitare errori dovuti all’effetto di volume parziale.

Durante questa procedura sono state svolte alcune semplificazioni:

- *Pelvi sinistra*: la segmentazione è stata svolta solamente su alcune immagini (lasciando un buon margine di taglio) in quanto la porzione inferiore della pelvi verrà poi sostituita dall’impianto protesico su misura.

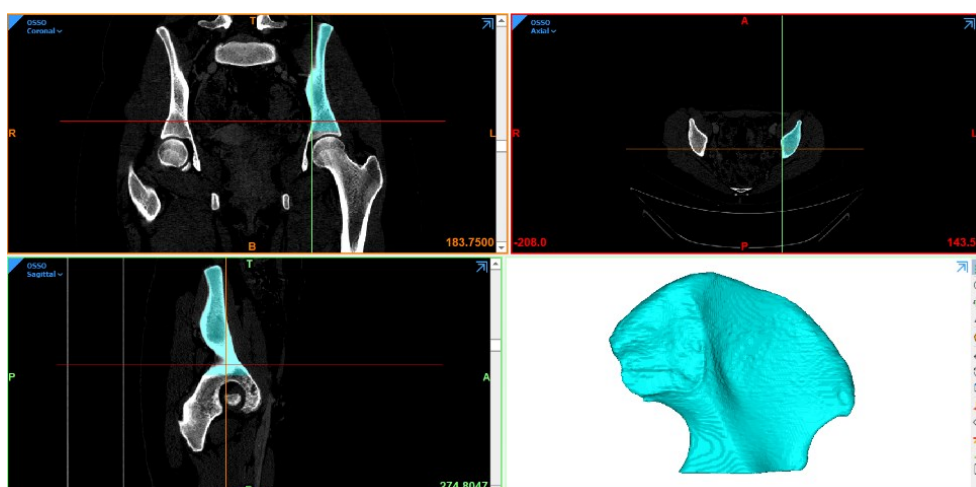


Figura 20: Segmentazione della porzione sana dell'emipelvi sinistra.

- *Sacro*: la parte di segmentazione manuale è stata svolta in maniera più grossolana in quanto i risultati di interesse non riguardano direttamente questa struttura, ma è importante la sua presenza a livello volumetrico e spaziale. Inoltre, come riportato dai due casi di studio precedenti [2], [3], la presenza del canale e dei fori sacrali non è influente per lo scopo del progetto, dunque anche in questo terzo caso si è scelta la loro chiusura portando ad una semplificazione geometrica che si rispecchia in un'agevolazione nella creazione del modello ed un minor onere computazionale.

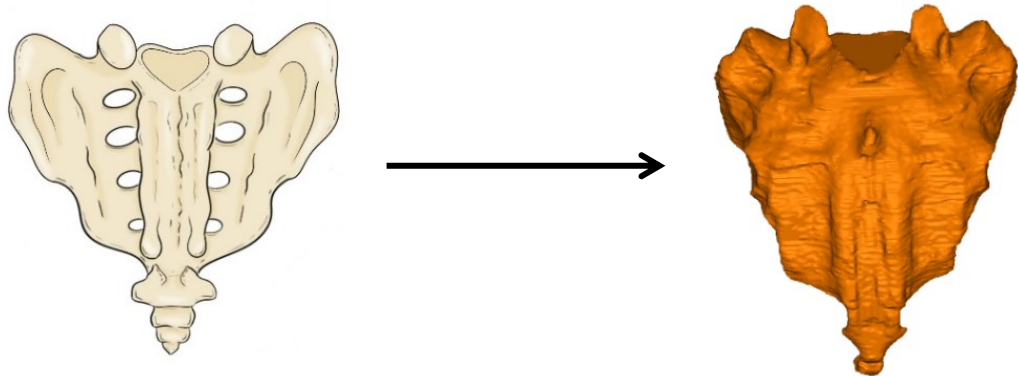


Figura 21: semplificazione dell'anatomia del sacro utilizzata nel modello FEM.

Finito il processo di segmentazione per ogni singola componente è stato utilizzato il comando *smooth mask*, per ottenere delle superfici più levigate, per poi procedere con l'esportazione in formato .stl impostando i parametri in figura 22.

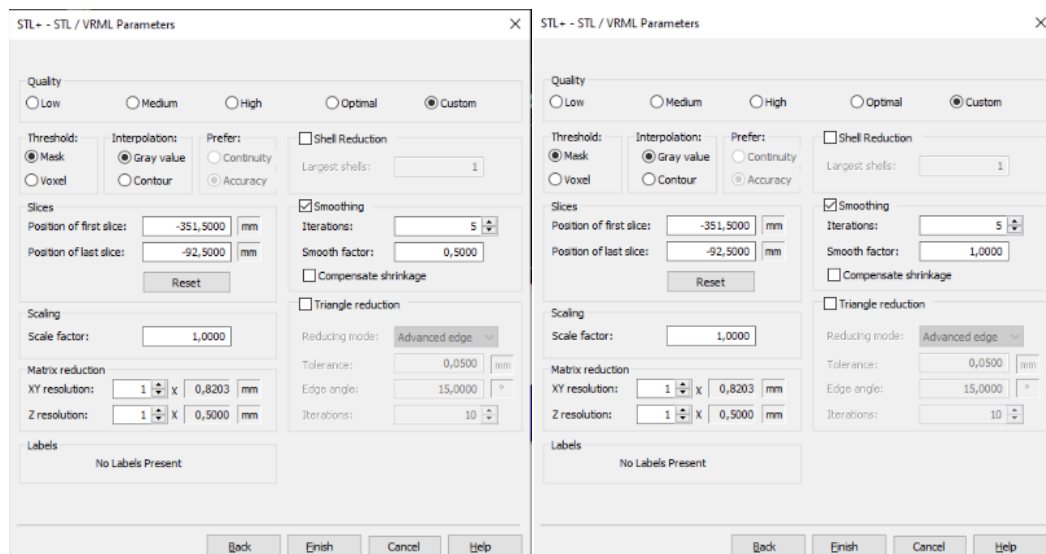


Figura 22: parametri per l'esportazione delle componenti pelviche (A) e del sacro (B) in formato .stl.

Le componenti ossee sono state importate sul software AlbaMaster per un primo confronto tra le immagini TC e i file .stl ottenuti dalla segmentazione. Per evitare una sovrastima della porzione di osso corticale è stato effettuato, utilizzando il software Geomagic (Geomagic Studio v7, 3D System, USA), uno shrinkage misurando la distanza tra alcuni pixel della zona più esterna e la linea della segmentazione (-0.4 mm per la pelvi destra; -0.3 mm per la pelvi sinistra;

-0.45 mm per il sacro). Infine per rendere le superfici segmentate più levigate è stato effettuato uno smoothing del valore di 0.025mm. Le componenti modificate sono state confrontate con le precedenti per un'ulteriore verifica su AlbaMaster.

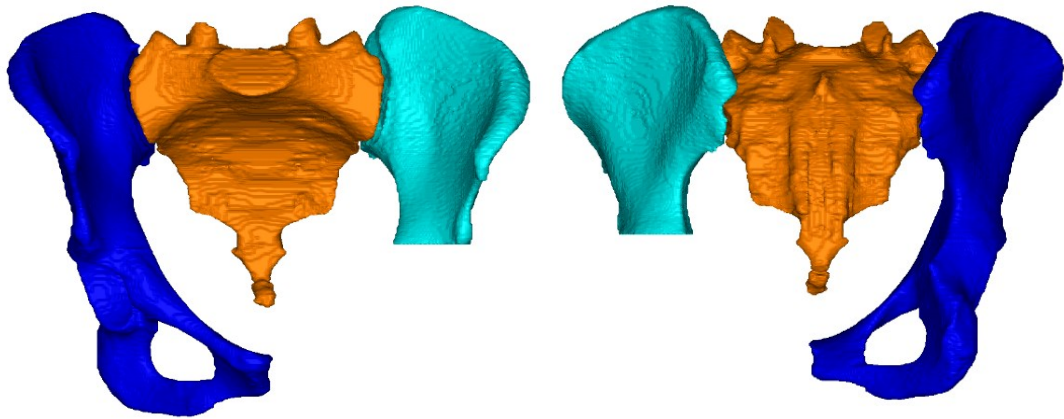


Figura 23: segmentazione delle componenti ossee a partire dalle immagini TC del quarto paziente tramite il software Mimics. Visione anteriore e posteriore.

PAZIENTE 6

La segmentazione del sesto paziente di questo lavoro è stata eseguita in maniera quasi analoga al quarto paziente utilizzando il software Mimics. In questo caso la segmentazione manuale è stata effettuata mediante l'utilizzo di una tavoletta grafica, la quale ha dimezzato le tempistiche. Le geometrie sono state esportate con i medesimi parametri del caso precedente. Inoltre, grazie al minimo di esperienza acquisita durante la prima segmentazione, non è stato necessario effettuare alcuno shrinkage per quanto riguarda la pelvi destra (affetta da osteoclastoma) e la pelvi sinistra. Anche in questo caso, tramite il software Geomagic, il sacro con le geometrie semplificate come precedentemente descritto, è stato applicato uno shrinkage di -0.45 mm, mentre per rendere le geometrie più levigate è stato scelto un ulteriore smoothing di 0.025 mm per tutte le componenti ossee.

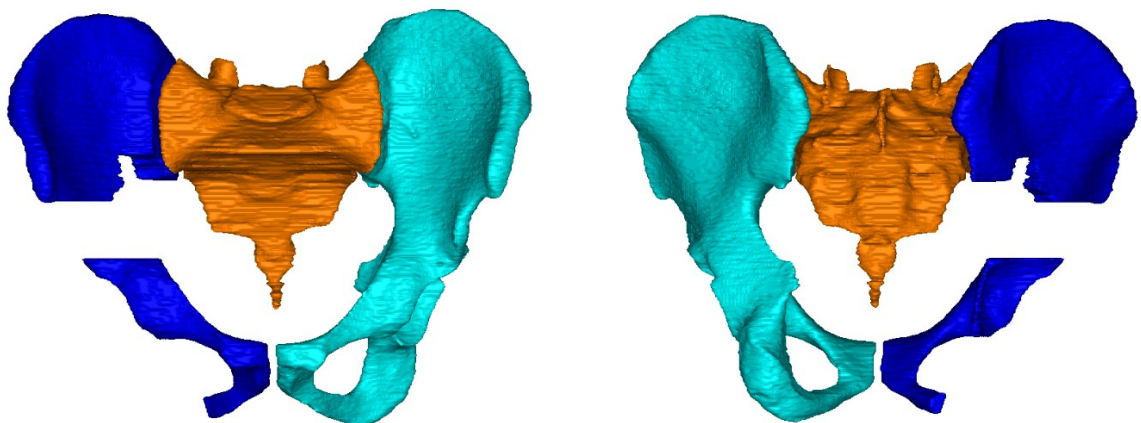


Figura 24: segmentazione delle componenti ossee a partire dalle immagini TC del sesto paziente tramite il software Mimics. Visione anteriore e posteriore.

4.2.2. SEGMENTAZIONE DELLE COMPONENTI CARTILAGINEE

PAZIENTE 4

Il modello necessita inoltre delle cartilagini situate tra le pelvi ed il sacro per una corretta analisi e modellazione dell'articolazione sacro-iliaca, la sinfisi pubica è stata invece considerata

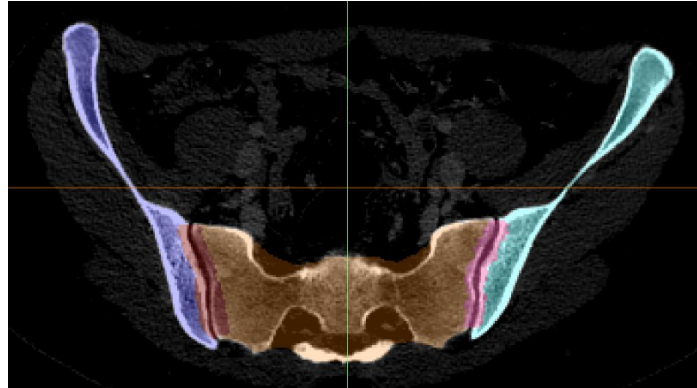


Figura 25: segmentazione delle cartilagini tra pelvi e sacro del quarto paziente con approccio non conservativo.

disarticolata. Le cartilagini sono state segmentate tramite Mimics, come nel caso delle ossa, utilizzando i file DICOM del paziente nella fase pre-operatoria. Trattandosi di tessuti molli non sono ben visibili nelle immagini TC, ma in questo caso la precisione dei contorni non era rilevante, si è dunque scelto di considerare una superficie più ampia rispetto alla reale regione anatomica e di effettuare un'operazione di sottrazione con le ossa in una fase successiva. La segmentazione è dunque stata effettuata in modo grossolano e compenetrante nelle componenti precedentemente evidenziate, fatta eccezione per le zone laterali dove la cartilagine non deve sporgere dalle regioni ossee. Anche in questo caso per ottenere delle superfici più levigate e regolari sono state importate nel software Geomagic nel quale si è utilizzato il comando *sandpaper* ed è stato effettuato uno smoothing di 0.4 mm.

PAZIENTE 6

Le cartilagini del sesto paziente sono state ottenute in modo affine al caso sopra descritto. Inoltre, oltre alle cartilagini destra e sinistra tra pelvi e sacro, in aggiunta è stata considerata la cartilagine che costituisce la sinfisi pubica.

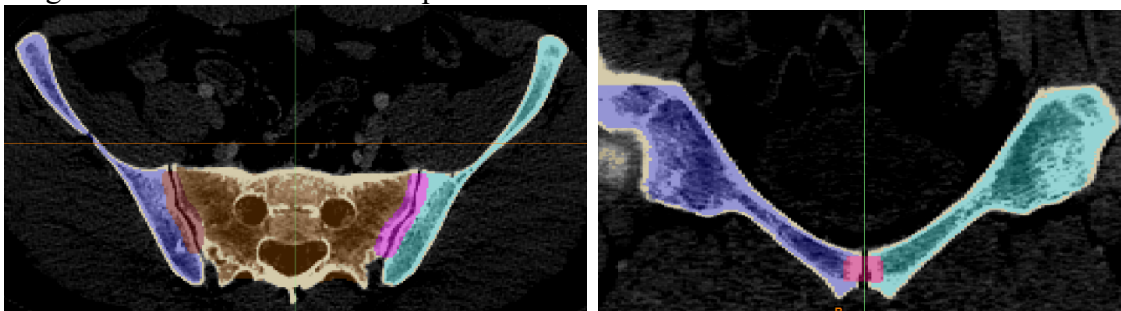


Figura 26: segmentazione delle cartilagini del sesto paziente con approccio non conservativo. A) cartilagini tra sacro e pelvi; B) cartilagine della sinfisi pubica.

4.3. RIPRISTINO DELLE CONDIZIONI POST-OPERATORIE

L'utilizzo di immagini pre-operatorie per l'estrazione delle geometrie delle componenti ossee e cartilaginee risulta un approccio innovativo per la modellizzazione del cingolo pelvico, questo comporta però la necessità di ripristinare le condizioni post-operatorie. Nello specifico sono stati necessari due passaggi:

1. *Estrazione delle viti*: utilizzando immagini TC post-operatorie del paziente, nelle quali è presente la componente protesica;
2. *Riposizionamento della protesi*: utilizzando immagini TC pre-operatorie del paziente, ovvero quelle da cui sono state ricavate le restanti componenti.

4.3.1. ESTRAZIONE DELLE VITI

PAZIENTE 4

Il file CAD della protesi fornito dall'azienda produttrice era privo di viti, dunque è stato indispensabile crearle ai fini della corretta modellazione della protesi. Per fare ciò l'elemento protesico è stato importato nel software AlbaMaster, assieme alle immagini TC post-operatorie, dalle quali è stata estratta un'isosuperficie che permetteva di individuare più chiaramente posizione e orientamento della protesi. Il sistema di riferimento del file CAD differiva da quello dei file DICOM, per questo motivo è stato necessario effettuare una registrazione manuale della protesi nel sistema di riferimento della TC post-operatoria.

Dopo aver verificato il corretto posizionamento della protesi le viti e il PEG sono stati estratti creando una superficie parametrica di tipo cilindrico per ogni elemento. Le dimensioni sono state ricavate utilizzando lo strumento *meter* (tabella 2) e sono state orientate utilizzando come riferimento le immagini TC. Le viti e il PEG sono stati successivamente esportati in formato .stl per poter completare la geometria della protesi.

Tabella 2: valori di raggio e lunghezza delle viti relative alla protesi del quarto paziente espressi in mm.

ELEMENTO	RAGGIO (mm)	LUNGHEZZA (mm)
<i>Vite_1</i>	2	67.94
<i>Vite_2</i>	2	20.17
<i>Vite_3</i>	2	17.94
<i>Vite_4</i>	2.5	43.63
<i>PEG</i>	4	70.53

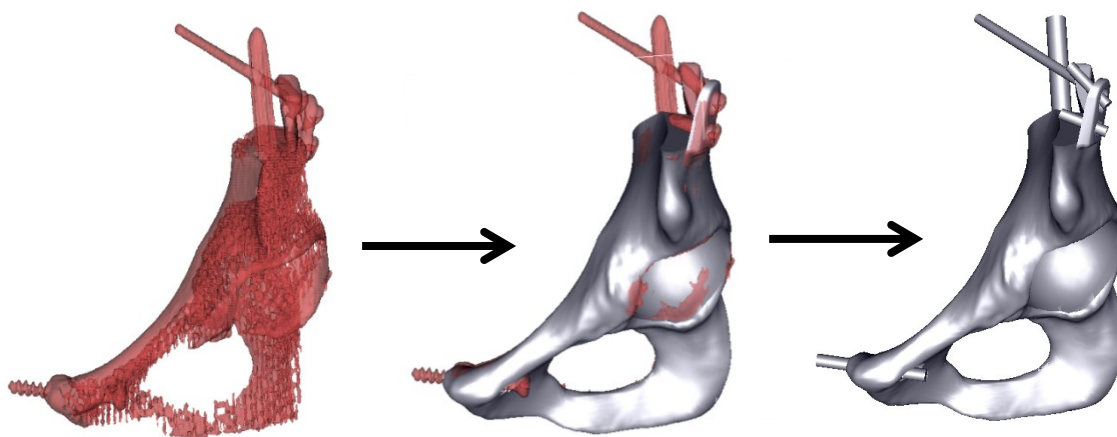


Figura 27: creazione delle viti e del PEG del quarto paziente a partire dall'isosuperficie.

PAZIENTE 6

Lo stesso protocollo è stato seguito per il posizionamento manuale della protesi nel post-operatorio e per l'estrazione delle viti tramite il software AlbaMaster del secondo caso. I parametri geometrici delle viti sono visibili nella tabella 3.

Tabella 3: valori di raggio e lunghezza delle viti relative alla protesi del sesto paziente espressi in mm.

ELEMENTO	RAGGIO (mm)	LUNGHEZZA (mm)
<i>Vite_1</i>	2.5	19
<i>Vite_2</i>	2.5	19.3
<i>Vite_3</i>	2	46.6
<i>Vite_4</i>	2	47.2
<i>PEG</i>	4	68.6

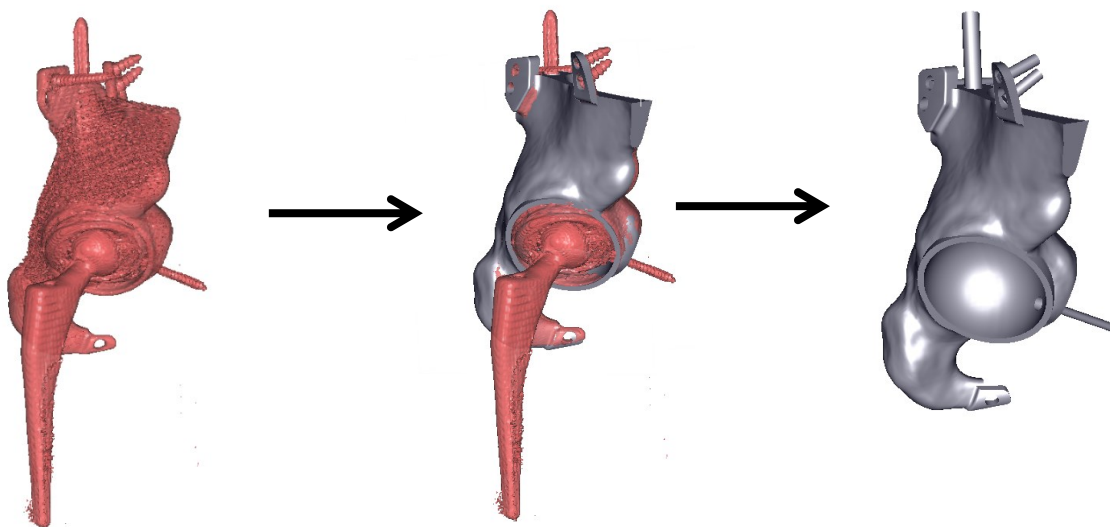


Figura 28: creazione delle viti e del PEG del quarto paziente a partire dall'isosuperficie.

4.3.2. RIPOSIZIONAMENTO DELLA PROTESI

PAZIENTE 4

Il ripristino delle condizioni pre-operatorie è stato svolto manualmente. A differenza dei due studi precedenti in questo caso i dati della pianificazione preoperatoria non erano disponibili e di conseguenza neanche i piani di taglio. Nel software AlbaMaster sono state importate le geometrie della protesi, delle viti, del PEG e le componenti ossee provenienti dalla segmentazione, successivamente, con l'aiuto delle immagini TC pre-operatorie, è stato possibile posizionare la protesi correttamente tramite operazioni di traslazione e rotazione, ripristinando così le condizioni pre-operatorie.



Figura 29: Rappresentazione delle componenti ossee e della protesi precedentemente alla registrazione.

A questo punto sono stati creati i piani di taglio per rimuovere dalla pelvi sinistra la porzione di osso effettivamente rimossa dai chirurghi. Per far combaciare in modo più preciso le superfici si è scelto di traslare verso il basso di 2 mm i piani di taglio ed effettuare l'operazione di taglio sia sulla porzione ossea che su quella protesica. Questo passaggio è stato svolto più avanti utilizzando il software Hypermesh.

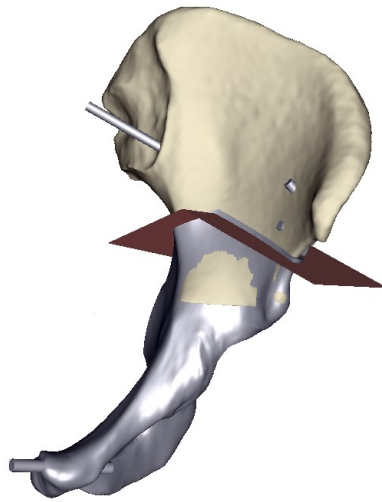


Figura 30: piani di taglio utilizzati per l'emipelvi sinistra del quarto paziente.

È stato necessario, inoltre, creare i piani di taglio per le linguette, le quali verranno incollate nuovamente dopo aver effettuato il taglio della protesi con il piano spostato di 2 mm verso il basso. Una delle due linguette della protesi è stata tagliata di pochi millimetri per evitare problemi di contatto durante l'analisi, precedentemente riscontrati negli altri due studi.

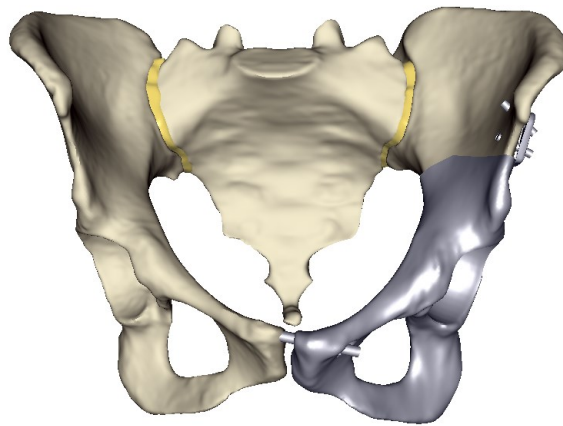


Figura 31: configurazione finale del modello del quarto paziente nel quale è possibile vedere la protesi posizionata correttamente rispetto alle componenti ossee segmentate.

PAZIENTE 6

Il ripristino delle condizioni pre-operatorie in questo secondo caso è stato facilitato dalla disponibilità dei dati della pianificazione pre-operatoria, ovvero la presenza dei piani di taglio utilizzati come riferimenti aggiuntivi ha permesso un allineamento più preciso con le componenti ossee provenienti dalla segmentazione. I piani di taglio dati si trovavano nel sistema di riferimento della protesi, dunque nel passaggio precedente sono stati registrati assieme a quest'ultima sulle immagini TC post-operatorie, per poi essere nuovamente registrati nel sistema di riferimento pre-operatorio.

I piani di taglio sono stati creati, anche in questo secondo caso, per le due linguette superiori per poi essere nuovamente incollate, eccezion fatta per la terza linguetta, quella inferiore, la quale non è stata tagliata in quanto non si trova in una zona di interfaccia osso-protesi. In aggiunta è stato creato un piano di taglio per la porzione di PEG sporgente dalla pelvi destra. Questa semplificazione è stata fatta come conseguenza di una situazione ipotetica di non osteointegrazione di quell'interfaccia, che risulterebbe poco probabile.

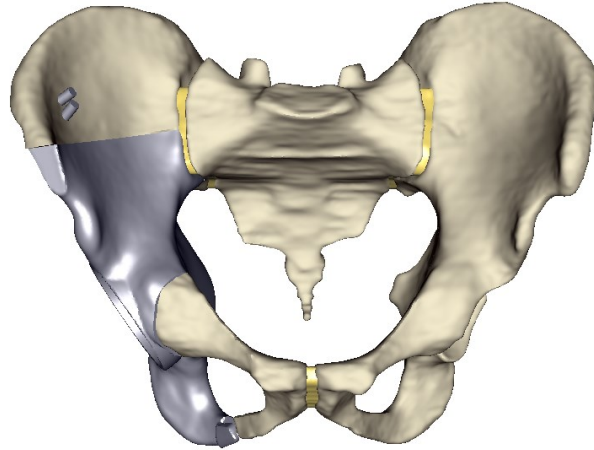


Figura 32: configurazione finale del modello del sesto paziente nel quale è possibile vedere la protesi posizionata correttamente rispetto alle componenti ossee segmentate.

4.4. ESTRAZIONE DELLE NURBS

PAZIENTE 4

Prima di poter procedere con la creazione della mesh è stato necessario passare ad una rappresentazione matematica attraverso l'estrazione delle NURBS (Non-Uniform Rational Basis-Splines). Questo passaggio è stato effettuato mediante il software Geomagic e ha permesso di definire la forma degli oggetti geometrici, quali le componenti ossee, le cartilagini e la protesi. Lo scopo è quindi quello di passare da una rappresentazione a triangoli dei file .stl a delle superfici in file .iges grazie a funzioni polinomiali di ordine elevato.

In questa fase sono state create le superfici delle inserzioni muscolari. Sono quindi stati importati singolarmente i file .stl delle componenti ossee e i file .stl della protesi nel sistema di riferimento pre-operatorio, è stato utilizzato il comando *sandpaper* in alcuni punti critici per rendere la superficie più regolare e sono stati chiusi i buchi della componente protesica tramite il comando *fill holes*. I buchi per le viti sono stati chiusi per ottenere in seguito una mesh migliore, le viti verranno poi unite direttamente alla protesi in un secondo momento.

Si è proceduto dunque definendo, tramite linee di demarcazione, le aree di inserzione muscolare e le zone in cui vi erano bruschi cambi di geometria, prestando attenzione all'interfaccia tra viti ed osso affinché non vi fossero patches che attraversassero queste zone. Dalle linee di

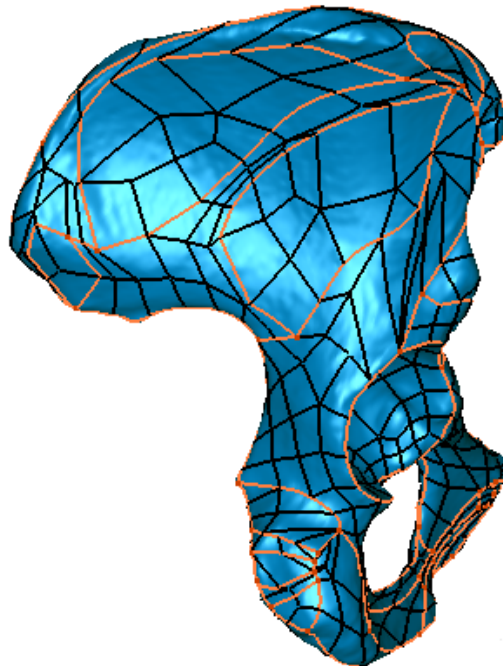


Figura 33: emiplevi destra (RP) con le inserzioni muscolari, l'acetabolo e i cambi di geometria evidenziati dalle linee di demarcazione.

demarcazione sono state create delle patches successivamente sistemate manualmente, grazie al comando *repair patches*, per evitare sovrapposizioni di linee o zone troppo deformate. La corretta costruzione delle patches risulta fondamentale non solo per ottenere mesh adeguate, ma anche per non riscontrare problemi nella continuità della mesh o durante le diverse azioni che verranno eseguite posteriormente, come operazioni booleane di *merge*, *cut* o tra superfici. Partendo dalle patches è stato possibile creare una griglia e, dopo aver verificato che questa rivestisse correttamente tutta la componente, è stata creata l'effettiva superficie salvata in file .iges. Il procedimento è stato ripetuto per ogni geometria, dunque anche per le cartilagini.

Le inserzioni muscolari, visibili nella tabella 4, sono state localizzate mediante l'ausilio di immagini provenienti da atlanti anatomici. La necessità di costruire delle patches per evidenziare le zone di inserzione muscolare nasce dal bisogno di identificare le aree di applicazione per le forze muscolari in un secondo momento, inoltre creandole in questa fase del progetto si ottiene una geometria migliore e una semplificazione nell'individuare al momento opportuno.

Tabella 4: Muscoli considerati nel modello del quarto paziente nelle relative geometrie. (RP=emipelvi destra; LPT=emipelvi sinistra operata; S=sacro.)

MUSCOLI	RP	LPT	PROTESI	S
Grande Gluteo (3 capi)	<i>x</i>	<i>x</i>		<i>x</i>
Gluteo Medio (3 capi)	<i>x</i>	<i>x</i>		
Piccolo Gluteo (3 capi)	<i>x</i>	<i>x</i>		
Tensore Della Fascia Alata	<i>x</i>	<i>x</i>		
Sartorio	<i>x</i>	<i>x</i>		
Grande Adduttore (4 capi)	<i>x</i>		<i>x</i>	
Adduttore Lungo	<i>x</i>		<i>x</i>	
Adduttore Breve	<i>x</i>		<i>x</i>	
Iliaco	<i>x</i>	<i>x</i>		
Gracile	<i>x</i>		<i>x</i>	
Piriforme				<i>x</i>
Retto Femorale	<i>x</i>		<i>x</i>	
Semimembranoso	<i>x</i>		<i>x</i>	
Semitendinoso	<i>x</i>		<i>x</i>	
Bicipite Femorale	<i>x</i>		<i>x</i>	

Sono state inoltre state create delle patches per evidenziare gli acetaboli e la zona superiore del sacro che è stata scelta come blocco per le condizioni al contorno successivamente imposte sul software Ansys APDL.

PAZIENTE 6

Le NURBS sono state create in modo analogo alla procedura descritta per il quarto paziente. Nella tabella 5 è possibile notare la diversa distribuzione delle patches muscolari a causa della discrepante area della pelvi sinistra sostituita dalla componente protesica, che in questo secondo caso risulta più ampia.

Tabella 5: Muscoli considerati nel modello del sesto paziente nelle relative geometrie. (LP=emipelvi sinistra; RPT=emipelvi destra operata; S=sacro.)

MUSCOLI	LP	RPT	PROTESI	S
<i>Grande Gluteo (3 capi)</i>	x	x		x
<i>Gluteo Medio (3 capi)</i>	x	x		
<i>Piccolo Gluteo (3 capi)</i>	x		x	
<i>Tensore Della Fascia Alata</i>	x		x	
<i>Sartorio</i>	x		x	
<i>Grande Adduttore (4 capi)</i>	x		x	
<i>Adduttore Lungo</i>	x	x		
<i>Adduttore Breve</i>	x	x		
<i>Iliaco</i>	x	x		
<i>Gracile</i>	x	x		
<i>Piriforme</i>				x
<i>Retto Femorale</i>	x		x	
<i>Semimembranoso</i>	x		x	
<i>Semitendinoso</i>	x		x	
<i>Bicipite Femorale</i>	x		x	

4.5. GENERAZIONE DELLA MESH

La mesh è definito come il corpo collettivo di elementi dell'oggetto che consiste in un insieme di poligoni di base uniti tra loro.

Revisionando la letteratura emerge che gli elementi maggiormente utilizzati per modelli pelvici, dunque con geometria complessa, sono quelli tetraedrici [28]–[43]. Differenze tra i modelli si evidenziano nella scelta del tipo di elementi per la componente ossea trabecolare e corticale. Alcuni studi hanno presentato lo stesso element type per le componenti ossee [28], [31]–[34], [36], [37], [39]–[41], altri hanno distinto la trabecolare e corticale [9], [29], [30], [35], [38], [42]–[45]. Anche il numero di nodi dell'elemento è un parametro importante per l'accuratezza dell'analisi, dalla letteratura gli elementi a 4 nodi sono i più ricorrenti, soprattutto per la componente trabecolare, ma sono stati utilizzati anche elementi a 6, 8 e 10 nodi.

Nello specifico gli studi che differenziano la componente trabecolare da quella corticale hanno presentato le seguenti scelte:

- Ramezani et al. [29] e Hu et al. [30] utilizzano una mesh tetraedrica per il trabecolare, mentre lo strato dell'osso corticale viene reso tramite elementi trilaterali/quadrilaterali di superficie. Il numero di nodi per elemento non è specificato;
- Volinski et al. [44] utilizzano invece elementi esaedrici per l'osso trabecolare, differenziandosi dalla maggior parte degli studi, ed elementi shell per l'osso corticale, senza specificare il numero di nodi per elemento;
- Dalstra et al. [9], [45] utilizzano elementi brick a 8 nodi per la componente trabecolare ed elementi shell a 4 nodi per la componente trabecolare;
- Phillips et al. [42] utilizzano una mesh con elementi tetraedrici a 4 nodi per l'osso trabecolare e 6 nodi per l'osso corticale.
- Watson et al. [35] utilizzano elementi tetraedrici a 10 nodi per la componente trabecolare ed elementi shell a 6 nodi per la superficie corticale;
- Liu et al. [38], [43] utilizzano mesh tetraedrica a 4 nodi per l'osso trabecolare, mentre per l'osso corticale elementi shell a 4 nodi.

In questo progetto sono stati utilizzati elementi tetraedrici di secondo ordine per rappresentare sia la componente trabecolare che quella corticale per evitare una regione non realistica di sovrapposizione tra gli elementi interni e gli elementi di superficie, come descritto da Leung et

al [28]. Questo modello presenta comunque distinzione tra osso trabecolare e corticale per quanto riguarda le proprietà meccaniche, per l'assegnazione di quest'ultime è stata trovata una diversa strategia di selezione per la superficie degli elementi esterni delle componenti ossee che non causa sovrapposizione. Il numero di nodi per elemento stabilito è 10, questa scelta è stata fatta coerentemente alla necessità di avere un'alta accuratezza dei risultati nel modello, l'aggiunta di nodi intermedi permette infatti una miglior rappresentazione della deformazione delle componenti.

PAZIENTE 4

I file .iges, ottenuti nella fase precedente, sono stati importati nel software Hypermesh (Hypermesh 2017, Altair Engineering Inc., USA) con lo scopo finale di ottenere le mesh tridimensionali e bidimensionali necessarie per l'analisi ad elementi finiti. All'interno di Hypermesh i file .iges, come le componenti ossee, le cartilagini e la protesi, sono viste come soliti, mentre i file in formato .stl, come i piani di taglio e le viti, risultano essere semplici insiemi di elementi. I piani di taglio sono stati di conseguenza trasformati da elementi a superfici e le viti prima in superfici e successivamente in solidi, grazie agli appositi strumenti presenti nel software.

La prima operazione di taglio è stata effettuata sulle linguette tramite il comando *trim with plane/surf* che permette di tagliare un solido, nel nostro caso la protesi, con la superficie, ovvero i piani di taglio creati appositamente. La seconda operazione di taglio prevedeva il taglio della pelvi sinistra e della protesi con lo stesso piano di taglio, questo affinché vi fosse una migliore continuità nella successiva mesh, anche in questo caso è stato utilizzato il comando *trim with plane/surf*. Sono state poi eliminate le porzioni dei solidi in eccesso. A questo punto le linguette, isolate a causa del taglio, sono state riunite alla protesi tramite un'operazione booleana. Per mimare le condizioni realistiche le componenti ossee e le cartilagini sono state tagliate con le viti utilizzando l'operazione booleana $\{A-B, B\}$.

Le cartilagini, importate come solidi in Hypermesh, sono state rimodellate lateralmente sottraendo a queste le porzioni di osso adiacente, essendo state segmentate in eccesso. Il taglio è stato effettuato tramite l'opportuna operazione booleana.

La protesi e le viti, finì a questo momento separate, sono state unite creando un nuovo component a partire dall'unione delle superfici. Sono dunque state estratte le superfici di protesi, PEG e viti e copiate nel nuovo component, dove le porzioni di superficie appartenenti alle viti/PEG che si trovavano all'interno della superficie della protesi sono state prima tagliate

e successivamente eliminate. A questo punto i bordi delle interfacce delle superfici sono stati fatti combaciare tramite il comando *equivalens*, dopodiché è stato possibile creare il solido della protesi contenente le viti e il PEG partendo dalle superfici.

Dopo aver ottenuto tutti i solidi necessari sono state lasciate come linee principali solamente quelle delle inserzioni muscolari, degli acetaboli, della zona di blocco sul sacro e alcuni cambi bruschi di geometria. Questo passaggio è stato possibile grazie alle patches precedentemente create sul software Geomagic che hanno semplificato la visualizzazione di tali aree.

Prima della creazione effettiva della mesh 2D sono stati creati nuovi components contenenti le superfici di protesi, ossa e cartilagini, questi sono stati tagliati reciprocamente il comando *trim with plane/surf*, per ottenere le linee di demarcazione delle superfici a contatto tra loro. Con lo scopo di dare continuità alla mesh 2D nelle zone di interfaccia questa è stata creata nel seguente modo:

1. Tramite il comando *automesh* relativo al 2D è stata generata una mesh triangolare del primo ordine di un componente;
2. La mesh del componente successivo è stata generata escludendo la zona di interfaccia tra le due superfici;
3. Nell'interfaccia del secondo componente è stata copiata la mesh 2D del componente precedente, in questo modo le superfici a contatto avranno i nodi in condivisione;
4. La mesh nella zona del bordo è stata corretta manualmente per assicurare la continuità, ulteriormente confermata grazie all'utilizzo del comando *equivalence* utilizzato su tali edges.

La mesh 2D è stata portata ad una mesh di secondo ordine e successivamente è stato creato ed assegnato l'ET type 2, ovvero sono stati creati elementi tetraedrici di tipo SURF154 di dimensione di 1mm.

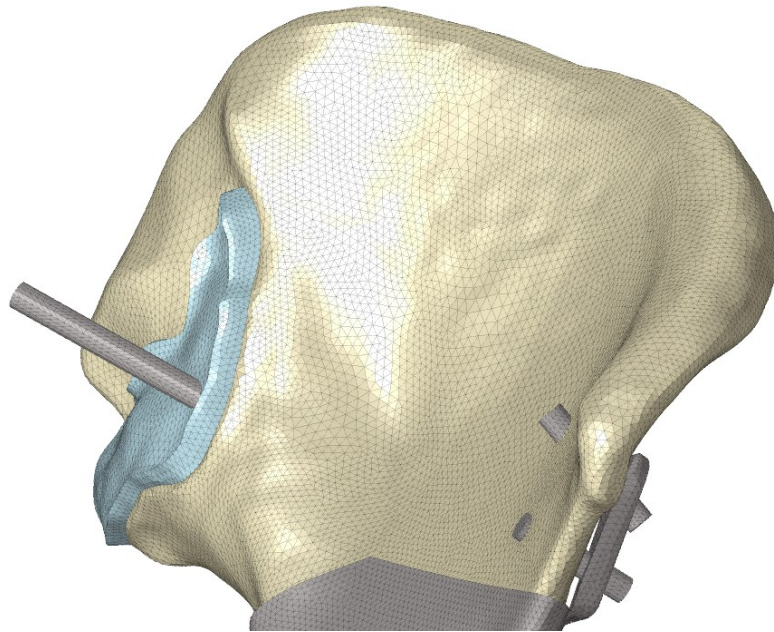


Figura 34: mesh 2D creata affinché sia continua tra le diverse componenti del paziente 4.

