

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale

in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sviluppo di un modello agli elementi finiti paziente-specifico
di un segmento spinale e validazione attraverso
la Digital Image Correlation



**Politecnico
di Torino**

Relatore:

Prof.ssa Cristina Bignardi

Correlatore:

Prof.ssa Mara Terzin

Candidato:

Sara Giuliani

Anno Accademico 2021/2022

Abstract

Le fratture vertebrali sono un problema comune in pazienti affetti da osteoporosi o che presentano metastasi alla colonna vertebrale. Queste condizioni patologiche compromettono la biomeccanica della vertebra, indebolendo la struttura dell'osso e portando, in generale, ad un peggioramento della qualità della vita. Gli attuali metodi diagnostici non forniscono una valutazione accurata della stima del rischio di frattura: da qui l'importanza di introdurre un metodo che permetta di sviluppare, a partire dalle immagini tomografiche del paziente, un modello numerico paziente-specifico del tratto spinale che possa essere di supporto al clinico nella migliore scelta terapeutica da seguire. In letteratura sono stati proposti diversi studi in cui tramite le analisi FE si cerca di riprodurre la biomeccanica della vertebra e stimare il rischio di frattura. Tuttavia, la maggior parte si limita a modellare una singola vertebra, semplificando notevolmente la condizione di carico. In questo lavoro si è cercato di riprodurre una condizione più fisiologica utilizzando un provino costituito da tre vertebre toraciche consecutive e due dischi intervertebrali. Lo scopo è quindi quello di implementare un modello agli elementi finiti paziente-specifico di un tratto spinale a partire dalle sole immagini CT del paziente, e di validarne i risultati rispetto a dati sperimentali sullo stesso provino relativi a spostamenti e deformazioni locali rilevati tramite la tecnica non invasiva di Digital Image Correlation (DIC). Le immagini CT, che sarebbero disponibili in clinica, costringono ad una modellazione del disco intervertebrale e delle sue proprietà meccaniche estremamente semplificata, in quanto non ne viene presa in considerazione la sua reale composizione. Scopo di questo lavoro è quindi anche stato capire se tale tipo di modellazione potesse risultare adeguata. Attraverso una procedura di segmentazione delle immagini CT è stata ottenuta la geometria 3D del modello. La geometria è stata discretizzata con elementi tetraedrici e sono state assegnate proprietà meccaniche eterogenee secondo un modello lineare elastico. Sono state applicate specifiche condizioni al contorno al fine di replicare la procedura sperimentale e la condizione di carico applicata (carico fisiologico di pressoflessione). Ai fini della validazione gli spostamenti e le deformazioni ottenute dall'analisi FE sono stati confrontati puntualmente con quelli misurati sperimentalmente dalla DIC. Per il confronto degli

spostamenti non sono stati considerati i risultati lungo la direzione medio – laterale a causa della scarsa accuratezza della DIC lungo tale direzione. Dal confronto è emerso un buon grado di accuratezza nella predizione degli spostamenti a livello delle vertebre ($R^2 > 0.9$). Al contempo, i risultati ottenuti mostrano una scarsa accuratezza nella predizione delle deformazioni, che parrebbe dovuta alla semplificazione relativa alla modellazione delle proprietà meccaniche del disco intervertebrale. Emerge quindi la necessità di sviluppare un nuovo modello che permetta di riprodurre più fedelmente le proprietà meccaniche del disco.

Sommario

Abstract	3
Introduzione	7
Materiali e metodi	12
Procedura sperimentale	12
Procedura computazionale	16
Generazione del modello 3D	16
Assegnazione delle proprietà dei materiali	20
Registrazione	23
Definizione delle condizioni al contorno	25
Simulazioni.....	28
Confronto dei risultati con il test sperimentale	29
Analisi di convergenza della mesh.....	31
Risultati	32
Analisi di convergenza della mesh.....	32
Ottimizzazione del modulo elastico del disco intervertebrale.....	33
Analisi elementi finiti.....	33
Discussione	44
Conclusione	45
Bibliografia.....	46
Ringraziamenti.....	Errore. Il segnalibro non è definito.

Introduzione

La colonna vertebrale è uno dei principali siti in cui si verificano metastasi ossee, che assieme ad altre condizioni patologiche, quali l'osteoporosi, contribuiscono ad aumentare l'instabilità spinale e il rischio di frattura. Una significativa maggioranza delle fratture da compressione si concentra nel tratto toracolombare, essendo una regione di transizione tra una regione più rigida, quella toracica, e la regione lombare più mobile [1]. Le metastasi vertebrali si distinguono in tre categorie in base a come viene modificata la struttura ossea: litiche, blastiche e miste. Le lesioni litiche comportano una degradazione della struttura ossea. Esse sono causate dal rilascio di sostanze da parte del tumore che stimolano gli osteoclasti, quindi il riassorbimento osseo. Pertanto, sono caratterizzate da un basso valore di densità ossea. Le lesioni blastiche al contrario sono caratterizzate dalla formazione incontrollata di nuovo osso di scarsa qualità. In questo caso le cellule tumorali rilasciano sostanze che stimolano gli osteoblasti e quindi la formazione di nuovo tessuto osseo più duro; ne consegue una struttura trabecolare poco interconnessa e disorganizzata. Queste lesioni sono caratterizzate da una maggiore densità ossea. Le lesioni di tipo misto presentano caratteristiche comuni ad entrambe le tipologie di lesioni sopra citate. Le diverse tipologie di lesioni metastatiche hanno effetti diversi sulla biomeccanica della vertebra; in generale, comportano l'alterazione della composizione ossea, che risulta in una riduzione del carico che può essere sostenuto dal corpo vertebrale, aumentando così il rischio di frattura [2].

Le fratture vertebrali da compressione sono una delle patologie più diffuse che interessano la colonna vertebrale, spesso associate a mal di schiena, disabilità e ad un peggioramento della qualità della vita. Una frattura vertebrale da compressione consiste nel collasso della vertebra e può essere di tipo traumatico, ovvero quando si verifica a seguito di un trauma ad alta intensità, oppure può essere di tipo patologico. In quest'ultimo caso sono dovute a traumi minori o all'applicazione di carichi fisiologici, che in condizioni normali non provocherebbero la rottura della vertebra: la frattura in questo caso si manifesta a causa dell'indebolimento della struttura ossea, dovuto alla presenza di metastasi tumorali o di una condizione osteoporotica. Solitamente queste condizioni patologiche vengono diagnosticate tramite tecniche di imaging spinale, quali

radiografia, CT e risonanza magnetica; circa i due terzi delle fratture vertebrali però non viene diagnosticato nel momento in cui si verifica, infatti, nella maggior parte dei casi rimangono silenti per molti anni prima di arrivare all'attenzione del clinico. I pazienti con fratture multiple da compressione incorrono in una progressiva perdita d'altezza del corpo vertebrale e possono sviluppare cifosi toracica e lordosi lombare eccessive [1]. In base alla severità della frattura e alle condizioni del paziente, il clinico decide di intervenire con dei trattamenti più conservativi e farmacologici, oppure chirurgicamente con delle procedure mininvasive di cifoplastica e vertebroplastica [1].