La mesh 3D è stata creata tramite il comando *tetramesh*, partendo dalla mesh 2D, con due strati superficiali uniformi, un fattore di crescita di 1.5mm e la grandezza massima tetraedrica permessa di 5mm, coerentemente a ciò che era stato fatto nei due lavori precedenti di N. Corallo e L. Papa [2], [3]. (figura 35) La mesh 3D è stata portata da ordine 1 ad una mesh di ordine 2. In questo è stato creato ed assegnato l'ET type 1, che rappresentava elementi tetraedrici di tipo SOLID187 a dieci nodi con 3 gradi di libertà. In totale sono stati creati 1664354 elementi.

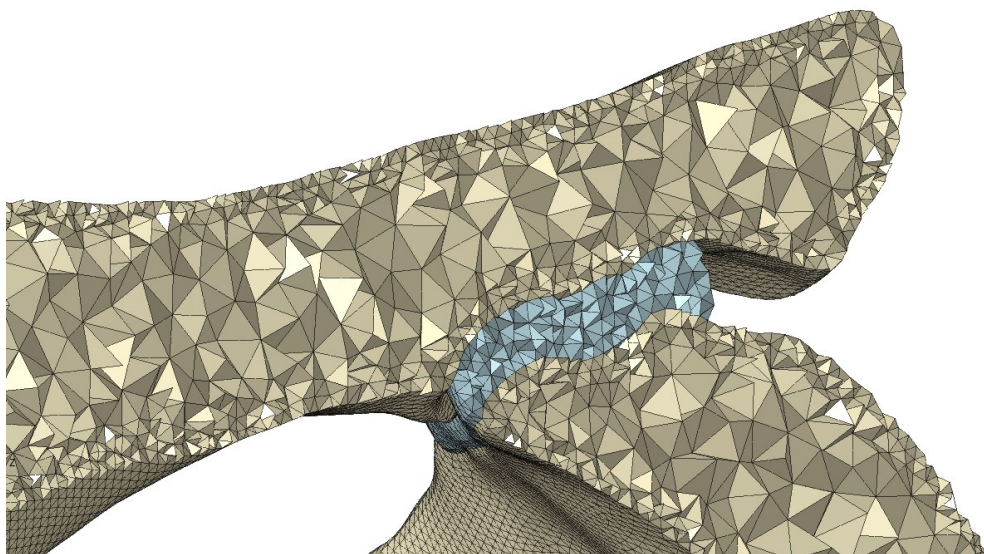


Figura 35: mesh 3D continua dell'emipelvi destra (RP), della cartilagine destra e del sacro relativa al paziente 4.

Un altro passaggio fondamentale svolto in questa fase del progetto è stato quello di creare dei components per ogni singola superficie (mesh 2D) delle inserzioni muscolari (prestando attenzione ai muscoli che presentavano più capi considerandoli separatamente), degli acetaboli e del blocco superiore del sacro, facilmente selezionabili grazie alla precedente selezione delle linee principali. Inoltre sono state create delle copie delle mesh 2D delle componenti ossee alle quali sono state sottratte le superfici delle zone di interfaccia con la protesi e con le viti. Quest'ultimo passaggio risulta di notevole importanza in quanto permette di effettuare la corretta assegnazione delle proprietà dell'osso corticale nei passaggi successivi tramite il software Ansys.

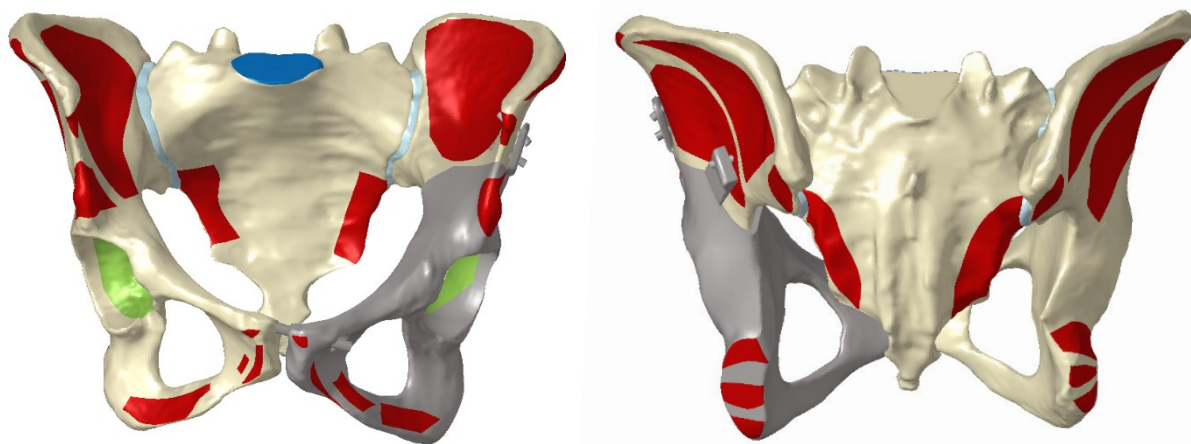


Figura 36: modello del quarto paziente con componenti pelviche, cartilaginee, muscolari, il blocco posto sul sacro e le patches acetabolari; vista anteriore e posteriore.

Tutti i componenti di interesse sono quindi stati esportati come elementi finiti di tipo .cdb (Ansys).

È da sottolineare il fatto che le interfacce osso-cartilagine e osso-protesi sono state costruite in modo tale da ottenere una mesh continua coerentemente con le scelte fatte nei lavori precedenti. In particolare la continuità osso-protesi è voluta per simulare una situazione di auspicabile osteointegrazione, purtroppo però questo non sempre avviene, nei casi più sfavorevoli si nota la presenza di tessuto fibroso. Non è possibile attualmente essere a conoscenza di quale situazione sia presente nel paziente 4 (o comunque non è possibile dedurre a priori cosa succederà in futuro, essendo questo lavoro finalizzato all'ipotizzare una situazione a lungo termine) ma è stato scelto di utilizzare queste condizioni in quanto anche il tessuto fibroso permette una certa continuità meccanica.

PAZIENTE 6

Lo stesso procedimento è stato eseguito per ottenere la mesh 3D per il secondo modello, creando in totale 1894048 elementi.

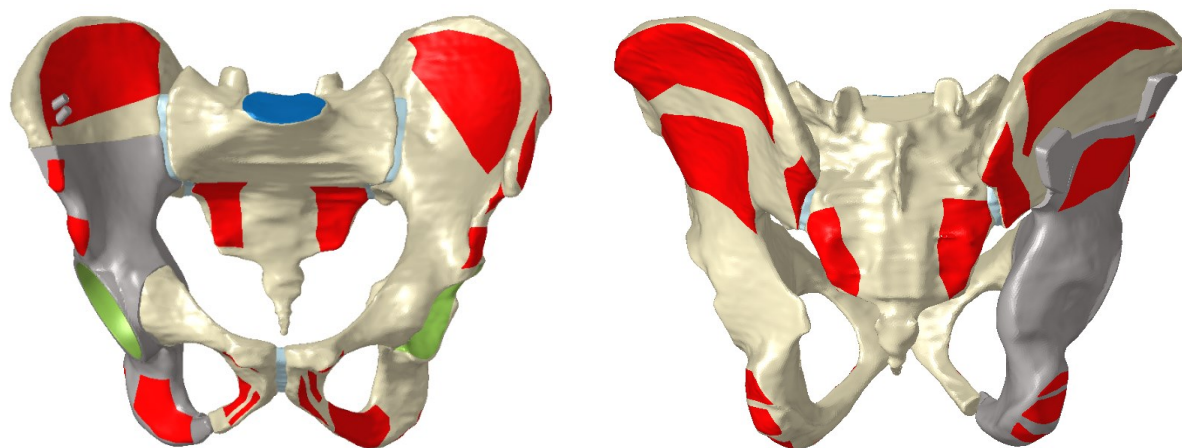


Figura 37: modello del quarto paziente con componenti peliche, cartilaginee, muscolari, il blocco posto sul sacro e le patches acetabolari; vista anteriore e posteriore.

4.6. MODELLAZIONE DEI LEGAMENTI

I legamenti sono stati inseriti allo scopo di ottenere un modello completo ed accurato. L'importanza dei legamenti viene infatti sottolineata in letteratura per il contributo alla stabilità del cingolo pelvico. Ad esempio i legamenti sacro-iliaci svolgono un ruolo rilevante nel mantenimento della posizione del sacro nell'anello pelvico, i legamenti sacro-spinosi originando nel bordo laterale del sacro e inserendosi nella spina ischiatica portano resistenza alla rotazione esterna dell'emipelvi, sul piano verticale invece i legamenti sacro-tuberosi resistono alle forze di rotazione e di taglio, mentre i legamenti interosseo e pubico collegano rispettivamente la tuberosità iliaca a quella sacrale e i tubercoli pubici delle emipelvi. [30]

Dalla revisione della letteratura è emerso che gli elementi maggiormente utilizzati sono elementi truss non comprimibili a 2 nodi 1D [27], [31], [46], o 3D [28], ed elementi spring non comprimibili [29], [33], [39], [41], [42], [44], [47], [48]. L'elemento utilizzato deve essere in grado di ricreare in modo fisiologico il comportamento dei legamenti, ovvero in caso di compressione non hanno proprietà di stabilizzazione del bacino e non sono in grado di sostenere le ossa, di conseguenza l'elemento dovrà lavorare solamente in trazione. Ad esempio, l'elemento truss è incompressibile per definizione, mentre l'elemento spring necessita la specificazione della condizione di non comprimibilità.

Elemento truss e spring presentano una discrepanza nei dati di input necessari ai software di analisi FE. Nel caso del presente studio il software utilizzato è Ansys APDL, dove l'elemento truss figura come elemento LINK180 e necessita del modulo di Young (E), della lunghezza e dell'area trasversale, mentre l'elemento spring, COMBIN14, richiede solamente il coefficiente di rigidità k (N/mm).

Nel modello presentato è stato utilizzato l'elemento LINK180 per interpretare il comportamento dei legamenti in quanto non è possibile configurare l'elemento COMBIN14 affinché lavori solamente a trazione tramite il software Ansys APDL.

Il valore della rigidità dei legamenti è stato ricavato dalla letteratura. Per quanto riguarda il numero di elementi impiegati per ogni legamento è stato fatto riferimento al lavoro di Zheng et al. [48]

PAZIENTE 4

I legamenti sono stati modellati, in modo semplificato, tramite Hypermesh come elementi truss a due nodi non comprimibili, ovvero elementi di tipo LINK180. Sono stati presi in considerazione solamente legamenti che irrigidiscono il modello nella condizione fisiologica scelta, come il legamento sacro-iliaco anteriore (destro e sinistro), sacro-iliaco posteriore (destro e sinistro), sacro-iliaco posteriore lungo (destro e sinistro), interosseo (destro e sinistro), sacro-spinoso (destro) e sacro-tuberoso (destro), alcuni legamenti sono stati sacrificati durante l'impianto della protesi e di conseguenza non sono stati modellati. Inoltre sono stati esclusi i legamenti che escono dal range dei movimenti dell'anca, ad esempio quelli dell'acetabolo. Le inserzioni dei legamenti sono state identificate tramite l'utilizzo di atlanti anatomici affinché gli elementi ricoprissero le corrette aree nei rispettivi componenti ossei.

Tabella 6: Parametri per singolo legamento del paziente 4.

LEGAMENTO	k (N/mm)	NUMERO DI ELEMENTI	LUNGHEZZA MEDIA (mm)
Sacro-iliaco Anteriore	700	42	56.70
Sacro-iliaco Posteriore Lungo	1000	36	49
Sacro-iliaco Posteriore Breve	400	22	17.50
Interosseo	2800	16	8.33
Sacro-spinoso	1400	30	56.70
Sacro-tuberoso	1500	30	81

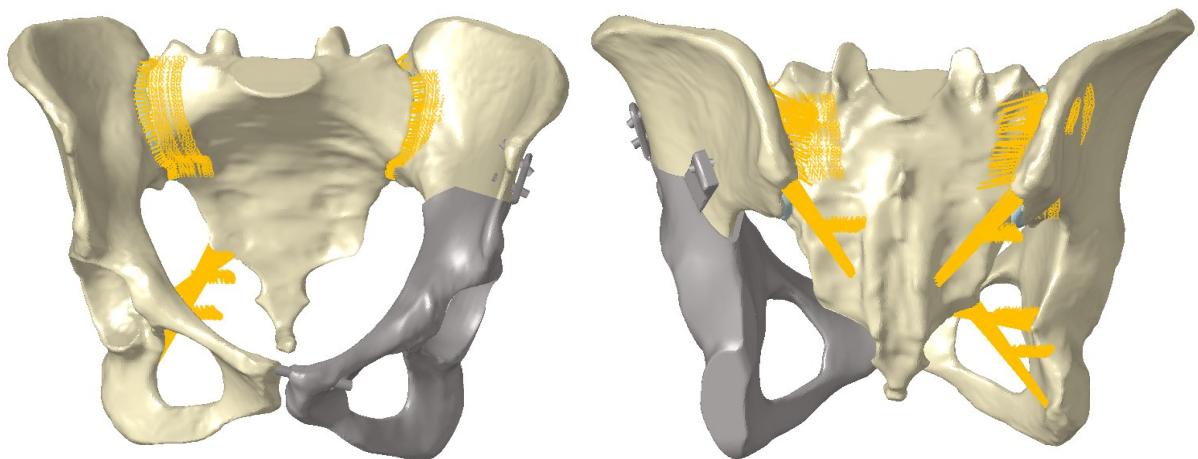


Figura 38: legamenti creati tramite il software Hypermesh nel quarto paziente.

PAZIENTE 6

I legamenti del sesto paziente sono stati modellati analogamente al caso precedentemente trattato, con l'aggiunta del legamento pubico in quanto la componente operata (RPT) presentava una porzione di osso pubico che non era stato asportato.

Di seguito la tabella 7 con i valori utilizzati relativi ai legamenti del secondo paziente.

Tabella 7: Parametri per singolo legamento del paziente 6.

LEGAMENTO	k (N/mm)	NUMERO DI ELEMENTI	LUNGHEZZA MEDIA (mm)
<i>Sacro-iliaco Anteriore</i>	700	42	52.65
<i>Sacro-iliaco Posteriore Lungo</i>	1000	36	46.05
<i>Sacro-iliaco Posteriore Breve</i>	400	22	11.28
<i>Interosseo</i>	2800	16	12.10
<i>Sacro-spinoso</i>	1400	30	41.70
<i>Sacro-tuberoso</i>	1500	30	40.85
<i>Pubico</i>	1000	30	4.44

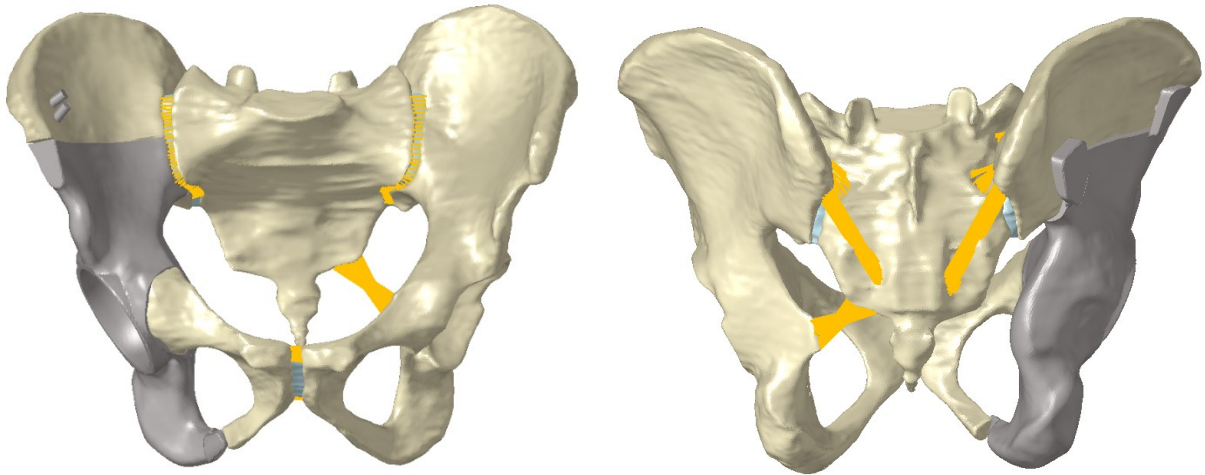


Figura 39: legamenti creati tramite il software Hypermesh nel secondo paziente.

4.7. PROPRIETA' MECCANICHE DEI MATERIALI

4.7.1. PROPRIETA' MATERIALI DELL'OSSO CORTICALE E TRABECOLARE

Uno dei primi studi sulle proprietà meccaniche delle ossa del bacino è stato svolto da Dalstra et al. nel 1993 [49]. In tale studio è stata utilizzata la tomografia computerizzata per ottenere la distribuzione della densità dell'osso con lo scopo di ricavare il modulo elastico di Young e il coefficiente di Poisson di tale materiale. Il risultato più significativo ottenuto da Dalstra et al. è la relazione, ancora oggi utilizzata, tra il modulo di Young (E) e la densità apparente (ρ_{app}):

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

dove la densità apparente è il rapporto tra la massa e il volume del campione considerato. Inoltre rimane valido il valore di 0.2 come identificativo del modulo di Poisson per l'osso trabecolare. Altri valori ricavati nello studio del 1993 non risultano del tutto affidabili a causa dell'utilizzo di campioni cubici che sottostimano il modulo di Young e della densità ossea molto bassa a causa dell'età avanzata dei pazienti sui quali sono state svolte le analisi (72-87 anni). L'osso risulta essere di conseguenza un materiale elastico lineare isotropo.

In letteratura vi sono alcuni casi in cui osso corticale e trabecolare vengono trattati come un unico materiale [33], [34], [39], ma nella maggior parte dei casi, più accurati, l'osso corticale trabecolare vengono separati. La distinzione tra osso corticale e trabecolare risulta molto importante in quanto la struttura dell'osso pelvico viene spesso descritta "a sandwich", ovvero la maggior parte del carico insiste sul guscio corticale, mentre l'osso trabecolare funge da distanziatore, questo permette una buona resistenza e un peso ridotto. [45] La distinzione tra le due tipologie di ossa risultano non solo più fisiologiche, evitando un modello troppo rigido, ma riduce anche l'errore dovuto all'effetto di volume parziale dovuto alla bassa risoluzione della TC. Di contro questo metodo potrebbe portare ad una sovrastima del modulo di Young in alcune regioni dell'osso corticale, ma risulta comunque una minima parte e di conseguenza una scelta consona a questo tipo di studi.

Le proprietà materiali dell'osso corticale vengono descritte quasi unanimemente in letteratura [9], [27], [28], [32], [35], [37], [38], [43]–[46], [46], [50] con un modulo elastico di Young $E = 17GPa$ e modulo di Poisson $\nu = 0.3$, alcune eccezioni riscontrate sono Hu et al. [30] e Phillips et al. [42], dove è stato utilizzato un modulo di Young pari a $18 GPa$. Generalmente lo strato

corticale viene considerato di circa 2 mm di spessore esternamente all'osso trabecolare nelle pelvi e nel sacro, con proprietà meccaniche costanti. Si diversificano gli studi di Anderson et al. [32] e Shim et al. [50], nei quali lo spessore del guscio corticale viene estratto dalle immagini TC grazie ad appositi algoritmi, questo varia tra i 0.44 mm e 4 mm .

Nel caso di osso trabecolare la letteratura rivela approcci diversificati. Vi sono studi che presentano proprietà costanti, ma discordi tra loro:

- Hu et al. [30] assegnano all'osso trabecolare un modulo elastico di Young $E = 400\text{ MPa}$ e modulo di Poisson $\nu = 0.2$;
- Phillips et al. [42] e Liu et al. [38], [43] presentano osso trabecolare caratterizzato da modulo elastico $E = 150\text{ MPa}$ e modulo di Poisson $\nu = 0.2$;
- Watson et al. [35] utilizzano modulo elastico $E = 70\text{ MPa}$ e modulo di Poisson $\nu = 0.2$ per l'osso trabecolare;
- Dubé-Cyr et al. [51] diversificano un osso con qualità normale che presenta modulo elastico $E = 42.8\text{ MPa}$ e modulo di Poisson $\nu = 0.25$ e un osso di bassa qualità con modulo elastico $E = 27.8\text{ MPa}$ e modulo di Poisson $\nu = 0.25$;
- Wang et al. [36], [37] presentano invece un osso trabecolare con modulo elastico di Young $E = 800\text{ MPa}$.

Atri lavori, la maggior parte, utilizzano invece i valori di intensità della TC per assegnare le caratteristiche al materiale in modo disomogeneo, risultando più accurati e realistici [9], [27], [28], [31], [32], [45], [46], [50]. Questo approccio è stato scelto anche per il corrente progetto di tesi.

In particolare le proprietà meccaniche dell'osso trabecolare per i modelli per primo e sesto paziente sono state assegnate mediante il software Bonemat (sviluppato dal Laboratorio di Bioingegneria Computazionale dell'Istituto Ortopedico Rizzoli) importando le mesh tridimensionali delle componenti ossee assieme alle immagini TC pre-operatorie. Il software Bonemat è in grado di assegnare a ciascun voxel proveniente dall'immagine TC la proprietà del materiale corrispondente a quella precisa regione basandosi sui valori di intensità in HU. Sono state utilizzate le immagini pre-operatorie affinché i valori ricavati non fossero alterati dall'artefatto metallico della protesi, come precedentemente spiegato, ipotizzando che la densità ossea rimanga invariata a seguito dell'intervento. Purtroppo quest'ultima assunzione rimane una semplificazione in quanto i pazienti sono stati poi sottoposti a trattamenti farmacologici ed è molto probabile che in alcune zone si siano verificati fenomeni di

riassorbimento osseo. Grazie al software Bonemat è stato possibile assegnare ad ogni voxel un valore di modulo elastico basandosi sul valore del coefficiente di attenuazione in HU della stessa regione.

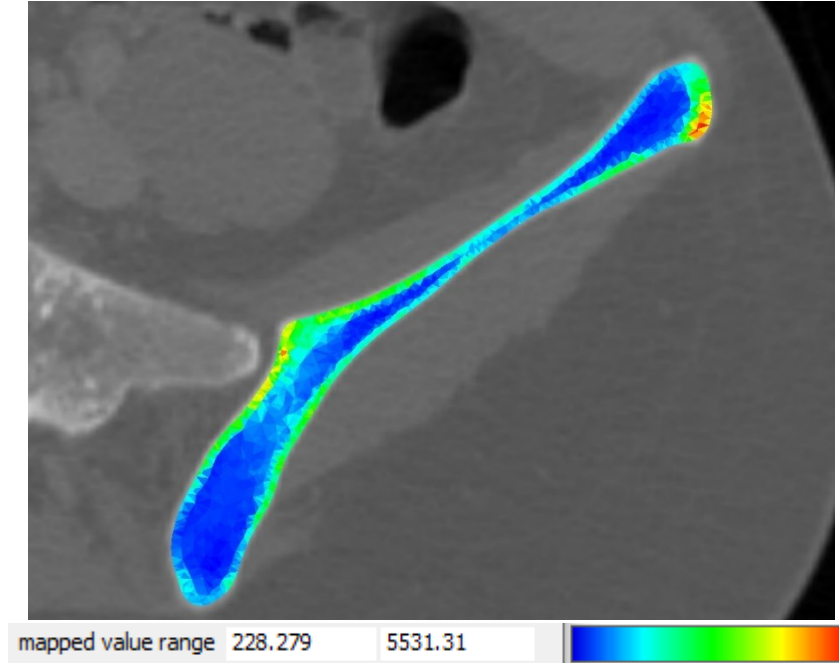


Figura 40: distribuzione del modulo elastico calcolato a partire dalla scala di grigio della TC in una singola slice; pelvi sinistra (LPT) del paziente 4.

Il modulo elastico di ogni singolo voxel viene calcolato mediante tre passaggi fondamentali:

1. *Calibrazione dei dati della TC:* le immagini TC presentano il coefficiente di attenuazione, in HU, di ogni singolo voxel da cui è possibile ricavare il valore della densità ossea del rispettivo voxel. Questo processo di calibrazione viene effettuato mediante l'impiego di un fantoccio di idrossiapatite ed acqua, di densità nota, che viene scansionato assieme al paziente per ricavarne i coefficienti di attenuazione. Successivamente viene utilizzata l'equazione per la calibrazione densitometrica:

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

dove $\rho_{QCT} [g/cm^3]$ è la densità radiologica ed α, β sono i coefficienti di calibrazioni propri della macchina utilizzata per la TC. Nel presente lavoro l'equazione utilizzata è:

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

2. *Calcolo della densità apparente dell'osso:* per ricavare il modulo elastico è necessario esprimere la densità minerale in densità apparente dell'osso. Per prima cosa la densità

radiologica (ρ_{QCT}) viene corretta in densità minerale (ρ_{ash}), che rappresenta solamente la parte minerale dell'osso, mediante l'equazione ricavata da Schileo et al. [52]:

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

La correzione effettuata dallo studio di Schileo et al. è necessaria in quanto i fantocci non hanno la stessa identica composizione della fase mineralizzata dell'osso, inoltre risultano omogenei a differenza dell'osso trabecolare che è disomogeneo. In questo modo si eviterà una sottostima delle zone con bassa densità minerale ed una sovrastima di quelle con alta densità minerale. In questo caso la relazione utilizzata pone l'osso trabecolare e corticale come un continuo, di conseguenza viene considerata una situazione intermedia per il calcolo dei coefficienti a e b :

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

La densità apparente viene infine ricavata grazie alla relazione lineare con la densità minerale dell'osso. Il valore del rapporto ρ_{ash}/ρ_{app} viene ricavato pari a 0.6 da Schileo et al. relativo però ad uno studio svolto sui femori [52], molto simile al valore di 0.626 riscontrato in altri lavori relativi al bacino [32], [45], [47], [50]. In questo progetto è stata utilizzata la relazione:

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

3. *Relazione tra densità apparente e modulo elastico*: dopo aver ricavato il valore della densità apparente (ρ_{app}) è possibile calcolare il modulo elastico per ogni singolo voxel utilizzando la relazione ricavata dal Dalstra et al. precedentemente citata [49]:

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

I passaggi precedentemente descritti si traducono come un file di configurazione che viene fornito al software Bonemat come input per poter così mappare sulla mesh ad elementi finiti le proprietà elastiche dell'osso derivate dalle immagini TC. È stato inoltre inserito un filtro

affinché non si presentino valori superiori all'osso corticale ($E = 17GPa$) nella regione propria dell'osso trabecolare.

CT densitometric calibration		Density-elasticity relationship	
RhoQCT = a + b * HU		E = a + b * Rho^c	
a	-0.0032	Elasticity Modulus Bounds [Min, Max]	
b	0.000831	1e-06	17000
Correction of the calibration		Bonemat integration parameter	
RhoAsh = a + b * RhoQCT		E integration	
☒ Apply calibration correction		Integration steps	
Single interval		4	
Single interval		Single interval	
a	0.078947	a	0
b	0.87719	b	2017.3
Three intervals		c	2.46
RhoAsh -> RhoWet Conversion		Three intervals	
RhoAsh = a * RhoWet		Three intervals	
☒ Enable RhoWet Conversion		Bonemat integration parameter	
a	0.6	E integration	

Figura 41: configuration file con i parametri utilizzati per ricavare il modulo elastico partendo dalle immagini TC.

Riassumendo dunque i valori utilizzati per assegnare le proprietà meccaniche all'osso in questo lavoro sono:

<i>Osso trabecolare:</i>	$E = 2017.3\rho_{app}^{2.46}$	;	$\nu = 0.2$
<i>Osso corticale:</i>	$E = 17GPa$	;	$\nu = 0.3$

Tali valori e relazioni sono stati utilizzati per il modello qui riportato in quanto precedentemente utilizzati in letteratura per modelli già validati.

L'effettiva assegnazione delle proprietà materiali alle relative componenti ossee è stata effettuata mediante il software Ansys APDL, dove le proprietà dell'osso trabecolare sono state assegnate alle mesh 3D dei relativi componenti, mentre le proprietà dell'osso corticale sono state attribuite solamente agli elementi superficiali delle componenti ossee, escludendo le zone di interfaccia con l'elemento protesico.

4.7.2. PROPRIETA' MATERIALI DELLE CARTILAGINI

L'importanza delle cartilagini nel sostenere i carichi è stata precedentemente sottolineata, nonostante ciò, in letteratura non sono presenti molte informazioni riguardo la loro inclusione nei modelli FE pelvici.

Le cartilagini sono state prese in considerazione solamente in alcuni modelli provenienti dalla letteratura e il tipo di materiale utilizzato per queste risulta essere discordante o non ben

specificato. [27]–[29], [32], [34], [35], [38], [41], [43], [44], [46], [48], [51] La discrepanza principale è la scelta di modellare le cartilagini come materiale iperelastico o elastico lineare.

Gli studi che presentano cartilagini iperelastiche hanno utilizzato i seguenti parametri:

- Salo et al. e Leung et al. [27], [28], [46] hanno modellato la cartilagine dell'articolazione sacro-iliaca e della sinfisi pubica mediante un modello Mooney-Rivling a tre parametri, ovvero 0.1, 0.45 e 1.67;
- Watson et al. [35] caratterizzano la cartilagine sacro-iliaca e della sinfisi pubica tramite modello Mooney-Rivling a tre parametri, come Salo et al. e Leung et al., variando però i valori che risultano essere 0.1, 0.45 e 0.6;
- Anderson et al. [32] utilizzano un modello Mooney-Rivling a due parametri, 4 e 0.41, utilizzando un coefficiente di Poisson di 0.4, per modellare solamente la cartilagine acetabolare;
- Toyohara et al. [41] si differenziano dai casi precedenti utilizzando un modello Mooney-Rivling a due parametri per la cartilagine sacro-iliaca (4.1 e 0.41) ed un modello Mooney-Rivling a tre parametri per la sinfisi pubica (0.1, 0.45 e 0.6). Anche l'articolazione dell'anca e il disco intervertebrale sono incluse nel modello ma presentano comportamento elastico;
- Liu et al. [38], [43] utilizzano un materiale iperelastico per le cartilagini senza specificare ulteriori parametri.

La cartilagine modellata come materiale elastico lineare viene invece presentata nei seguenti articoli:

- Volinski et al. [44] caratterizzano la cartilagine sacro-iliaca mediante modulo elastico $E = 1000MPa$ e coefficiente di Poisson $\nu = 0.45$, mentre per la sinfisi pubica è stato scelto modulo elastico $E = 5MPa$ e coefficiente di Poisson $\nu = 0.45$;
- Ricci et al. [34], come Volinski et al., distinguono la cartilagine sacro-iliaca, con modulo elastico $E = 350MPa$ e coefficiente di Poisson $\nu = 0.495$, da quella della sinfisi pubica, con modulo elastico $E = 5MPa$ e coefficiente di Poisson $\nu = 0.42$;
- Dubé-Cyr et al. [51] utilizzano un modulo elastico $E = 0.45MPa$ e coefficiente di Poisson $\nu = 0.4$ per la cartilagine sacro-iliaca;
- Toyohara et al. [41], nello stesso studio citato in cui alcune cartilagini venivano considerate iperelastiche, utilizzano un modulo elastico $E = 150MPa$ e coefficiente di Poisson $\nu = 0.2$ per le cartilagini dell'anca e del disco intervertebrale;

- Zheng et al. [48] assumono la cartilagine come un materiale elastico lineare senza fornire altre specificazioni.

Inoltre Ramezani et al. [29] presentano uno studio nel quale vengono confrontate la cartilagine sacro-iliaca, della sinfisi pubica, dell'anca e del disco intervertebrale in condizioni iperelastiche, viscoelastiche ed elastiche, concludendo che la viscoelasticità sembra rispecchiare la situazione più realistica. Attualmente risulta essere però l'unico modello presente in letteratura che utilizza la cartilagine come materiale viscoelastico.

Come evince dalla letteratura la scelta del materiale e dei parametri per le cartilagini non è univoca e spesso trascurata, da ciò che è stato appreso sono state tratte le seguenti conclusioni. Il modello più raffinato ed utilizzato è quello iperelastico, che permette un'analisi più dettagliata del comportamento cartilagineo. Nel presente lavoro l'interesse è però focalizzato sul comportamento delle componenti ossee, per questo l'utilizzo di un modello più semplice, come quello elastico lineare, per caratterizzare le cartilagini è ragionevole. Trovando molta discrepanza di valori in letteratura è stato scelto di utilizzare i parametri di elasticità lineare proposti da Toyohara et al. [41], utilizzati però per le cartilagini dell'anca e del disco intervertebrale, per descrivere le cartilagini sacro-iliache e della sinfisi pubica del presente studio:

$$E = 150MPa; \nu = 0.2$$

4.7.3. PROPRIETA' MATERIALI DEI LEGAMENTI

Le proprietà meccaniche dei legamenti sono state assegnate facendo riferimento alla letteratura, in particolare ai lavori svolti da Phillips et al. [42] e Zheng et al. [48].

Nello specifico è stata utilizzata una sezione di 100 mm^2 , uguale per tutti gli elementi, la lunghezza media degli elementi del singolo legamento ricavata dal software Hypermesh e il modulo elastico calcolato tramite la seguente relazione:

$$E_{tot} [MPa] = \frac{k[N/mm] \cdot L[mm]}{A[mm^2]}$$

dove E_{tot} rappresenta il modulo di Young relativa al legamento, k è la rigidezza del legamento, L ed A sono rispettivamente lunghezza media e la sezione del legamento, valori richiesti da Ansys APDL per la caratterizzazione dell'elemento LINK180.

Si vuole sottolineare che per l'assegnazione del modulo elastico tramite il software Ansys APDL è richiesto il modulo di Young di ogni singolo elemento del dato legamento, dividendo dunque E_{tot} precedentemente ricavato per il numero di elementi che costituiscono il legamento:

$$E[MPa] = \frac{E_{tot}[MPa]}{N}$$

Questo perché ogni singolo legamento è stato rappresentato come delle molle in parallelo con rigidezza pari alla rigidezza totale divisa per il numero di elementi utilizzati per quel dato legamento.

Di seguito le tabelle contenenti i valori utilizzati nell'assegnazione delle proprietà materiali dei legamenti. (tabelle 8,9)

Tabella 8: Parametri per l'assegnazione delle proprietà materiali dei legamenti del quarto paziente.

LEGAMENTO	k (N/mm)	N	L (mm)	A (mm ²)	E_{tot} [MPa]	E [MPa]
<i>Sacro-iliaco Anteriore</i>	700	42	56.70	100	396.9	9.45
<i>Sacro-iliaco Posteriore Lungo</i>	1000	36	49	100	490	13.61
<i>Sacro-iliaco Posteriore Breve</i>	400	22	17.50	100	69.98	3.18
<i>Interosseo</i>	2800	16	8.33	100	233.10	14.57
<i>Sacro-spinoso</i>	1400	30	56.70	100	793.80	26.46
<i>Sacro-tuberoso</i>	1500	30	81	100	1215	40.50

Tabella 9: Parametri per l'assegnazione delle proprietà materiali dei legamenti del sesto paziente.

LEGAMENTO	k (N/mm)	N	L (mm)	A (mm ²)	E_{tot} [MPa]	E [MPa]
<i>Sacro-iliaco Anteriore</i>	700	42	52.65	100	368.55	8.78
<i>Sacro-iliaco Posteriore Lungo</i>	1000	36	46.05	100	460.50	12.79
<i>Sacro-iliaco Posteriore Breve</i>	400	22	11.28	100	45.10	2.05
<i>Interosseo</i>	2800	16	12.10	100	338.80	21.18
<i>Sacro-spinoso</i>	1400	30	41.70	100	583.80	19.46
<i>Sacro-tuberoso</i>	1500	30	40.85	100	612.75	20.43
<i>Pubico</i>	1000	30	4.44	100	44.40	1.48

4.7.4. PROPRIETA' MATERIALI DELL'IMPIANTO PROTESICO

Le protesi utilizzate sono state ottenute mediante stampa additiva in quanto presenta numerosi vantaggi, quali costi e tempi di produzione ridotti e una maggiore libertà nella geometria dell'impianto paziente-specifico. In particolare è stata utilizzata la tecnica di fusione a fascio di elettroni (EBM), dove il materiale sottoforma di polvere metallica viene depositato e fuso

sfruttando un fascio elettronico strato per strato. Il materiale utilizzato è una lega di Ti6Al4V. [53]

L'impianto protesico è stato costruito mimando una struttura trabecolare, la quale conferisce una maggiore leggerezza e possibilità di osteointegrazione auspicando quindi una crescita ossea all'interno delle trabecole metalliche. Questa configurazione trabecolare è stata creata a partire da una cella base, visibile in figura 42, ripetuta fino ad ottenere la forma desiderata per la protesi. [53] La configurazione trabecolare vuole conferire all'impianto delle proprietà che si avvicinino il più possibile a quelle ossee, aspetto ancora oggi arduo da raggiungere.

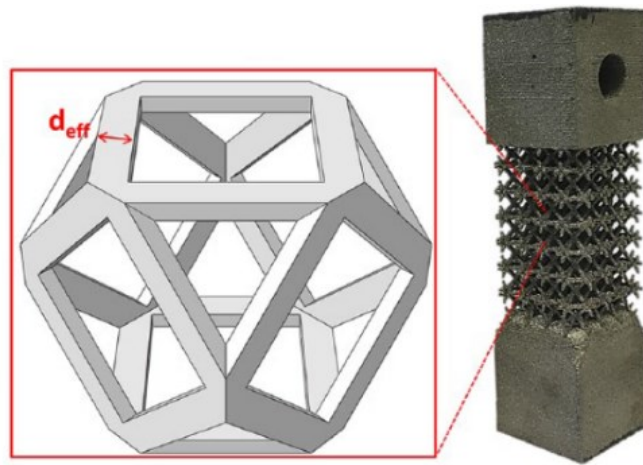


Figura 42: Struttura della cella di base [53].

Le proprietà meccaniche della protesi metallica sono state assegnate facendo riferimento al lavoro di La Barbera et al. [53] dove la geometrica trabecolare viene semplificata ad una geometria piena per ridurre l'onere computazionale altrimenti troppo elevato, utilizzando valori di modulo elastico e coefficiente di Poisson equivalenti a quelli relativi alla struttura trabecolare.

I valori utilizzati sono:

$$E_{eq} = 97 \text{ GPa}; \nu_{eq} = 0.3$$

Il modulo elastico e il coefficiente di Poisson sono stati calcolati da La Barbera et al. tramite una procedura di omogeneizzazione da loro validata [53].

4.8. CONDIZIONI AL CONTORNO

Uno degli aspetti essenziali nella costruzione di un modello ad elementi finiti è la definizione delle condizioni al contorno, ovvero le condizioni di vincolo delle componenti con lo spazio e le condizioni di carico attraverso le quali vengono inserite come input le forze necessarie per la simulazione. Da non trascurare è anche la scelta di come le diverse componenti interagiscono tra loro durante l'analisi. Uno degli scopi di questo progetto è quello di attribuire al modello FE condizioni al contorno più fisiologiche possibili.

Le condizioni al contorno dei modelli disponibili in letteratura sono molte e varie sia per quanto riguarda l'applicazione dei carichi che per i vincoli imposti. Molti modelli FE presentavano condizioni di carico e vincolo dettate dalla necessità di ricostruire situazioni rispecchianti l'esperimento svolto per la validazione del modello stesso, per questo in alcuni casi erano meno fisiologici.

Il carico imposto al modello 3D può essere principalmente di due tipi, un carico distribuito o puntuale, dunque non fisiologico, ed un carico imposto tramite le inserzioni muscolari possibile grazie ad una precedente gait analysis, condizione più fisiologica. Nel primo caso può variare l'intensità del carico o la zona di applicazione di esso:

- Salo et al. [27], [31], [46] applicano un carico distribuito assiale di compressione attraverso la quinta vertebra lombare (L5) di 345 N sia nel 2015 e nel 2021 in uno studio riguardante lo stance a due gambe, che nel 2017 nel quale vengono simulati degli istanti della camminata modificando la posizione relativa tra bacino e femore;
- Leung et al. [28] e Anderson et al. [32], come Salo et al. negli studi precedentemente citati, utilizzano un carico di compressione assiale su L5, di 500 N nel primo caso e 559 N nel secondo, in condizione di stance a due gambe;
- Zhou et al. [40] utilizzano sempre un carico di 500 N applicato ad L5, in una condizione di stance ad una gamba come nei casi precedenti, ma anche di stance a gamba singola operata;
- Hao et al. [33] e Wang et al. [37] [36] impiegano un carico di 550 N, 500 N e 400 N rispettivamente su L4, invece che su L5 come lavori precedentemente citati, sempre in una condizione anatomicamente neutra;
- Ramezani et al. [29] combinano un carico di 500 N su L5 in direzione cranio-caudale ed un carico di 100 N agli acetaboli, imposto tramite i femori, sempre in condizione di stance a due gambe;

- Hu et al. [30], Liu et al. [43], Ji et al. [47] e Dubé- Cyr et al. [51] durante una condizione di stance a due gambe applicano un carico verticale di 600 N, nei primi tre casi e 500 N, nel quarto caso, invece che sulla vertebra lombare, sulla vertebra sacrale;
- Iqubal et al. [39] studiano condizioni stance a due gambe e a gamba singola, sia intatta che operata, applicando un carico di 810 N sulla prima vertebra sacrale;
- Dalstra et al. [45] utilizzano un carico puntuale di 600 N applicato sul retro del braccio di leva del femore in una condizione di stance a due gambe;
- Shim et al. [50] applicano alla testa femorale attraverso una cella di carico 600 N sempre in una posizione anatomicamente neutra;
- Liu et al. [38] applicano delle forze ricavate tramite gait analysis sulle teste femorali, dunque senza l'utilizzo di inserzioni muscolari, questa volta in una simulazione di due istanti di camminata, l'appoggio del tallone e il distacco da terra della punta del piede.