Il metodo principale per identificare i pazienti a rischio di frattura da compressione vertebrale è la misura della densità minerale ossea (BMD) tramite la scansione DEXA (Dual-energy X-ray absorptiometry), che consiste nell'utilizzo di due fasci di raggi X a diversa energia e determina la BMD dall'assorbimento di ciascun raggio da parte dell'osso. Secondo l'Organizzazione Mondiale della Sanità un punteggio inferiore a -2.5 indica un maggiore rischio per il paziente di andare incontro a fratture [1]. Per valutare la stabilità spinale dovuta alla presenza di metastasi vertebrali, è stato proposto un sistema di classificazione: il SINS (Spine Instability Neoplastic Score). Esso fornisce un punteggio relativo all'instabilità spinale sulla base di cinque criteri radiografici: la posizione della vertebra metastatica, l'allineamento radiografico della colonna, il tipo di lesione ossea, il collasso del corpo vertebrale e il coinvolgimento posterolaterale degli elementi spinali; un ulteriore fattore che viene considerato è il dolore del paziente associato al movimento [3]. Il punteggio così ottenuto presenta però un alto grado di incertezza dovuto al fatto che non viene presa in considerazione alcuna caratteristica della lesione, come per esempio la posizione o la dimensione [3].

Un metodo promettente per valutare il rischio di frattura vertebrale consiste nello sviluppo di modelli paziente-specifico a elementi finiti a partire dalle immagini cliniche del paziente. Nello studio presentato da Dall'Ara et al. [4] è stato dimostrato che i modelli a elementi finiti basati su QCT permettono di predire la forza vertebrale con maggiore accuratezza rispetto alla DEXA sia nella direzione antero-posteriore, sia in quella laterale. Buckley et al. [5] ha valutato la capacità nel predire la forza vertebrale sperimentale di un modello FE basato su QCT confrontando tali risultati con quelli

ottenuti da un test di compressione uniassiale su singole vertebre. Da questo studio è emersa una buona correlazione ($R^2 = 0.8$) tra la forza vertebrale misurata in vitro e quella misurata dal modello FE. Questi modelli permettono di prevedere la forza vertebrale in modo più accurato rispetto agli attuali metodi diagnostici in quanto prendono in considerazione la geometria, l'architettura e le proprietà meccaniche eterogenee dell'osso e permettono anche di simulare diverse condizioni di carico.

Affinché questi modelli possano essere usati per future applicazioni devono essere opportunamente validati. La validazione è necessaria per valutare la capacità del modello computazionale di predire correttamente i risultati in base all'uso per cui tale modello è stato sviluppato. Per fare ciò i risultati del modello computazionale devono essere confrontati con le misure ottenute dalla prova sperimentale. Nell'articolo di Imai et al. [6] è stata valutata l'accuratezza di un modello FE di provini di vertebre toracolombari confrontando i risultati predetti con le misure ottenute da estensimetri posti sulla superficie del provino. Dallo studio è stata ottenuta una correlazione pari a $R^2 = 0.978$ nella predizione del carico e $R^2 = 0.838$ nella predizione delle deformazioni. Gli estensimetri presentano però delle limitazioni: possono causare dei micro-danneggiamenti dell'osso e forniscono solo delle misure puntuali [7]; pertanto, non sono sufficienti per monitorare i risultati su tutta la superficie di interesse. Solo recentemente è stata proposta la Correlazione a Immagini Digitali (DIC), una tecnica ottica che permette di ottenere gli spostamenti e le deformazioni a pieno campo, ovvero su tutta la superficie del provino. Inoltre, a differenza degli estensimetri, consente l'acquisizione delle misure di interesse senza contatto, non disturbando quindi la risposta meccanica del materiale. La DIC è stata ampiamente utilizzata per la validazione di modelli FE paziente-specifico di femore ed è stata ottenuta una correlazione piuttosto forte tra i risultati predetti e quelli misurati sperimentalmente ($R^2 > 0.9$) [8], [9]. I valori di correlazione sono paragonabili a quelli ottenuti da misure estensimetriche, con il vantaggio però di avere misurazioni di tutta la superficie di interesse; il maggior numero di informazioni permette quindi una validazione più completa delle previsioni dei modelli FE. Inoltre, sono stati evitati errori di misurazione dovuti all'effetto di rinforzo dell'estensimetro [9].

Una prima applicazione della DIC su un provino di vertebra è stata effettuata da Palanca et al. [10] che, attraverso un'adeguata preparazione del provino e un'ottimizzazione dei parametri hardware e software, ha permesso di minimizzare gli errori e ottenere quindi la distribuzione di spostamenti e deformazioni sulla superficie del provino. La tecnica, quindi, è stata estesa per la validazione di modelli FE di singole vertebre tramite il confronto degli spostamenti e delle deformazioni misurate sulla superficie dei provini. Nello studio di Gustafson et al. [11] è stata ottenuta una correlazione tra 0.75 e 0.93 nel predire gli spostamenti ottenuti dal modello FE con quelli misurati sperimentalmente dalla DIC durante la compressione di singoli corpi vertebrali.

Gli studi proposti rappresentano però una semplificazione del caso clinico, in quanto è limitato alla modellazione di singole vertebre, che potrebbe non imitare perfettamente la distribuzione fisiologica del carico tra i corpi vertebrali e i dischi intervertebrali. Per questo motivo è necessario sviluppare modelli FE specifici per il paziente di almeno un'unità spinale. In letteratura attualmente non sono presenti studi che utilizzano le misure sperimentali della DIC per la validazione di provini costituiti da più vertebre contigue. Questo è probabilmente dovuto alla difficoltà di sviluppare modelli tridimensionali che riproducano la complessità della geometria e le condizioni di carico della prova sperimentale.

Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato quello di sviluppare, a partire dalle immagini CT, un modello a elementi finiti paziente-specifico e di validarne i risultati, in termini di spostamenti e deformazioni, attraverso il confronto con quelli ottenuti dalla prova sperimentale della DIC. Generalmente gli algoritmi DIC consentono la misurazione dello spostamento con una buona accuratezza e precisione, che tuttavia, vengono meno nel calcolo della distribuzione delle deformazioni. Queste sono ottenute tramite un processo di differenziazione degli spostamenti, che comporta un'amplificazione dell'errore [7].

Le immagini CT disponibili in clinica hanno costretto ad una modellazione semplificata del disco intervertebrale, in quanto non può essere replicata la sua reale composizione: infatti non è possibile stimare le proprietà meccaniche del disco direttamente dai valori di HU delle immagini tomografiche. Questo ha costretto ad una modellazione del disco

intervertebrale come materiale elastico omogeneo isotropico, semplificando le sue proprietà meccaniche. Quindi, un ulteriore obiettivo è stato quello di capire se questa modellazione risultasse adeguata allo scopo.

Materiali e metodi

Procedura sperimentale

Lo studio è stato condotto su un provino cadaverico estratto da un donatore con metastasi alla colonna vertebrale. Il provino consiste in un segmento spinale toracico (T4 – T8) costituito da cinque vertebre e quattro dischi intervertebrali, di cui solo le tre vertebre centrali (T5 – T7) sono state oggetto dell'analisi. Le vertebre T5 e T6 sono state valutate dal clinico come metastatiche, in particolare con metastasi miste; la vertebra T7 invece, è stata definita di controllo (Figura 1).