Gli studi, più rari, che hanno presentato un carico più fisiologico, dato dalla combinazione di gait analysis e inserzioni muscolari, sono invece:

- Volinski et al. [44] analizzano 8 fasi della camminata considerando le inserzioni muscolari solamente dei muscoli che danno un contributo > 22 N e le forze di reazione all'anca;
- Ricci et al. [34] analizzando alcuni istanti della deambulazione attraverso i carichi dati dai muscoli e dalle forze di reazione all'anca;
- Phillips et al. [42] utilizzano le inserzioni muscolari per analizzare una condizione di stance a gamba singola;
- Dalstra et al. [9] durante per la simulazione della camminata utilizzando le forze di reazione all'anca e 21 muscoli considerando solamente la pelvi sinistra;
- Watson et al. [35] applicano i carichi al modello utilizzando 22 muscoli e le reazioni all'anca per analizzare la camminata.

Vi sono inoltre gli studi di Zheng et al. [48] e Toyohara et al. [41] nella quale sono state utilizzate le forze muscolari derivate da gait analysis, ma a differenza dei casi precedenti queste sono state applicate come forze sulle superfici ossee senza l'avvertenza di inserire in zone di attachment muscolare. Purtroppo in nessuno caso è stato riscontrato l'utilizzo di dati provenienti da gait analysis dello stesso paziente, bensì le forze sono state scalate sul modello 3D creato da un altro paziente.

Nel presente lavoro di tesi è stato utilizzato un carico di tipo fisiologico, dunque con forze derivate dalla gait analysis del modello muscoloscheletrico paziente-specifico, aspetto dunque

innovativo non essendo stato riscontrato ad oggi in letteratura. I modelli muscolo scheletrici e i relativi valori delle forze sono stati ricavati dal lavoro di Valente et al. [1] in uno studio precedente a questo progetto presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli. L'applicazione dei carichi distribuiti per ogni singolo muscolo è avvenuta tramite le zone di inserzione muscolare, mentre nel caso delle forze di reazione all'anca attraverso delle patches selezionate all'interno degli acetaboli. Per alcuni muscoli, che esercitano un momento sulla superficie ossea, è stato scelto di utilizzare dei link rigidi che collegano tale superficie ad un punto specifico al quale è stata applicata una forza puntuale, questo approccio risulta innovativo e verrà approfondito in seguito. Sono stati considerati solamente muscoli con contributo > 10 N, in quanto valori inferiore risultano trascurabili durante le simulazioni svolte per i modelli FE. Oltre al classico task motorio della camminata, scelto in quanto azione quotidiana, è stato scelto di analizzare il comportamento del bacino con pretesi anche durante lo squat, del quale attualmente in letteratura non sono presenti riferimenti.

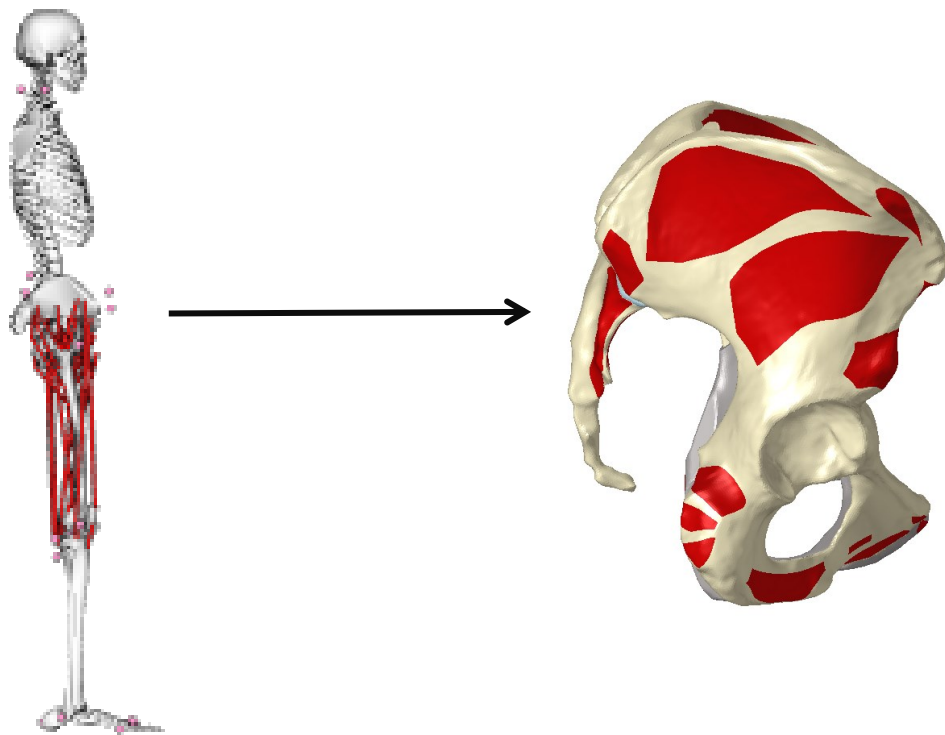


Figura 43: muscoli inseriti nel modello muscolo scheletrico (sinistra) che sono stati utilizzati nella costruzione del modello FE (destra); modelli relativi al quarto paziente.

Le condizioni di vincolo utilizzate in letteratura sono anch'esse disomogenee:

- Salo et al. [31], [46], Leung et al. [28] e Liu et al. [43] vincolano i femori distali;
- Salo et al. [27], Debé-Cyr et al. [51] e Iqbal et al. [39] hanno scelto invece di vincolare le superfici acetabolari;

- Dalstra et al. [45], Shim et al. [50] e Anderson et al. [32] per coerenza con la prova sperimentale vincolano le creste iliache superiori, in particolare nel terzo caso viene scelto di bloccare anche alcuni nodi appartenenti all'articolazione della sinfisi pubica;
- Volinski et al. [44] e Liu et al. [38] vincolano i nodi della superficie superiore della vertebra sacrale;
- Toyohara et al. [41] invece della superficie superiore della vertebra sacrale vincolano alcuni nodi della superficie anteriore del sacro per permettere il movimento naturale di nutazione e contronutazione della componente ossea;
- Phillips et al. [42] e Dalstra et al. [54] bloccano le traslazioni di alcuni nodi appartenenti alle articolazioni sacro-iliache;
- Ricci et al. [34] utilizza un approccio diverso dai precedenti impiegando un giunto sferico per collegare il modello all'ambiente ed alcune molle stabilizzanti applicate nelle tuberosità ischiatiche.

Vi sono inoltre alcuni lavori svolti con lo scopo di studiare l'influenza delle condizioni al contorno sulla biomeccanica del cingolo pelvico confrontando tra loro diverse situazioni:

- Hu et al. [30] utilizza a) una connessione vincolante tra la testa del femore e l'acetabolo, b) una fusione delle articolazioni dell'anca, invece di considerarle come articolazioni sinoviali e c) un vincolo sulle coppe acetabolari dopo aver eliminato i femori dal modello;
- Hao et al. [33] propone 3 situazioni in cui a) vincola i femori prossimali in un modello che presenta anche i legamenti, b) vincola sempre i femori prossimali eliminando però i legamenti e c) vincola gli acetaboli dopo aver rimosso i femori;
- Watson et al. [35] nei 3 modelli creati vincola a) la superficie superiore della vertebra sacrale, b) 10 nodi della superficie esterna dell'articolazione sacro-iliaca eliminando l'osso sacro, c) alcuni nodi esterni dell'osso pelvico appartenenti all'area dell'articolazione sacro-iliaca ed alcuni nodi della sinfisi pubica, escludendo le componenti cartilaginee dal modello, d) alcuni nodi esterni della componente pelvica appartenenti all'articolazione sacro-iliaca, mentre i nodi esterni in corrispondenza della sinfisi pubica erano autorizzati a muoversi solo in traslazione medio-laterale (per simulare il naturale allargamento del bacino), eliminando un'emipelvi, ed e) i nodi esterni dell'osso pelvico appartenenti all'area dell'articolazione sacro-iliaca ed alcuni nodi della sinfisi pubica eliminando un'emipelvi.

Il modello 3D di questo progetto presenta come vincolo il blocco degli spostamenti in tutte le direzioni dei nodi appartenenti alla superficie superiore della vertebra sacrale. È stato dunque scelto di utilizzare la stessa metodologia di vincolo presentata da Volinski et al. [44], Liu et al. [38] e in parte da Watson et al. [35] in quanto condizione ritenuta consona agli scopi del lavoro e alla geometria del modello stesso. Il modello FE in questione, infatti, non presenta i femori, dunque tale opzione è stata esclusa, inoltre un vincolo nella zona dell'articolazione sacro-iliaca, della spina iliaca o acetabolare risultava poco fisiologico e rendeva il modello estremamente rigido.

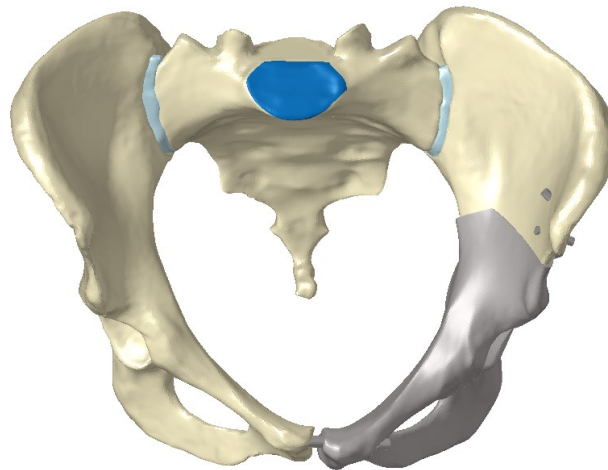


Figura 44: vincolo imposto sulla prima vertebra sacrale nei modelli.

Il vincolo sacrale è stato inserito in continuità con il lavoro svolto precedentemente da N. Corallo [2] e L. Papa [3], in particolare L. Papa aveva svolto un'analisi alternativa del modello includendo la quinta vertebra lombare (L5) e vincolando la superficie anteriore del sacro come descritto da Toyohara et al. [55] per permettere il movimento fisiologico di nutazione e contronutazione. I risultati riportati con quest'ultima condizione di vincolo non divergevano in modo significativo da quelli ottenuti bloccando la superficie superiore del sacro in termini di tensione e deformazione, differivano in termini di spostamento, ma questo non è rilevante per lo scopo del progetto interessato al comportamento meccanico delle componenti pelviche. È stato concluso che un vincolo meno fisiologico ma che portasse ad un minor onere computazionale fosse un compromesso appropriato.

Il terzo aspetto che riguarda le condizioni al contorno è come le componenti del modello FE interagiscono tra loro. In continuità con i lavori svolti precedentemente è stato deciso di rappresentare una condizione di osteointegrazione tra le componenti ossee e le componenti protesiche, la quale risulta auspicabile in una condizione di follow-up, anche ad oggi difficilmente riscontrabile in vivo. Anche se poco fisiologica la stessa condizione è stata

indicata per le superfici di contatto osso-cartilagine, questa assunzione risulta essere una semplificazione accettabile in quanto il fine ultimo del progetto non prevede il comportamento delle componenti cartilaginee. La condizione di osteointegrazione è stata effettuata ponendo in continuità le mesh delle componenti e unendole effettivamente sul software per la simulazione FE Ansys APDL. Nella realtà piuttosto che osteointegrazione è attualmente più probabile aspettarsi della formazione di tessuto fibroso, il quale porta in egual modo continuità meccanica, che è ciò che si vuole simulare.

Un'analisi più accurata riguardante le condizioni di contatto osso-protesi è stata svolta per quanto riguarda la peculiarità di una delle viti presenti nel modello per quarto paziente. La vite in questione è quella situata nella zona pubica, in quanto sebbene la vite fosse stata inserita all'interno dell'osso pubico della pelvi intatta durante l'intervento, a seguito di riassorbimento osseo, probabilmente causato da micromovimenti, risulta mobilizzata osservando le immagini TC follow-up del paziente. In questo caso è stata quindi mimata una condizione di non-osteointegrazione facendo sì che la componente protesica e l'emipelvi intatta si trascurassero, ovvero non unendo le mesh superficiali solamente di queste due componenti nel software Ansys APDL.

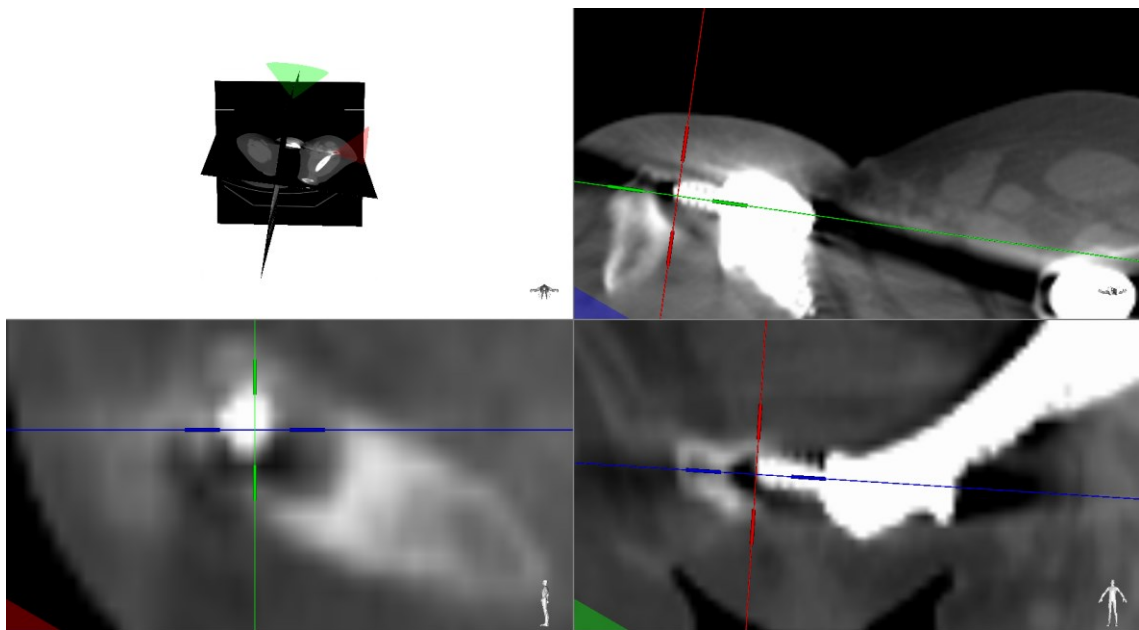


Figura 45: immagine TC follow-up che mostra la vite mobilizzata del quarto paziente.

4.8.1. REGISTRAZIONE DEL SISTEMA DI RIFERIMENTO DI OPENSIM

PAZIENTE 4

Le condizioni di carico da applicare al modello agli elementi finiti vengono ricavate dal modello muscoloscheletrico costruito in precedenza e relativo ai dati di gait analysis registrati durante i tasks motori scelti dei pazienti.

I carichi di interesse vengono estratti tramite il software OpenSim e di conseguenza sono relativi al sistema di riferimento impostato in tale software, in questo caso quello della pelvi. Applicando tali valori al modello FEM sorge un problema, ovvero il sistema di riferimento assoluto risulta essere quello delle immagini TC preoperatorie e quello locale pelvico risulta diverso, di conseguenza i due sistemi di riferimento non coincidono, come è possibile notare dall'immagine 46. Per ovviare a ciò è stato necessario registrare il sistema di riferimento della pelvi su quello preoperatorio.

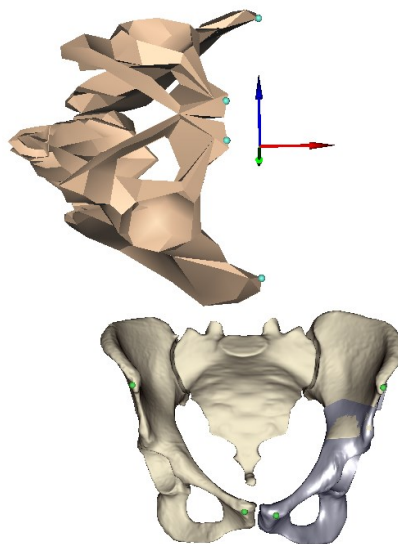


Figura 46: sistema di riferimento delle geometrie scalate del paziente 4 da OpenSim rispetto al sistema di riferimento delle geometrie del paziente 4 da segmentazione con relativi landmarks.

La registrazione del sistema di riferimento è stata fatta utilizzando il software AlbaMaster. Per prima cosa le geometrie di OpenSim sono state importate nel software mnsBuilder dove è stato possibile scalarle tramite i fattori di scala relativi al paziente, per poi importarle in AlbaMaster assieme a quelle relative alla segmentazione. Sono stati utilizzati dei landmarks su entrambe le geometrie, posizionati manualmente secondo il metodo classico utilizzato per l'orientazione delle componenti pelviche, ovvero due sulle spine iliache antero-superiori (LASIS e RASIS), due sulle spine iliache antero-posteriori (LPSIS e RPSIS) e due sui tubercoli pubici (LPT e

RPT). La registrazione effettiva è stata fatta registrando la nuvola di landmarks relativa alle geometrie di OpenSim sulla nuvola di landmarks relative alle componenti segmentate scegliendo il sacro come *following surface*, dopo aver effettuato una pre-registrazione manuale approssimativa per semplificare l'operazione e renderla più precisa.

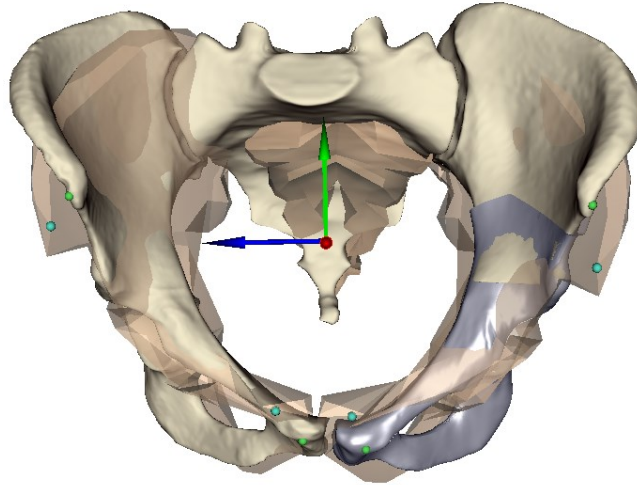


Figura 47: registrazione delle geometrie di OpenSim sulle geometrie segmentate del paziente 4 mediante l'utilizzo dei landmarks.

A questo punto è stato creato con il dovuto comando in AlbaMaster il sistema di riferimento relativo alla geometria del sacro di Opensim registrata assieme ai landmarks. Il sistema di riferimento così creato segue quello della convenzione internazionale [56]: il punto medio di LASIS e RASIS come origine, mentre il piano y-z è definito da RASIS, LASIS e i due tubercoli pubici, LPY e RPT. Sono state estratte le coordinate dei punti relativi a origine, asse x e asse y

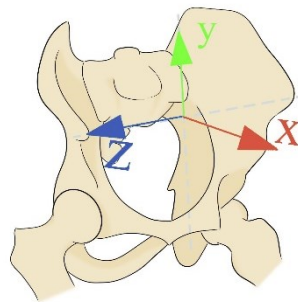


Figura 48: sistema di riferimento pelvico di OpenSim.

(segnati tramite dei landmarks) per poter ricreare il sistema di riferimento in Ansys ed applicare correttamente le forze.

PAZIENTE 6

Lo stesso procedimento è stato effettuato per la registrazione del sistema di riferimento di Opensim nel sistema di riferimento delle condizioni pre-operatorie del secondo paziente.

4.8.2. FORZE DI REAZIONE ALL'ANCA

Le forze di reazione all'anca applicate come una parte del carico al modello FE paziente-specifico sono state ricavate dal modello muscoloscheletrico di uno studio precedente [1] effettuato sulla medesima coorte di pazienti.

Tramite il software OpenSim è stato possibile estrarre i valori delle forze articolare dell'anca, sia dell'arto operato che del controlaterale, relativi alle rispettive pelvi, dunque impostando il verso delle forze positivo verso la componente prossimale dell'articolazione.

Le forze di reazione all'anca sono state applicate al modello FE tramite le patch create appositamente negli acetaboli, come mostrato in figura 49.

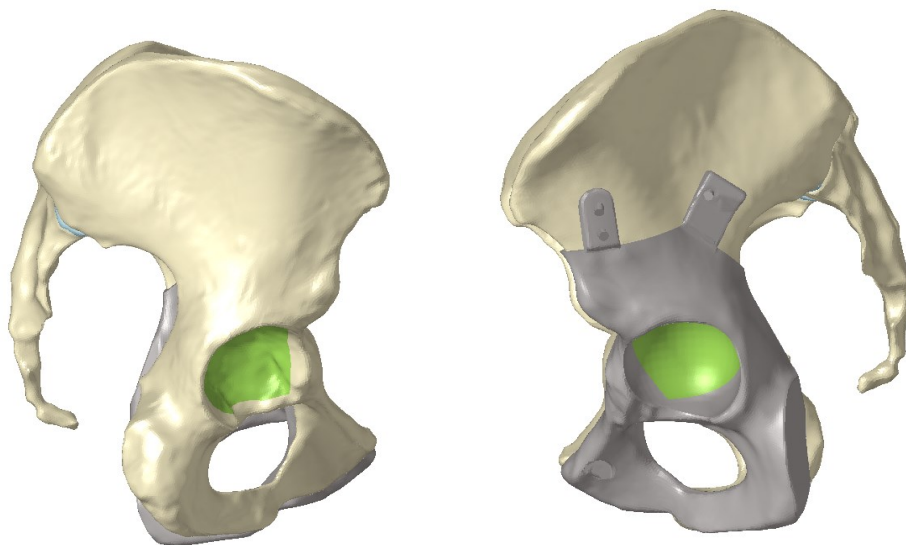


Figura 49: patches acetabolari create per l'applicazione delle forze di reazione all'anca.

3.8.2.1 TASK MOTORIO 1: CAMMINATA

Il primo task motorio analizzato durante questo progetto è stato la camminata, in quanto presente nella quotidianità dei pazienti. Dallo studio precedente di Valente et al. [1] erano disponibili 5 ripetizioni della camminata di ogni paziente, queste sono state osservate al fine di scegliere la ripetizione più rappresentativa di ogni caso.

È stato scelto di analizzare il secondo picco delle forze di reazione all'anca, sia per l'arto intatto che per quello operato, per effettuare l'analisi statica. Il secondo picco durante il ciclo del passo della camminata è quello relativo all'istante finale dell'appoggio, ovvero nel momento della spinta in avanti dell'arto, dunque con una componente postero-anteriore consistente. L'alternativa del primo picco è stata esclusa in quanto, essendo la prima fase dell'appoggio dell'arto, le forze di reazione risultavano nella maggior parte dei casi leggermente inferiori al

secondo picco, di conseguenza meno significative in quanto l'interesse del presente lavoro è quello di indagare la resistenza a rottura dell'impianto protesico.

PAZIENTE 4

Del quarto paziente erano disponibili 4 ripetizioni della camminata. Dai grafici presenti in figura 50 è possibile notare un'asimmetria tra l'arto intatto e quello operato nelle ripetizioni 2,3 e 4, solamente nella ripetizione 1 il paziente ha effettuato il task in modo simmetrico. Questa differenza è probabilmente dovuta alla difficoltà del soggetto nello svolgere ripetutamente il task richiesto, la prima ripetizione è stata esclusa in quanto non rappresentativa dell'andamento quotidiano del paziente 4 che probabilmente, influenzato dall'essere cosciente di star svolgendo la gait analysis, si è sforzato per svolgere il movimento al meglio non rispecchiando però il proprio andamento abituale.

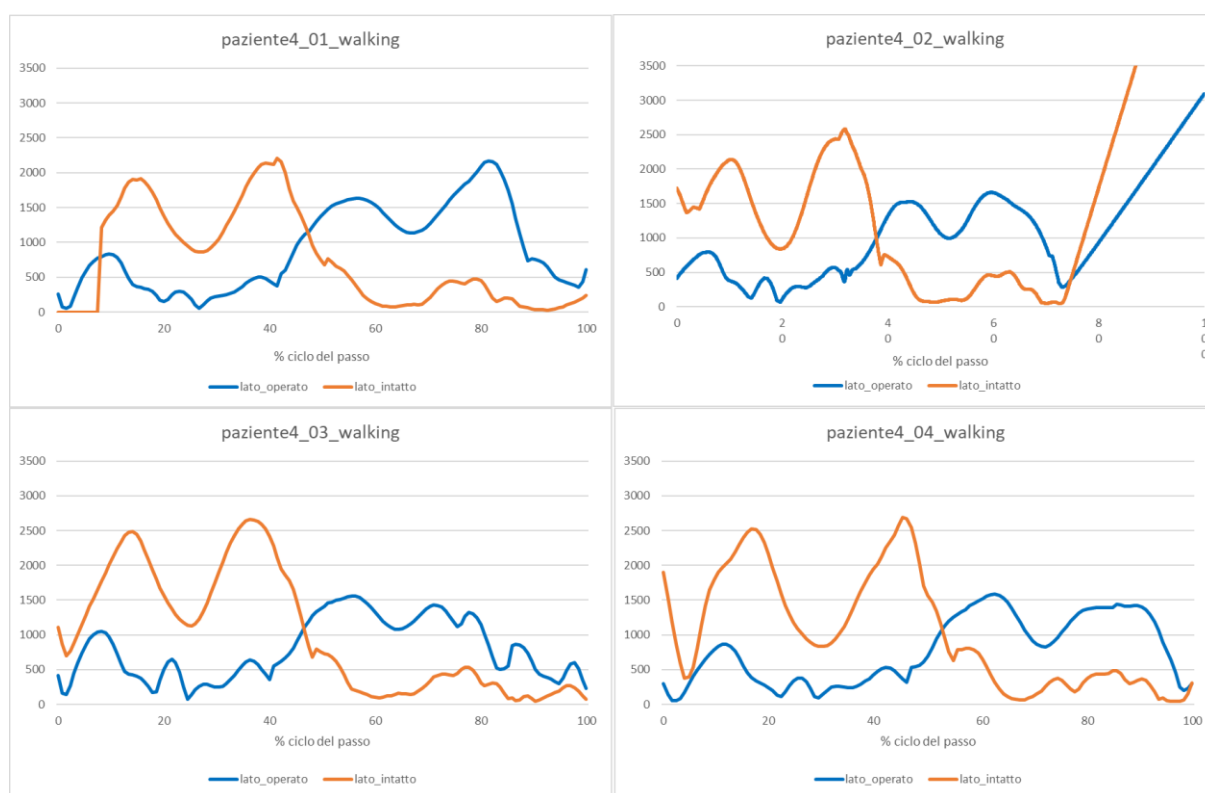


Figura 50: andamenti delle forze di reazione all'anca del quarto paziente per le 4 ripetizioni.

La tabella 10 riporta i valori del secondo picco per entrambi gli arti delle diverse ripetizioni, confermando l'asimmetria delle ripetizioni 2,3 e 4. In media il valore della reazione all'anca dell'arto operato era inferiore al controlaterale del 43%, per questo motivo è stata scelta come rappresentativa del paziente la terza ripetizione. Dalla tabella 10 inoltre è possibile notare il valore elevato anche della componente postero-anteriore, oltre a quello della componente

verticale, dovuto alla spinta del piede per l'avanzamento durante la camminata, molto maggiore per l'arto intatto.

Tabella 10: valori del secondo picco delle reazioni all'anca dell'arto intatto ed operato nelle 4 ripetizioni del paziente 4.

Paziente 4	Intatto (RP)	Operato (LPT)	Lato Intatto			Lato Operato		
	Modulo [N]	Modulo [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]
R1	2210	2164	1021	1934	-323	1064	1871	231
R2	2585	1662	1058	2337	-314	248	1605	354
R3	2657	1428	1200	2352	-297	221	1392	227
R4	2693	1423	1379	2313	-44	653	1257	126

Per l'analisi statica è stato dunque utilizzata una reazione all'anca di modulo 2657 N, per l'arto intatto, corrispondente al tempo $t_1 = 3,51$ s, e di modulo 1428 N, corrispondente al tempo $t_2 = 3,96$ s, per l'arto operato (figura 51).

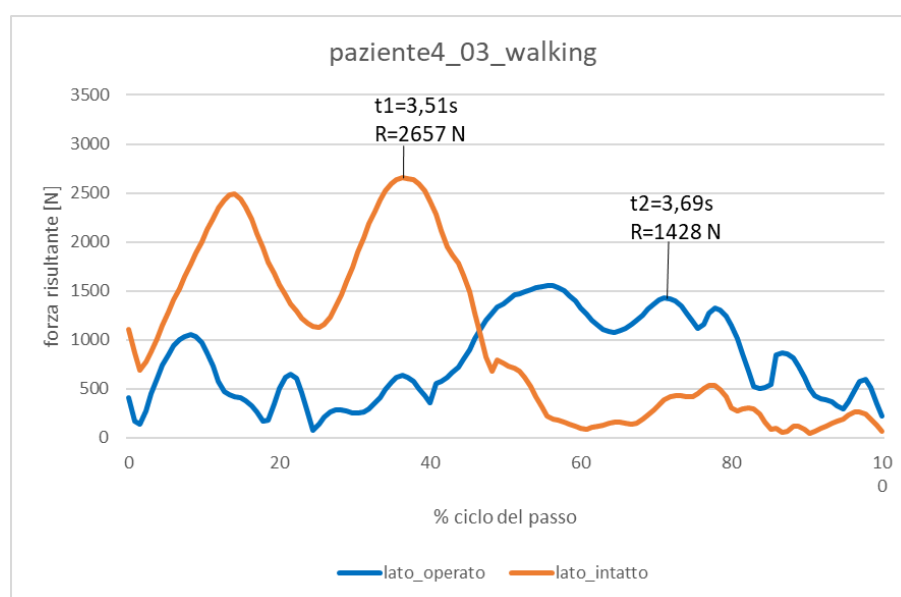


Figura 51: andamento delle forze di reazione all'anca nel cammino durante la terza ripetizione del paziente 4.

PAZIENTE 6

Il secondo caso analizzato durante questo lavoro presenta andamenti dei grafici relativi alle forze di reazione all'anca più coerenti tra loro durante le 5 ripetizioni. A differenza del caso precedente il sesto soggetto presenta curve di reazione all'anca relativa all'arto operato e controlaterale simmetriche, inoltre il secondo picco del lato operato non risulta sempre inferiore

a quello dell'arto intatto, nelle ripetizioni 1,2,3 risulta maggiore, minore per 4,5. Gli andamenti dei grafici in figura 52 risultano più vicini a quelli di un soggetto sano, rispetto a quelli del quarto paziente dove l'influenza dell'impianto protesico era visibile.



Figura 52: andamenti delle forze di reazione all'anca del sesto paziente per le 5 ripetizioni.

Nella tabella 11 è possibile notare che i valori delle risultanti delle reazioni all'anca oltre ad essere simmetriche sono anche confrontabili, infatti la differenza tra i due arti è in media del 13%. Dalla tabella 11 si evidenzia anche la grande differenza tra arto operato e controlaterale della componente postero-anteriore delle forze di reazione all'anca.

Tabella 11: valori del secondo picco delle reazioni all'anca dell'arto intatto ed operato nelle 5 ripetizioni del paziente 6.

Paziente 6	Intatto (LP)	Operato (RPT)	Intatto			Operato		
	Modulo [N]	Modulo [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]
R1	2158	2403	340	2049	588	1012	2178	-98
R2	2223	2650	364	2127	535	1373	2267	2
R3	2325	2630	303	2220	621	1128	2368	-202
R4	2626	2283	339	2492	754	963	2052	-276
R5	2525	2277	300	2400	722	960	2040	-317

Per l'analisi statica del secondo modello FE è stata scelta la prima ripetizione, nella quale la forza di reazione all'anca dell'arto operato risulta maggiore rispetto a quella riscontrata nell'arto intatto. Questa scelta è giustificata dallo scopo del progetto di individuare eventuali rischi di danno all'impianto protesico a lungo termine, di conseguenza carichi maggiore nell'arto operato sono preferibili.

Le forze risultanti di reazione all'anca utilizzate per il sesto soggetto sono state 2403N, corrispondente al tempo $t_1 = 4,72$ s, per il lato operato, e 2158 N, corrispondente al tempo $t_2 = 5,35$ s, per il controlaterale.

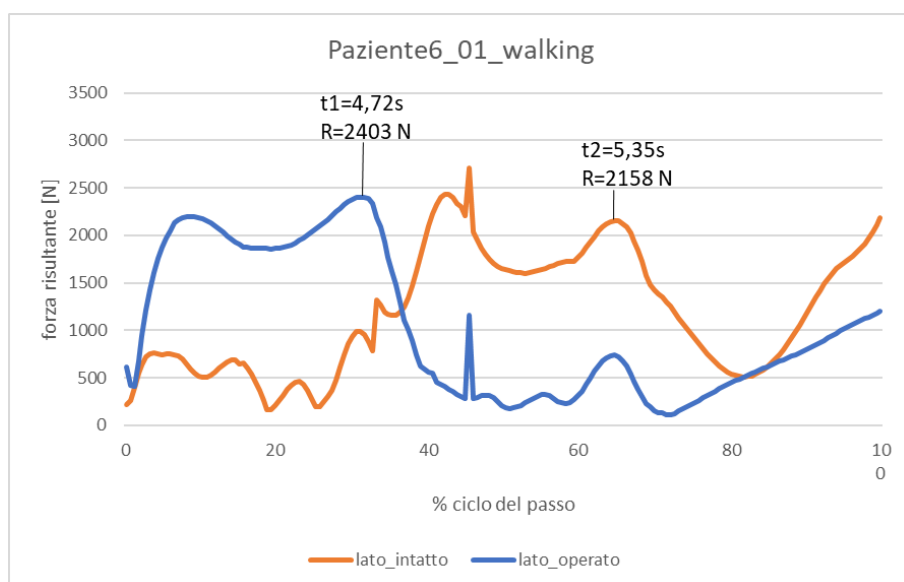


Figura 53: andamento delle forze di reazione all'anca nel cammino durante la prima ripetizione del paziente 6.

3.8.2.2 TASK MOTORIO 2: SQUAT

Il secondo task motorio analizzato è lo squat. La scelta di questo task motorio, i cui dati sono stati ricavati sempre dallo studio di Valente et al.[1], è stata guidata dalla volontà di analizzare un task bi-podalico, a differenza di quello mono-podalico della camminata e dal voler esaminare un task motorio di difficoltà superiore. Inoltre non erano disponibili i dati di altri tasks motori (sedia, salita e discesa) per l'intera coorte dei 6 pazienti, dunque per una maggior uniformità e completezza dello studio è stato scelto lo squat, il quale presentava 3 ripetizioni per ogni soggetto.

Il picco delle forze di reazione all'anca in questo caso dovrebbe essere unico, inoltre è stato scelto di analizzare solamente l'istante di tempo con il picco maggiore tra lato operato e controlaterale, scelta considerata valida in quanto le variazioni delle componenti delle forze tra i due istanti di entrambi gli arti erano minime.

PAZIENTE 4

I grafici del paziente 4 presentano andamenti che si discostano molto da quello che dovrebbe essere l'andamento ideale, soprattutto per quanti riguarda il lato operato.

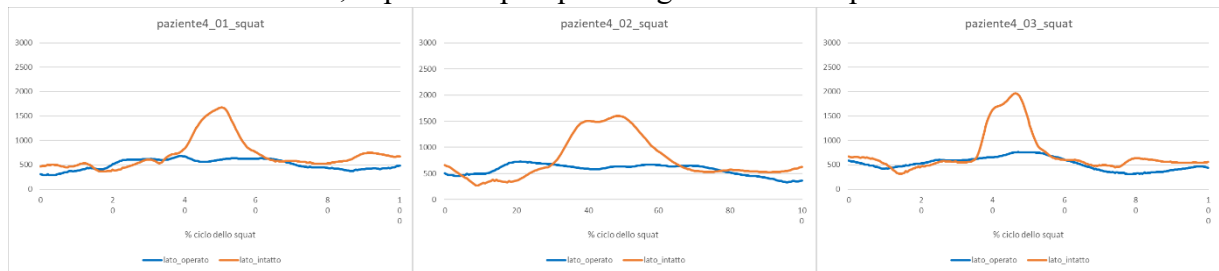


Figura 54: andamenti delle forze di reazione all'anca nelle 3 ripetizioni dello squat relativi al paziente 4.

L'asimmetria tra arto operato e controlaterale, già riscontrata anche nella camminata, risulta essere molto evidente ed è confermata dai valori della tabella 12. I valori delle forze di reazione all'anca sono inferiori del 60% nel caso dell'arto operato rispetto a quello intatto. Osservando inoltre il video del presente task motorio era evidente lo sbilanciamento del peso verso destra del soggetto durante l'esercizio.

Tabella 12: valori dei picchi delle forze di reazione all'anca durante lo squat relativi al paziente 4.

Paziente 4	Intatto (RP)	Operato (LPT)	Lato Intatto			Lato Operato		
	Modulo [N]	Modulo [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]
R1	1675	608	-1505	593	-434	-498	313	155
R2	1601	638	-1453	586	-327	-537	312	149
R3	1964	757	-1802	659	-420	-624	387	186

Per l'analisi statica dello squat è stato scelto di utilizzare la prima ripetizione in quanto presentava maggior asimmetria tra i due arti in termini di forza risultante. L'istante di tempo preso come riferimento è $t = 5,93 \text{ s}$, picco della reazione all'anca del lato intatto di modulo 1675 N, dove il rispettivo valore della risultante nel lato operato è di 608 N.

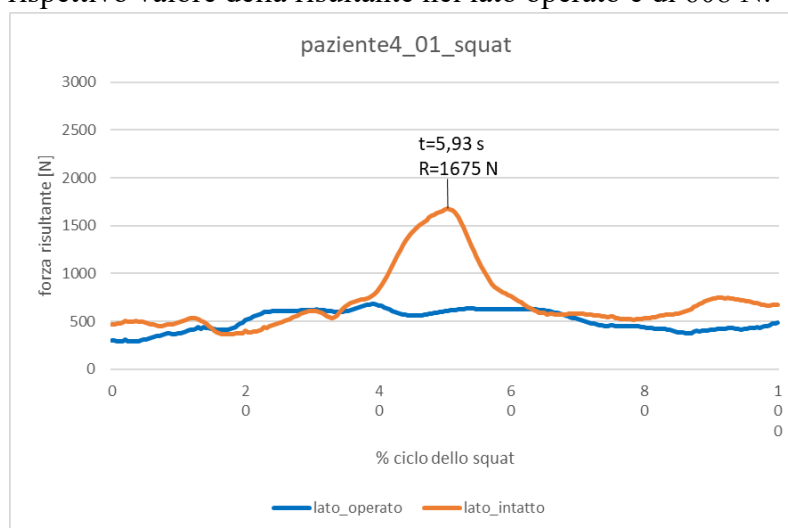


Figura 55: andamento delle forze di reazione all'anca nella prima ripetizione dello squat relativo al paziente1.

PAZIENTE 6

Anche nel caso dello squat i grafici relativi alle forze di reazione all'anca presentano una maggior similitudine tra l'andamento relativo al lato operato e a quello collaterale. A differenza del quarto soggetto in questo caso le forze maggiori si riscontrano nell'arto operato, coerentemente con ciò che è stato ricavato nel primo task motorio.

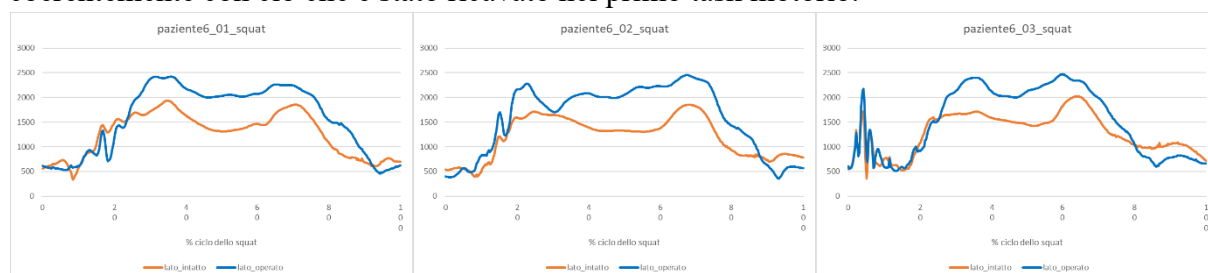


Figura 56: andamenti delle forze di reazione all'anca nelle 3 ripetizioni dello squat relativi al paziente 6.