Figura 1: Immagini CT del provino. A sinistra: vista medio-laterale; al centro: vista antero-posteriore; a destra: vista assiale

Il protocollo sperimentale è riportato nel dettaglio nell'articolo di Palanca et al. [2]. Di seguito vengono riportati i passaggi fondamentali della procedura. Per prima cosa il provino è stato opportunamente preparato rimuovendo i legamenti anteriori e il periostio, in modo da esporre l'osso corticale per la prova sperimentale; sono stati invece mantenuti i legamenti posteriori. Le due vertebre poste alle estremità del segmento spinale sono state incorporate nel polimetilmetacrilato (PMMA), così che il provino potesse essere montato nella macchina di prova. Il setup sperimentale è riportato in Figura 2. Dopo la preparazione, sono state acquisite le immagini tomografiche: una prima scansione è stata effettuata con un protocollo ottimizzato sull'osso in modo da localizzare le vertebre metastatiche; una seconda scansione con un

protocollo a più alta risoluzione ha permesso di misurare la dimensione della lesione e di valutarne la posizione. Il provino è stato inserito all'interno di una macchina di prova uniassiale (Instron 8500 *controller* con cella di carico Instron 25kN, Instron, UK) ed è stato applicato un carico di pressoflessione. L'applicazione della forza è stata ottenuta imponendo un'eccentricità anteriore pari al 10% della dimensione antero-posteriore del disco intervertebrale. Per evitare la trasmissione di componenti di carico indesiderate, il blocco superiore è lasciato libero di ruotare e traslare attraverso un giunto sferico e due cuscinetti a basso attrito, invece il blocco inferiore è fissato. Il carico è stato imposto in modo da raggiungere un valore di -3000 *microstrain* sulla porzione anteriore della vertebra di controllo. Questo valore è stato scelto in quanto corrisponde a un valore di deformazione misurato in condizioni di moto fisiologico e permette di rimanere in un range elastico senza danneggiare la vertebra. Inizialmente sono stati applicati 10 cicli di preconditionamento fino al raggiungimento della metà del valore di deformazione target; quindi, il carico è stato imposto monotonicamente in modo da raggiungere -3000 *microstrain* in 1 s.

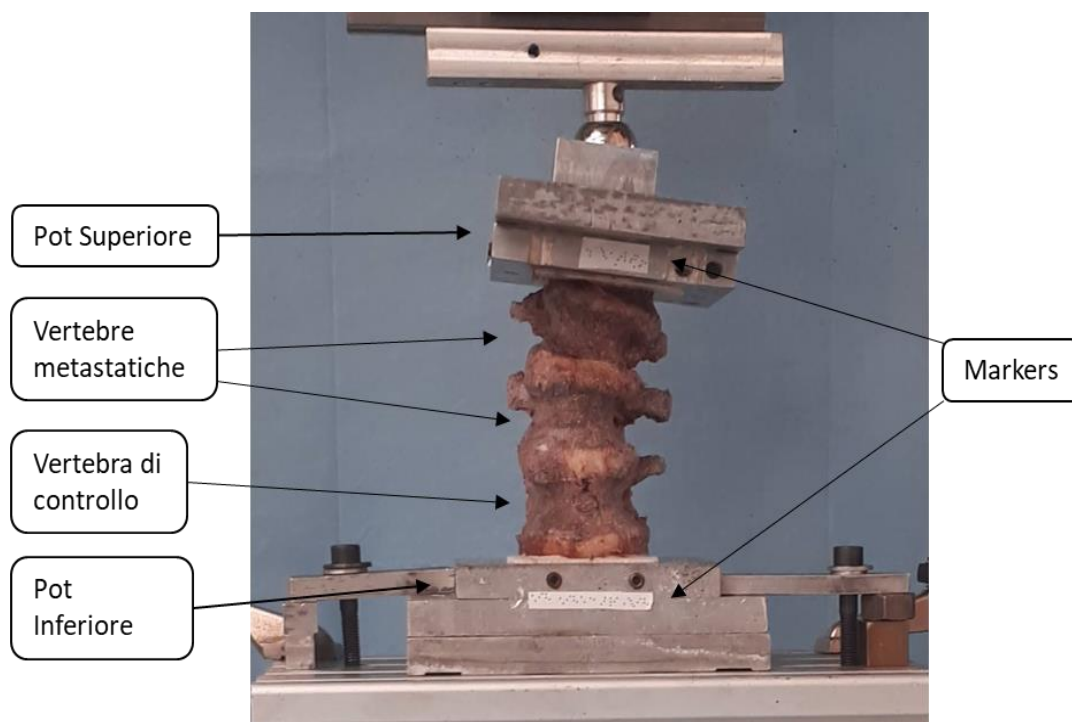


Figura 2: Setup sperimentale della prova meccanica durante la quale viene applicato il carico di pressoflessione

Un sistema di Correlazione a Immagini Digitali (DIC) (Aramis Adjustable 12M, GOM, Braunschweig, Germany) ha permesso di misurare la distribuzione degli spostamenti e delle deformazioni a pieno campo sulle superfici anteriore e laterale dei corpi vertebrali. La DIC è una tecnica ottica non invasiva che si basa sull'acquisizione e analisi di immagini digitali ottenute da una o più telecamere [7]. In questo caso è stato usato un sistema formato da due camere poste alla stessa distanza dal provino: sfruttando l'effetto stereoscopico permettono di ottenere delle immagini 3D dell'oggetto analizzato. Il concetto alla base della tecnica è il confronto tra un'immagine che rappresenta lo stato di riferimento e una o più immagini che rappresentano gli stati "deformati". Le immagini sono a loro volta suddivise in immagini più piccole (*subset*) e attraverso un algoritmo di correlazione si cerca la corrispondenza di ciascun *subset* tra la configurazione di riferimento e quella deformata (Figura 3). Viene quindi definito il campo degli spostamenti e per derivazione si ottiene il campo delle deformazioni [7]. Questo confronto può funzionare solo attraverso il riconoscimento di un modello unico sulla superficie dell'oggetto che viene cercato nelle immagini successive. Per poter rendere la correlazione accurata, le immagini devono presentare delle variazioni significative dei livelli di grigio. Pertanto, prima di procedere con la prova, è necessaria un'opportuna preparazione del provino che prevede l'applicazione di un *pattern* sulla superficie di interesse.

Il test sperimentale si è svolto con l'acquisizione iniziale delle immagini del provino nella sua configurazione indeformata (carico applicato nullo), così da misurare le incertezze della prova DIC: l'errore sistematico e l'errore casuale sono stati valutati rispettivamente come la media e la deviazione standard delle deformazioni principali [2]. In particolare, sono stati ottenuti un errore sistematico di 30 microstrain e un errore casuale di 100 microstrain. Le successive immagini sono state acquisite ad una frequenza di 25 Hz durante l'applicazione di tre cicli di carico. In output alla prova sperimentale sono stati ottenuti dei file in formato csv, uno per ciascuno step di acquisizione, contenenti il numero identificativo, le coordinate, gli spostamenti e le deformazioni principali di ciascun punto del campione.

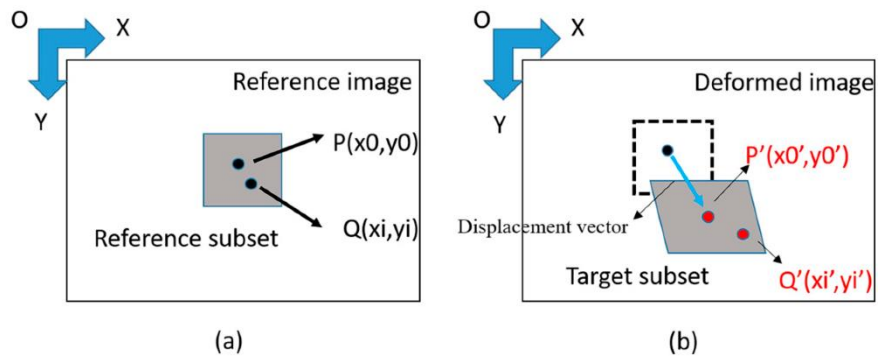


Figura 3: Principio di funzionamento della DIC. L' algoritmo di correlazione ricerca il subset dell'immagine di riferimento nella configurazione deformata; quindi viene il calcolato il vettore di spostamento per ogni subset.

Procedura computazionale

In questo capitolo sono descritti i passaggi che hanno portato allo sviluppo del modello agli elementi finiti del provino sopra citato a partire dalle immagini tomografiche dello stesso, e le successive simulazioni effettuate.