Dalla tabella 13 è possibile notare che i valori della forza risultante, coerentemente con l'andamento dei grafici, sono molto più simili tra lato operato e controlaterale, infatti per questo sesto soggetto la differenza dei moduli in media è solamente del 30%.

Tabella 13: valori dei picchi delle forze di reazione all'anca durante lo squat relativi al paziente 6.

Paziente 6	Intatto (LP)	Operato (RPT)	Intatto			Operato		
	Modulo [N]	Modulo [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]	X [N]	Y [N]	Z [N]
R1	1935	2408	-1515	1020	639	-2139	1021	-421
R2	1847	2450	-1314	1205	480	-1970	1309	-640
R3	1821	2467	-1488	925	498	-1488	925	498

Per il sesto soggetto è stata scelta la prima ripetizione in quanto presentava una risultante della forza di reazione all'anca del lato operato superiore del 24% rispetto a quello intatto, dunque per indagare cosa accade con il minimo scostamento tra le due risultanti, a differenza del caso precedente. L'istate utilizzato in questo caso è $t = 9,29 \text{ s}$ e corrisponde ad un picco massimo di 2408 N nell'arto operato, dove la forza risultante corrispettiva dell'arto collaterale è 1935 N.

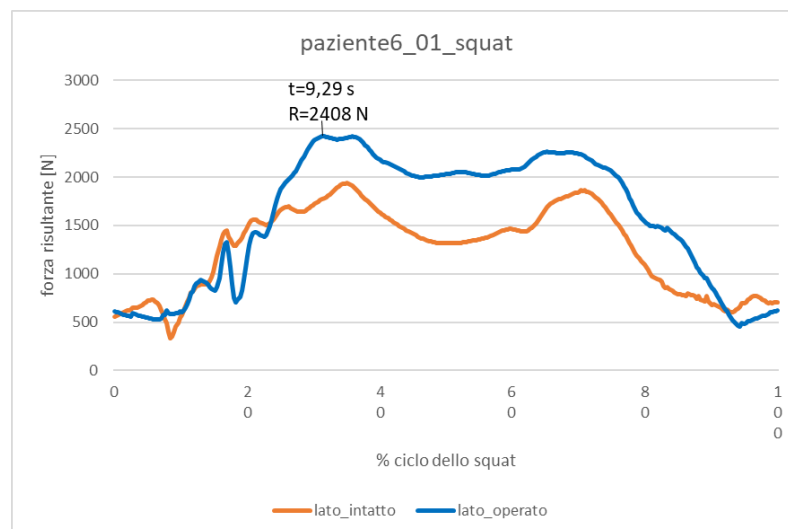


Figura 57: andamento delle forze di reazione all'anca nella prima ripetizione dello squat relativo al paziente 6.

4.8.3. FORZE MUSCOLARI

Le forze muscolari relative agli istanti di tempo scelti precedentemente sono state ricavate, come per le forze di reazione all'anca, tramite il modello muscoloscheletrico per entrambi i tasks motori. In particolare tramite il plug-in MuscleForceDirection di OpenSim è stato possibile estrarre gli attachments e i versori di tutti i muscoli considerati in relazione alla pelvi, grazie ai quali sono state calcolate le componenti delle diverse forze muscolari.

Per continuità con i lavori precedenti sono stati presi in considerazione nel modello FEM solamente i muscoli che presentavano una forza maggiore di 10 N, considerando superflui quelli che portavano un contributo minore. I valori delle forze sono stati assegnati come carichi distribuiti sulle patches muscolari, ovvero sulle superfici 2D esportate dal software Hypermesh.

Tutti i muscoli presentano un attachment anatomico, ovvero l'area nella quale è presente il collegamento tra muscolo ed osso, ed un attachment effettivo, il quale rappresenta invece la reale direzione dell'applicazione della forza risultante, chiamato anche via-point. Per come è stato costruito il modello l'attachment anatomico rappresenta l'origine muscolare. È importante notare che l'attachment anatomico e quello effettivo dei muscoli non sempre coincidono, in particolare questa differenza è stata notata per i seguenti: grande gluteo, iliaco e piriforme [57].

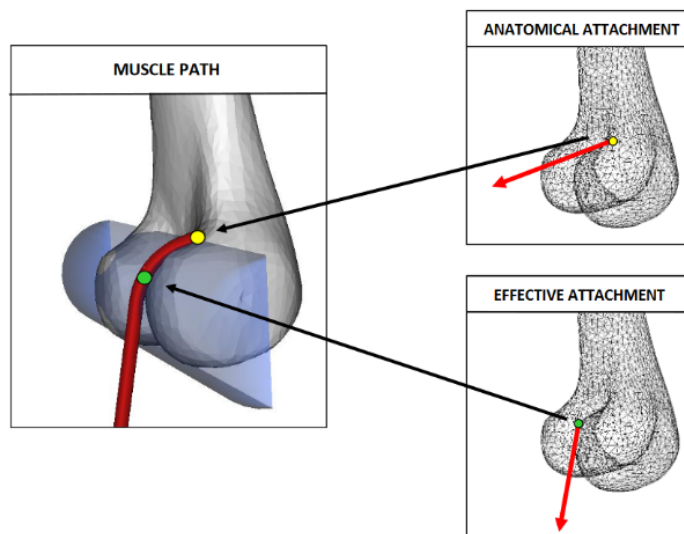


figura 58: attacchi femorali anatomici (punto giallo) ed effettivi (punto verde), insieme alla direzione muscolare associata (freccia rossa) di un dato muscolo.

Per questi 3 muscoli la procedura prevede la realizzazione sul software AlbaMaster dei via-point e la creazione di un sistema di riferimento locale, dato dall'attachment come origine e il centroide della patch muscolare come asse x (direzione dell'applicazione della forza), per i determinati muscoli affinché risultasse possibile la corretta assegnazione del carico su Ansys.

In questo caso, infatti, è stato creato un multipoints constraint (elemento di tipo MPC184 di Ansys) il quale permette il collegamento rigido del via point ad un nodo ogni 300 della superficie muscolare considerata, successivamente la forza è stata applicata come risultante dal via point al centroide con direzione -x.



Figura 59: rappresentazione tramite il software Ansys del modello del quarto paziente, è possibile vedere i link rigidi creati per i muscoli che presentano attachment anatomico diverso da quello effettivo.

Mentre per i muscoli in cui l'attachment anatomico ed effettivo sono coincidenti è stata considerata direttamente come area di applicazione del carico distribuito la superficie relativa alla patch muscolare utilizzando le componenti delle forze con il sistema di riferimento pelvico precedentemente creato.

4.8.3.1 TASK MOTORIO 1: CAMMINATA

La camminata è un task motorio mono-podalico, le forze muscolari prese in considerazione durante i due istanti di tempo scelti faranno riferimento ad un arto impegnato nella seconda fase dell'appoggio e l'altro in volo, scambiandosi poi nel secondo tempo. Questo task motorio base prevede un'esecuzione considerata semplice, dunque il movimento ed i gruppi muscolari coinvolti durante l'esercizio dovrebbero essere approssimativamente gli stessi per soggetti sani.

PAZIENTE 4

I muscoli con contributo maggiore di 10 N durante l'attività della camminata relativi al quarto paziente sono presenti nella tabella 14 con i relativi valori.

Confrontando i valori dell'arto durante la seconda fase dell'appoggio, ovvero RP a t_1 e LPT + protesi a t_2 è evidente l'asimmetria delle forze muscolari, sia nei valori che nei muscoli impegnati nella seconda parte dell'appoggio. I valori delle forze muscolari risultano generalmente più elevati nel lato intatto.

Tabella 14: valori delle forze muscolari relative al paziente 4 negli istanti di picco di reazione all'anca dell'arto intatto ed operato. In giallo è evidenziato il lato impegnato nella seconda fase dell'appoggio, mentre in verde il l'arto in volo.

	t1=3,51 s (picco lato intatto)				t2=3,69 s (picco lato operato)			
paziente 4	RP [N]	LPT [N]	PROTESI [N]	S [N]	RP [N]	LPT [N]	PROTESI [N]	S [N]
Adduttore breve	50	-	-	-	-	-	-	-
Adduttore lungo	119	-	-	-	-	-	-	-
Adduttore magno (capo prossimale)	42	-	-	-	-	-	-	-
Bicipite femorale	-	-	-	-	48	-	-	-
Grande gluteo (capo 1)	-	105	-	-	-	-	-	-
Grande gluteo (capo 2)	-	149	-	-	-	-	-	-
Gluteo medio (capo 1)	-	218	-	-	20	230	-	-
Gluteo medio (capo 2)	-	110	-	-	23	32	-	-
Gluteo medio (capo 3)	-	160	-	-	43	-	-	-
Piccolo gluteo (capo 1)	-	25	-	-	-	23	-	-
Piccolo gluteo (capo 2)	-	28	-	-	11	17	-	-
Piccolo gluteo (capo 3)	11	29	-	-	20	-	-	-
Gracile	15	-	-	-	-	-	-	-
Iliaco	175	-	-	-	39	73	-	-
Retto femorale	209	-	47	-	-	-	-	-
Sartorio	29	-	-	-	20	-	-	-
Semimembranoso	-	-	-	-	71	-	53	-
Semitendinoso	-	-	-	-	17	-	-	-
Tensore della fascia alata	39	29	-	-	17	26	-	-
Piriforme destro	-	-	-	65	-	-	-	107
Piriforme sinistro	-	-	-	161	-	-	-	-

L'asimmetria che si riscontra nei valori della tabella 13 tra i due arti è coerente con l'asimmetria riscontrata precedentemente nelle forze di reazione all'anca.

PAZIENTE 6

I muscoli inseriti nel secondo modello per l'analisi della camminata, ovvero quelli con contributo maggiore di 10 N, sono mostrati nella tabella 15.

Per il sesto soggetto il confronto viene effettuato tra LP in t_1 , ovvero durante la seconda fase dell'appoggio dell'arto operato, e RPT + protesi, in t_2 , il corrispettivo per l'arto operato. Dalla tabella 15 è possibile notare la simmetria tra i due arti, sia dal punto di vista dei valori che dei muscoli implicati nel movimento, ovvero il contrario di ciò che accade per il paziente precedente.

Tabella 15: valori delle forze muscolari relative al paziente 6 negli istanti di picco di reazione all'anca dell'arto intatto ed operato. In giallo è evidenziato il lato impegnato nella seconda fase dell'appoggio, mentre in verde il l'arto in volo.

	t1=4,72 s (picco lato operato)				t2=5,35 s (picco lato intatto)			
paziente 6	LP [N]	RPT [N]	PROTESI [N]	S [N]	LP [N]	RPT [N]	PROTESI [N]	S [N]
<i>Bicipite femorale</i>	78	-	-	-	-	-	66	-
<i>Grande gluteo (capo 1)</i>	42	-	-	-	43	-	-	-
<i>Gluteo medio (capo 1)</i>	30	796	-	-	279	29	-	-
<i>Gluteo medio (capo 2)</i>	63	107	-	-	143	38	-	-
<i>Gluteo medio (capo 3)</i>	145	-	-	-	188	85	-	-
<i>Piccolo gluteo (capo 1)</i>	-	-	97	-	45	-	-	-
<i>Piccolo gluteo (capo 2)</i>	15	-	67	-	45	-	11	-
<i>Piccolo gluteo (capo 3)</i>	22	-	27	-	39	-	19	-
<i>Iliaco</i>	108	434	-	-	272	77	-	-
<i>Retto femorale</i>	-	-	-	-	205	-	-	-
<i>Sartorio</i>	35	-	17	-	27	-	22	-
<i>Semimembranoso</i>	353	-	142	-	-	-	362	-
<i>Semitendinoso</i>	25	-	-	-	-	-	26	-
<i>Tensore della fascia alata</i>	25	-	103	-	103	-	17	-
<i>Piriforme destro</i>	-	-	-	-	-	-	-	137
<i>Piriforme sinistro</i>	-	-	-	144	-	-	-	136

La simmetria delle forze muscolari del sesto soggetto tra i due istanti di tempo è coerente con la simmetria riscontrata nel grafico delle forze di reazione all'anca.

4.8.3.2 TASK MOTORIO 2: SQUAT

Lo squat, a differenza della camminata, è un task motorio bi-podalico, dove per un paziente sano ci si aspetta simmetria nei due arti inferiori durante l'esecuzione dell'intero movimento. È da sottolineare che il movimento dello squat nei diversi soggetti non viene eseguito esattamente allo stesso modo, di conseguenza i muscoli coinvolti nell'esercizio potrebbero variare in base alla postura e all'ampiezza del movimento del singolo soggetto.

PAZIENTE 4

La tabella 15 contiene i valori delle forze muscoli con contributo maggiore di 10 N coinvolti nel secondo task motorio preso in considerazione in questo lavoro. Osservando i valori delle forze muscolari che entrano in azione durante lo squat del quarto soggetto è possibile notare un coinvolgimento simile di alcuni gruppi muscolari, in particolare del grande gluteo, del lato operato e del controlaterale.

Tabella 16: valori delle forze muscolari durante lo squat nell'istante scelto relative al paziente 4.

paziente 4	RP [N]	LPT [N]	PROTESI [N]	S [N]
Adduttore magno (capo distale)	56	-	32	-
Adduttore magno (capo ischiatico)	-	-	21	-
Adduttore magno (capo mediale)	-	-	28	-
Adduttore magno (capo prossimale)	54	-	-	-
Bicipite femorale	460	-	42	-
Grande gluteo (capo 1)	27	80	-	-
Grande gluteo (capo 2)	381	176	-	-
Grande gluteo destro (capo 3)	-	-	-	211
Grande gluteo sinistro (capo 3)	-	-	-	95
Gluteo medio (capo 3)	-	22	-	-
Retto femorale	407	-	-	-
Semimembranoso	-	-	18	-

Coerentemente al ciò che si riscontra dal grafico delle reazioni articolari dell'anca il carico maggiore, per la maggior parte dei muscoli, viene distribuito sul lato intatto del soggetto.

PAZIENTE 6

La tabella 17 contiene i valori delle forze muscolari relative al sesto paziente durante il movimento dello squat.

È evidente che i muscoli con contributo maggiore di 10 N si distribuiscano grossomodo nel lato intatto del soggetto, vi è infatti una grande asimmetria nel coinvolgimento dei diversi gruppi muscolari del lato operato e controlaterale.

Tabella 17: valori delle forze muscolari durante lo squat nell'istante scelto relative al paziente 6.

paziente 6	LP [N]	RPT [N]	PROTESI [N]	S [N]
Adduttore breve	25	-	-	-
Adduttore magno (capo distale)	162	-	-	-
Adduttore magno (capo ischiatico)	105	-	-	-
Adduttore magno (capo mediale)	166	-	-	-
Adduttore magno (capo prossimale)	30	-	-	-
Bicipite femorale	257	-	690	-
Grande gluteo (capo 1)	179	57	-	-
Grande gluteo (capo 2)	314	436	-	-
Grande gluteo destro (capo 3)	-	-	-	187
Grande gluteo sinistro (capo 3)	-	-	-	135
Gluteo medio (capo 1)	94	-	-	-
Gluteo medio (capo 2)	85	-	-	-
Gluteo medio (capo 3)	103	-	-	-
Piccolo gluteo (capo 3)	13	-	-	-
Iliaco	-	-	-	-
Retto femorale	-	-	930	-
Semimembranoso	193	-	-	-
Semitendinoso	24	-	-	-
Piriforme sinistro	-	-	-	70

Il grafico delle forze di reazione all'anca del sesto soggetto riportava simmetria nei due arti inferiori, l'asimmetria dei gruppi muscolari viene infatti bilanciata da un'asimmetria nei valori delle forze muscolari che risultano infatti maggiori per il lato operato.

5. RISULTATI

A seguito della costruzione dei modelli dei due casi clinici sono state svolte le analisi ad elementi finiti dei due tasks motori stabiliti, i cui risultati sono discussi in questo capitolo. I risultati sono stati analizzati confrontando i dati ricavati durante l'istante di picco delle forze articolari del lato protesizzato dell'emipelvi operato (sinistro per il paziente 4 e destro per il paziente 6) con ciò che accade durante il picco di reazione all'anca del lato intatto nell'emiplevi controlaterale. Utilizzando così l'emipelvi intatto come controllo. L'attenzione è stata posta sulle deformazioni delle componenti ossee e sui picchi di tensione della componente protesica. Di seguito sono riportati i risultati e le relative considerazioni dell'analisi della camminata, del quale è presente anche il caso particolare della vite pubica mobilizzata del paziente 4, dell'analisi dello squat di entrambi i soggetti e alcuni confronti significativi tra i diversi casi clinici appartenenti allo studio.

5.1. RISULTATI TASK MOTORIO 1: CAMMINATA

I seguenti risultati sono relativi alla camminata dei soggetti 4 e 6, rispettivamente. Come anticipato nel capitolo precedente sono stato analizzati gli istanti del secondo picco delle forze di reazione articolare, ovvero il momento in cui l'arto si stacca da terra durante il ciclo del passo. I valori delle forze articolari e muscolari utilizzate sono presenti nel capitolo 4.

5.1.1. ANALISI DEL CASO CLINICO 4

Il caso clinico 4, operato all'emipelvi sinistro, presentava un andamento asimmetrico del grafico relativo alla deambulazione, in particolare la forza di reazione articolare dell'arto intatto risultava quasi il doppio di quello operato.

5.1.1.1. ANALISI DEGLI SPOSTAMENTI

L'analisi degli spostamenti è stata effettuata con lo scopo di comprendere il movimento che subisce il cingolo pelvico modellato e poter accertare una condizione consona a quello che è il movimento reale. L'entità degli spostamenti non può essere un parametro significativo in quanto non fisiologico a causa della convenzione utilizzata come vincolo sulla superficie dell'osso sacro e semplificazioni adottate riguardanti le condizioni di contatto alle interfacce. Lo spostamento che avviene all'interno del cingolo pelvico viene dunque considerata una sorta di controllo.

Durante l'istante analizzato il contributo maggiore delle forze articolari è dato dalle componenti x ed y, come si può notare dalla tabella 10 del capitolo precedente. Ciò avviene in quanto il soggetto si trova nella condizione in cui l'arto a terra spinge in avanti e verso l'alto per compiere il passo.

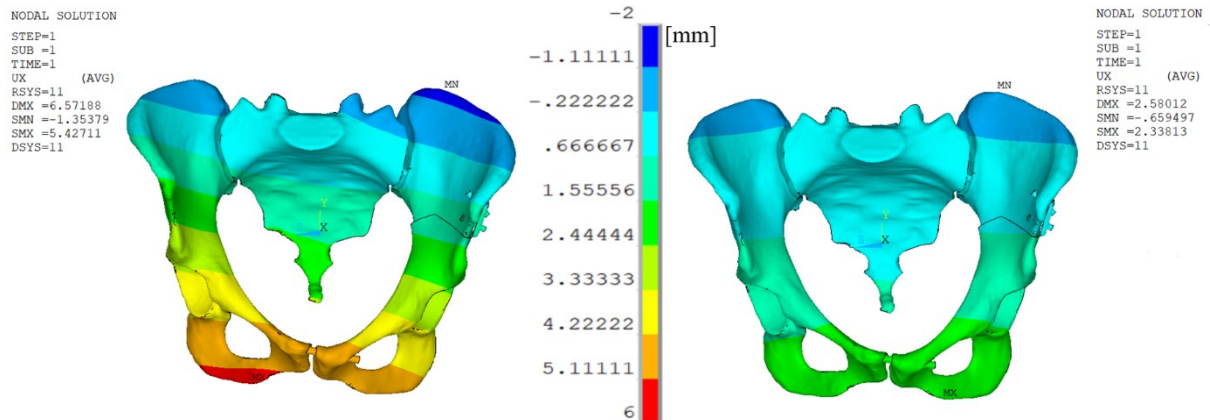


Figura 60: spostamento UX durante la camminata; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Dalla figura 60 è possibile osservare lo spostamento UX nel caso del picco delle reazioni articolari, rispettivamente del lato intatto ($F_x = 1200\text{ N}$) e operato ($F_x = 221\text{ N}$). In entrambi gli istanti di tempo si riscontra lo stesso andamento, ovvero le emipelvi si muovono all'unisono, con spostamento anteriore della zona inferiore e posteriore delle zone iliache superiori, la fascia superiore del sacro e parte dell'ileo hanno spostamento pressoché nullo, coerentemente al vincolo imposto. Si evidenzia uno spostamento di entità minore durante il picco di reazione all'anca del lato operato, dovuto ad un contributo lungo x inferiore dell'82% rispetto al lato intatto. Si deduce che il soggetto fatichi nell'imprimere la spinta in avanti utilizzando l'emiplevi operato.

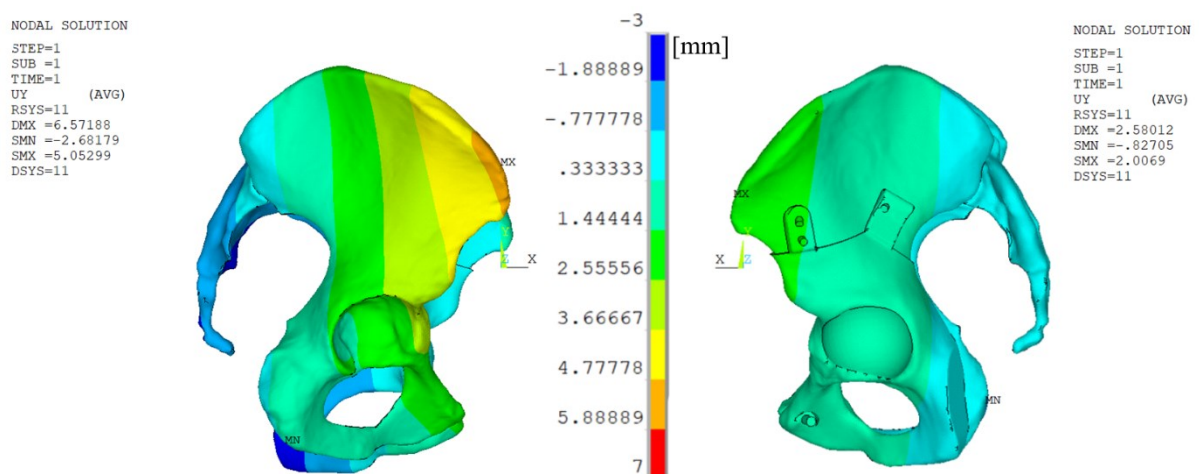


Figura 61: spostamento UY durante la camminata; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Lo spostamento UY, in figura 61, ha andamento simile, anche in questo caso, per entrambi i lati del cingolo pelvico negli istanti di tempo considerati, si osserva uno spostamento verso l'alto della porzione inferiore delle componenti ed uno spostamento verso il basso delle zone delle creste iliache. La superficie vincolata per convenzione risulta coerentemente con valori nulli. La componente y delle forze articolari risulta in entrambi i casi quella con il maggior contributo, il lato operato presenta però $F_Y = 1392\text{ N}$, inferiore del 41% rispetto al controlaterale, $F_Y = 2352\text{ N}$, ciò si rispecchia nei valori inferiori osservabili nell'istante di picco articolare dell'emipelvi operata.

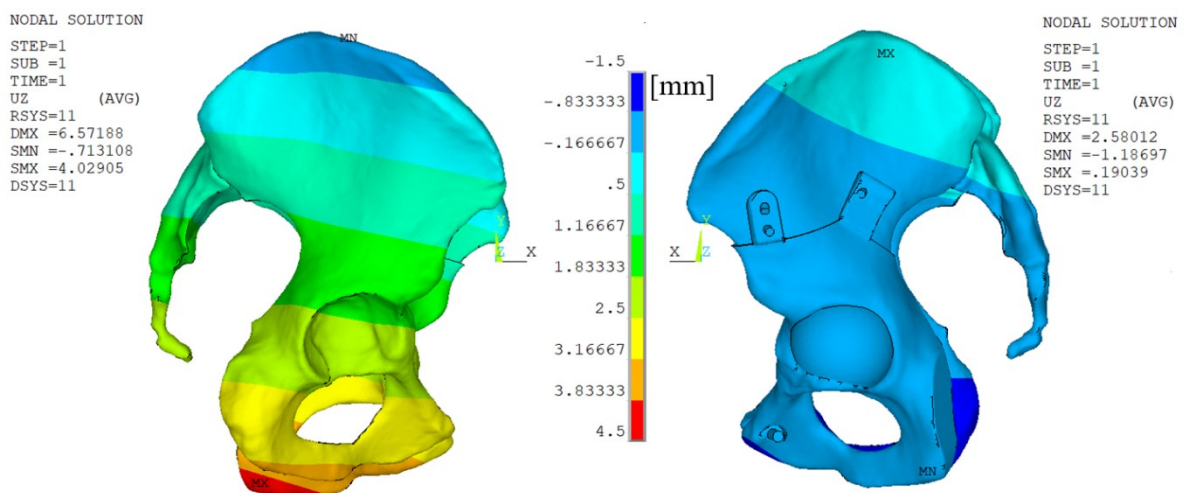


Figura 62: spostamento UZ durante la camminata; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Viene inoltre riportato lo spostamento lungo la direzione z dove è possibile notare l'effetto della differenza di rigidità tra osso e protesi, la deformata del lato operato risulta infatti diversa e con valori notevolmente inferiori rispetto al controlaterale.

Nel complesso dall'analisi degli spostamenti si può concludere che:

- lo spostamento del cingolo pelvico è coerente con ciò che accade nella realtà, ovvero subisce una rotazione anteriore nel piano y-z;
- il paziente riscontra alcune difficoltà, non evidenti ad occhio umano durante lo svolgimento del task della gait analysis, nell'imprimere la forza necessaria a compiere il passo con il lato operato, evidenziata da alcune asimmetrie non gravi e confermate dalla prima parte del progetto svolto da Valente et al. [1];
- il soggetto presenta un buon recupero funzionale in quanto gli spostamenti risultano simili nei due istanti di tempo per entrambi i lati.

5.1.1.2. ANALISI DELLE DEFORMAZIONI

L'analisi delle deformazioni risulta uno dei punti fondamentali di questo lavoro, in quanto conoscere la biomeccanica componenti ossee a seguito della ricostruzione protesica è uno degli scopi principali. La trasmissione del carico, alterata dalla presenza di un elemento metallico, influisce sull'adeguata sollecitazione dell'osso. Il rischio di riassorbimento osseo, che può portare a mobilitazione asettica dell'impianto, è dovuto infatti ad una non sufficiente sollecitazione dell'osso, il quale non viene stimolato in modo opportuno per effettuare il fenomeno del rimodellamento osseo, a causa della schermatura delle tensioni da parte dell'elemento con rigidità maggiore, ovvero la protesi. Lo studio delle deformazioni all'interno del cingolo pelvico risulta dunque di primaria importanza se si è interessati ad un'analisi a lungo termine sulla stabilità della protesi.

I limiti di deformazione elastica dell'osso sono stati ricavati dalla letteratura e risultando essere 8000 μ strain a trazione (prima deformazione elastica, ϵ_1) e -12000 μ strain a compressione (terza deformazione elastica, ϵ_3)[58], [59]. Inoltre uno studio condotto sul femore prossimale ha riportato un range fisiologico di deformazione di -3000 μ strain a compressione e 3000 μ strain a trazione durante la deambulazione [60], è ragionevole utilizzare questo range come controllo per la deformazione delle ossa pelviche.

I risultati di deformazione ottenuti vengono analizzati confrontando ciò che accade nell'emipelvi operata durante il picco delle forze articolari del lato corrispondente e deformazione ottenuta nel controlaterale durante il rispettivo istante di picco di reazione all'anca, utilizzato come controllo.

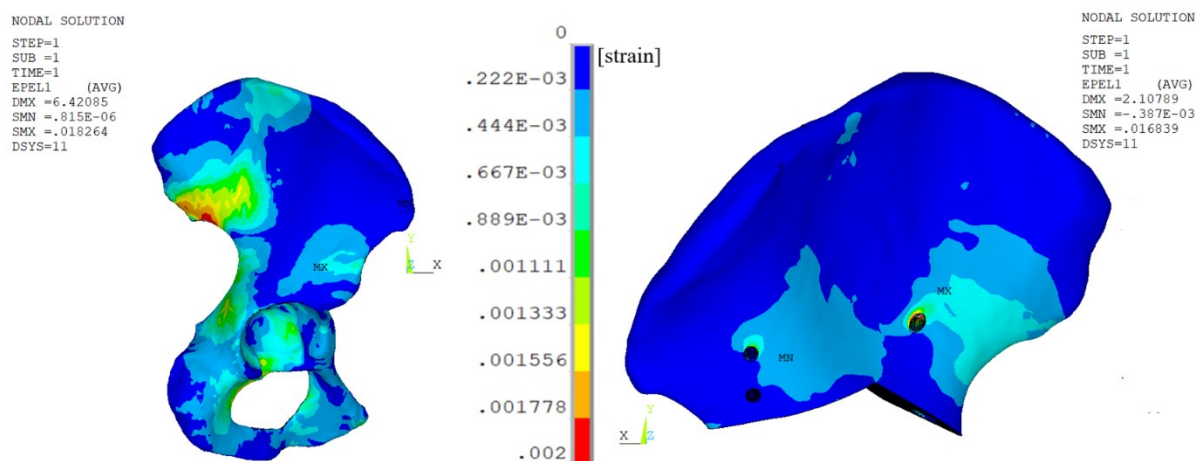


Figura 63: vista laterale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Osservando la figura 63 è possibile notare, dalla vista laterale che la ϵ_1 sull'emipelvi intatta si concentra sulla grande incisura ischiatica, sulla zona acetabolare, tra le due spine iliache

anteriori, sulla porzione interna dell'ischio e sul ramo pubico inferiore. L'emiplevi operata presenta invece una distribuzione leggermente diversa delle deformazioni, osservabile solamente sulla porzione dell'ileo superiore rimanente dopo la resezione, in questo caso la zona soggette a trazione risultano essere solamente la grande incisura ischiatica superiore ed un'area centrale dell'ala dell'ileo dovuta all'interfaccia con le viti. Si evidenzia una trazione minore rispetto al controlaterale.

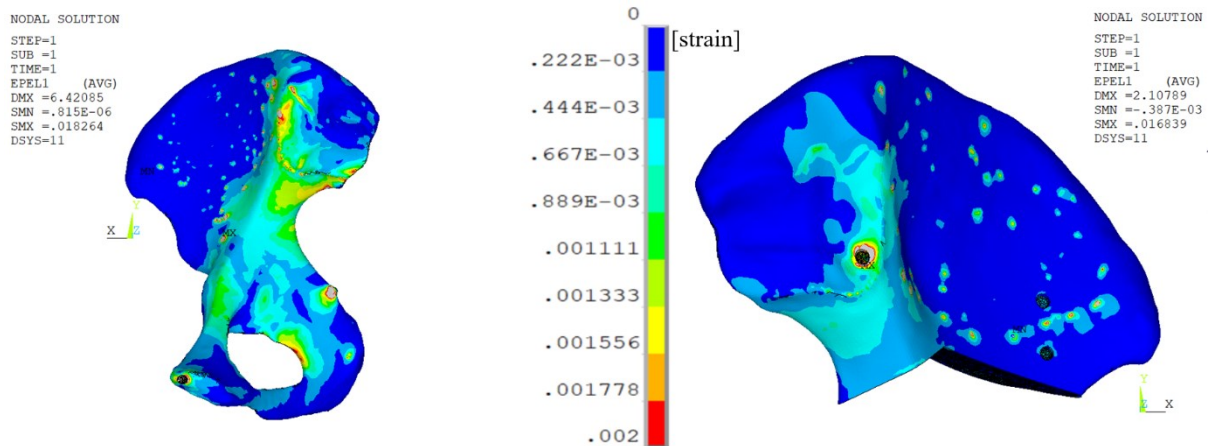


Figura 64: vista mediale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Dalla vista mediale, figura 64, si evidenzia, nell'osso intatto, una zona di deformazione lungo la linea arcuata, fondamentale per la comprensione di come il carico viene trasmesso dall'acetabolo fino alla zona dell'articolazione sacro-iliaca. Altre zone soggette a trazione sono quella pelvica, a causa della vite inserita nella sinfisi pubica, e nella spina ischiatica dovuta alla presenza del legamento sacro-spinoso. La restante parte dell'osso operato riporta deformazione a trazione distribuita in modo simile al controlaterale ma con entità minori, in particolare nella zona sottostante all'articolazione sacro-iliaca all'interfaccia con l'elemento protesico.

In entrambe le simulazioni si possono notare alcuni picchi non fisiologici di tensione nella zona del muscolo iliaco, questi sono dovuti ai link rigidi utilizzati per la trasmissione del carico di tale muscolo, per questo motivo possono essere ignorati.

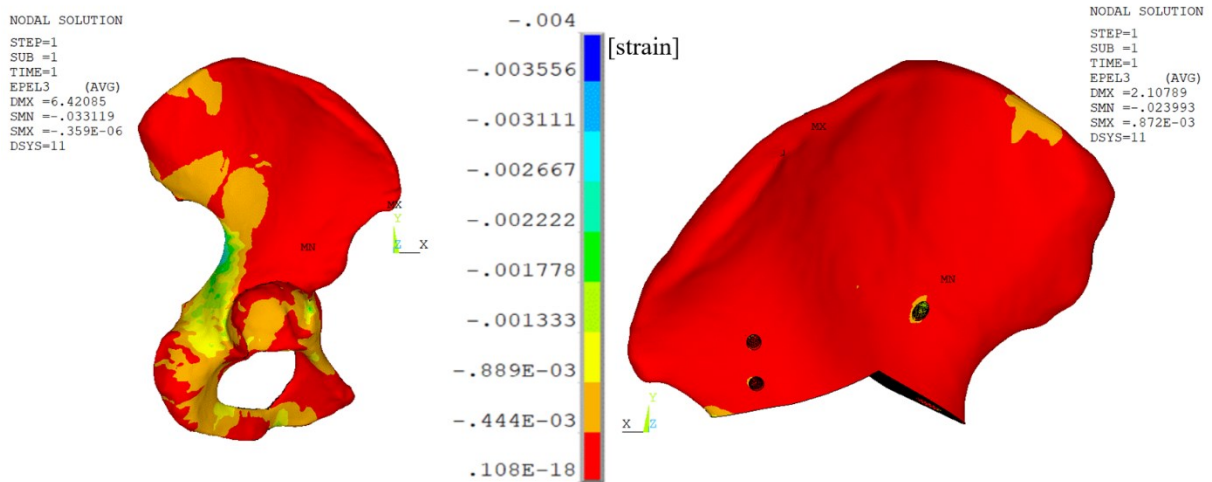


Figura 65: vista laterale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

L'analisi delle deformazioni ϵ_3 riscontra la distribuzione della compressione, le zone risultano essere reciproche e coerenti a quelle che subiscono trazione. Dalla figura 65, vista laterale, si notano infatti compressione nella zona inferiore della grande incisura ischiatica, dell'acetabolo, della parte interna dell'ischio e del ramo pubico superiore dell'emipelvi intatta. Nella parte restante della pelvi operata le deformazioni osservabili sono minime e si presentano solamente in corrispondenza delle interfacce con le vite.

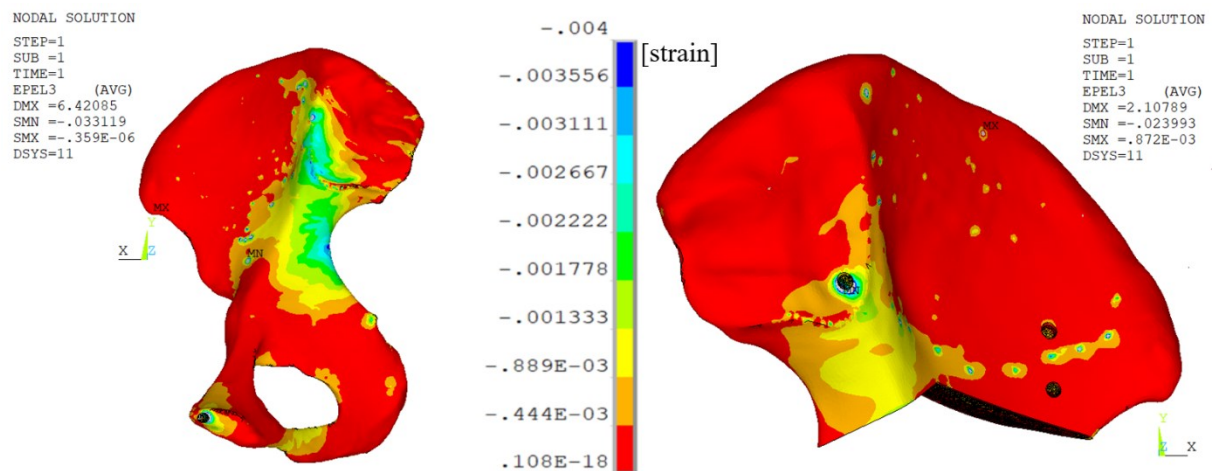


Figura 66: vista mediale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Le deformazioni a compressione sono più evidenti dalla vista mediale delle pelvi, infatti nell'osso intatto si evidenziano deformazioni rilevanti nella parte superiore della linea arcuata, in particolare nella zona sottostante l'articolazione sacro-iliaca. La zona pubica è sottoposta a compressione a causa della vite inserita nella sinfisi pubica, come lo è la spina ischiatica a causa del legamento sacro-spinoso, coerentemente a ciò che accade in trazione. L'emipelvi operato presenta deformazione nella zona sottostante l'articolazione sacro-iliaca, ma di entità minore a ciò che accade nel controlaterale, a causa della presenza dell'elemento protesico sottostante.

Anche in questo caso i picchi di deformazione a compressione nell'ala iliaca sono dovuti ai link rigidi costruiti per il muscolo iliaco e di conseguenza trascurabili in quanto artefatti.

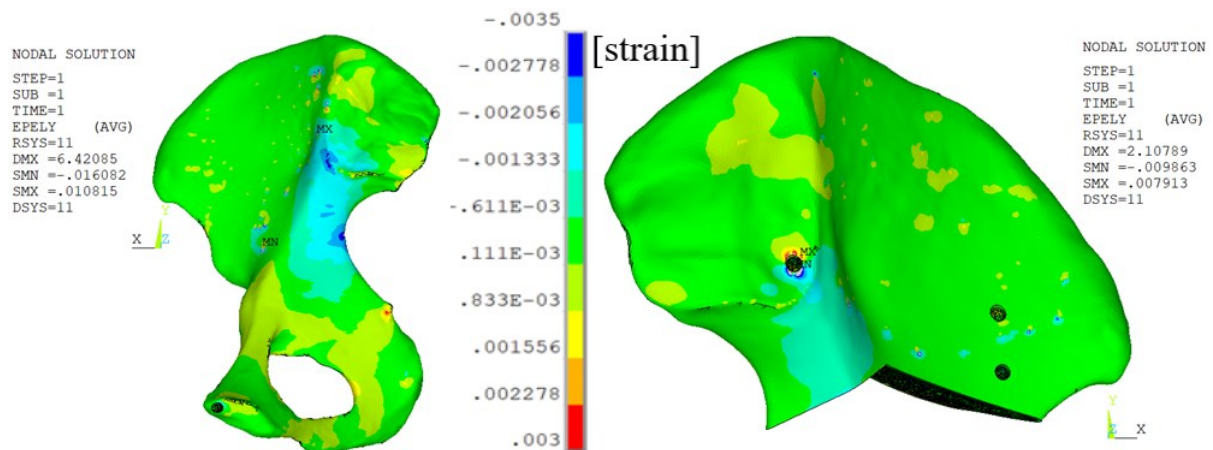


Figura 67: vista mediale della prima deformazione elastica ϵ_Y ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

A conferma del fatto che la componente y delle reazioni articolari risulta essere quella con contributo maggiore viene mostrato in figura 67 l'andamento delle deformazioni lungo la direzione y. Le deformazioni ϵ_Y si concentrano nelle stesse zone fino ad ora analizzate, in particolare per quanto riguarda la grande incisura ischiatica, ribadendo che le deformazioni vengono influenzate dalla componente y della reazione articolare.