Generazione del modello 3D

Il primo step consiste nell'estrazione della geometria del provino attraverso un processo di segmentazione delle immagini acquisite con la CT (Figura 1). Il software usato per questa procedura è *Materialise Mimics*, che permette di trasformare una serie di immagini 2D in un oggetto 3D. Il processo consiste nell'importazione delle immagini DICOM all'interno del software, la segmentazione delle regioni di interesse e la successiva conversione della parte segmentata in un oggetto 3D; l'oggetto finale sarà un solido sfaccettato in formato STL. Durante la segmentazione vengono create delle maschere, ovvero delle regioni di interesse immagazzinate come un insieme di pixel aventi caratteristiche comuni. Una volta completato questo step, le maschere create sono usate come input per calcolare la parte rappresentante la regione anatomica di interesse, in questo caso le vertebre e i dischi intervertebrali [12]. Si parla di processo di segmentazione semiautomatico: dove possibile sono stati sfruttati gli algoritmi e gli strumenti offerti dal programma, dove necessario invece l'operatore è intervenuto manualmente per consentire una migliore rifinitura delle maschere.

Un'iniziale segmentazione della regione anatomica di interesse è stata effettuata tramite un algoritmo di thresholding automatico: il software consente la selezione di un range di valori di HU; i pixel aventi valore contenuto all'interno del range indicato verranno evidenziati e inseriti all'interno di una stessa maschera. Le vertebre sono state segmentate senza elementi posteriori essendo non utili ai fini dello studio. I dischi intervertebrali sono stati segmentati manualmente includendo parte degli *endplates* vertebrali (come mostrato in Figura 4.a), in modo da facilitare la successiva operazione booleana e creare quindi delle regioni di contatto continue tra i dischi e le vertebre adiacenti. Nella fase di segmentazione sono state anche considerate le porzioni di vertebra incluse nei blocchi di PMMA superiori e inferiori: sarà su queste che verranno

successivamente imposte le condizioni al contorno. Il risultato finale del processo di segmentazione è riportato in Figura 4.b: da ciascuna maschera sono state ottenute le parti, ovvero degli oggetti 3D. Le parti create sono state successivamente esportate come file STL: formato che approssima la superficie di un corpo con dei triangoli.

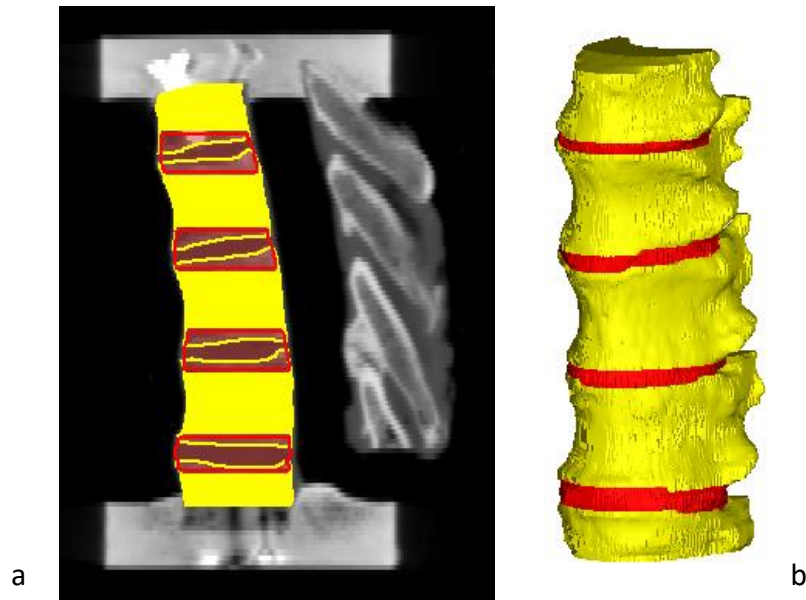


Figura 4: A) in giallo è riportata la segmentazione delle vertebre; in rosso la segmentazione dei dischi intervertebrali è stata effettuata in modo da includere gli endplates vertebrali. B) oggetto 3D ottenuto dalla segmentazione

Gli oggetti STL sono stati importati su Ansys Space Claim: a partire da un insieme di solidi sfaccettati è stato ottenuto un oggetto CAD continuo. Per gli step successivi è importante che il corpo sfaccettato sia privo di difetti: a questo scopo sono stati applicati gli strumenti di pulizia forniti dal software. Quindi, a partire dal corpo sfaccettato è stato possibile creare dei patch superficiali sulle facce che sono stati uniti a formare un corpo di superficie. Il risultato di questa operazione è riportato in Figura 5.

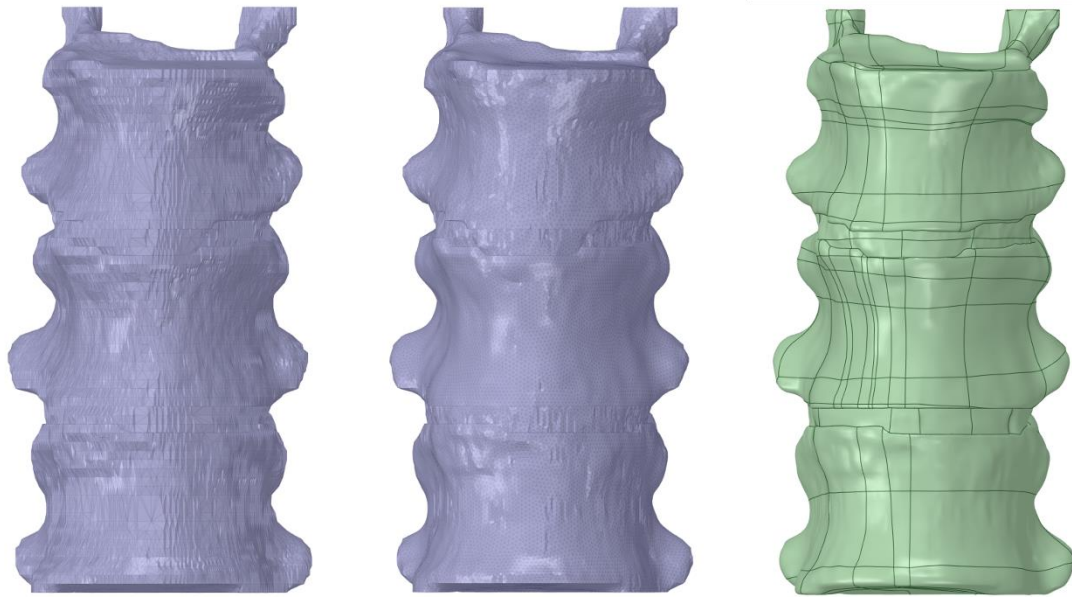


Figura 5: passaggi per la creazione di un corpo solido delle vertebre T5, T6, T7 e dei dischi interposti. A sinistra sono riportati i corpi sfaccettati; al centro l'applicazione del contorno semplificato; a destra sono riportati i corpi di superficie.

Per creare delle superfici di contatto continue tra i dischi intervertebrali e le vertebre è stata effettuata un'operazione booleana di sottrazione delle vertebre dai dischi adiacenti, come mostrato in Figura 6.

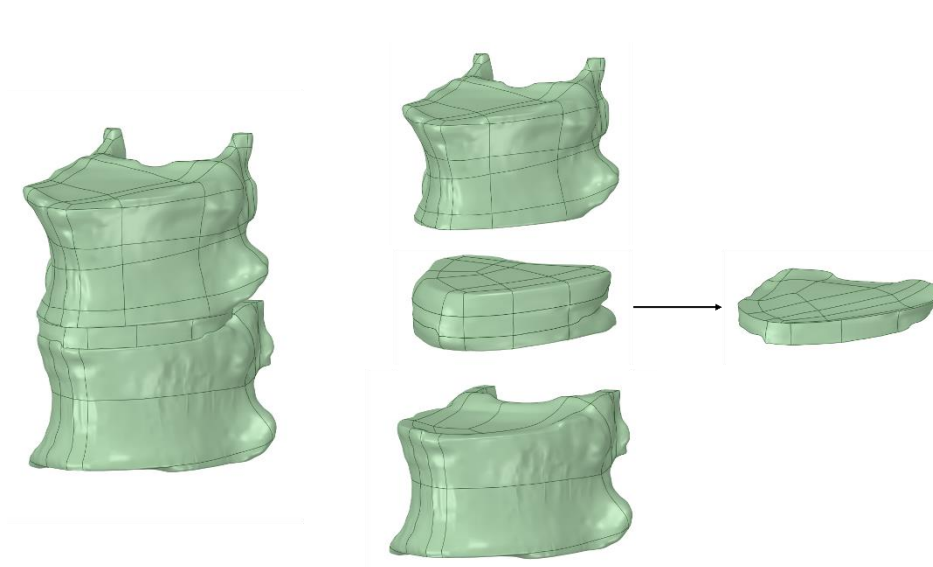


Figura 6: creazione delle superfici di contatto tra le vertebre e il disco interposto.

Lo step successivo prevede la creazione di una mesh: a tale scopo è stato usato il software Ansys ICEM CFD. Per la creazione della mesh di superficie è stato usato l'algoritmo *Patch Independent* e per la mesh di volume è stato utilizzato l'algoritmo *Octree*, che sfrutta un approccio top – down basato su un algoritmo di suddivisione spaziale, esso garantisce una rifinitura della mesh dove necessario e mantiene elementi più grandi dove possibile per consentire un calcolo più rapido. Il risultato è una mesh di superficie con elementi triangolari e una mesh di volume caratterizzata da elementi tetraedrici a dieci nodi (Figura 7.b). È stata impostata una dimensione massima dell'elemento pari a 2 mm, a seguito di un'analisi della convergenza che viene trattata più dettagliatamente in seguito. Tale scelta assicura un errore inferiore al 3% per le componenti di spostamento in y e z. La mesh ottenuta è riportata in Figura 7.a e viene prodotto un file in formato .cdb contenente le informazioni della mesh, quali la posizione di ciascun nodo e la loro connettività.

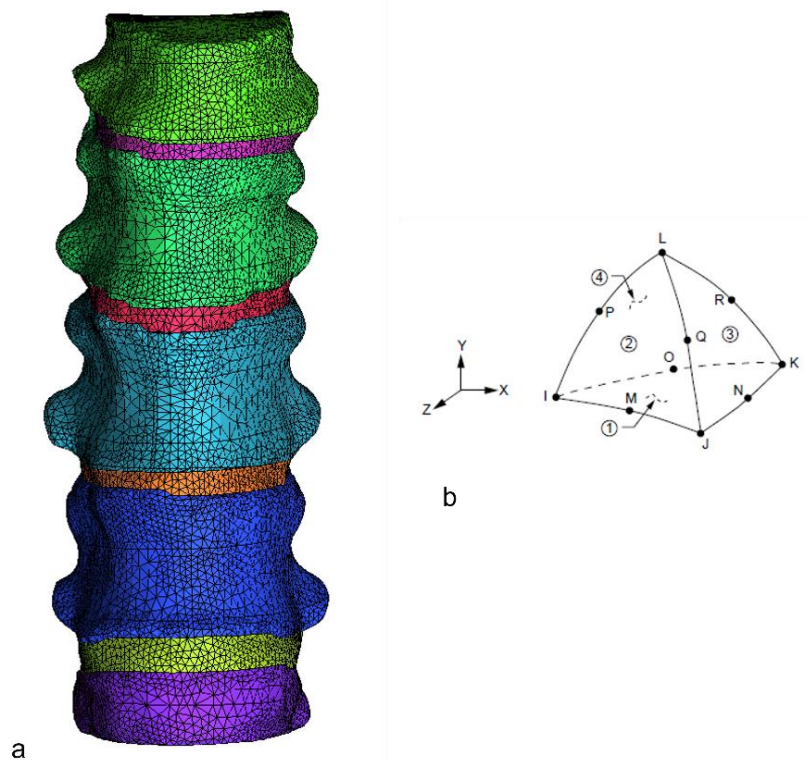


Figura 7: a) mesh del provino; b) elemento solid187 utilizzato per meshare il provino.

Assegnazione delle proprietà dei materiali

Una volta generato il modello 3D del provino è necessario assegnare alle parti che lo compongono, le vertebre e i dischi intervertebrali, delle proprietà che permettano di caratterizzare i materiali che le costituiscono.

L'osso è stato modellizzato come un materiale elastico eterogeneo localmente isotropico. Le proprietà di eterogeneità sono state assegnate con il software Bonemat che, a partire dai valori di HU delle immagini CT, deriva le proprietà elastiche del materiale e le mappa sulla mesh del modello.

Il software assegna a ciascun elemento della mesh del modello agli elementi finiti un valore medio di proprietà del materiale derivato dal valore di HU di quell'elemento. La procedura qui implementata per relazionare i dati CT con le proprietà meccaniche dell'osso prevede di estrarre il valore di densità dal valore di HU e poi calcolare il modulo elastico applicando una relazione densità – modulo elastico. Per conoscere la relazione tra la densità e il valore di HU è necessaria una calibrazione ottenuta dalla scansione CT di un fantoccio. Viene quindi effettuato un passaggio aggiuntivo che prevede una correzione della calibrazione densitometrica dei parametri, essendo che i fantocci che mimano le caratteristiche dell'osso non sono privi di errori [13]. Di seguito vengono descritte le equazioni utilizzate dal programma per l'assegnazione delle proprietà dei materiali [13]:

- Calibrazione densitometrica CT: relazione che specifica i parametri della calibrazione densitometrica CT, ottenuta da un fantoccio di calibrazione che mima le proprietà meccaniche dell'osso.

$$\rho_{QCT} = -0.016404 + 0.00085164 \text{ HU}$$

- Correzione della calibrazione: applica una correzione lineare alla calibrazione densitometrica CT [14].

$$\rho_{ASH} = 0.079 + 0.877 \rho_{QCT}$$

Questo passaggio risulta necessario essendo che il fantoccio non può mimare perfettamente il coefficiente di attenuazione dell'osso, a causa della diversa composizione della fase minerale dell'osso rispetto a quella del fantoccio stesso.

Infatti, è stato dimostrato che in assenza della correzione della calibrazione si otterrebbe una sottostima della ρ_{ASH} per i tessuti a bassa densità e una sovrastima per i tessuti ad alta densità.

- Relazione densità – elasticità: specifica la legge che mette in relazione la densità dell'osso con il valore di modulo elastico.

Dall'articolo di Morgan et al. [15] è stata ricavata la seguente relazione:

$$E = 4730 \rho_{APP}^{1.56}$$

infatti, esiste una dipendenza tra la densità apparente e il modulo elastico del sito anatomico. È quindi necessaria una relazione che leghi ρ_{ASH} e ρ_{APP} : $\rho_{ASH} = 0.6 \rho_{APP}$ [14]. Da cui:

$$E = 10494 \rho_{ASH}^{1.56}$$

I coefficienti che compongono le equazioni vengono inseriti all'interno di un file di configurazione: si tratta di un file XML contenente alcuni parametri operativi relativi sia alle relazioni di modellazione del materiale da utilizzare, sia all'algoritmo. In questa fase viene definito un valore di modulo di Poisson pari a 0,3, come riportato nell'articolo di Schileo et. Al. [14]. In Figura 8 è riportato il risultato dell'operazione di assegnazione delle proprietà dei materiali alle vertebre.