Dall'analisi delle deformazioni del caso clinico in esame si può concludere che:

- picchi di deformazione nell'emipelvi intatto si sono osservati nella grande incisura ischiatica, nella zona sottostante l'articolazione sacro-iliaca, lungo la linea arcuata, zona interna dell'ischio, nella spina ischiatica, con valori all'interno del range fisiologico della deambulazione;
- le zone soggette a deformazione nell'emipelvi intatto sono coerenti con ciò che si riscontra in letteratura [27], [28], [30]–[35], [42], [44]–[46], [50], [51], [54], [55], ovvero: grande incisura ischiatica, zona acetabolare, zona compresa tra le spine iliache anteriori, rami pubici;
- gli effetti di concentrazione delle deformazioni presenti sulle viti non mostrano condizioni critiche che giustifichino una modellazione più accurata, come ad esempio l'aggiunta del filetto, di tale zona;
- la distribuzione delle deformazioni nell'emipelvi operato, ovvero sulla restante parte dell'ileo, risulta simile ma con aree ridotte rispetto al controlaterale;
- le deformazioni riscontrate nell'osso che ha subito resezione chirurgica sono inferiori a quelle riscontrate nel controlaterale. In particolare, si evidenzia deformazione

significativamente minore nella zona della grande incisura ischiatica dove è presente l'interfaccia con l'impianto metallico. Concausa della presenza di deformazioni di minor entità, oltre alla schermatura delle tensioni da parte della protesi, è il fatto che il soggetto esercita un minor carico sul lato operato. Si deduce che questa zona a lungo termine potrebbe essere a rischio di riassorbimento osseo, in quanto non sollecitata adeguatamente.

5.1.1.2.1. ANALISI DELLE DEFORMAZIONI: modifica delle proprietà materiali della protesi

È stata svolta una simulazione alterando le proprietà materiali dell'impianto protesico, in particolare è stato utilizzato un valore più basso del modulo elastico (45 GPa). Questa prova è stata effettuata per valutare quanto le deformazioni minori riscontrate sul lato operato fossero causate dal fenomeno della schermatura delle tensioni. Un modulo elastico minore dalla parte della lega metallica significa infatti una differenza minore di rigidità tra protesi ed osso e di conseguenza un ridotto effetto di stress shielding. In particolare è stato analizzato l'istante di picco del lato operato utilizzando un modulo elastico minore, confrontandolo appunto con la rispettiva situazione ma con il modulo elastico originario di 97 GPa.

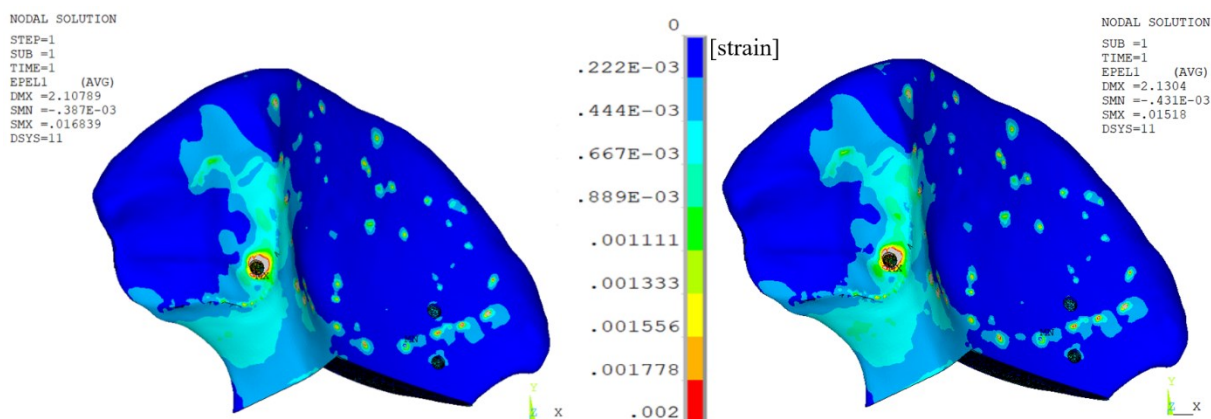


Figura 68: vista mediale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 nella simulazione dell'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato; a sinistra immagine in cui è stata utilizzata la protesi con $E=97$ GPa, a destra invece quella in cui è stato utilizzato per la protesi $E=45$ GPa, del caso clinico 4.

Dalla figura 68 è possibile osservare che la zona e l'entità della deformazione, in questo caso a trazione, ma a compressione la situazione risulta essere la medesima, non varia significativamente utilizzando un modulo elastico minore per l'elemento protesico.

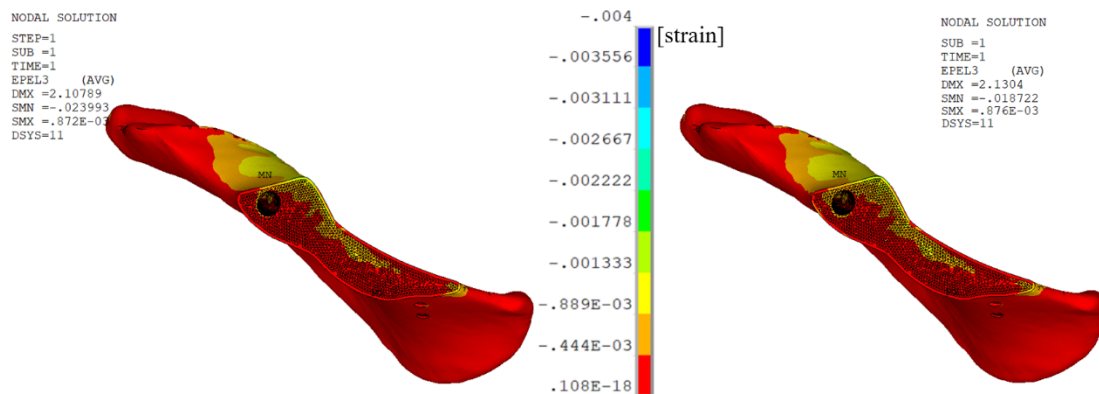


Figura 69: vista dell'interfaccia con la protesi della terza deformazione elastica principale ϵ_3 nella simulazione dell'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato; a sinistra immagine in cui è stata utilizzata la protesi con $E=97$ GPa, a destra invece quella in cui è stato utilizzato per la protesi $E=45$ GPa, del caso clinico 4.

Viene riportata anche un'altra zona critica, ovvero l'interfaccia tra osso e protesi, dove si vede che a compressione non migliora la distribuzione della deformazione nonostante una differenza di rigidezza minore tra i due materiali.

Da questa analisi più approfondita si conclude:

- nonostante la modifica delle proprietà materiali della protesi i valori di deformazioni del lato operato risultano inferiori a quelli del controlaterale. La differenza di rigidezza tra osso e protesi risulta comunque importante dopo il dimezzamento del modulo di Young della protesi, probabilmente un valore significativamente inferiore avrebbe portato risultati diversi ma non sarebbe stato ragionevole da un punto di vista realistico;
- rimanendo praticamente inalterate le deformazioni utilizzando una rigidezza minore dell'impianto si deduce che la causa principale dello squilibrio delle deformazioni tra lato intatto ed operato sia una differenza notevole tra le reazioni all'anca del lato intatto e di quello operato.

5.1.1.3. ANALISI DELLA DENSITÀ DI ENERGIA DI DEFORMAZIONE ELASTICA

L'analisi della densità di energia di deformazione elastica è stata svolta per avere maggiori informazioni su ciò che avviene nell'osso, in termini appunto di deformazione.

Si vuole dunque quantificare se lo stimolo che riceve l'osso per la sua attività di rimodellamento risulta adeguato o meno. In particolare è stata analizzata la zona superiore della grande incisura ischiatica, zona risultata critica dall'analisi delle deformazioni. Come si vede dalla figura 70 l'energia di deformazione elastica sul lato operato risulta minore rispetto al controlaterale, confermando lo squilibrio tra le due emipelvi.

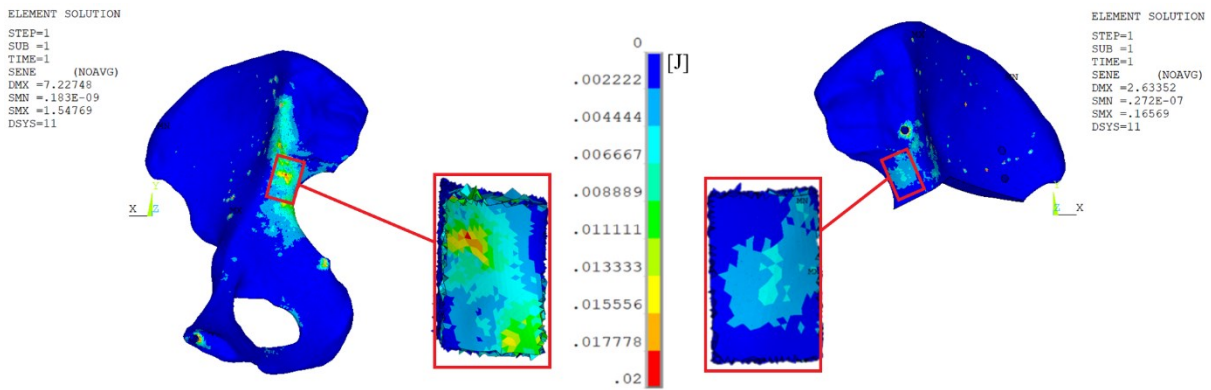


Figura 70: energia di deformazione elastica del caso clinico 4 durante la camminata; a sinistra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato, a destra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del controlaterale.

È stata dunque calcolata la densità di energia di deformazione elastica, come energia di deformazione elastica su unità volume, nella zona superiore della grande incisura ischiatica, ed è stata osservato un valore inferiore dell'82% nel lato operato. A conferma di ciò è stata svolta nuovamente un'analisi considerando un'area più piccola ed è stato riscontrato un valore inferiore del 73%. I valori precisi sono visibili nella tabella sottostante.

Tabella 18: valori di densità di deformazione elastica media (SED_{media}), volume totale considerato ($VOLU_{tot}$) e numero di elementi considerati relativi al caso clinico 4 durante la camminata.

paziente 4	SED_{media} [J/mm ³]	$VOLU_{tot}$ [mm ³]	elementi	operato/intatto [%]
intatto_box	0.00592	13401	24694	
operato_box	0.00106	11374	25319	-82%
intatto_box_ridotto	0.00413	2568	3593	
operato_box_ridotto	0.00110	1548	3231	-73%

Dall'analisi della densità di energia di deformazione emerge che la zona superiore della grande incisura ischiatica risulta essere una zona critica a rischio di riassorbimento osseo, in quanto i valori ricavati riportano una perdita di densità di energia di deformazione ossea rispetto al controlaterale maggiore del limite del 70%, come riscontrato in letteratura [61], porta a conseguenti problemi di stabilità della protesi a lungo termine. Si vuole inoltre sottolineare che il caso simulato è ideale in quanto ipotizza una completa osteointegrazione con l'impianto protesico, di conseguenza i valori riscontrati all'interfaccia osso-protesi potrebbero essere sovrastimati. La realtà potrebbe quindi essere quella di un rischio maggiore di quello riscontrato di riassorbimento osseo all'interfaccia con l'impianto.

5.1.1.4. ANALISI DELLE TENSIONI

L'analisi delle tensioni viene effettuata con lo scopo di ottenere informazioni riguardo il possibile fallimento a rottura della protesi a lungo termine e le eventuali zone di criticità. Sono state dunque studiate le sollecitazioni solamente per quanto riguarda l'elemento protesico costituito di Ti6Al4V, il cui limite a fatica risulta essere circa 400 MPa [62]. I risultati seguenti provengono dalla simulazione corrispondente all'istante di tempo in cui la reazione articolare del lato operato era maggiore.

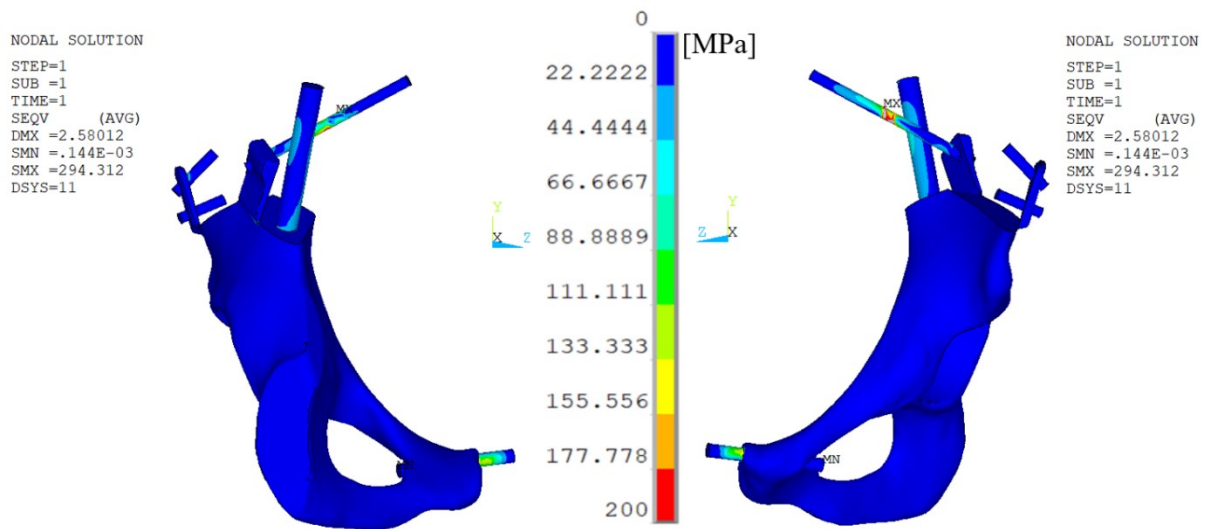


Figura 71: tensioni di Von Mises sull'elemento protesico del caso clinico 4 relative all'istante di picco delle reazioni articolari dell'emipelvi operata durante la camminata.

Dalla tensione di Von Mises, che tiene conto di tutte le sollecitazioni agenti sull'impianto protesico, si nota che la protesi risulta complessivamente scarica, mentre le zone maggiormente sollecitate sono quelle delle viti. In particolare il picco di stress (294 MPa) si presenta sulla vite passante per l'articolazione sacro-iliaca, questa zona infatti risente della trasmissione del carico dall'ileo all'acetabolo, in aggiunta la vite attraversa la cartilagine sacro-iliaca alla quale non era stato assegnato un materiale del tutto fisiologico, per questo motivo il valore di picco, situato proprio nell'area di passaggio, potrebbe essere sovrastimato. Il secondo picco di tensione si osserva nella vite situata nella sinfisi pubica (140 MPa circa), anche in questo caso situata in una delle zone principali di trasmissione del carico tra emipelvi destra e sinistra. Anche in questo caso il valore potrebbe essere stato sovrastimato, essendo situato esattamente nella zona di interfaccia tra la vite e la protesi, la concentrazione delle tensioni può essere dovuta alla semplificazione effettuata nel momento in cui si è deciso di considerare le viti e la protesi come un unico componente. Infine l'elemento sollecitato con intensità minore risulta essere il PEG (66 MPa), come ci si aspettava, in quanto l'impiego di questo componente era volto a centrare

l'impianto prima della fissazione con le viti durante l'intervento, inoltre è stato progettato per supportare un carico limitato non attraversando l'osso corticale.

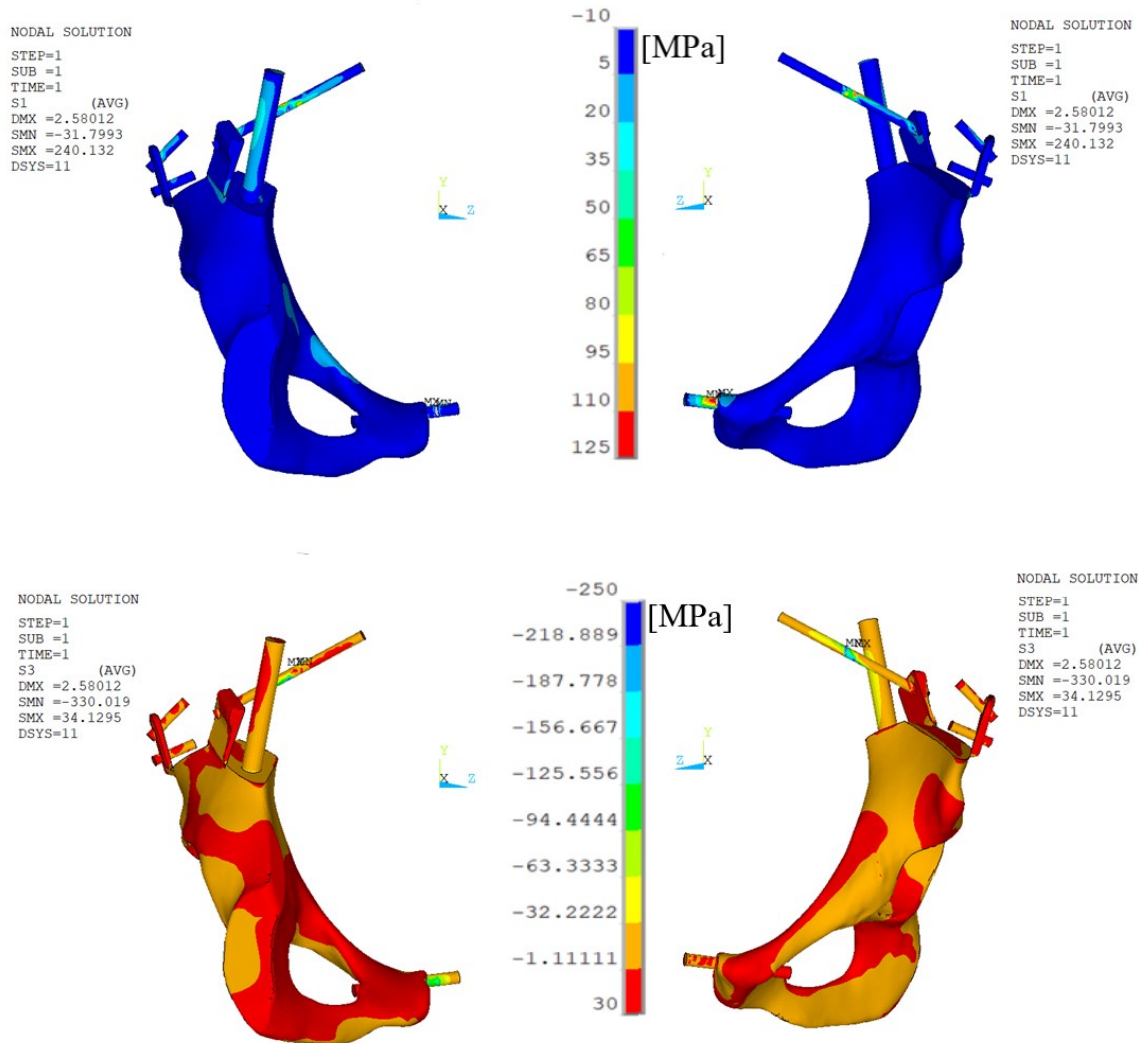


Figura 72: prima e terza tensione principale (s1 ed s3) sull'elemento protesico del caso clinico 4 relative all'istante di picco delle reazioni articolari dell'emipelvi operata durante la camminata.

Un'analisi più specifica per individuare le zone critiche per l'impianto protesico viene svolta osservando l'andamento delle prima e della terza tensione principale, rispettivamente a trazione e compressione. Le distribuzioni s1 ed s3 risultano correttamente reciproche, inoltre i picchi di tensioni riscontrati sono situati nelle zone precedentemente descritte nelle tensioni di VM. Il picco massimo a trazione è situato nella vite della sinfisi pubica (240 MPa), mentre a compressione nella vite che attraversa la cartilagine sacro-iliaca (-330MPa). Osservando s1 ed s3 si evidenziano concentrazioni delle tensioni a trazione, di intensità minore, anche sulla base delle linguette della protesi (50MPa).

Dall'analisi delle tensioni sull'impianto protesico personalizzato del caso clinico 4 è possibile affermare che:

- i picchi di tensione osservato hanno valori inferiori al limite a fatica di 400 MPa, di conseguenza non si considera probabile il fallimento a lungo termine dell'impianto;
- le zone di maggior sollecitazione sono situate nelle viti e in minima parte sulle linguette della protesi, coerentemente a ciò che è stato riscontrato in letteratura [36]–[40], [43], [47].

5.1.2. ANALISI DEL CASO CLINICO 4: Caso con vite pubica mobilizzata

Il caso clinico 4, come anticipato nei capitoli precedenti, presenta una vite mobilizzata a livello della sinfisi pubica, per questo motivo è stato scelto di simulare una condizione estrema di completa non osteointegrazione di quella zona. Questa condizione è stata confrontata a modello costruito precedentemente dove la vite era stata considerata osteointegrata.

5.1.2.1. ANALISI DEGLI SPOSTAMENTI

Dal confronto dell'analisi degli spostamenti tra il modello con la vite osteointegrata e quella mobilizzata non emergono differenze significative, in generale gli spostamenti del lato intatto risultavano leggermente maggiori, ma il trend risultava lo stesso. Anche in questo caso, infatti, lo spostamento può essere descritto come una rotazione anteriore di entrambe le emipelvi sul piano y-z.

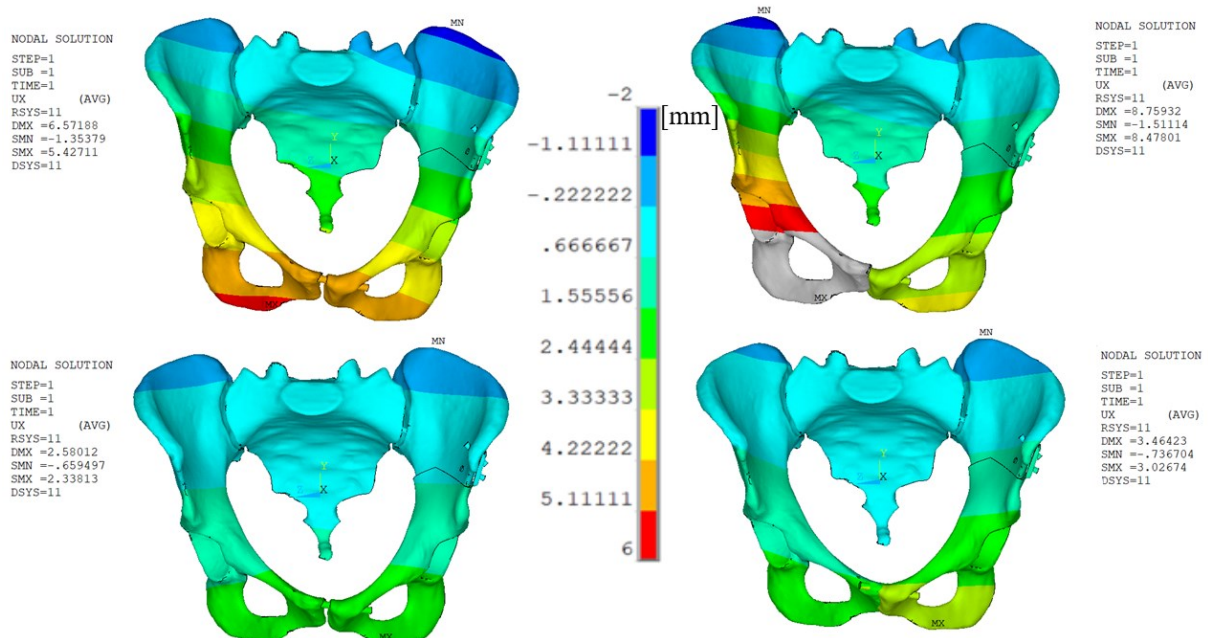


Figura 73: spostamento UX durante la camminata; a sinistra immagini relative al caso con vite osteointegrata, a destra immagini relative al caso con vite mobilizzata; in alto immagini relative all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, in basso quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Viene riportato solamente lo spostamento lungo la direzione x, figura 73, dal quale è possibile osservare uno spostamento maggiore della componente intatta durante il relativo istante di

picco, coerentemente a ciò che ci si aspettava dalle condizioni imposte. Lo spostamento in direzione y non è stato riportato in quanto anch'esso era leggermente maggiore per il caso non osteointegrato ma non in modo significativo.

5.1.2.2. ANALISI DELLE DEFORMAZIONI

Il confronto delle deformazioni tra il caso con vite osteointegrata e mobilizzata ha riportato alcune differenze significative. Di seguito vengono riportate solamente le deformazioni a compressione, in quanto a trazione viene riscontrata una situazione reciproca.

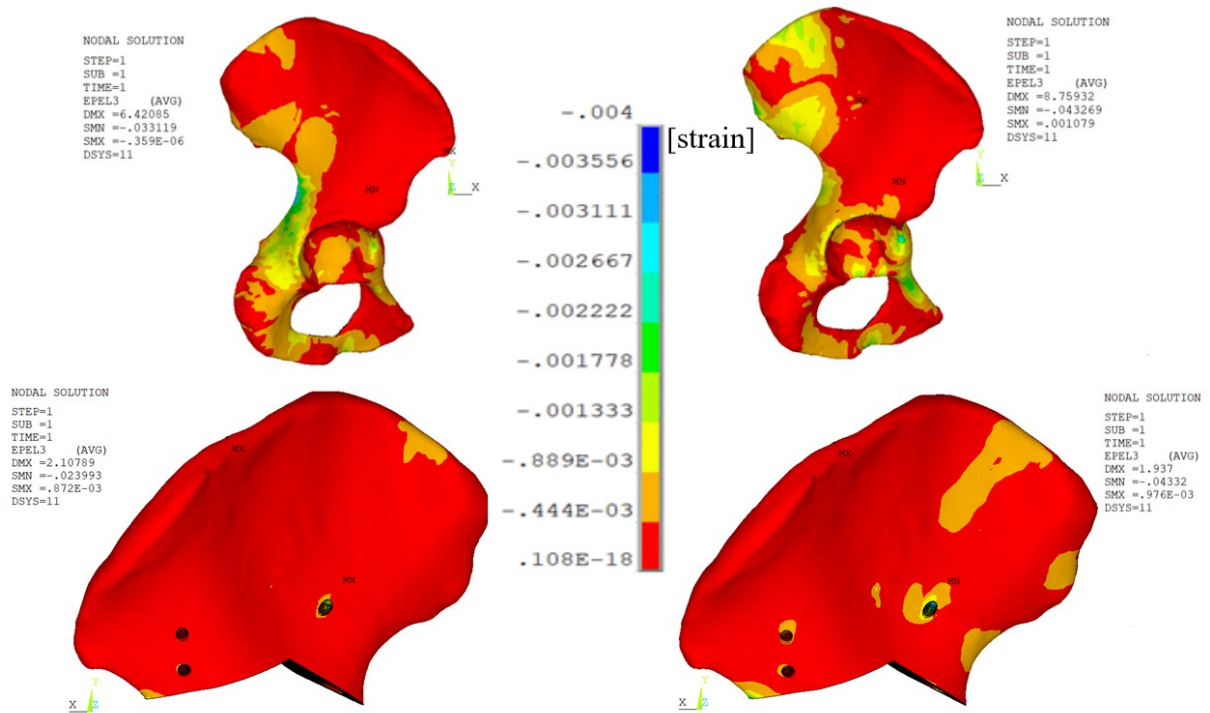


Figura 74: vista laterale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 durante la camminata; a sinistra immagini relative al caso con vite osteointegrata, a destra immagini relative al caso con vite mobilizzata; in alto immagini relative all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, in basso quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Dalla vista laterale, figura 74, è evidente che la condizione di mobilizzazione della vite porta ad uno spostamento verso l'alto della concentrazione delle deformazioni, in particolare nella grande incisura ischiatica. La differenza tra lato sano e intatto risulta comunque notevole e paragonabile a quella riscontrata nel caso con vite osteointegrata.

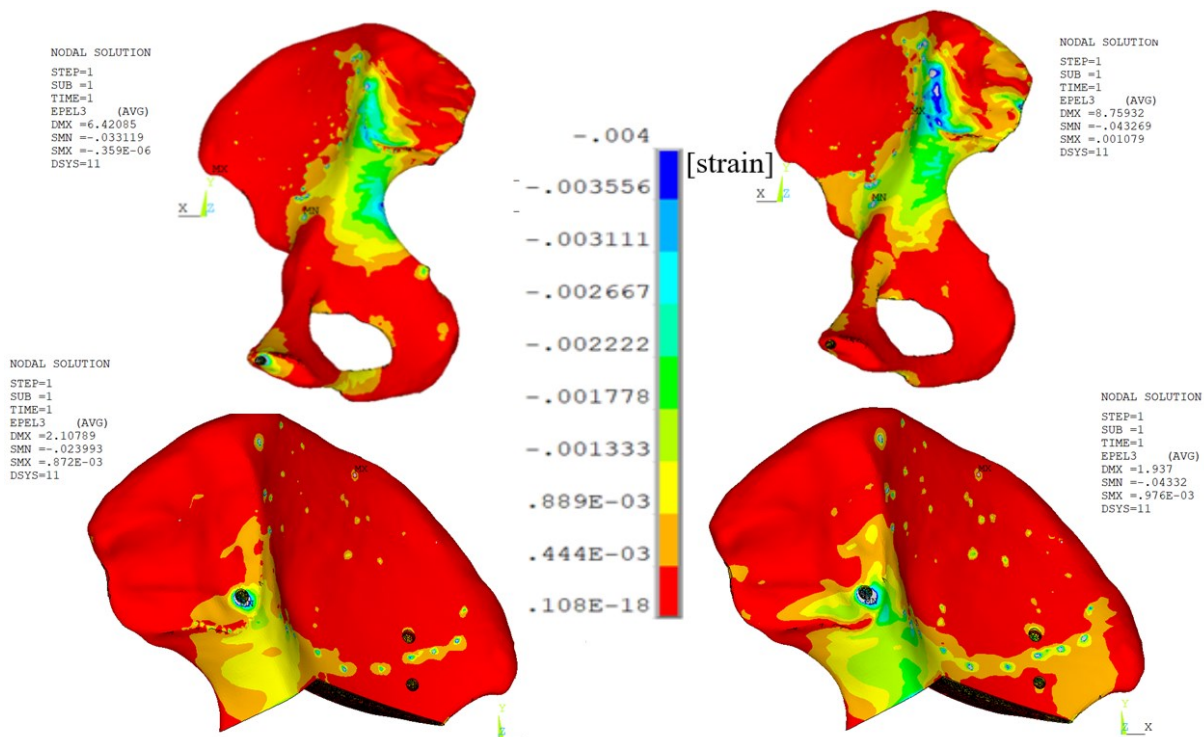


Figura 75: vista mediale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 durante la camminata; a sinistra immagini relative al caso con vite osteointegrata, a destra immagini relative al caso con vite mobilizzata; in alto immagini relative all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, in basso quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 4.

Anche dalla vista mediale in figura 75 si nota un generale aumento delle deformazioni a compressione nel caso della vite mobilizzata. La differenza dell'entità di deformazione tra intatto e controlaterale risulta evidente anche in questa vista.

Dal confronto dell'analisi delle deformazioni tra vite osteointegrata e mobilizzata si può affermare che:

- le deformazioni nel complesso aumentano in una situazione in cui la sinfisi pubica non risulta essere agganciata, ovvero l'anello pelvico rimane aperto, come avviene con la vite mobilizzata;
- le deformazioni sono al limite del range fisiologico della camminata, ma risultano comunque all'interno dei valori sopportabili dall'osso. Di conseguenza la presenza della vite pubica mobilizzata non causa concentrazioni delle deformazioni così elevate da causare preoccupazione;
- l'aumento delle deformazioni interessa entrambe le emipelvi, confermando una differenza tra lato operato e controlaterale, di conseguenza anche in questo caso il rischio di riassorbimento osseo, e dunque di perdita di stabilità della protesi, rimane elevato.

5.1.2.3. ANALISI DELLA DENSITÀ DI ENERGIA DI DEFORMAZIONE ELASTICA

L'analisi della densità di energia di deformazione elastica è stata svolta per verificare che il rischio di riassorbimento osseo rimanga elevato anche nel caso in cui la vite pubica viene considerata mobilizzata, come ci si aspetta dall'analisi delle deformazioni.

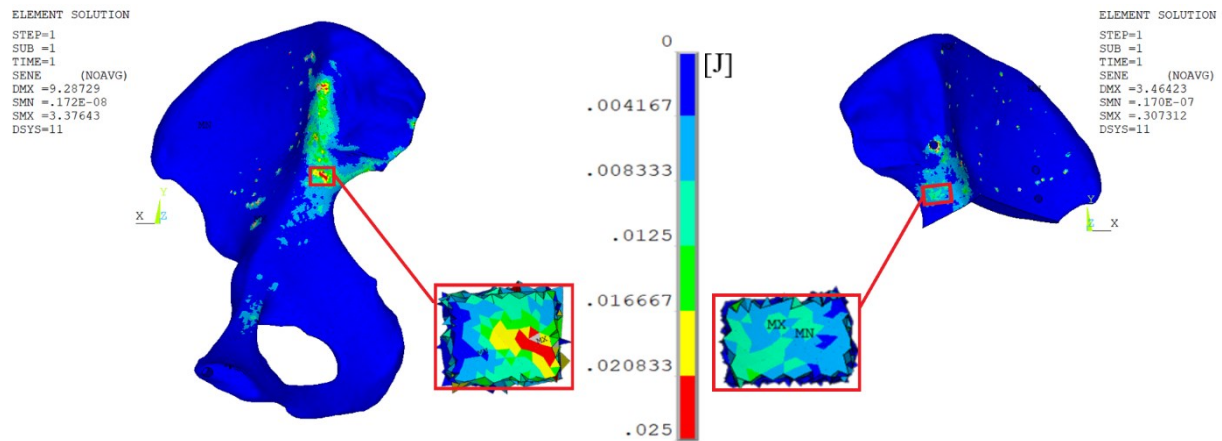


Figura 76: energia di deformazione elastica del caso clinico 4 con vite mobilizzata durante la camminata; a sinistra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato, a destra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del controlaterale.

Il calcolo della densità di energia elastica di deformazione conferma una differenza del 70% tra la porzione superiore della grande incisura ischiatica nell'emipelvi operata rispetto al controlaterale.

Tabella 19: valori di densità di deformazione elastica media (SED_{media}), volume totale considerato ($VOLU_{tot}$) e numero di elementi considerati relativi al caso clinico 4 con vite pubica mobilizzata durante la camminata.

paziente 4_vite_mobilizzata	SED_{media} [J/mm ³]	$VOLU_{tot}$ [mm ³]	elementi	operato/intatto [%]
intatto_box	0.01189	2280	2994	
operato_box	0.00352	1564	3157	-70%

Da questa ulteriore analisi si può concludere che la vite mobilizzata porta a deformazioni maggiori in entrambi i lati, ma ciò non influisce nel rischio di riassorbimento osseo che rimane considerevole per la zona dell'ileo adiacente all'elemento protesico.

5.1.2.4. ANALISI DELLE TENSIONI

Dal confronto dell'analisi delle tensioni emerge che la protesi viene caricata maggiormente nel caso in cui la vite risulta non osteointegrata, le zone maggiormente sollecitate risultano le medesime del caso precedente, soprattutto la vite che attraversa l'articolazione sacro-iliaca.

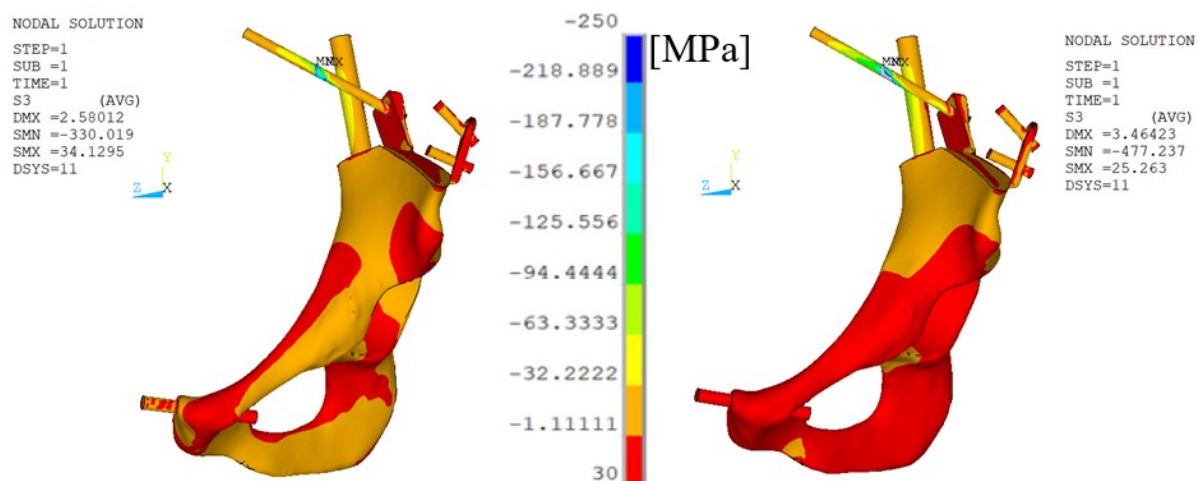


Figura 77: terza tensione principale (s3) sull'elemento protesico del caso clinico 4; a sinistra caso con vite osteointegrata, mentre a destra il caso con vite mobilizzata.

In particolare si evidenziano picchi elevati a compressione sulla vite che attraversa l'articolazione sacro-iliaca di -477 MPa (rispetto ai -330 MPa con vite pubica osteointegrata), che superano, anche se di poco il limite a fatica della protesi di 400 MPa. Essendo la vite mobilizzata il carico non viene trasmesso in quel punto e la vite risulta quindi scarica, come ci si aspettava per le condizioni imposte.

5.1.3. ANALISI DEL CASO CLINICO 6

Il caso clinico 6, con protesi all'emipelvi destra, presentava andamento similare tra lato operato e controlaterale. Durante la ripetizione scelta la risultante della forza articolare risulta di poco maggiore, negli istanti di tempo scelti, per l'emipelvi operata.

5.1.3.1. ANALISI DEGLI SPOSTAMENTI

Come per il caso clinico precedente l'analisi degli spostamenti è stata utilizzata come strumento di controllo per il modello, in particolare per la corretta assegnazione delle condizioni al contorno. Anche in questo caso la componente y delle forze articolari risulta predominante durante l'ultima fase del passo, mentre la componente x risulta la seconda componente a livello di contributo solamente durante il picco del lato operato.

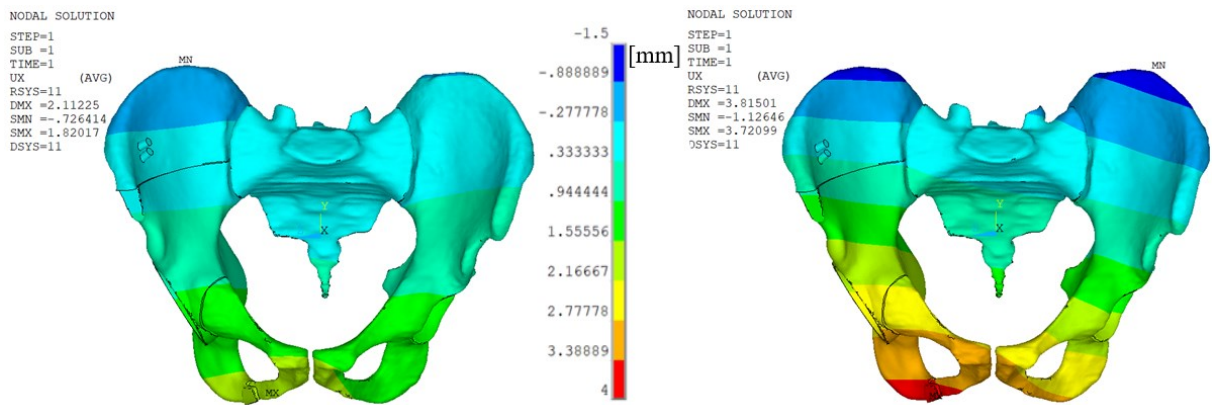


Figura 78: spostamento UX durante la camminata; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 6.

Lo spostamento UX, illustrato in figura 78, presenta andamento comparabile tra le due emipelvi negli istanti di tempo scelti. Anche per il soggetto 6, come avviene per il soggetto 4, vi è uno spostamento anteriore della zona inferiore del cingolo pelvico e leggermente posteriore della zona delle creste iliache. Lo spostamento risulta coerente con le condizioni di vincolo imposte, infatti la zona superiore del sacro e la porzione di ileo corrispondente mostrano spostamento nullo. Lo spostamento durante il picco delle reazioni articolari del lato intatto, la cui componente x è ($F_x = 340\text{ N}$), risulta minore rispetto a quanto avviene all'istante di picco del lato operato, coerentemente alla presenza di una componente x maggiore ($F_x = 1012\text{ N}$).