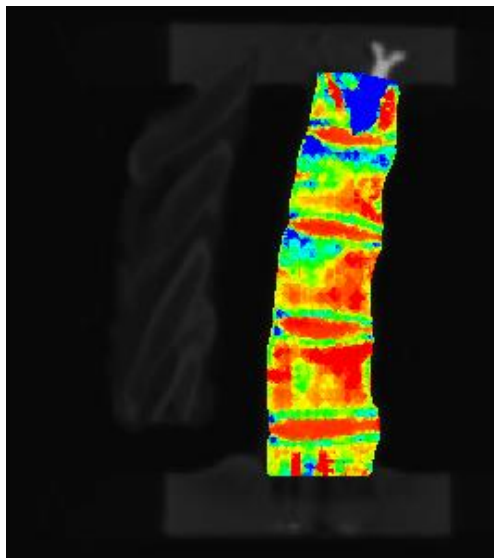


Figura 8: mappatura delle proprietà dei materiali in termini di modulo elastico su immagine CT del provino.

Le proprietà meccaniche del disco intervertebrale sono state assegnate manualmente; in particolare è stato modellizzato in maniera semplicistica come un materiale elastico omogeneo isotropico, non considerando le due componenti principali del disco, l'anello fibroso e il nucleo polposo. Il valore del modulo di Poisson è stato imposto pari a 0,1 sulla base di valori di letteratura [16]; il valore di modulo elastico invece è stato ottimizzato per la condizione di carico specifica in modo che la forza di reazione predetta dal modello FE coincidesse con quella sperimentale dell'attuatore. Il valore di modulo elastico ottimizzato è stato ottenuto dal confronto della forza di reazione dell'attuatore della prova sperimentale con la forza di reazione della simulazione FE ruotata nel sistema di riferimento della DIC, come segue:

$$E_{\text{ottimizzato}} = \frac{F_{\text{attuatore}_L}}{F_{\text{reazione FE}_L}}$$

In particolare, la forza di reazione della simulazione FE è stata estratta dal nodo pilota inferiore ed è stata considerata solo la componente longitudinale, essendo quella misurata dall'attuatore della macchina di prova.

L'errore percentuale è stato calcolato nel seguente modo:

$$\text{errore}\% = \frac{|F_{\text{FEM}_{\text{ruotata}}} - F_{\text{attuatore}}|}{|F_{\text{attuatore}}|} * 100$$

Durante il processo di segmentazione sono state incluse anche le viti utilizzate per fissare il provino ai blocchi di PMMA; ad esse è stato assegnato un modulo elastico pari a 200 GPa.

Registrazione

Dopo la creazione del modello agli elementi finiti del provino, è stato necessario effettuare un'operazione di allineamento tra i sistemi di riferimento dei due modelli, sperimentale e computazionale (Figura 9). Questa operazione prende il nome di registrazione ed è stata effettuata con l'ausilio del software Materialise Mimics, che contiene diversi algoritmi utili a tale scopo.

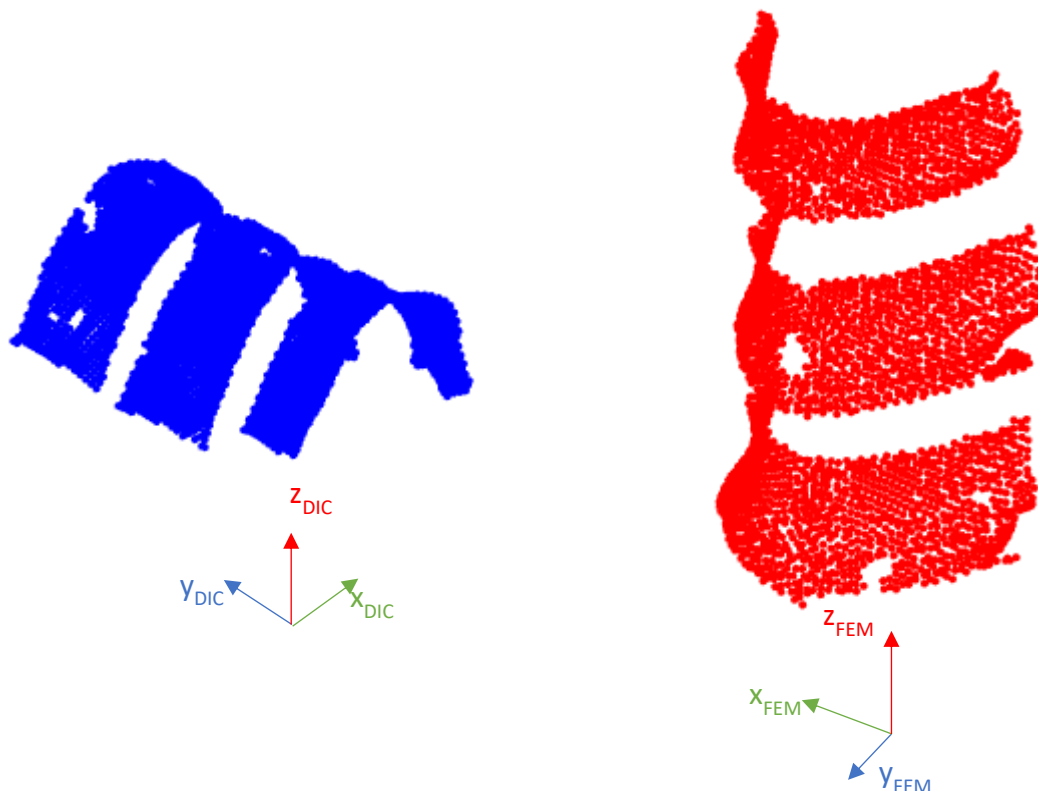


Figura 9: sono riportate le vertebre ottenute dalla DIC (a sinistra) e dalla FEM (a destra) nei rispettivi sistemi di riferimento.

Per prima cosa è stato necessario creare il file STL del modello sperimentale: per fare ciò è stato sfruttato l'algoritmo di triangolazione di Delaunay implementato su Matlab, che permette di ricostruire la superficie di un oggetto a partire da un insieme di punti. L'algoritmo è stato applicato al file csv contenente le coordinate dei punti superficiali ottenuti dall'applicazione di un pattern sul provino durante la prova DIC.

Quindi, una volta ottenuti i file STL dei modelli sperimentale e computazionale, su Mimics è stato applicato un algoritmo di registrazione locale impostando una distanza

massima di 3 mm. L'algoritmo permette l'allineamento del modello sperimentale sulla maschera del modello FE; in particolare, considera solo i punti del modello DIC che si trovano entro il valore di distanza massima impostato (3 mm) dal bordo della maschera. In output è stato ottenuto un valore di *Least Square Distance* pari a 0.4904 mm; si tratta di un errore qualitativo della registrazione che permette di valutare l'accuratezza dell'allineamento.

Il risultato dell'operazione di registrazione è riportato in Figura 10: è stato prodotto un file STL del nuovo modello DIC allineato, ovvero posizionato nel sistema di riferimento del modello computazionale. A questo punto è necessario trovare la matrice di trasformazione che permette il passaggio tra le nuvole di punti del modello DIC nel suo sistema di riferimento originale e del modello DIC dopo la registrazione. Per fare ciò è stata implementata su Matlab la tecnica della Singular Value Decomposition, i cui passaggi sono stati spiegati dettagliatamente nell'Appendice A.

$$M_t = \begin{bmatrix} 0.9992 & 0.0361 & 0.0140 & 15.8944 \\ -0.0161 & 0.0581 & 0.9982 & 81.0322 \\ 0.0352 & -0.9977 & 0.0586 & 1301.9 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Per valutare l'accuratezza della registrazione è stato calcolato l'errore tra le due nuvole di punti in termini di RMSE (pari a 0.2386 mm in modulo) e come distanza media tra i due insieme di punti per cui è stato ottenuto un valore pari a 0.3950 mm.