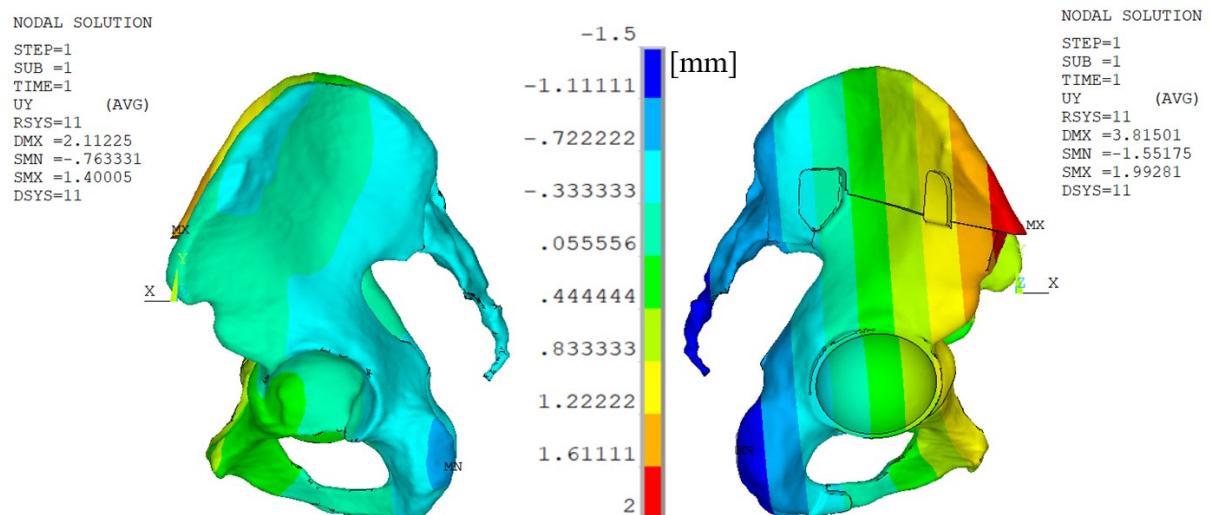


Figura 79: spostamento UY durante la camminata; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 6.

Osservando la figura 79 è possibile notare che lo spostamento UY risulta maggiore per il lato operato, in particolare della superficie iliaca, rispetto al controlaterale in entrambi gli istanti di tempo scelti, nonostante la differenza minima delle componenti lungo y delle reazioni articolari, leggermente più elevate per l'emipelvi operata. L'andamento complessivo degli spostamenti

descrive uno spostamento verso l'alto della porzione anteriore del bacino e rispettivamente verso il basso di quella posteriore, coerentemente a ciò che ci si aspettava.

Dall'analisi degli spostamenti per caso clinico 6 si può concludere che:

- lo spostamento del cingolo pelvico è coerente con ciò che accade nella realtà, ovvero subisce una rotazione anteriore nel piano y-z;
- lo spostamento maggiore, conseguente ad un carico maggiore, del lato operato indica che il paziente 6 è stato in grado di riabilitare adeguatamente l'emipelvi operata.

5.1.3.2. ANALISI DELLE DEFORMAZIONI

L'analisi delle deformazioni è stata effettuata, come per il caso clinico precedente, con lo scopo indagare quali possono essere le zone maggiormente a rischio di riassorbimento osseo del lato operato, utilizzando come confronto la distribuzione delle deformazioni dell'emipelvi intatta.

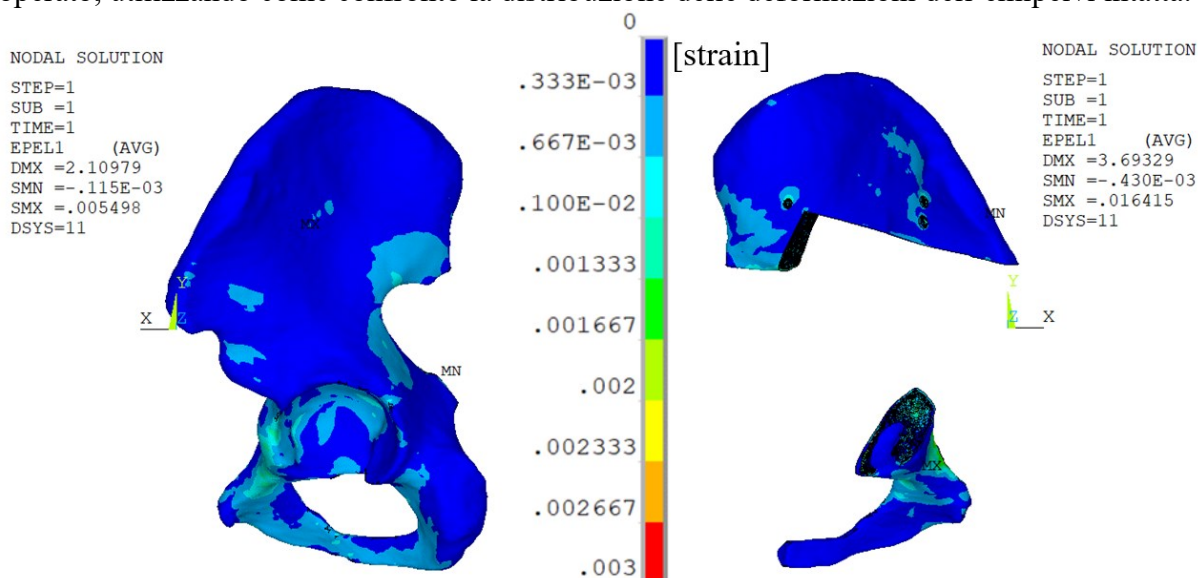


Figura 80: vista laterale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 6.

La distribuzione della prima deformazione elastica, ϵ_1 , è rappresentata in figura 80 con vista laterale. Si nota che le deformazioni a trazione dell'osso intatto si concentrano nella zona acetabolare superiore, nei rami pubici (con intensità maggiore nel ramo pubico superiore), e nella grande insicura ischiatica. Considerando invece il lato operato la zona superiore dell'ileo rimanente presenta trazione simile al controlaterale, con aree di deformazione aggiuntive attorno alle zone di inserzioni delle viti.

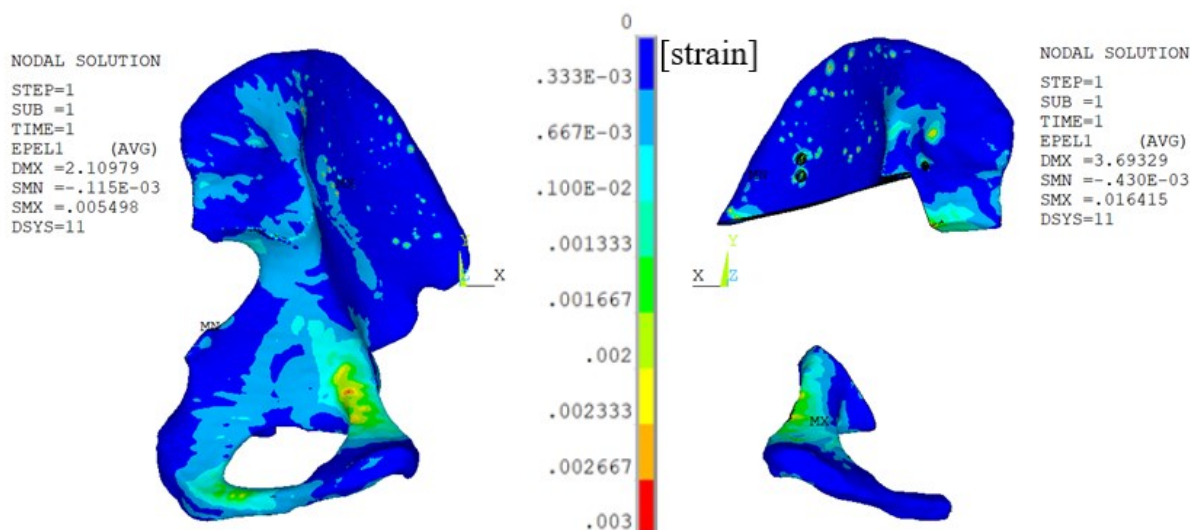


Figura 81: vista mediale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 6.

Dalla vista mediale è possibile notare che i picchi di deformazione a trazione del controlaterale sono situati lungo il ramo pubico superiore e sul ramo ischiatico, altre zone sottoposte a deformazione sono la linea arcuata e la grande incisura ischiatica, in particolare l'area sottostante l'articolazione sacro-iliaca. L'operazione di resezione per questo soggetto ha coinvolto grande parte dell'ileo, infatti la porzione rimanente risulta essere molto piccola, nonostante ciò si osservano delle tensioni nella zona inferiore dell'articolazione sacro-iliaca, ovvero all'interfaccia con la protesi. In questo caso le deformazioni all'interfaccia con l'elemento metallico risultano maggiori, a livello infinitesimo, di quelle riscontrate nella stessa porzione d'osso del controlaterale, considerando che il carico in questo intervallo di tempo è leggermente maggiore rispetto a quello relativo lato intatto, la deformazione ϵ_1 nella porzione superiore dell'emipelvi operata può essere considerata conforme al controlaterale. Inferiormente l'emipelvi operata presenta deformazione lungo il ramo pubico superiore, che risulta leggermente inferiore, ma comparabile, al lato intatto, il ramo pubico inferiore e ciò che resta del ramo ischiatico risultano invece privi di carico, contrariamente al lato intatto, come ci si aspettava essendo il ramo ischiatico scollegato dell'impianto protesico.

Come spiegato per il caso clinico precedente la presenza di picchi di deformazioni in corrispondenza del muscolo iliaco sono artefatti dovuti alla costruzione dei link rigidi all'interno del modello.

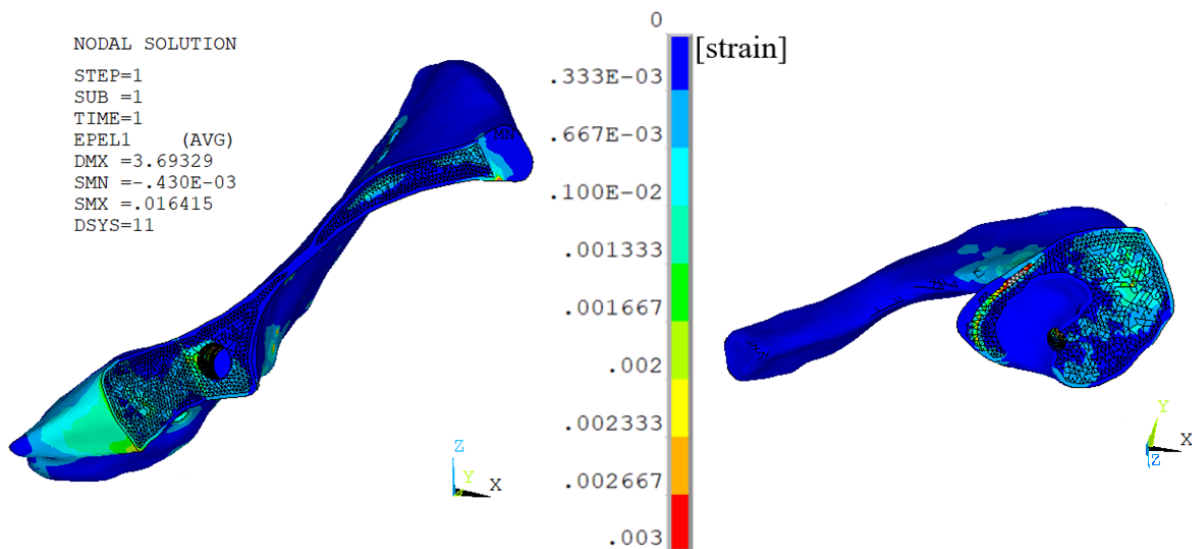


Figura 82: Prima deformazione elastica principale ϵ_1 ; interfaccia della porzione d'osso superiore ed inferiore, rispettivamente a sinistra e destra, relative all'istante di picco delle reazioni articolari dell'emipelvi operata del caso clinico 6. Si vuole inoltre evidenziare che l'interfaccia inferiore della pelvi destra con la protesi risulta adeguatamente sollecitata, mentre l'interfaccia superiore risulta quasi scarica, a conferma del fenomeno della schermatura delle tensioni effettuato dall'elemento protesico, infatti il carico principale viene trasmesso dal basso verso l'alto tramite le forze di reazione articolare.

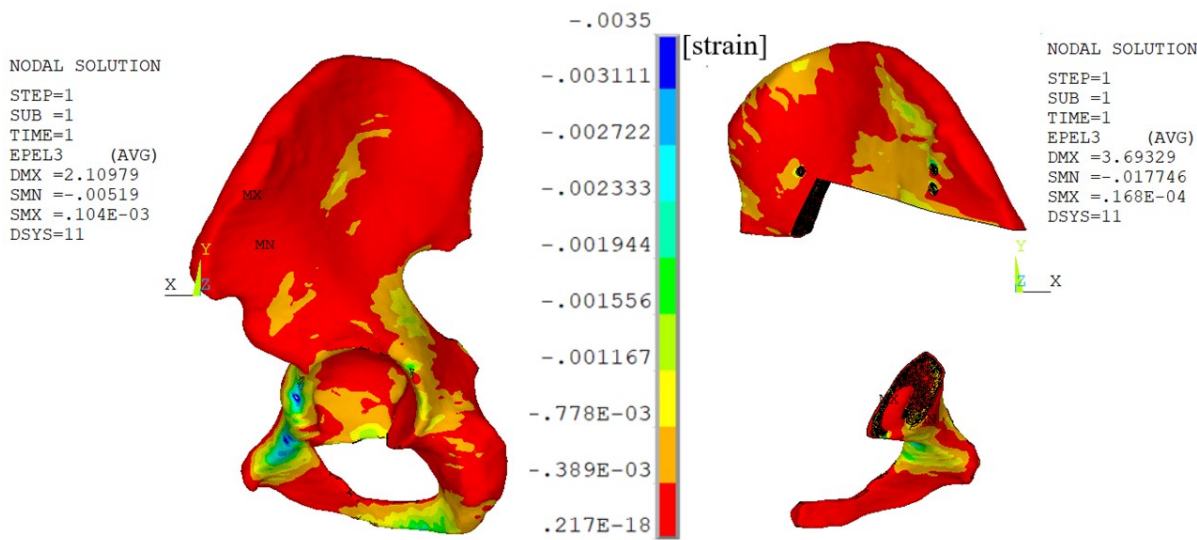


Figura 83: vista laterale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 6.

La terza deformazione elastica principale, come ci si aspetta, ha una distribuzione reciproca ad ϵ_1 , infatti nel lato intatto, osservando la vista laterale, si riscontrano le seguenti zone a trazione: grande incisura ischiatica, zona acetabolare inferiore, ramo pubico superiore e porzione inferiore del ramo ischiatico. La porzione rimanente dell'ileo del lato operato risulta generalmente più sollecitata, in particolare nelle zone di interfaccia con la vite, probabilmente in risposta alla reazione articolare leggermente maggiore. Anche durante questa simulazione si nota la deformazione presente sul ramo pubico superiore, leggermente inferiore a quella del

controlaterale, mentre il ramo inferiore del pube e ciò che resta del ramo ischiatico risultano scarichi, coerentemente a ciò che è stato affermato per ϵ_1 .

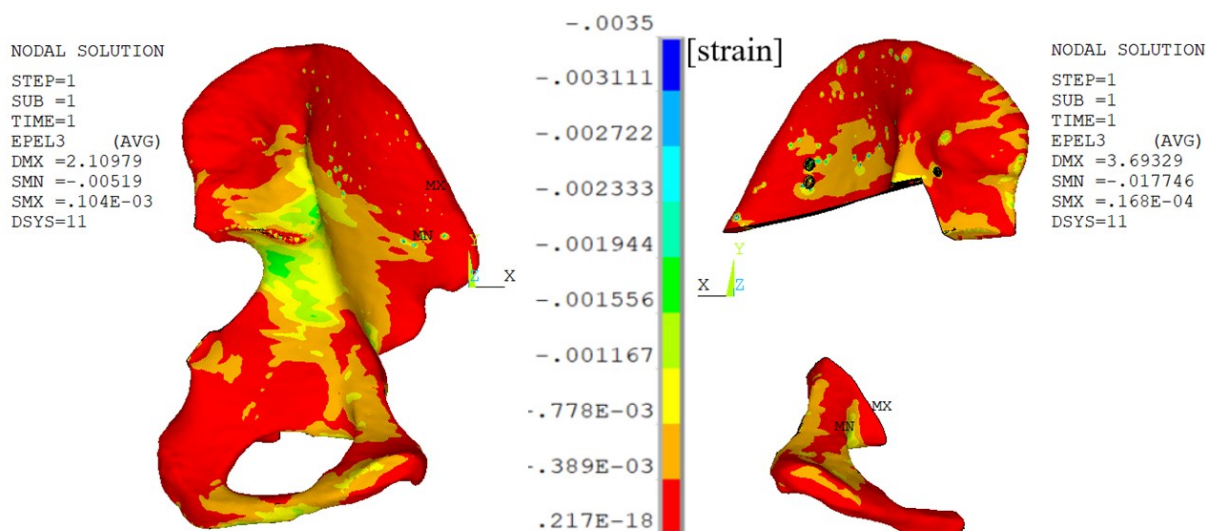


Figura 84: vista mediale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 ; a sinistra immagine relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato intatto, a destra quelle relative all'istante di picco del lato operato, del caso clinico 6.

La vista mediale evidenzia come la distribuzione di ϵ_3 sia maggiore lungo la porzione superiore della linea arcuata dell'emipelvi intatta, in particolare la grande incisura ischiatica. Altre zone dove si riscontra deformazione a compressione sono i rami pubici e con valori infinitesimi il corpo dell'ileo. In questo caso la porzione rimanente dell'ileo del lato operato risulta deformata a compressione nelle zone di interfaccia con gli elementi metallici, ma con intensità minore delle corrispettive aree nel controlaterale. Inferiormente la deformazione sul ramo pubico superiore risulta confrontabile tra le due analisi, mentre ancora una volta si notano il ramo pubico inferiore e ciò che resta dell'ischio privi di deformazioni.

Come avviene per ϵ_1 , anche per ϵ_3 , si nota una deformazione maggiore sull'interfaccia inferiore dell'osso con la protesi rispetto a quella superiore (figura non riportata).

L'analisi delle deformazioni del caso clinico 6 ha condotto alle seguenti affermazioni:

- i picchi di deformazione evidenziati nel ramo pubico superiore in entrambe le simulazioni sono considerabili all'interno del range fisiologico della deambulazione;
- le zone di deformazione dell'emipelvi intatto sono la linea arcuata, la grande incisura ischiatica, la zona acetabolare, il ramo dell'ischio e la zona sottostante all'articolazione sacro iliaca, coerentemente a ciò che si riscontra in letteratura [27], [28], [30]–[35], [42], [44]–[46], [50], [51], [54], [55];

- le zone di deformazione della porzione di ileo non asportato e del ramo superiore del pube risultano confrontabili con la simulazione del controlaterale, aree leggermente più ampie di deformazioni sono riscontrate sull'ala dell'ileo rispetto al lato intatto;
- le deformazioni all'interfaccia con l'impianto metallico risultano maggiori all'interfaccia inferiore, dunque quella superiore riscontra conseguenze del fenomeno della schermatura delle tensioni da parte della protesi. Nel complesso le deformazioni risultano maggiori rispetto al caso clinico precedente, di conseguenza non ci si aspetta un rischio di riassorbimento osseo, ma bensì una maggiore possibile stabilità a lungo termine della protesi. Ciò è probabilmente dovuto ad una minor differenza di carico da parte delle reazioni articolari dei due lati;
- la porzione di osso ischiatico rimanente risulta non deformata in quanto non sollecitata, questo risultato era atteso in quanto la porzione d'osso non risulta collegata alla protesi. La possibilità di andare incontro a riassorbimento osseo per questa zona risulta elevata, ma non di interesse in quanto non influisce sulla stabilità della protesi;
- il pube risulta molto meno soggetto a deformazione rispetto al caso clinico precedente, questo risultato può essere dovuto all'assenza della vite e alla conservazione della sinfisi pubica, la cartilagine infatti attutisce le sollecitazioni in quella zona;
- confrontando la distribuzione delle deformazioni dei due casi clinici è evidente che il paziente 4 presenta deformazioni concentrate sulla porzione superiore del cingolo pelvico, viceversa il paziente 6 presenta concentrazione delle deformazioni nella zona inferiore del cingolo pelvico. Questa differenza può essere dovuta a diversi motivi, quali una conformazione differente delle ossa del bacino, infatti il soggetto 1 presenta un bacino ginecoide, con cavità pelvica formata da angoli maggiori rispetto al soggetto 2 che presenta bacino androide, oppure ad ali iliache più spesse e rami pubici più fragili rispetto del paziente 1 rispetto al paziente 2, inoltre i risultati sono sicuramente influenzati dalla dimensione, più ampia nel secondo caso clinico, e dalla conformazione della protesi, diverse in quanto custom made. In aggiunta anche i muscoli coinvolti e le reazioni articolari differiscono nei due modelli e ciò influenzerà sicuramente le analisi.

5.1.3.3. ANALISI DELLA DENSITÀ DI ENERGIA DI DEFORMAZIONE ELASTICA

Un'analisi più approfondita di ciò che accade in una zona critica come quella superiore della grande incisura ischiatica è stata svolta, come per il caso clinico precedente, anche per il paziente 6.

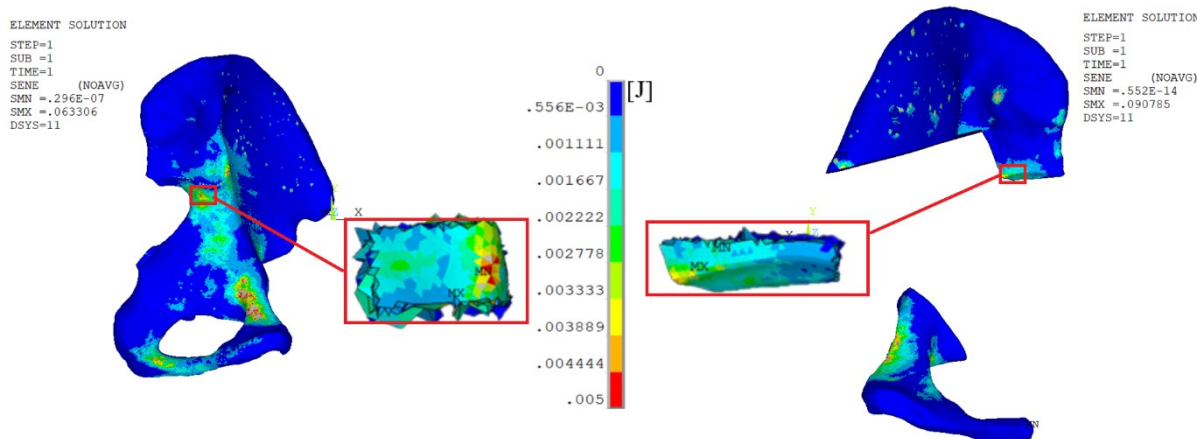


Figura 85: energia di deformazione elastica del caso clinico 6 durante la camminata; a sinistra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato, a destra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del controlaterale.

La figura 85 riporta l'andamento dell'energia di deformazione elastica del caso clinico 6 e si nota che, a differenza del caso clinico precedente, i valori risultano più simili tra i due lati. Anche in questo caso è stato effettuato il calcolo della densità di energia elastica di deformazione media, i cui valori sono riportati nella tabella 20, da cui risulta evidente una simmetria tra i due lati, il lato operato presenta valore maggiore del 10% rispetto al controlaterale, coerentemente alla differenza riscontrata nei moduli delle reazioni articolari.

Tabella 20: valori di densità di deformazione elastica media (SED_media), volume totale considerato ($VOLU_tot$) e numero di elementi considerati relativi al caso clinico 6 durante la camminata.

paziente 6	SED_media [J/mm ³]	$VOLU_tot$ [mm ³]	elementi	operato/intatto [%]
intatto_box	0.00413	2568	4578	
operato_box	0.00456	1184	4307	10%

Dall'analisi della densità dell'energia di deformazione elastica si conclude che il caso clinico 6 non presenta rischio di riassorbimento osseo, e di conseguenza la protesi può essere considerata stabile, contrariamente a ciò che accade per il caso clinico precedente.

Risulta inoltre importante sottolineare che la differenza tra i due casi clinici in termini di intensità di deformazione e di densità di energia di deformazione elastica è dovuta alla simmetria, o asimmetria per il paziente 4, delle forze reazione articolare dei due lati.

5.1.3.4. ANALISI DELLE TENSIONI

L'analisi delle tensioni è stata svolta, analogamente al caso clinico precedentemente trattato, solamente dell'impianto metallico all'istante di tempo in cui le reazioni articolari del lato operato risultavano maggiori con lo scopo di indagare eventuali criticità della protesi o rischio di fallimento dell'impianto.

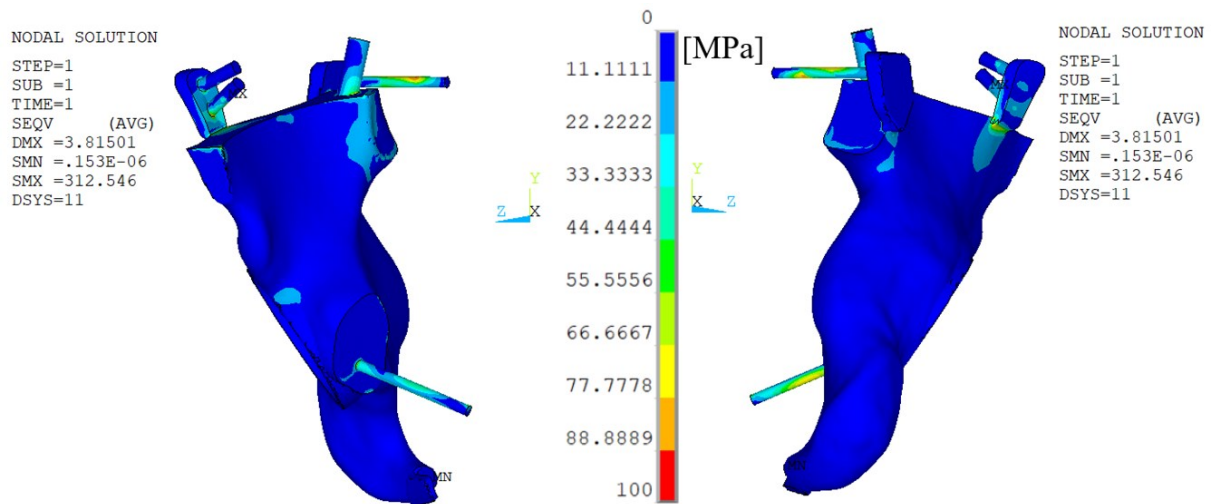


Figura 86: tensioni di Von Mises sull'elemento protesico del caso clinico 6 relative all'istante di picco delle reazioni articolari dell'emipelvi operata durante la camminata.

Le tensioni di Von Mises agenti sulla protesi sono visibili in figura 86, in particolare si evidenziano picchi di tensione nella vite che attraversa l'articolazione sacro-iliaca (90 MPa circa), che, come spiegato in precedenza, risulta una zona di interesse per la trasmissione del carico dalla pelvi al sacro. Il picco più elevato di stress è situato alla base di una vite inserita in una linguetta dell'ileo (312MPa), una sollecitazione elevata in questa zona può essere conseguenza della scelta di incollare le viti alla protesi come se fossero un unico componente durante la costruzione del modello, inoltre un cambio di geometria così brusco può aver portato alla creazione di una mesh con elementi tetraedrici distorti. Il PEG risulta il componente meno sollecitato (30MPa) come ci si aspettava, essendo solamente un elemento stabilizzante durante l'operazione chirurgica. Si evidenziano delle tensioni nei pressi della base di una linguetta (77MPa), complessivamente il corpo della protesi risulta scarico.

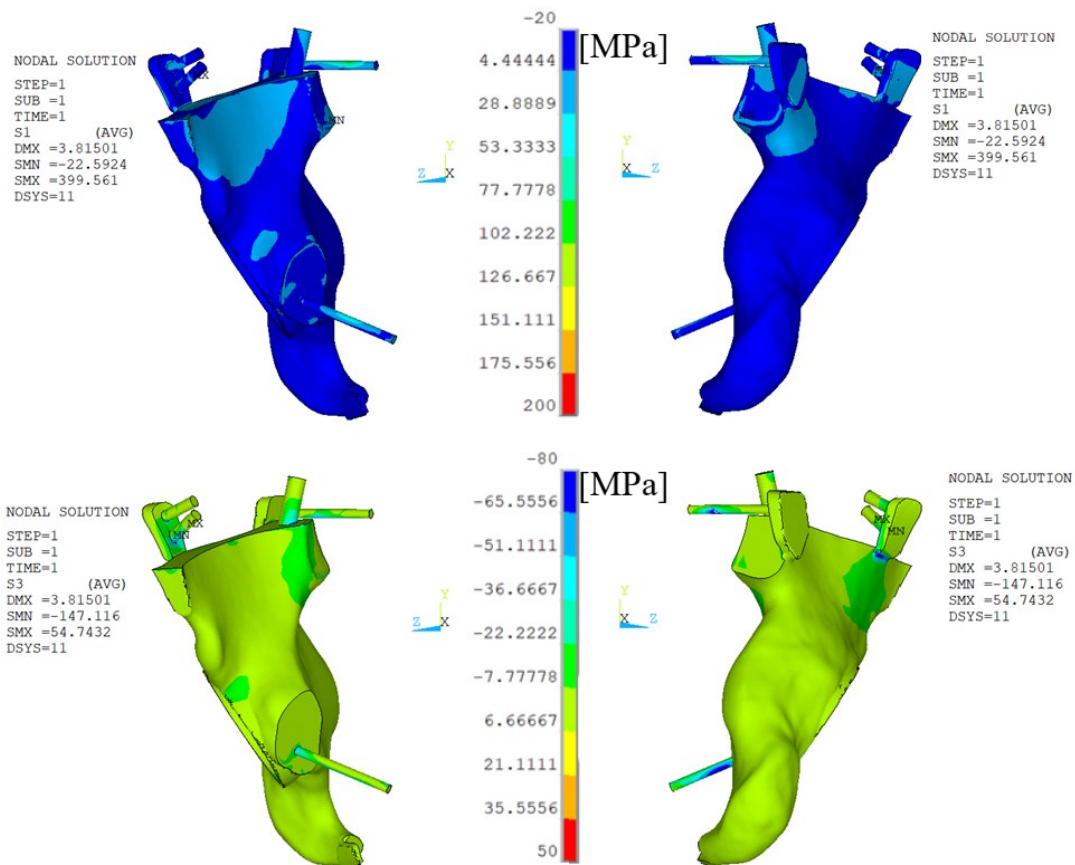


Figura 87: prima e terza tensione principale (s1 ed s3) sull'elemento protesico del caso clinico 6 relative all'istante di picco delle reazioni articolari dell'emipelvi operata durante la camminata.

L'analisi della prima e della terza tensione principale conferma ciò che è stato riscontrato osservando le tensioni di VM per quanto riguarda le zone maggiormente sollecitate. Il picco a trazione è stato osservato sulla vite inferiore inserita nella linguetta iliaca anteriore (399MPa), nella stessa vite è stato rilevato il valore massimo a compressione (-147MPa). Sulla medesima linguetta si evidenzia inoltre un valore moderatamente elevato di tensione a compressione (88MPa).

Alcune deduzioni a seguito dell'analisi delle tensioni del caso clinico 6 sono:

- gli stress ai quali è sottoposto l'impianto metallico non superano il limite a fatica dei 400MPa, solamente in una porzione infinitesima di una vite ci si avvicina a tale valore. È ragionevole considerare un possibile artefatto dovuto alle condizioni di incastro delle viti nella protesi imposte durante la costruzione del modello, di conseguenza tale valore risulta essere poco realistico. Il fallimento dell'impianto per superamento del limite a rottura del materiale non si è dimostrato un rischio probabile;
- le aree che subiscono stress maggiori sono conformi a ciò che si riscontra in letteratura [36]–[40], [43], [47].

5.2. RISULTATI TASK MOTORIO 2: SQUAT

La sezione seguente riporta i risultati del secondo task motorio analizzato, lo squat, relativo ai casi clinici 4 e 6. Come anticipato nel capitolo 4, è stato scelto di analizzare un solo istante di tempo, essendo un task bipodalico, ovvero quello in cui le reazioni articolari erano maggiori.

Purtroppo per quanto riguarda il task motorio dello squat non sono attualmente disponibili risultati di modelli ad elementi finiti del cingolo pelvico con cui poter fare un confronto effettivo.

5.2.1. ANALISI DEL CASO CLINICO 4

Il caso clinico 4 presenta un andamento asimmetrico delle reazioni articolari di destra e di sinistra nel grafico dello squat. È evidente che la maggior parte del carico è spostato verso destra, ovvero l'emipelvi intatta, la reazione all'anca del lato operato risulta infatti inferiore del 64%.

5.2.1.1. ANALISI DEGLI SPOSTAMENTI

L'analisi degli spostamenti durante lo squat è stata effettuata, come spiegato per il task motorio precedente, come controllo del modello, affinché sia coerente con ciò che ci si aspetta dalla realtà. Anche in questo caso i valori degli spostamenti non risultano fisiologici a causa delle condizioni di vincolo imposte.

A differenza dell'istante scelto durante deambulazione questo task comporta reazioni articolari maggiori lungo la componente x, coerentemente con il movimento effettuato dal cingolo pelvico.

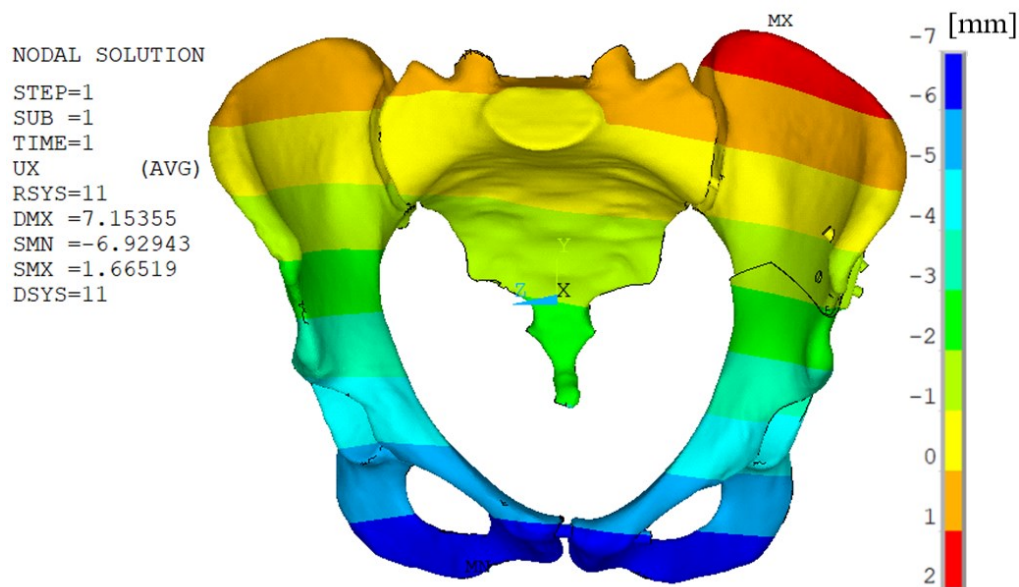


Figura 88: spostamento UX durante lo squat del caso clinico 4.

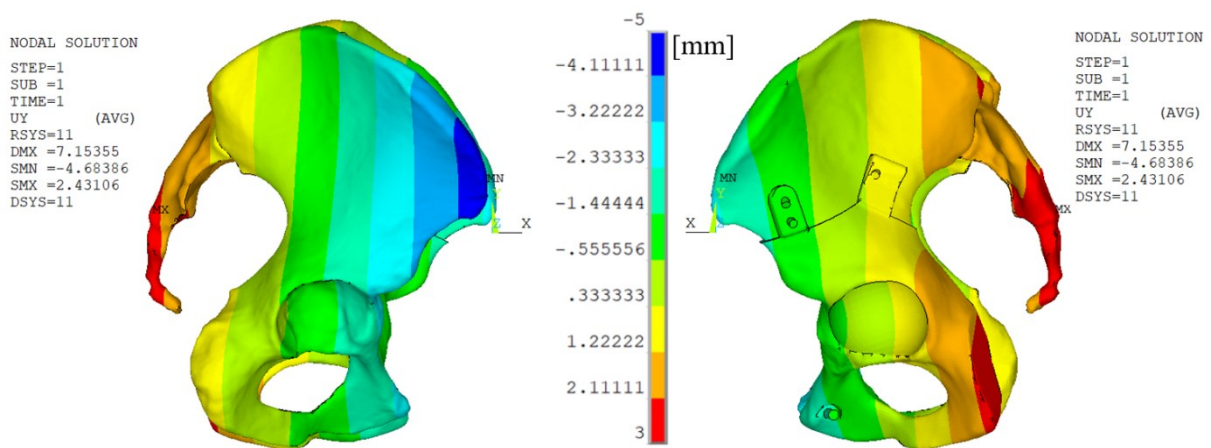


Figura 89: spostamento UY durante lo squat del caso clinico 4; a sinistra l'emipelvi intatta e a destra l'emipelvi operata.

L'andamento dello spostamento UX rappresentato in figura 88 evidenzia uno spostamento negativo della porzione inferiore del cingolo pelvico, positivo della porzione superiore e nullo nella zona soggetta al vincolo. Come avviene durante la camminata, le emipelvi presentano spostamento simmetrico, ma il movimento risulta opposto al task motorio precedente.

L'analisi dello spostamento UY del paziente 4 evidenzia uno spostamento verso il basso delle creste iliache e verso l'alto del sacro, ciò si verifica in entrambi i lati ma con intensità maggiore del lato intatto, coerentemente ad una componente y maggiore delle reazioni articolari.

Dall'analisi degli spostamenti effettuata durante il presente task motorio relativa al caso clinico 4 risulta che:

- il cingolo pelvico compie una rotazione posteriore sul piano y-z, contrariamente a ciò che accade durante l'istante di spinta della camminata e coerentemente a ciò che avviene nella realtà;
- l'asimmetria delle reazioni articolari non influenza in modo significativo gli spostamenti delle componenti pelviche, cosa che invece risulta evidente durante la deambulazione. Ciò può essere dovuto al fatto che, essendo un task bipodalico, il soggetto è in grado di riequilibrare le forze in gioco grazie ad un appoggio più stabile;
- l'elevata similarità delle due emipelvi conferma il buon recupero funzionale del paziente 4.

5.2.1.2. ANALISI DELLE DEFORMAZIONI

È stata effettuata anche per lo squat l'analisi delle deformazioni per individuare eventuali zone critiche dell'osso, così come è stato fatto per la camminata. A differenza del task motorio precedente non è presente in letteratura alcuna informazione per quanto riguarda il range

fisiologico delle deformazioni a cui viene sottoposta la componente ossea del cingolo pelvico durante lo squat. Durante questa analisi verrà confrontato il lato operato con il controlaterale, utilizzato come controllo.

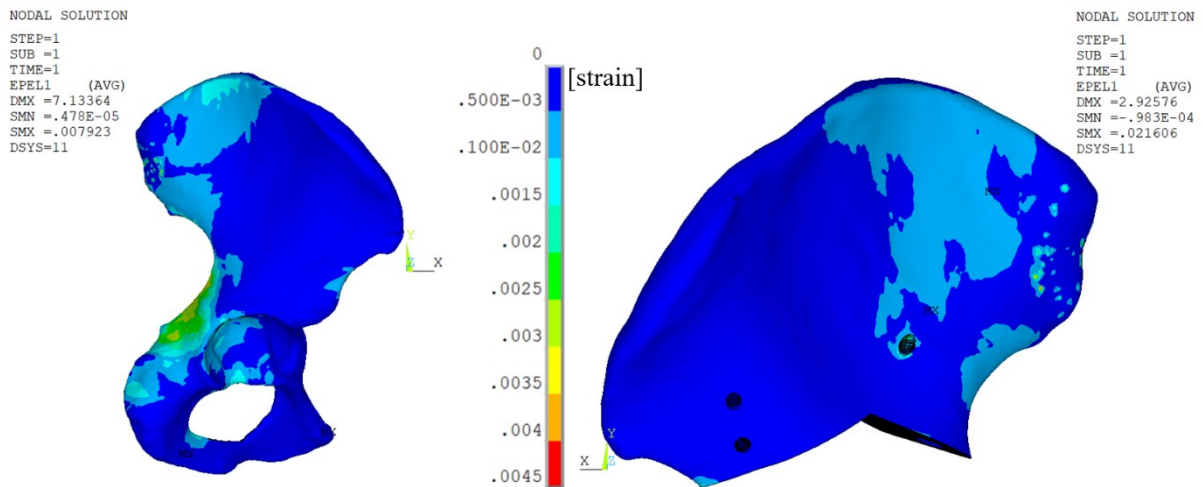


Figura 90: vista laterale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 del caso clinico 4; a sinistra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

L'immagine 90 rappresenta la distribuzione della prima deformazione elastica, ϵ_1 , nelle due emipelvi con vista laterale. La zona soggetta a maggior deformazione risulta il corpo dell'ischio e la parte inferiore della grande incisura ischiatica. Anche la parte posteriore dell'ala pubica e l'acetabolo risentono della deformazione a trazione. Il resto rimanente del lato operato risulta soggetto a deformazioni confrontabili a quelle osservate nel controlaterale.

Come era stato sottolineato nelle analisi degli spostamenti relativi alla camminata, sono presenti alcuni artefatti dovuti alla presenza dei link rigidi creati per la trasmissione del carico dei muscoli che presentano attachment effettivo diverso da quello anatomico, in questo caso il muscolo in questione è il gluteo massimo in entrambe le simulazioni.