La registrazione è un passaggio fondamentale in quanto permette di mettere in comunicazione il modello sperimentale con il modello computazionale, molto importante nella fase di validazione dove sarà necessario confrontare i risultati dei due modelli.

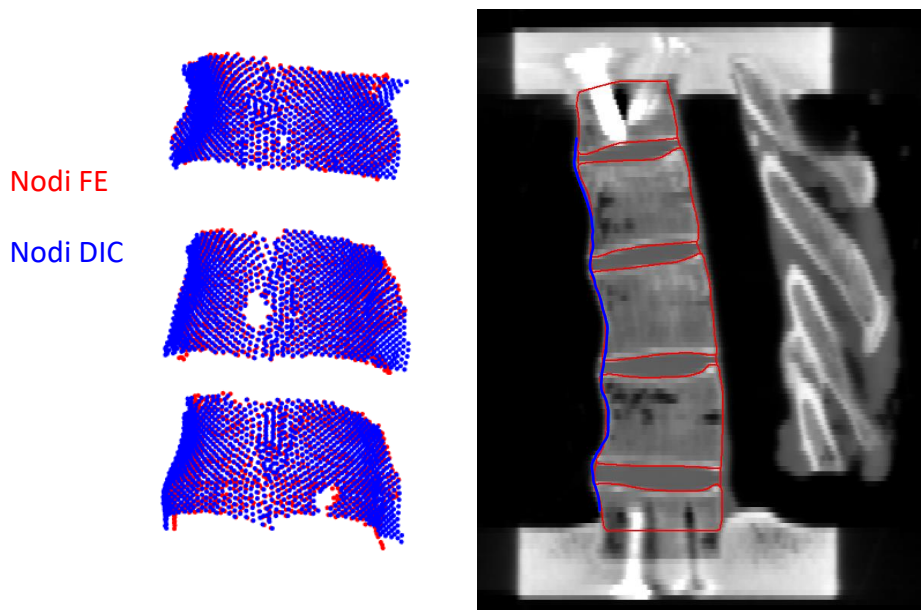


Figura 10: risultato dell'operazione di allineamento dei due modelli nel sistema di riferimento della FEM.

Definizione delle condizioni al contorno

A seguito della registrazione vengono definite le condizioni al contorno con lo scopo di simulare la prova sperimentale. In particolare, si cerca di riprodurre il moto di corpo rigido dei blocchi in PMMA superiori e inferiori.

Durante la prova meccanica sono state eseguite tre prove di carico, durante le quali sono stati registrati i valori di spostamento dell'attuatore e la forza misurata dalla cella di carico. In Figura 11 vengono riportate le curve forza – spostamento delle prove; è stata quindi scelta una prova sulla base della quale estrarre le condizioni al contorno e sono stati individuati gli istanti iniziali e finali effettivi. Sono stati considerati solo i risultati relativi al terzo ciclo di carico: i primi due sono stati esclusi per evitare l'iniziale settaggio della prova.

L'istante di inizio è stato individuato osservando la curva forza-spostamento e l'evoluzione temporale dei marker; l'istante scelto è indicato in Figura 11 come T_i ed è quello per cui si osserva una variazione del valore di forza. L'istante finale effettivo (T_f) è stato definito come il tempo per cui viene raggiunta la forza massima in valore assoluto.

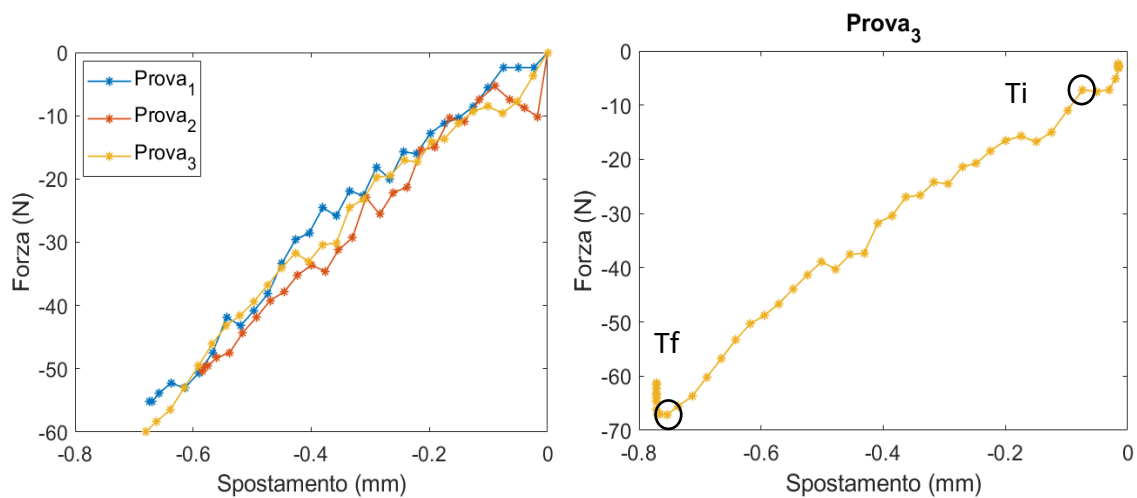


Figura 11: curve forza-spostamento allineate delle tre prove (a sinistra); (a destra) curva forza-spostamento relativo alla prova 3 in cui sono evidenziati gli istanti di inizio e fine scelti per imporre le condizioni al contorno

Per determinare le condizioni al contorno è stata applicata su Matlab la *Singular Value Decomposition* tra le nuvole di punti relative agli istanti iniziali e finali della prova precedentemente individuati. Sono state quindi estratte le matrici di rotazione e i vettori di traslazione che descrivono il moto di corpo rigido dei blocchi superiore e inferiore. In particolare, dalle matrici di rotazione vengono estratti gli angoli di rotazione espressi nella formulazione asse – angolo, utilizzata nel software di simulazione; il vettore di traslazione invece, è stato determinato come differenza tra i centroidi dei due set di punti. Le condizioni al contorno così estratte sono state applicate al modello computazionale, in particolare, ai nodi pilota dei due blocchi (come mostrato in Figura 12). I nodi pilota, a loro volta, sono stati definiti come centroidi dei due gruppi di marker, inferiore e superiore.

Per simulare il corpo rigido del blocco della prova sperimentale, il gruppo di nodi relativo alla porzione di vertebra inglobata in esso è stato collegato rigidamente al nodo pilota tramite un algoritmo di Multipoint Constraint (MPC) implementato in Ansys Mechanical APDL, trattato più dettagliatamente in Appendice A. Il vincolo utilizzato in questo caso è del tipo “superficie di vincolo rigida”, in cui i nodi di contatto sono vincolati al moto di corpo rigido definito al nodo pilota. Quindi il gruppo di nodi inglobato nel PMMA è stato modellato con degli elementi di contatto e i nodi pilota con degli elementi target. Le

condizioni al contorno sono state quindi applicate ai nodi pilota in termini di vettore di traslazione (T_{PS} e T_{PI}) e angoli di rotazione (R_{PS} e R_{PI}).