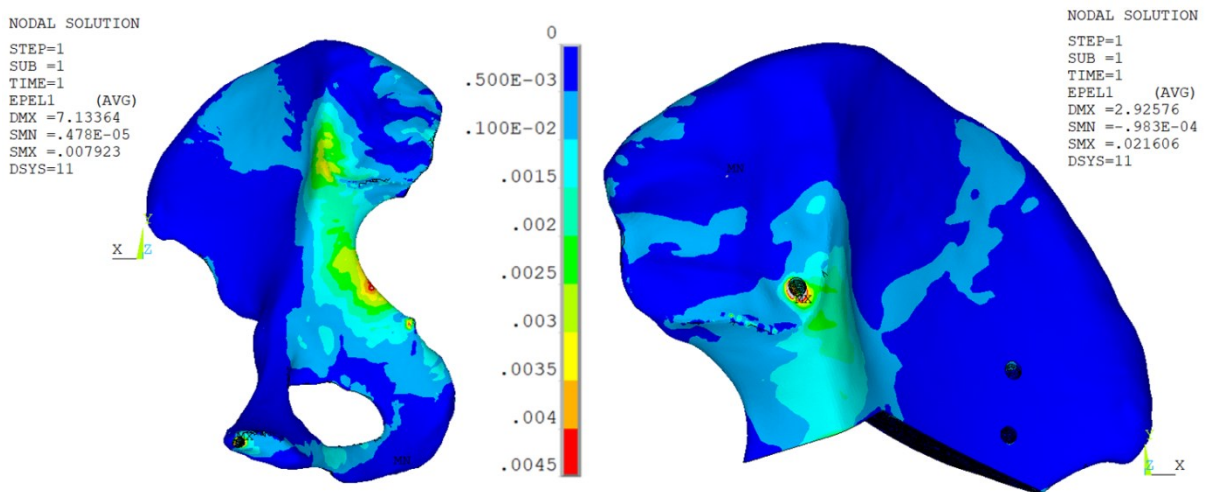


Figura 91: vista mediale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 del caso clinico 4; a sinistra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

La vista mediale, figura 91, evidenzia che la zona con maggior deformazione a trazione risulta essere quella della grande incisura ischiatica, in particolare dalla porzione inferiore della zona dell'articolazione sacro-iliaca, comprendendo parte superiore della linea arcuata, fino all'inizio del ramo ischiatico. Nel controlaterale sono presenti anche deformazioni dovute alla presenza della vite nella sinfisi pubica. La distribuzione di ϵ_1 nel lato operato risulta distribuita in un'area inferiore e con intensità ridotta rispetto al controlaterale nella zona inferiore all'articolazione sacro-iliaca. L'emipelvi operata presenta deformazione massima a trazione in presenza dell'interfaccia con la vite che attraversa la cartilagine unendo osso sacro ed ileo.

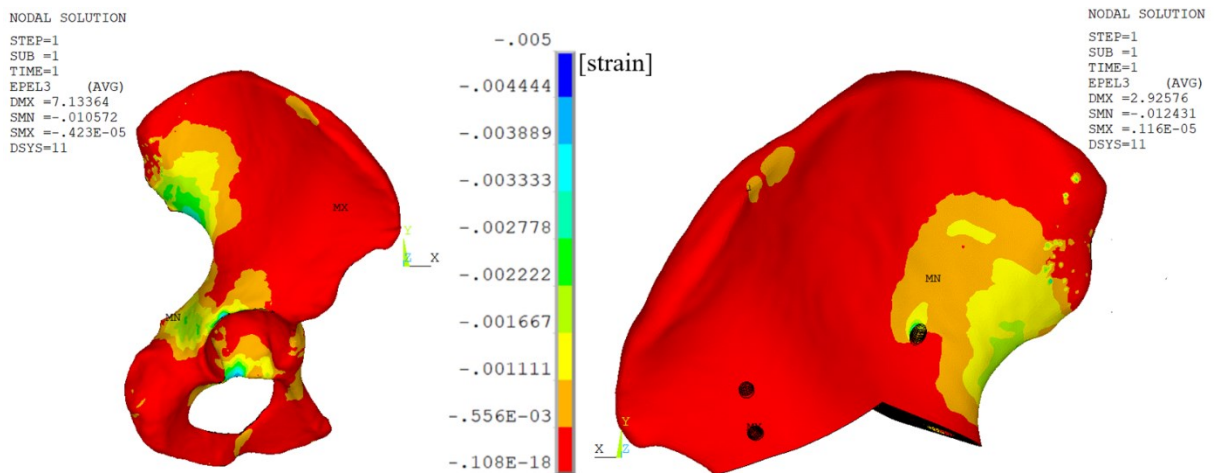


Figura 92: vista laterale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 del caso clinico 4; a sinistra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

La figura 92 riporta la terza deformazione elastica principale, ϵ_3 . Nell'emipelvi intatta, reciprocamente a ciò che accade nel comportamento a trazione, le deformazioni si concentrano nella zona superiore della grande incisura ischiatica, nella zona inferiore dell'acetabolo e nella parte iniziale del corpo dell'ischio. La porzione rimanente dell'ileo dell'emipelvi operata presenta la medesima area sottoposta a deformazione a compressione con valori leggermente inferiori al collaterale.

Sono presenti anche in questo caso artefatti dovuti ai link rigidi del grande gluteo.

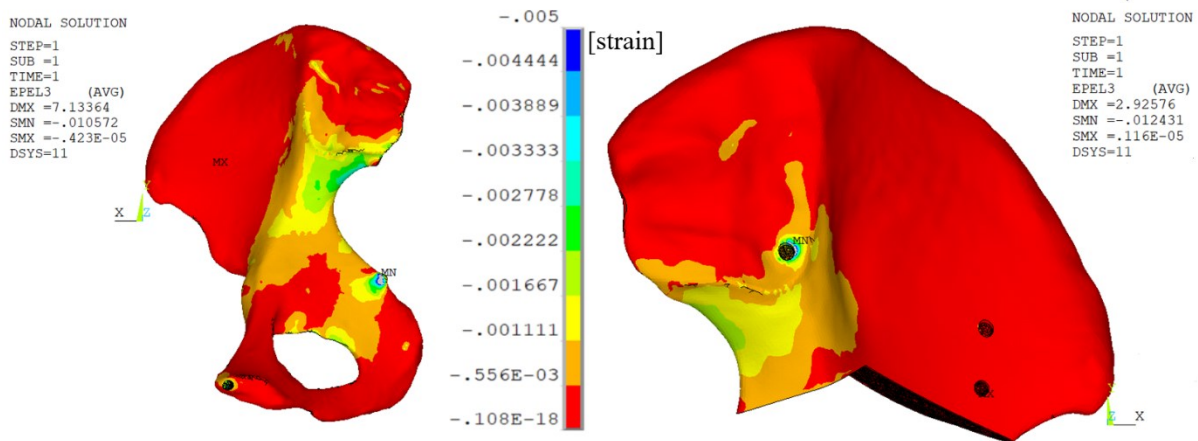


Figura 93: vista mediale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 del caso clinico 4; a destra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

Anche per quanto riguarda ϵ_3 la vista mediale risulta più esplicativa, infatti si notata che le deformazioni si concentrano dalla zona sottostante l'articolazione sacro-iliaca, comprendendo la prima parte della linea arcuata, fino alla spina ischiatica. Il picco di deformazione a trazione è situato sulla spina ischiatica, probabilmente dovuto al contributo fornito dal legamento sacro-spinoso. L'area sottoposta a deformazione a trazione dell'emipelvi operata risulta, analogamente al controlaterale, situata inferiormente all'articolazione sacro-iliaca, ma presenta intensità minore. Si evidenziano picchi di deformazione all'interfaccia con la vite che attraversa la cartilagine tra ileo e sacro.

Dall'analisi delle deformazioni del caso clinico si può concludere che:

- i picchi di deformazione a trazione e a compressione sono all'interno dei valori limite supportabili dall'osso;
- generalmente le deformazioni di concentrato sulla porzione mediale della pelvi, in particolare sotto l'articolazione sacro-iliaca, prima parte della linea arcuata, grande incisura ischiatica e spina ischiatica. Purtroppo, come inizialmente sottolineato, non sono presenti modelli pelvici in letteratura che analizzano le deformazioni pelviche durante lo squat con i quali poter effettuare un confronto;
- l'emipelvi operata presenta valori di deformazione inferiori rispetto al controlaterale, questo potrebbe portare a riassorbimento osseo a lungo termine, questa differenza risulta minore in relazione alla differenza presentata per lo stesso soggetto durante la deambulazione. Il rischio di riassorbimento osseo a lungo termine all'interfaccia con la protesi risulta meno probabile rispetto a quanto evidenziato durante un task motorio quotidiano come la camminata;
- in entrambe le simulazioni la presenza di viti crea zone con picchi di deformazione;

- generalmente le deformazioni risultano più simili al controlaterale e maggiori rispetto a quanto accade durante la deambulazione, questo è dovuto al fatto che il task motorio analizzato è bipodamico, di conseguenza il soggetto è probabilmente più agevolato ad equilibrare il carico, nonostante l'asimmetria delle forze articolari durante lo svolgimento dell'esercizio.

5.2.1.3. ANALISI DELLA DENSITÀ DI ENERGIA DI DEFORMAZIONE ELASTICA

L'analisi della densità di energia di deformazione elastica è stata svolta anche per lo squat per ottenere informazioni più precise riguardo a ciò che avviene nelle zone critiche delle componenti ossee.

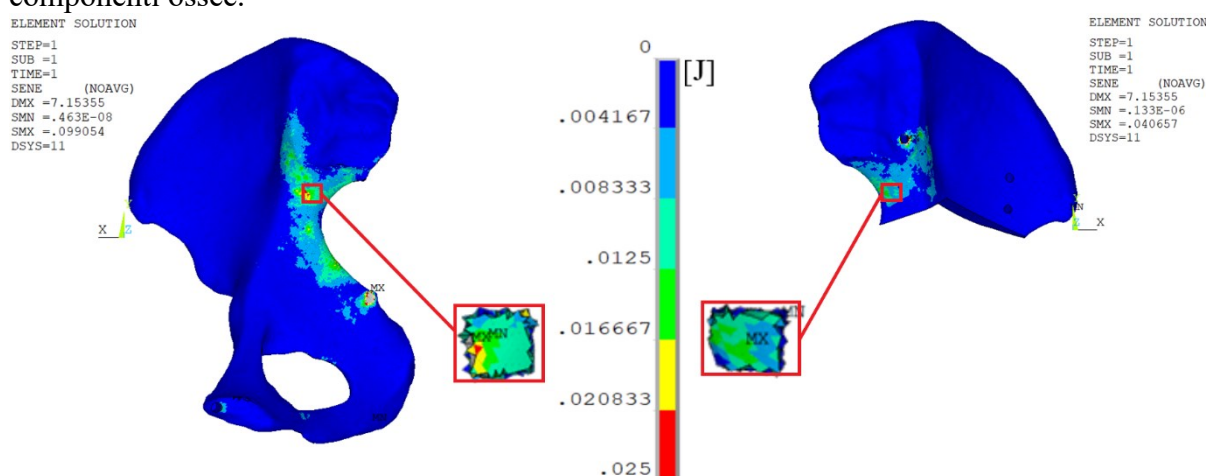


Figura 94: energia di deformazione elastica del caso clinico 4 durante lo squat; a sinistra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato, a destra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del controlaterale.

La figura 94 mostra la distribuzione dell'energia di deformazione elastica, in particolare le zone evidenziate in rosso sono state scegliere per calcolare la densità di energia di deformazione elastica. Dalla tabella 21 è possibile notare che la differenza dei valori di densità di energia di deformazione elastica sia del 43% tra emipelvi operata ed intatta, un valore abbastanza elevato ma al limite per essere considerato a rischio di riassorbimento osseo [61]. Si vuole però ricordare che la situazione di completa osteointegrazione risulta essere ideale, di conseguenza la differenza di densità di energia elastica potrebbe risultare sottostimata.

Tabella 21: valori di densità di deformazione elastica media (SED_media), volume totale considerato (VOLUME_tot) e numero di elementi considerati relativi al caso clinico 4 durante lo squat.

paziente 4	SED_media [J/mm ³]	VOLUME_tot [mm ³]	elementi	operato/intatto [%]
intatto_box	0.01488	941	1642	
operato_box	0.00847	553	1524	-43%

Da questa analisi si evidenzia dunque uno squilibrio tra le due emipelvi, coerentemente come era stato riscontrato durante la camminata, ma questa differenza risulta minore rispetto al task

motorio precedente a conferma del fatto che un task bipodalico permette al paziente di bilanciare più facilmente le forze in gioco, portando benefici in termini di stimolazione del rimodellamento osseo.

5.2.1.4. ANALISI DELLE TENSIONI

Il fallimento della protesi a lungo termine viene indagato tramite l'analisi delle tensioni di tale componente, così come è stato valutato per il task motorio precedente.

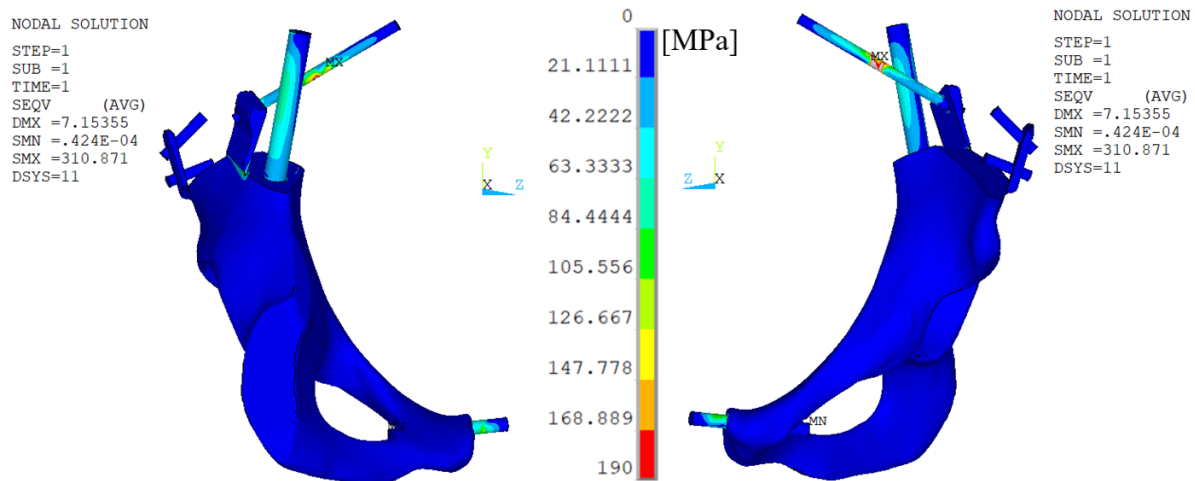


Figura 95: tensioni di Von Mises sull'elemento protesico del caso clinico 4 durante lo squat.

Le tensioni di Von Mises evidenziano un picco di tensione sulla vite che trasmette il carico dall'ileo al sacro (310 MPa), in parte dovuto al passaggio attraverso la cartilagine sacro-iliaca. Tensioni attorno ai 125 MPa si riscontrano anche nella vite situata nella sinfisi pubica, nel PEG e nella linguetta posteriore adesa all'ileo. Per quanto riguarda la vite sulla sinfisi pubica si ricorda, come per l'analisi svolta per la camminata, che il valore potrebbe essere stato sovrastimato a causa dell'incastro della vite con la protesi, considerati come un unico elemento.

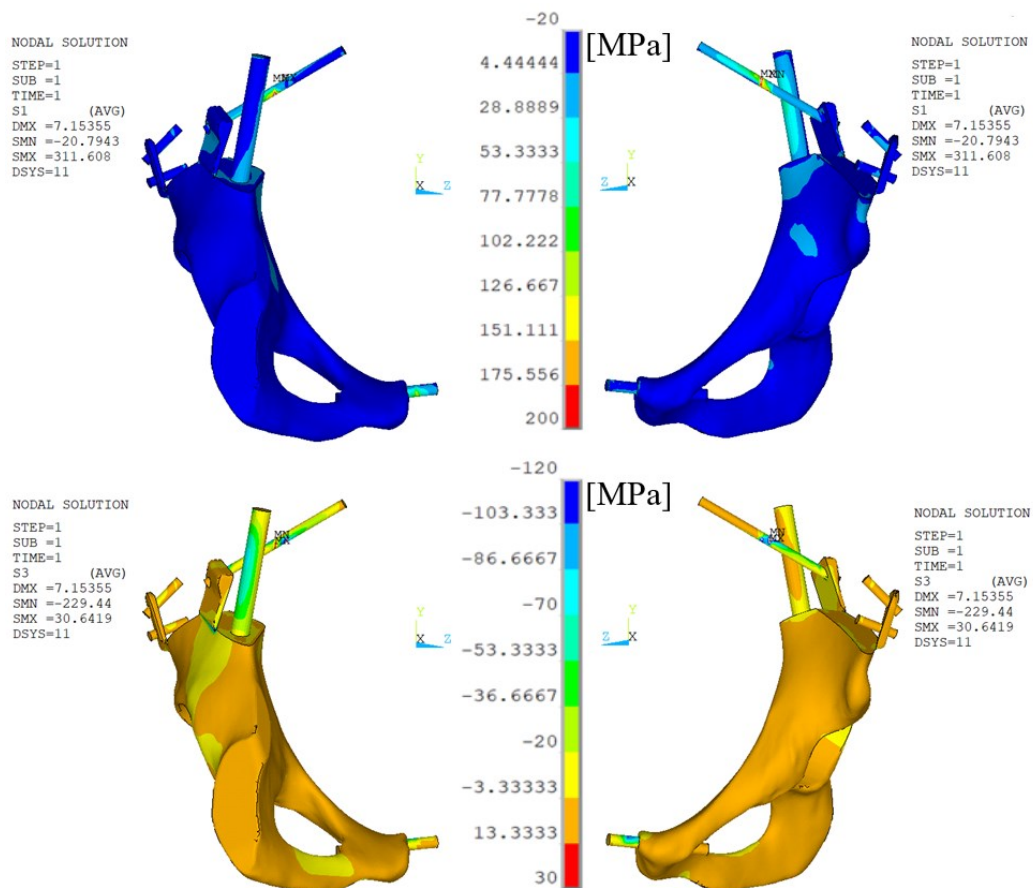


Figura 96: prima e terza tensione principale (s1 ed s3) sull'elemento protesico del caso clinico 4 durante lo squat.

La prima e la terza tensione principale, in figura 96, sono concentrate nelle medesime aree evidenziate dalla tensione di Von Mises, coerentemente con ciò che ci si aspettava. In particolare sulla vite che attraversa la zona sacro-iliaca si riscontrano i picchi di tensione sia a trazione (311MPa) che a compressione (-229MPa).

Dall'analisi delle tensioni del caso clinico 4 si può concludere che:

- i valori riscontrati sono inferiori al limite di 400MPa a fatica del materiale che si riscontra in letteratura, di conseguenza il fallimento dell'impianto a lungo termine non risulta probabile;
- le zone più critiche sono le medesime riscontrate durante l'analisi delle tensioni della camminata: vite che unisce sacro ed ileo, vite che si inserisce nella sinfisi pubica, PEG e linguetta posteriore;
- il PEG viene sollecitato maggiormente rispetto a ciò che avviene durante la deambulazione, il valore rimane comunque al di sotto della soglia di fallimento del materiale.

5.2.2. ANALISI DEL CASO CLINICO 6

Il caso clinico 6 presenta, come per la camminata, un andamento simmetrico tra i due lati delle reazioni articolari, i valori del lato operato risultano leggermente più elevati, ma confrontabili. I dati relativi a tale istante sono esplicitati nel capitolo 4.

5.2.2.1. ANALISI DEGLI SPOSTAMENTI

Analogamente ai casi precedenti, l'analisi degli spostamenti svolta nell'istante di maggior reazione articolare, questa volta riscontrato nel lato operato, viene effettuata per verificare la coerenza del modello con la realtà.

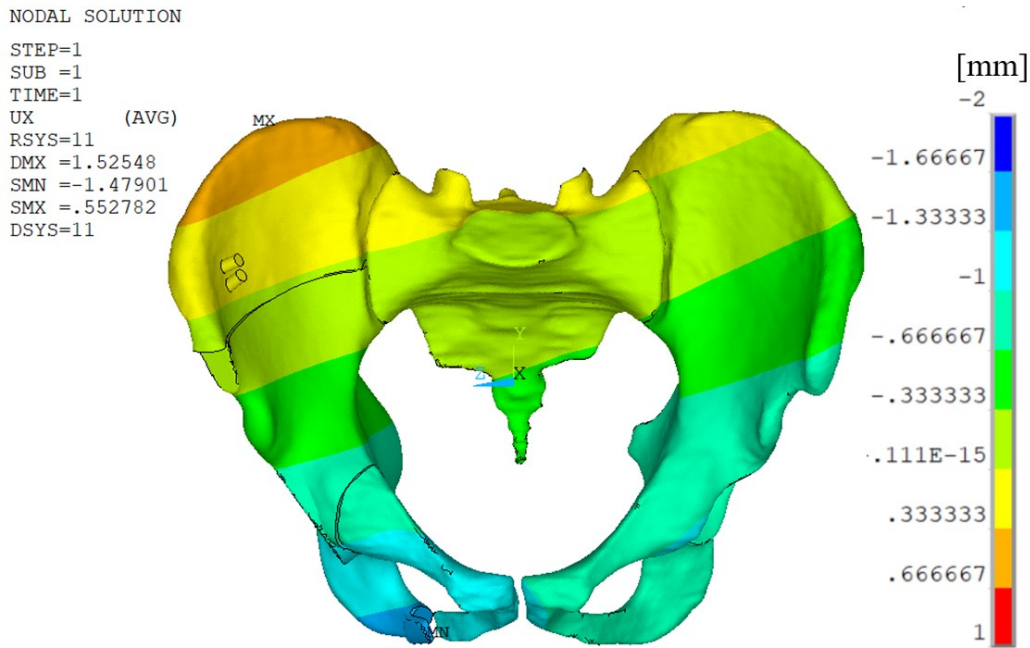


Figura 97: spostamento UX durante lo squat del caso clinico 6.

La componente lungo x delle reazioni articolari risulta il contributo maggiore, come avviene per il caso clinico 4. Lo spostamento UX, in figura 97, evidenzia lo spostamento posteriore di ischio e pube, mentre la zona superiore dell'ileo subisce spostamento anteriore infinitesimo. Anche in questo caso la zona soggetta a vincolo riscontra correttamente spostamento nullo e l'andamento risulta abbastanza simmetrico tra i due lati.

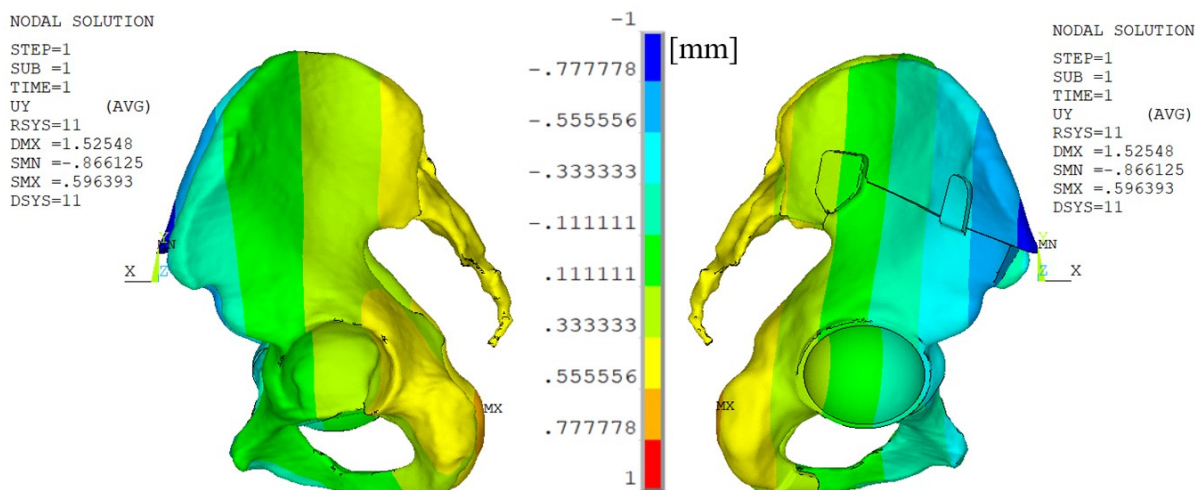


Figura 98: spostamento UY durante lo squat del caso clinico 6; a sinistra l'emipelvi intatta e a destra l'emipelvi operata.

L'andamento di UY, simile tra le due emipelvi anche se leggermente maggiore nell'emipelvi operata coerentemente ad una componente y delle reazioni articolari maggiore, evidenzia uno spostamento negativo della porzione anteriore dell'ileo e positivo del sacro e della parte posteriore dell'ischio.

Ciò che emerge dall'analisi degli spostamenti del caso clinico 6 durante lo squat è:

- lo spostamento del cingolo pelvico opposto a quello della deambulazione, ovvero una rotazione posteriore sul piano y-x, a conferma di ciò che è stato riscontrato nel caso clinico 4;
- il paziente 6 risulta in grado di effettuare fisiologicamente il movimento, ciò è suggerito dalla simmetria della distribuzione degli spostamenti in entrambi i lati.

5.2.2.2. ANALISI DELLE DEFORMAZIONI

Di seguito sono riportati i risultati dell'analisi delle deformazioni effettuata in relazione allo squat del caso clinico 6. Sono state confrontate anche in questo caso l'emipelvi operata e intatta, quest'ultima utilizzata come controllo.

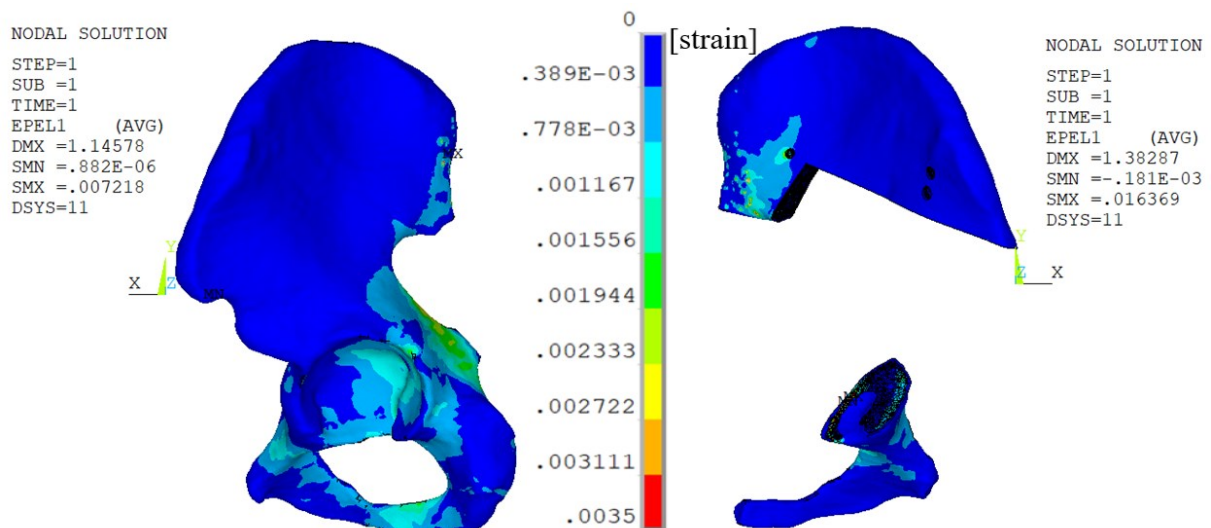


Figura 99: vista laterale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 del caso clinico 6; a destra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

In figura 99, dove è presente la vista laterale di ϵ_1 , sono evidenti concentrazioni di deformazione a trazione nella grande incisura ischiatica, nella zona acetabolare mediale e sul ramo ischiatico. Nella porzione d'osso rimanente del lato operato si notano deformazioni leggermente maggiori rispetto al controlaterale nella porzione laterale-mediale dell'ileo, in parte dovute anche alla presenza di una vite.

Sono inoltre presenti alcuni artefatti dovuti ai link rigidi costruiti per imprimere il contributo muscolare del grande gluteo.

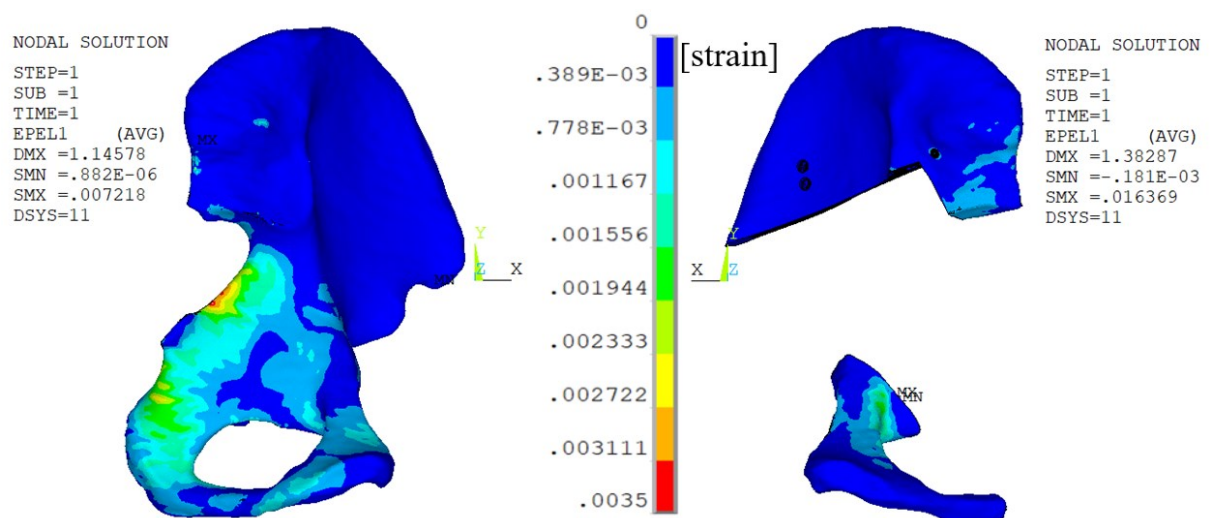


Figura 100: vista mediale della prima deformazione elastica principale ϵ_1 del caso clinico 6; a destra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

La vista mediale evidenzia che le deformazioni a trazione maggiori avvengono dalla zona della grande incisura ischiatica fino all'inizio del corpo dell'ischio, subiscono inoltre deformazione anche i rami pubici. Il lato operato presenta resezione della maggior parte della zona deformata

resecata per questo motivo è possibile confrontare solamente la parte dell'osso restante. Il lato operato evidenzia deformazioni simili e coerenti al controlaterale nella porzione del ramo pubico superiore, deformazioni minime si riscontrano anche nella porzione rimanente dell'area dell'articolazione sacro-iliaca. Il ramo pubico inferiore presenta deformazioni nulle, come ci si aspettava, in quanto quella porzione d'osso risulta scollegata dall'impianto protesico e di conseguenza non risente del carico, come avveniva del caso della camminata.

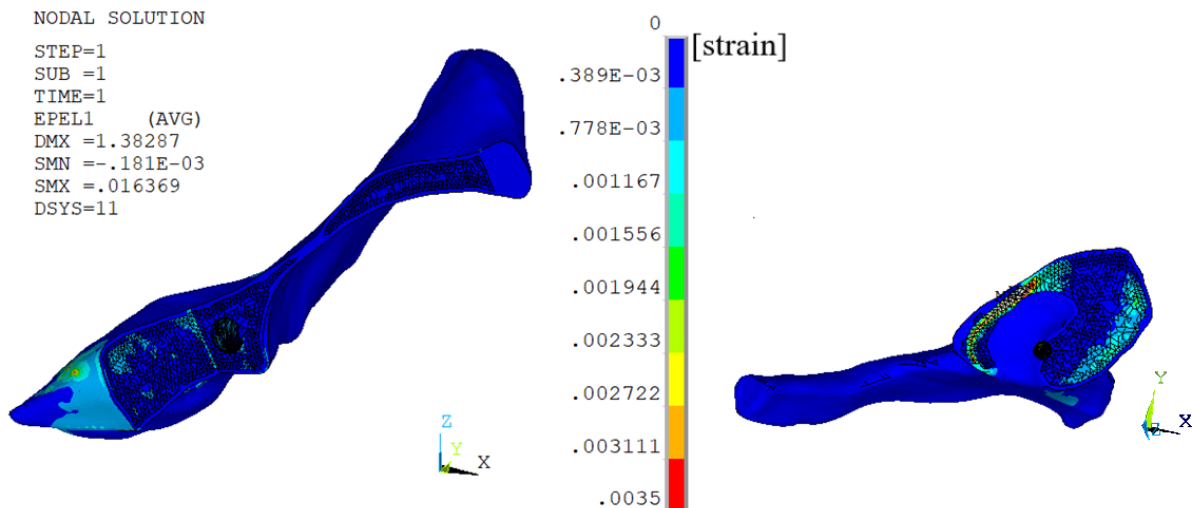


Figura 101: Prima deformazione elastica principale ϵ_1 ; interfaccia della porzione d'osso superiore ed inferiore, rispettivamente a sinistra e destra, dell'emipelvi operata del caso clinico 6 durante lo squat.

Picchi di deformazione a trazione sono stati riscontrati anche nell'interfaccia inferiore con la protesi dell'emipelvi operata, con intensità maggiore rispetto all'interfaccia con la porzione d'osso superiore, come mostrato in figura 101.

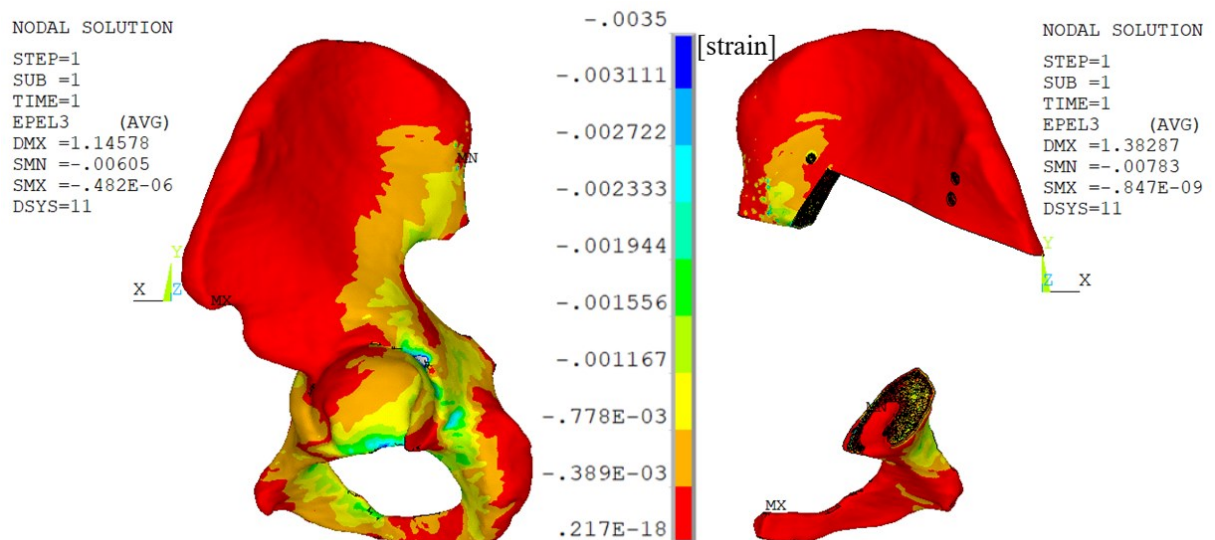


Figura 102: vista laterale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 del caso clinico 6; a destra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

La deformazione ϵ_3 , osservando la vista laterale in figura 102, è ampiamente distribuita in una zona che va dalla grande incisura ischiatica al ramo dell'ischio, per poi riprendere sul ramo

pubico inferiore, comprendendo la superficie dell'acetabolare, reciproca all'area sottoposta a ϵ_1 , per l'emipelvi intatta. Il lato operato presenta deformazioni simili al controlaterale nella porzione d'osso superiore alla grande incisura ischiatica (resecata), deformazioni leggermente superiori sono visibili sul ramo pubico superiore. Coerentemente a ciò che è stato illustrato per ϵ_1 il ramo pubico inferiore risulta scarico.

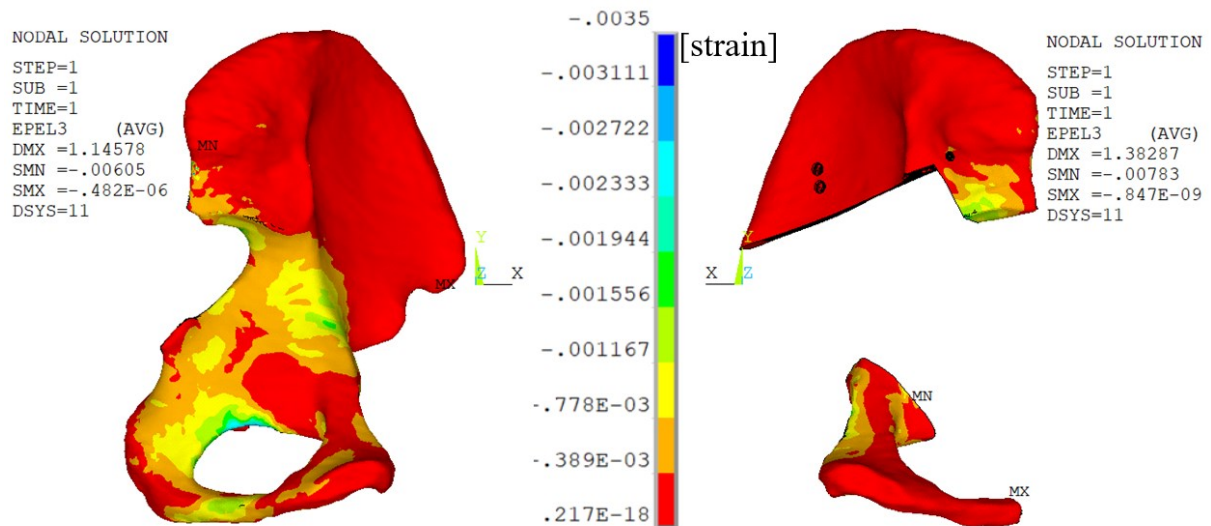


Figura 103: vista mediale della terza deformazione elastica principale ϵ_3 del caso clinico 6; a destra l'emipelvi intatta a destra l'emipelvi operata.

In figura 103 è riportata la vista mediale, dalla quale è possibile notare che le deformazioni maggiori si trovano reciprocamente alle zone osservate per ϵ_1 , in particolare l'area sottostante l'articolazione sacro-iliaca, la prima parte della linea arcuata e l'ischio. Il lato operato presenta valori di deformazione a compressione leggermente maggiori nella zona in cui si inserisce la cartilagine sacro-iliaca e sul ramo pubico superiore. Come spiegato precedentemente il ramo ischiatico dell'emipelvi operata risulta scarico in quanto non ancorato alla protesi.

Analogamente a ciò che accade per la deformazione a trazione anche compressione è evidente una deformazione maggiore all'interfaccia inferiore dell'osso con la protesi rispetto a quella superiore (l'immagine non è stata riportata).

Dall'analisi delle deformazioni effettuata sull'osso del caso clinico 6 durante lo squat si può affermare che:

- i valori di deformazione osservati sono all'interno del limite sopportabile dell'osso ricavato in letteratura, ma maggiori rispetto a quelle riscontrate durante camminata;
- le zone sottoposte a deformazione sono concentrate nella zona mediale della pelvi superiore e sulla pelvi inferiore. Il soggetto 6 presenta maggiori deformazioni sui rami pubici ed ischiatico rispetto a paziente 4, questa differenza presenta anche sul lato

intatto può essere dovuta ad una differente conformazione delle ossa del cingolo pelvico;

- rispetto all'analisi effettuata sulla camminata la differenza dell'intensità delle deformazioni risulta minima, come è stato osservato per il caso clinico precedente, di conseguenza il fenomeno del riassorbimento osseo a lungo termine non risulta probabile come osservato durante la deambulazione. Ciò come spiegato per il paziente 4 può essere spiegato dal fatto che un task bipodalico favorisce una miglior distribuzione del carico nella struttura, inoltre il paziente 6 presentava carico articolare simmetrico.

5.2.2.3. ANALISI DELLA DENSITÀ DI ENERGIA DI DEFORMAZIONE ELASTICA

Uno studio più approfondito di ciò che accade nelle zone critiche dell'osso è stato effettuato anche per il caso clinico 6.

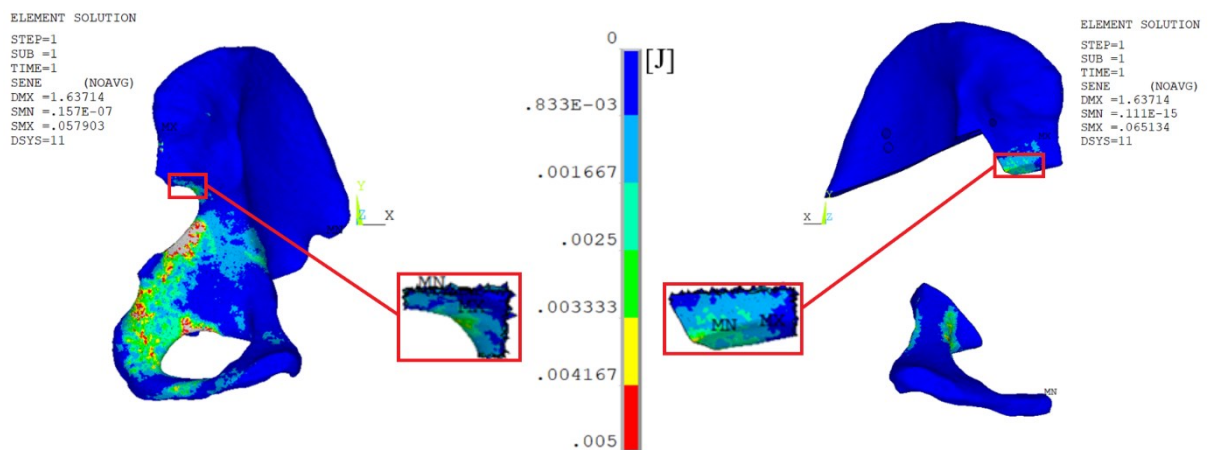


Figura 104: energia di deformazione elastica del caso clinico 6 durante lo squat; a sinistra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del lato operato, a destra relativa all'istante di picco delle reazioni articolari del controlaterale.

A causa del tipo di resezione presentata dal caso clinico 6 l'area di che presenta energia di deformazione maggiore non coincide per emipelvi intatta ed operata durante il task motorio analizzato, per questo motivo utilizzare la zona con valori maggiori più prossima al taglio risulta essere un compromesso accettabile. L'analisi della densità di deformazione di energia elastica svolta per lo squat conferma che la differenza di valori tra emipelvi operata e controlaterale è dell'11%, in particolare il lato operato risulta avere maggiore densità di energia di deformazione elastica.

Tabella 22: valori di densità di deformazione elastica media (SED_media), volume totale considerato ($VOLU_tot$) e numero di elementi considerati relativi al caso clinico 6 durante lo squat.

paziente 6	SED_media [J/mm ³]	$VOLU_tot$ [mm ³]	elementi	operato/intatto [%]
intatto_box	0.00585	1503	4292	
operato_box	0.00649	1379	4526	11%

Una differenza così bassa di densità di energia deformazione elastica porta ad affermare, come nel caso della camminata, che il caso clinico 6 non presenta rischio evidente di riassorbimento osseo. I risultati ottenuti risultano coerenti con l'analisi delle deformazioni svolta in precedenza.

5.2.2.4. ANALISI DELLE TENSIONI

Di seguito i risultati dell'analisi delle tensioni effettuata sul caso clinico 6 per individuare eventuali criticità nell'impianto protesico.

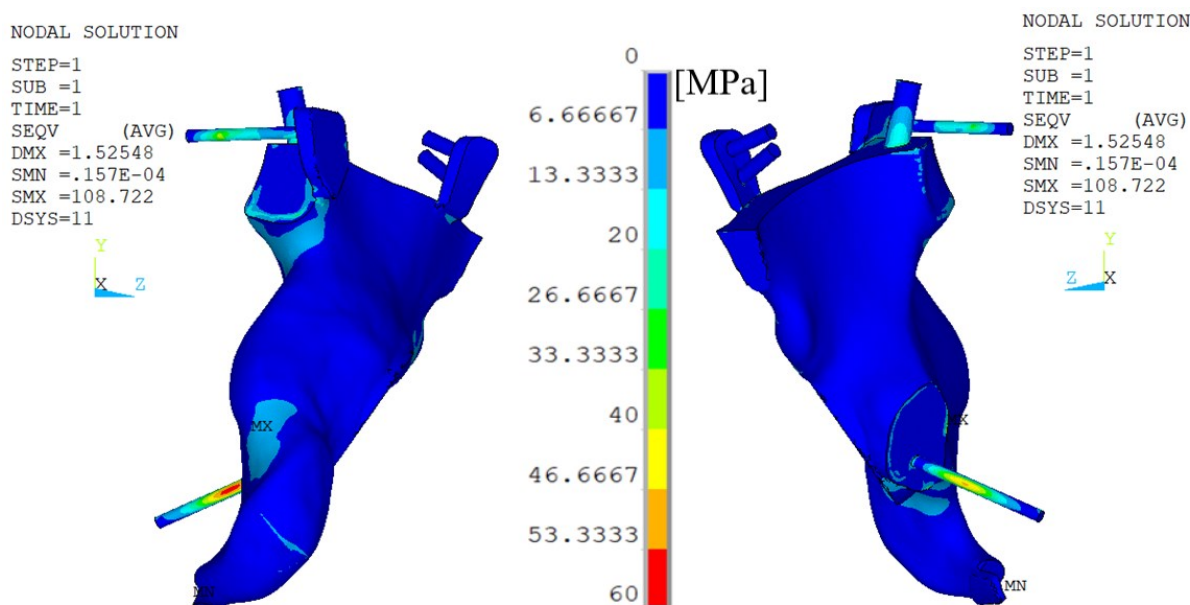


Figura 105: tensioni di Von Mises sull'elemento protesico del caso clinico 6 durante lo squat.

Dall'immagine 105 si nota che le aree sottoposte a maggiori tensioni di Von Mises sono la vite che attraversa la cartilagine sacro-iliaca (40 MPa), il PEG (20 MPa) e la vite che si inserisce nell'osso pubico dell'emipelvi operata (60 MPa). A differenza di ciò che accade durante la deambulazione il picco di tensione di VM è situato alla base della vite situata nella linguetta sacro-iliaca posteriore (108 MPa).

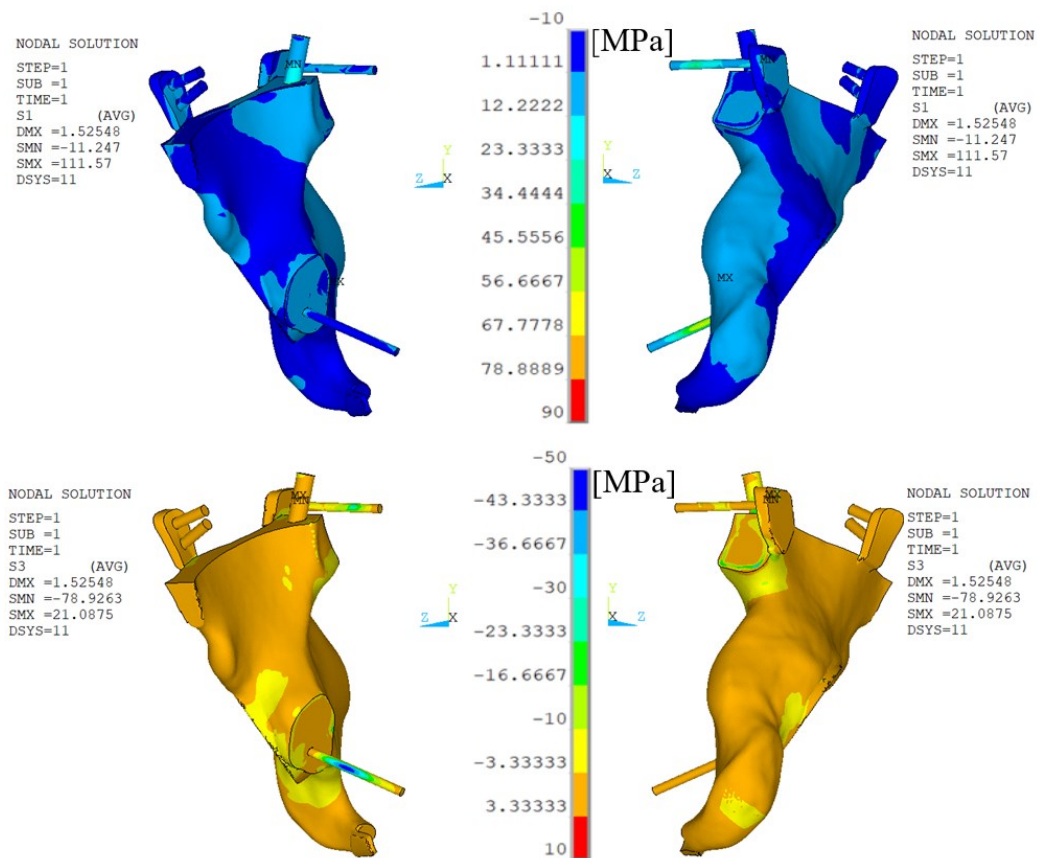


Figura 106: prima e terza tensione principale (s1 ed s3) sull'elemento protesico del caso clinico 6 durante lo squat.

Le tensioni principali S1 ed S3, in figura 106, mostrano zone reciproche di tensione, coerenti a ciò che è stato riscontrato con le tensioni di Von Mises. I picchi di tensione a trazione (111 MPa) e a compressione (-78 MPa) situati alla base della linguetta adesa alla parte posteriore dell'ileo sono probabilmente dovuti alla condizione di incastro della vite nella protesi non del tutto realistica, questo porta ad una sovrastima della tensione in quella zona.

Dall'analisi delle tensioni dello squat effettuato dal paziente 6 si afferma che:

- i picchi di tensioni sono inferiori a 400 MPa confermando che la protesi non sembra andare incontro a rottura a lungo termine;
- le zone soggette a tensione sono coerenti a ciò che ci si aspettava, ovvero zone di collegamento con l'osso come le viti e le linguette;
- la protesi del soggetto 6 risulta meno sollecitata durante lo squat rispetto a ciò che accade durante la deambulazione;
- le diversità riscontrate rispetto al caso clinico precedente sono dovute ad una protesi che, essendo paziente specifica, risulta geometricamente diversa, nel complesso però gli elementi maggiormente sollecitati sono coerentemente le viti, in particolare quelle nella zona pubica e dell'articolazione sacro-iliaca.

6. CONCLUSIONI

Il salvataggio dell'arto inferiore a seguito di resezione pelvica oncologica risulta ad oggi un'alternativa sempre più presa in considerazione dai chirurghi ortopedici, nonostante la complessità geometrica di questo sito anatomico. L'avanzamento tecnologico ha permesso studi più approfonditi e mirati alla ricostruzione del cingolo pelvico per poter migliorare la qualità della vita dei pazienti. Ad innesti biologici talvolta sono preferibili protesi metalliche con rischi inferiori di rigetto ed infezioni, negli anni sono stati sviluppati moltissimi impianti modulari e standardizzati di vario tipo grazie alla stampa 3D. Recentemente l'attenzione nel campo della ricostruzione protesica si sta focalizzando sulla produzione di ausili custom made resa possibile grazie alla tecnologia dell'additive manufacturing, che permette di realizzare impianti con geometrie molto complesse che combaciano anatomicamente con quelle del paziente e con strutture porose che mirano ad aumentare la possibilità di osteointegrazione all'interfaccia osso-protesi. La costruzione di protesi custom made è ad oggi in forte sviluppo grazie ai suoi notevoli vantaggi per i pazienti, come una distribuzione più fisiologica del carico sul lato operato ed un miglior recupero funzionale.

L'ottimizzazione e lo studio degli impianti protesici vengono effettuati mediante l'analisi biomeccanica di modelli costruiti con il metodo ad elementi finiti. I modelli FE permettono di ricavare informazioni dettagliate su ciò che avviene nelle componenti ossee e protesiche in diverse situazioni, come possono essere una posizione anatomicamente neutra o lo svolgimento di tasks motori quotidiani come la camminata. Il FEM ad oggi viene preferito a studi sperimentali in quanto permettono una maggiore ripetibilità non dipendendo dalla disponibilità e dallo stato dei tessuti come avviene per i modelli cadaverici, oltre a permettere simulazioni imponendo condizioni diversificate. I risultati dei test sperimentali in vitro sono significativi ed indispensabili per quanto riguarda la validazione dei modelli in silico. L'analisi biomeccanica tramite modelli FE risulta essere uno strumento indispensabile in grado di individuare zone a rischio di frattura causate da sollecitazioni estremamente elevate o dal fenomeno del riassorbimento osseo.

Data la complessità del sito anatomico i modelli FE pelvici presenti in letteratura sono limitati e con caratteristiche estremamente variabili. La maggior parte lavori riguardanti lo studio della biomeccanica di bacini intatti non presentava modelli completi che comprendessero entrambe le pelvi, il sacro, le cartilagini ed i legamenti, solamente alcuni come Zheng et al.[48], Volinki et al.[44], Dubé-Cyr et al.[51], presentavano le medesime componenti utilizzate in questo

studio, alcuni lavori, Salo et al.[27], [31], [46], Leung et al.[28], Ramezani et al. [29], Kurosawa et al. [55], in aggiunta presentavano i femori. I risultati dell'analisi vengono inoltre condizionati dalle caratteristiche assegnate ai materiali, rilevante risulta quindi la distinzione tra le proprietà dell'osso trabecolare e corticale, inoltre risultano più realistici i lavori che presentano proprietà non omogenee dell'osso trabecolare e ricavate dall'intensità delle immagini TC, dei progetti in letteratura che presentavano tutte le componenti queste caratteristiche non è stata riscontrata solamente in un caso [51]. Inoltre, l'estrema variabilità riscontrata in letteratura per quanto riguarda le condizioni di carico e di vincolo, ampiamente discussa nel capitolo 4, influenza sicuramente in primo luogo i risultati di spostamento dei modelli, spesso per questo motivo non fisiologici, ed in parte la distribuzione delle deformazioni e degli spostamenti. Il confronto preciso dei risultati ottenuti durante questo lavoro con la letteratura risulta dunque complesso a causa della mutevolezza delle caratteristiche dei modelli pelvici, il progetto che più si avvicina al modello pelvico qui presentato è quello di Volinski et al.[44], l'unica differenza è che, oltre ad essere un bacino privo di protesi, utilizza un carico fisiologico con dati provenienti da gait analysis della deambulazione di un paziente diverso da quello da cui sono state estratte le geometrie, risultando quindi non del tutto paziente-specifico.

In letteratura sono presenti anche modelli ad elementi finiti di ricostruzioni pelviche, in questo caso i lavori a disposizione sono davvero limitati e con protesi molto diverse tra loro, nella maggior parte dei casi si tratta di impianti modulari che sostituiscono l'intera emipelvi, solamente Iqbal et al. [39] trattano il modello pelvico di un paziente con protesi custom made. Inoltre, in nessun caso è stato utilizzato un carico fisiologico proveniente da dati di gait analysis per modelli pelvici di pazienti protesizzati.

La maggior parte della letteratura si concentra sulla validazione di modelli pelvici, da questi articoli sono stati presi i punti chiave della costruzione del modello presentato in questo lavoro:

- proprietà materiali delle componenti ossee e dell'impianto protesico;
- tipo e dimensione della mesh;
- assegnazione delle proprietà dell'osso corticale;
- modellazione dei legamenti;
- interazione tra osso e protesi;
- parte delle condizioni al contorno.

In questo lavoro di tesi sono stati presi in considerazione due casi clinici di pazienti che presentavano protesi custom made impiantata a seguito di resezione oncologica di tipo II+III.

Sono state modellate le rispettive pelvi con il metodo degli elementi finiti, alcuni aspetti innovativi del workflow presentato nel capitolo 4 sono:

- l'utilizzo di TC pre-operatorie per estrarre le geometrie del paziente mediante segmentazione semi-automatica. Questa scelta è stata effettuata per ovviare al problema della presenza dell'artefatto metallico presente nelle condizioni post-operatorie. Effettuando la segmentazione delle componenti ossee in condizioni pre-operatorie è possibile estrarre in modo più preciso le geometrie, ma soprattutto ottenere valori di modulo elastico dell'osso trabecolare, tramite il software Bonemat, più corretti e non influenzati da sfumature della scala di grigio alterate dalla presenza della protesi;
- l'utilizzo di dati provenienti dal modello muscoloscheletrico ricavato da gait analysis dello stesso soggetto utilizzato per la costruzione del modello ad elementi finiti. Ciò ha permesso la costruzione di un modello altamente paziente-specifico di soggetti protesizzati aventi come condizioni al contorno carichi fisiologici;
- la distinzione tra muscoli che presentano attachment anatomico coincidente con quello effettivo e quelli che differiscono, ovvero iliaco, gluteo magno e piriforme. L'utilizzo di link rigidi per applicare la forza alla superficie dei muscoli che presentano attachment anatomico diverso da quello effettivo, ovvero per ricreare il contributo di quei muscoli che creano un momento sull'osso, non è stato riscontrato in letteratura;
- simulazione di un task motorio non precedentemente analizzato sul cingolo pelvico: lo squat.

I modelli dei due casi clinici presentano alcune semplificazioni, in alcuni casi effettuate per ridurre l'onere computazionale dell'analisi, che risulta essere un aspetto non trascurabile nel caso di progetti che propongono risultati su una coorte di pazienti. Le semplificazioni e le limitazioni dei modelli sono state:

- semplificazione della geometria del sacro, in quanto le deformazioni su tale componente ossea non era di interesse per lo scopo del progetto;
- imposizione della condizione di contatto tramite la continuità della mesh, ipotizzando una condizione di osteointegrazione non sempre realistica e fisiologica, come ad esempio tra le componenti ossee e cartilaginee, il comportamento alle interfacce con la cartilagine non era di interesse;
- semplificazione delle proprietà materiali delle componenti cartilaginee;
- semplificazione dell'interazione tra le viti, il PEG e la protesi, considerati come un unico componente metallico.

I modelli costruiti sono stati sottoposti ad analisi per quanto riguarda spostamenti, deformazioni e tensioni in determinati istanti di tempo, i picchi di reazione all'anca relativi alla fase conclusiva del passo per la camminata e il picco massimo di reazione all'anca durante lo squat. Grazie a queste simulazioni è stato possibile ottenere informazioni relative ad eventuali zone critiche che presentavano alterazioni biomeccaniche a causa della presenza dell'impianto protesico.

Il primo task analizzato in questo progetto di tesi è la camminata, ovvero un'azione quotidiana monopodalica.

Gli spostamenti analizzati per entrambi i casi clinici riportano uno spostamento di rotazione anteriore nel piano frontale, che avviene simultaneamente nelle due emipelvi, così come si riscontra nella realtà. Nel complesso gli spostamenti complessivi presentano simmetria tra lato operato e controlaterale, il che indicherebbe un buon recupero funzionale del soggetto che risulta appunto in grado di effettuare una cinematica normale. Si ricorda che le condizioni di vincolo non fisiologiche non permettono risultati quantitativamente significativi in relazione allo spostamento.

I risultati più interessanti sono stati riscontrati durante l'analisi delle deformazioni. Generalmente le aree più critiche riscontrate sono la grande incisura ischiatica, la linea arcuata, la spina ischiatica, i rami pubici, la zona acetabolare e le zone circostanti alle viti, coerentemente a ciò che si riscontra in letteratura. Inoltre i valori di deformazione risulta all'interno del range fisiologico della camminata. È risultato evidente uno squilibrio per il caso clinico 4 tra lato intatto ed operato, confermato anche dal calcolo effettuato sulla densità di energia di deformazione elastica che presentava valori dell'operato inferiori di più del 70% rispetto al controlaterale. Questo risultato sottolinea il rischio di riassorbimento osseo nella zona della grande incisura ischiatica, ovvero dove è situata l'interfaccia osso-protesi nell'emipelvi operata. Le cause associate a questa rischiosa differenza in termini di deformazione potevano essere due: un effetto di schermatura delle tensioni, dovuto all'elevata differenza di rigidità tra protesi ed osso, oppure la significativa diminuzione del carico applicato dal soggetto sul lato operato. Un'ulteriore analisi è stata svolta dimezzando la rigidità della protesi per valutarne l'effetto sulla porzione d'osso rimanente e nessun cambiamento significativo è stato osservato. Questi risultati permettono di affermare che l'impianto protesico risulta essere ben progettato e che la causa principale del possibile riassorbimento osseo è da attribuirsi ad un carico ridotto dell'arto operato, riscontrabile da forze di reazione articolari inferiori in modulo del 46%

rispetto al controlaterale. A conferma di ciò i risultati del caso clinico 6, il quale presentava simmetria dei carichi articolari nei due lati, riportano deformazioni comparabili, supportate da una differenza minima del 10% dei valori di densità di energia di deformazione media, che portano alla conclusione di un minor rischio di riassorbimento osseo e una maggiore stabilità della protesi per questo soggetto. Nel complesso i due casi clinici presentano alcune differenze in termini di distribuzione delle deformazioni dovute ad una variazione di conformazione del bacino e ad impianti protesici, che essendo custom made, risultano geometricamente diversi. Per il caso clinico 4 è stata svolta anche una simulazione che presentava il caso della vite pubica mobilizzata, i risultati hanno riportato valori di deformazione generalmente maggiori, al limite del range fisiologico riscontrato in letteratura per la deambulazione, ma la differenza di valori tra lato intatto ed operato rimaneva costante, confermata dalla densità di energia di deformazione elastica media calcolata nella porzione superiore della grande incisura ischiatica. Osservando i risultati delle precedenti analisi bisogna tenere a mente che è stata simulata una condizione di completa osteointegrazione che difficilmente si riscontra nella realtà, di conseguenza i valori di deformazione del lato operato risultano sovrastimati.

L'analisi delle tensioni svolta sull'impianto protesico, relativa all'istante di tempo in cui la reazione articolare del lato operato era massima, ha riscontrato valori inferiori al limite a fatica della lega metallica per entrambi i pazienti, il corpo della protesi risulta infatti sottoposto a stress inferiori ai 50 MPa, escludendo il rischio di frattura dell'impianto. Le concentrazioni di tensione vengono riscontrate principalmente sulle viti situate nella zona pubica e dell'articolazione sacro-iliaca, essendo zone in cui avvengono i principali passaggi di carico, e alla base delle linguette, coerentemente a ciò che si riscontra in letteratura.

Tensioni elevate sono state invece riscontrate nella vite che attraversa l'articolazione sacro-iliaca nel caso clinico 4 in cui è stata testata la condizione di vite mobilizzata. Il valore di picco a compressione supera infatti i 400 MPa, questo risultato può essere in parte spiegato dal fatto che in quella zona la vite attraversa la cartilagine sacro-iliaca a cui sono state assegnate proprietà materiali non del tutto fisiologiche e per questo motivo il valore potrebbe risultare sovrastimato. Nonostante quest'ultima considerazione la presenza di una vite mobilizzata in zona pubica porta ad una sollecitazione maggiore della zona superiore dell'impianto protesico e questo aspetto non va sottovalutato.

Nel complesso l'analisi delle tensioni riporta che le protesi sono ben progettate e sono in grado di sopportare il carico imposto nei due casi clinici in esame.

Il secondo task motorio scelto per questo progetto di tesi è lo squat in quanto bipodalico e di difficoltà maggiore rispetto alla camminata. Purtroppo in letteratura non è stato trovato nessun riferimento di analisi agli elementi finiti di modelli pelvici durante lo squat.

L'analisi degli spostamenti evidenzia per entrambi i casi clinici uno spostamento opposto rispetto a ciò che avviene durante la deambulazione, coerentemente con il movimento reale. Da subito risulta evidente che l'asimmetria delle forze articolari riscontrata nel caso clinico 4 non influenza in modo significativo lo spostamento delle ossa pelviche, cosa che invece accadeva durante la camminata. Ciò può essere spiegato dal fatto che, essendo il task bipodalico, la struttura permette al soggetto di riequilibrare più facilmente le forze in gioco e probabilmente acquista sicurezza grazie ad un appoggio più stabile.

Le deformazioni osservate durante lo squat, all'interno del limite di sopportazione dell'osso, si concentrano nella zona mediale delle pelvi, in particolare nella grande incisura ischiatica, nella linea arcuata, nella spina ischiatica, nei rami pubici ed ischiatici, con alcune variazioni tra i due casi clinici, dovute a differenze geometriche del bacino e della protesi. L'appoggio bipodalico conferisce un maggior equilibrio delle forze in gioco e questo è dimostrato dal fatto che la differenza di densità di energia di deformazione elastica tra intatto ed operato risulta del 43%, notevolmente inferiore rispetto alla differenza osservata durante la deambulazione, per il caso clinico 4, che anche durante lo squat presentava grande asimmetria tra i carichi articolari dei due lati. Il caso clinico 6 presentava anche in questo secondo task motorio simmetria nelle reazioni articolari e di conseguenza anche nelle deformazioni analizzate, confermando ancora una volta l'importanza delle forze di reazione all'anca e la buona funzionalità della protesi. Nel complesso le deformazioni risultano maggiori rispetto a quelle calcolate durante la deambulazione e le differenze riscontrate tra intatto ed operato minori con conseguente rischio minore di riassorbimento osseo, bisogna però ricordare che questo task motorio viene effettuato più raramente rispetto alla camminata.

Anche per lo squat le concentrazioni delle tensioni sono state riscontrate principalmente nelle viti dell'articolazione sacro-iliaca e pubica e nella base delle linguette della protesi con valori sopportabili dalla lega metallica. Rispetto alla deambulazione il PEG risulta leggermente più sollecitato nello squat, ma i valori risultano essere molto al di sotto del limite. Non vengono riscontrate zone a rischio di rottura dell'impianto protesico.

In conclusione, i modelli costruiti paziente specifici del caso clinico 4 e 6 hanno permesso di dimostrare la corretta funzionalità dell'impianto protesico, sottolineando l'importanza di

carichi simmetrici imposti dal paziente stesso. È stato dimostrato che un disequilibrio delle forze articolari potrebbe risultare dannoso per la stabilità della protesi, infatti carichi non adeguati sul lato operato potrebbero causare un rischio elevato di riassorbimento osseo all'interfaccia tra osso e impianto nell'emipelvi operata.

Alla luce dei risultati riportati si conclude che la riabilitazione del paziente a seguito dell'intervento di inserimento protesico, mirato a rafforzare il lato operato, risulta fondamentale per ridurre, almeno in parte, il rischio di riassorbimento osseo, permettendo così al paziente di imporre carichi adeguati affinché vi sia uno stimolo sufficiente per far avvenire il fenomeno del rimodellamento osseo.

Alcuni aspetti futuri potrebbero riguardare una modellazione più precisa dell'interazione tra viti e protesi come ad esempio la modellazione del processo di pre-compressione delle viti, qui considerate come unico componente, o l'utilizzo del modello iperplastico Mooney–Rivlin per le cartilagini, simulando così un comportamento più fisiologico come riscontrato in letteratura. Inoltre, un confronto completo con i modelli dei casi clinici dell'intera coorte e dei task motori rimanenti (sedia, salita e discesa, anche se disponibili solamente per alcuni soggetti) potrebbe condurre ad informazioni più complete sulla biomeccanica del cingolo pelvico e sulla stabilità dell'impianto protesico.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G. Valente *et al.*, «Long-term functional recovery in patients with custom-made 3D-printed anatomical pelvic prostheses following bone tumor excision», *Gait Posture*, vol. 97, pp. 73–79, set. 2022, doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.248.
- [2] «“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”, Corallo Nunzio, 2021».
- [3] «“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”, Papa Laura, 2022».
- [4] D. U. Silverthorn, *Fisiologia umana - Un approccio integrato*. Pearson Italia S.p.A., 2017.
- [5] F. H. Martini, R. B. Tallitsch, e J. L. Nath, *Anatomia Umana*. EdiSES Università S.r.l., 2019.
- [6] B. Clarke, «Normal Bone Anatomy and Physiology», *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.*, vol. 3, fasc. Supplement 3, pp. S131–S139, nov. 2008, doi: 10.2215/CJN.04151206.
- [7] C. H. Turner, «Bone Strength: Current Concepts», *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1068, fasc. 1, pp. 429–446, apr. 2006, doi: 10.1196/annals.1346.039.
- [8] J. M. DeSilva e K. R. Rosenberg, «Anatomy, Development, and Function of the Human Pelvis: Human Pelvis», *Anat. Rec.*, vol. 300, fasc. 4, pp. 628–632, apr. 2017, doi: 10.1002/ar.23561.
- [9] 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.
- [10] J. L. Ferguson, S. P. Turner, e S. Barracks, «Bone Cancer: Diagnosis and Treatment Principles», *BONE CANCER*, vol. 98, fasc. 4, p. 9, 2018.
- [11] M. U. Jawad, A. A. Haleem, e S. P. Scully, «Malignant sarcoma of the pelvic bones: Treatment outcomes and prognostic factors vary by histopathology», *Cancer*, vol. 117, fasc. 7, pp. 1529–1541, apr. 2011, doi: 10.1002/cncr.25684.
- [12] 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.
- [13] K. Zheng *et al.*, «Giant Cell Tumor of the Pelvis: a Systematic Review: Giant Cell Tumor of the Pelvis», *Orthop. Surg.*, vol. 7, fasc. 2, pp. 102–107, mag. 2015, doi: 10.1111/os.12174.
- [14] «Treatment_of_giant_cell_tumor_of_the_pelvis_.7.pdf».
- [15] F. Traub, D. Andreou, M. Niethard, C. Tiedke, M. Werner, e P.-U. Tunn, «Biological Reconstruction Following the Resection of Malignant Bone Tumors of the Pelvis», *Sarcoma*, vol. 2013, pp. 1–7, 2013, doi: 10.1155/2013/745360.
- [16] G. L. Farfalli, J. I. Albergo, L. E. Ritacco, M. A. Ayerza, D. L. Muscolo, e L. A. Aponte-Tinao, «Oncologic and clinical outcomes in pelvic primary bone sarcomas treated with limb salvage surgery», *Musculoskelet. Surg.*, vol. 99, fasc. 3, pp. 237–242, dic. 2015, doi: 10.1007/s12306-015-0379-7.
- [17] R. J. Wilson, T. H. Freeman, J. L. Halpern, H. S. Schwartz, e G. E. Holt, «Surgical Outcomes After Limb-Sparing Resection and Reconstruction for Pelvic Sarcoma: A Systematic Review», *JBJS Rev.*, vol. 6, fasc. 4, pp. e10–e10, apr. 2018, doi: 10.2106/JBJS.RVW.17.00072.
- [18] 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.
- [19] F. Gouin, L. Paul, G. A. Odri, e O. Cartiaux, «Computer-Assisted Planning and Patient-Specific Instruments for Bone Tumor Resection within the Pelvis: A Series of 11 Patients», *Sarcoma*, vol. 2014, pp. 1–9, 2014, doi: 10.1155/2014/842709.

- [20] P.-L. Docquier, L. Paul, O. Cartiaux, C. Delloye, e X. Banse, «Computer-Assisted Resection and Reconstruction of Pelvic Tumor Sarcoma», *Sarcoma*, vol. 2010, pp. 1–8, 2010, doi: 10.1155/2010/125162.
- [21] T. Ji e W. Guo, «The evolution of pelvic endoprosthetic reconstruction after tumor resection», *Ann. Jt.*, vol. 4, pp. 29–29, giu. 2019, doi: 10.21037/aoj.2019.06.01.
- [22] C. Delloye, X. Banse, B. Brichard, P.-L. Docquier, e O. Cornu, «Pelvic Reconstruction with a Structural Pelvic Allograft After Resection of a Malignant Bone Tumor», *VOLU M E*, p. 9.
- [23] F. Rengier *et al.*, «3D printing based on imaging data: review of medical applications», *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 5, fasc. 4, pp. 335–341, lug. 2010, doi: 10.1007/s11548-010-0476-x.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] 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.
- [27] 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.
- [28] A. S. O. Leung, L. M. Gordon, T. Skrinskas, 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.
- [29] 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.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] 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.
- [34] P.-L. Ricci, S. Maas, J. Kelm, e T. Gerich, «Finite element analysis of the pelvis including gait muscle forces: an investigation into the effect of rami fractures on load transmission», *J. Exp. Orthop.*, vol. 5, fasc. 1, p. 33, dic. 2018, doi: 10.1186/s40634-018-0151-7.
- [35] P. J. Watson, A. Dostanpor, M. J. Fagan, e C. A. Dobson, «The effect of boundary constraints on finite element modelling of the human pelvis», *Med. Eng. Phys.*, vol. 43, pp. 48–57, mag. 2017, doi: 10.1016/j.medengphy.2017.02.001.
- [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] 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.
- [38] 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.
- [39] 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.
- [40] 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.
- [41] 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.
- [42] 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.
- [43] 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.
- [44] 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.
- [45] 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.
- [46] 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.
- [47] 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.
- [48] 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.
- [49] 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.
- [50] 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.
- [51] 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.
- [52] 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.
- [53] 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.
- [54] 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.
- [55] 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.
- [56] 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.
- [57] L. Modenese, «MuscleForceDirection: an OpenSim plugin to extract the muscle lines of action and attachments.».
- [58] H. H. Bayraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong, e T. M. Keaveny, «Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue», *J. Biomech.*, vol. 37, fasc. 1, pp. 27–35, gen. 2004, doi: 10.1016/S0021-9290(03)00257-4.
- [59] C. Öhman *et al.*, «Compressive behaviour of child and adult cortical bone», *Bone*, vol. 49, fasc. 4, pp. 769–776, ott. 2011, doi: 10.1016/j.bone.2011.06.035.
- [60] S. Martelli e J. J. Costi, «Real-time replication of three-dimensional and time-varying physiological loading cycles for bone and implant testing: A novel protocol demonstrated for the proximal human femur while walking», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 124, p. 104817, dic. 2021, doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104817.
- [61] J. H. Kuiper e R. Huiskes, «The Predictive Value of Stress Shielding for Quantification of Adaptive Bone Resorption Around Hip Replacements», *J. Biomech. Eng.*, vol. 119, fasc. 3, pp. 228–231, ago. 1997, doi: 10.1115/1.2796084.
- [62] R. Morrissey e T. Nicholas, «Fatigue strength of Ti–6Al–4V at very long lives», *Int. J. Fatigue*, vol. 27, fasc. 10–12, pp. 1608–1612, ott. 2005, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2005.07.009.

RINGRAZIAMENTI

Grazie alla professoressa Zimi Sawacha per avermi messo in contatto con la realtà del Rizzoli di Bologna avverando così quello che per me era il grande desiderio di poter far parte di un progetto relativo a queste tematiche in un ambiente così stimolante.

Grazie alle persone che hanno reso questo tirocinio un'esperienza fantastica, sia a livello formativo che a livello umano! In particolare grazie ad Enrico per avermi fatto il regalo di Natale più bello del 2021 facendomi sapere il 24 Dicembre che c'era un posticino anche per me in Lab. Grazie a Giulia, per avermi sempre aiutata a risolvere qualsiasi problematica relativa al progetto con tanta pazienza e per aver risposto a qualsiasi mia domanda, anche le più banali, con tanta attenzione, grazie per essere stata la mia luce infondo al tunnel nei momenti più bui della costruzione dei modelli. Grazie anche a Fulvia, Giordano, Nic e Gigi per la bellissima atmosfera che ho trovato all'interno del laboratorio e per tutte le chiacchierate. Per ciò che ho potuto vivere in questi mesi: grazie BIC per essere una realtà lavorativa sana e positiva, grazie per avermi fatta sentire parte di ciò.

Grazie alle mie compagne di tesi Alessandra, Cristina, Giulia, Giulietta e Lieke per aver condiviso con me questa esperienza di tirocinio con annessi momenti di esaurimento e disagio.

Per ringraziare mamma e papà le parole non saranno mai abbastanza, grazie per avermi permesso di essere ciò che sono oggi, grazie di avermi accompagnata in questo lungo percorso di studi e di aver sempre trovato le giuste parole per confortarmi e rassicurarmi quanto mi sembrava di essere circondata da cose più grandi di me. Grazie per aver sempre creduto in me.

Grazie alla mia famiglia, al Nonno, gli zii Lorena, Stefano, Susanna, Sandro, Piero, Vilma, Lamberto e cugini, Francesco, Chiara, Sebastiano, Matteo, Luisa, Alessandro, Sonia, Luca, Mattia, Eva per avermi supportata ogni giorno, chi fisicamente prestandomi la camera quanto nella mia c'era un trapano a tutte le ore, chi è stato per me un esempio, chi forse senza saperlo mi ha aiutato a compiere scelte importanti e chi ha sempre trovato del tempo per ascoltarmi.

Grazie a Tiziana, Mario e Chiara per avermi praticamente adottata e supportata anche a distanza. Grazie alla mia Nonna acquisita per essersi sempre ricordata e preoccupata per ogni mio esame!

Grazie ai miei compagni di corso Samuele, Elia, Aurora, Chiara (acquisita), Alessia, Gabriel, Matteo, Andrea, Leonardo, Sara, Nicholas, Sara, Francesca, Annamaria per avermi fatto vivere degli anni universitari bellissimi, per aver reso ogni lezione più leggera, ogni esame meno pesante. Grazie per tutte le feste organizzate e per tutti i mercoledì passati tra il centro ed i navigli ricordandomi quanto sia bello vivere alcuni momenti a pieno!

Grazie ad Alina, Carmine, Massimo, Davide, Vincenzo e Francesca per essere stati come una seconda famiglia a Padova! Grazie per tutte le serate in aula studio e per tutti gli aperitivi interminabili. Grazie per tutte le torte, le focacce, i panzerotti, le pizze e i risotti condivisi. Grazie per avermi fatta sentire sempre parte di questo gruppo.

Grazie a Ginevra, Francesco ed Emanuele per essere stati i miei coinquilini padovani con cui ho condiviso questo ultimo anno carico di emozioni. Ma soprattutto grazie per la settimana di quarantena passata a cucinare cose vegane fallendo miseramente (Ginny io credo ancora in quei bastoncini di Tofu, so che avevano del potenziale!).

Grazie a Rachele e Michael per i momenti trascorsi nel limbo della pre-pandemia quando abbiamo battezzato Timoteus-il Vulgaris. Grazie Rachele per tutte le chiacchierate, le tisane ed i pop-corn di vicolo Pastori. Grazie per essere stata più di una semplice coinquilina, grazie per il rapporto di amicizia che mi hai permesso di instaurare. Grazie davvero per tutto ciò che hai fatto per me in questi anni.

Grazie ad Erika per essere stata la mia coinquilina bolognese, grazie per le battaglie contro la giungla che abbiamo trovato in quel monolocale, per avere combattuto contro ragni, calabroni ed aver pure insultato qualche cimice! Ma soprattutto grazie per le chiacchierate serali servite a tenere alto l'umore!

Grazie ad Erika, Martina, Vincenzo e Roberto per i bei ricordi delle feste e degli aperitivi in riva al mare.

Grazie ai miei amici del liceo Samuel, Samuele, Riccardo, Silvia, Anna e Maria per gli anni ricchi di cambiamenti e di crescita trascorsi insieme.

Mille volte grazie a Silvia e Cesca per avermi trovata i primi anni di liceo e non avermi più lasciata andare! Grazie per esserci state in questi anni, grazie per tutti gli incoraggiamenti dati, ma soprattutto grazie per i vostri sorrisi contagiosi, per la vostra allegria e per la positività che porto a casa dopo ogni nostra uscita. Non vorrei dimenticare di ringraziare anche le goccioline post serata!

Un grazie infinito a Marta, Martina, Alice, Sarah, Ilaria, Poggi e Marko per esservi subito le mie lamentele e aver trovato il modo di farmi vedere il mondo con più leggerezza. Grazie ragazze, non solo per questi 5 anni, ma praticamente per la maggior parte della vita passata insieme, grazie per tutti i consigli e i momenti di condivisione, grazie per essere un bellissimo gruppo in grado di affrontare ogni tipo di situazione, di confrontarsi in modo costruttivo e di gioire insieme per le cose belle che accadono ad ognuna di noi.

Grazie a Zizzo per essersi dimostrato un ottimo amico in moltissime occasioni, grazie per aver sempre trovato una soluzione ai miei “Zizzo ti prego ho bisogno di aiuto”, grazie per avermi dato la sicurezza di poter contare sempre su di te in questi 5 anni. Già mi manca l'appuntamento tisana per i gossip post aula studio.

E per ultimo, come da lui desiderato, il tanto atteso grazie ad Antonio per avermi sopportata! Grazie Antonio per aver vissuto al mio fianco quelli che per me ad oggi sono stati gli anni più belli, grazie per esserci stato nei momenti più difficili di questi 5 anni, per avermi aiutato a superare anche gli ostacoli più grandi un passo alla volta, grazie per avermi aiutato a ritrovare un equilibrio quando ne ho avuto più bisogno, grazie per aver condiviso con me un meraviglioso bagaglio di esperienze e ricordi, grazie per avermi fatta crescere assieme a te in questi anni. Ma soprattutto grazie per avermi presa al volo e non avermi fatto sbattere la testa sullo spigolo della vasca da bagno durante quell'anniversario finito male!

Grazie, grazie, grazie davvero a tutti per essere qui oggi a festeggiare questo giorno assieme a me (chi fisicamente e chi con il pensiero) e per aver reso questi anni un'esperienza unica che porterò con me come un ricordo di una fase della mia vita che rivivrei altre mille volte e che forse sotto sotto avrei voluto che non finisse mai.