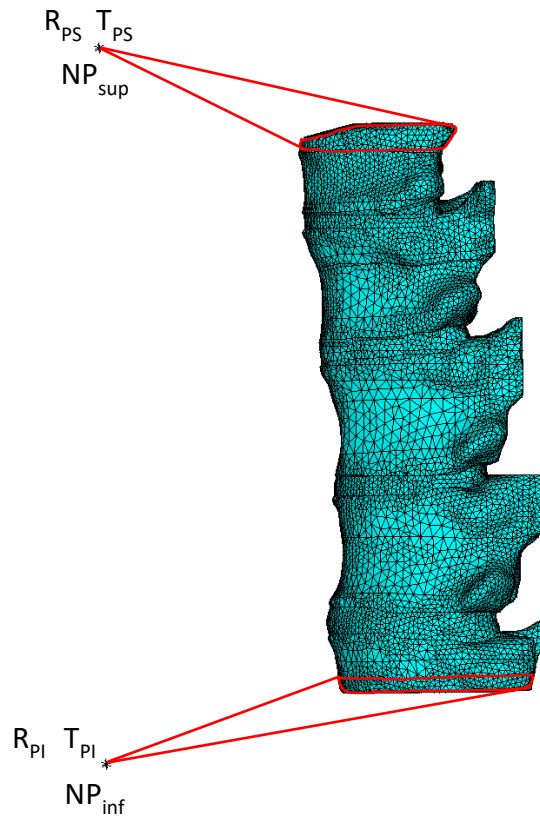


Figura 12: condizioni al contorno in termini di matrice di rotazione e vettore di traslazione applicate alla porzione di vertebre inclusa nei pot in PMMA.

Simulazioni

Una prima simulazione è stata effettuata per ottimizzare il modulo elastico del disco intervertebrale confrontando la forza di reazione che si ottiene in uscita dalla simulazione con la forza di reazione sperimentale dell'attuatore. Il disco è stato modellato come materiale elastico omogeneo isotropico a cui è stato assegnato inizialmente un valore di modulo elastico pari a 2 MPa e un valore di modulo di Poisson pari a 0.1 [16]. Dalla simulazione sono state estratte le forze di reazione per poter essere confrontate con le forze di reazione della prova sperimentale. Quindi il modulo elastico ottimizzato è stato calcolato come:

$$E_{\text{ottima}} = \frac{F_{\text{attuatore}}}{F_{Y_{\text{simulazione}}}} E_{\text{attuale}} = \frac{-67.17}{-89.54} 2 = 1.5003 \text{ MPa}$$

Successivamente è stata eseguita una nuova simulazione assegnando il modulo elastico ottimizzato al disco intervertebrale; i risultati ottenuti in termini di spostamento e deformazioni verranno confrontati con quelli ottenuti dalla prova sperimentale.

Una seconda simulazione è stata effettuata modificando il valore del modulo di Poisson del disco intervertebrale. Quindi è stata effettuata una prima simulazione assegnando al disco intervertebrale il valore di modulo elastico ottenuto precedentemente pari a 1.5003 MPa e un valore di modulo di Poisson pari a 0.4 [17], simulando quindi il disco come quasi incompressibile. Anche in questo caso il valore di modulo elastico è stato ottimizzato secondo la procedura descritta sopra ed è stato ottenuto un valore pari a $E = 0.88 \text{ MPa}$, imposto nella simulazione successiva.

Le simulazioni seguenti sono state eseguite con lo scopo di ottimizzare il modulo elastico del disco, non attraverso il confronto delle forze di reazione, ma confrontando i valori di deformazione ottenuti dalla DIC. Quindi, si vuole trovare un valore di modulo elastico del disco che permetta di ottenere un modello che stimi con una certa accuratezza le deformazioni misurate sperimentalmente. Per le successive tre simulazioni sono stati impostati i seguenti valori di modulo elastico al disco: 6, 18.5, 31 MPa; invece, il modulo di Poisson è stato lasciato invariato a 0.1. Tali valori di modulo elastico sono stati scelti all'interno di un range di valori proposto nell'articolo di Yang et al. [17].

Confronto dei risultati con il test sperimentale

Per poter confrontare i risultati della prova sperimentale con i risultati del modello computazionale, è stato necessario, per prima cosa, trasformare i dati della DIC nel sistema di riferimento del modello FE. A tale scopo è stata applicata la matrice di trasformazione ottenuta dalla registrazione: le posizioni dei punti sono state ruotate e traslate e gli spostamenti sono stati ruotati nel sistema di riferimento del modello FE.

Gli spostamenti della prova sperimentale per poter essere confrontati direttamente con gli spostamenti del modello FE sono stati interpolati sui nodi della mesh. Questa operazione è stata effettuata con l'algoritmo *Inverse Distance Weighting*, che permette di prevedere un valore in una qualsiasi posizione non misurata [18]. In questo caso, l'algoritmo IDW è stato sfruttato per prevedere il valore di spostamento della DIC in corrispondenza dei nodi della mesh. L'IDW utilizza i valori misurati che circondano la posizione in cui si vuole prevedere la misura e presuppone che ogni punto abbia un'influenza locale che diminuisce con la distanza. Pertanto, ai valori misurati più vicini alla posizione della previsione verranno assegnati pesi maggiori rispetto ai punti più lontani. Inoltre, è possibile limitare il campo di ricerca specificando un raggio entro il quale l'algoritmo cerca i valori misurati da utilizzare per la previsione [18]. Quindi, in corrispondenza di ogni nodo della mesh è stato ottenuto un valore di spostamento come media pesata dei valori misurati dalla DIC che si trovano all'interno del raggio di ricerca imposto. Il valore di distanza imposto per l'interpolazione è stato scelto da alcune considerazioni sulla registrazione del modello DIC sulla mesh. In particolare, dalla registrazione è stata ottenuta una distanza euclidea tra i punti DIC e i nodi della mesh pari a 0.395 mm. Quindi, sono stati valutati i raggi di ricerca tra 0.5 e 1; in particolare, per ciascuno di essi è stato calcolato il coefficiente di correlazione e la % di nodi eliminati (ovvero i nodi della mesh per cui non è stato interpolato alcun valore della DIC). È stato scelto un valore di raggio di ricerca pari a 0.7 mm, in quanto permette di ottenere dei buoni valori di correlazione e una percentuale di nodi eliminati non troppo alta.

Per ogni nodo della mesh si avrà un valore di spostamento ottenuto direttamente dalla simulazione FE e un valore relativo alla prova sperimentale ottenuto per interpolazione;

a questo punto è possibile fare il confronto diretto. In particolare, per il confronto degli spostamenti sono state considerate le componenti lungo la direzione longitudinale U_L e antero-posteriore U_{AP} delle vertebre. In aggiunta è stata valutata la componente totale dello spostamento U_{TOT} come:

$$U_{TOT} = \sqrt{U_{ML}^2 + U_{AP}^2 + U_L^2}$$

U_{ML} è la componente medio – laterale dello spostamento, che non è stata trattata essendo più piccola rispetto alle altre due e quindi svolge un ruolo minore.

Per valutare l'accuratezza del modello computazionale nel predire gli spostamenti misurati sperimentalmente, sono stati presi in considerazione i seguenti parametri:

- il coefficiente di determinazione R^2 , indice che permette di valutare quanto i risultati predetti sono vicini alla linea di regressione;
- il valore RMSE e RMSE percentuale come misura per quantificare l'accuratezza del modello

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (U_{FEM_{y,z}} - U_{DIC_{y,z}})^2}{N}}$$

$$RMSE\% = \frac{RMSE}{\max(U_{DIC_{y,z}})}$$

- i valori medi dell'errore assoluto e dell'errore relativo

$$\text{Errore assoluto} = |U_{FEM_{y,z}} - U_{DIC_{y,z}}|$$

$$\text{Errore relativo} = \frac{\text{Errore assoluto}}{|U_{DIC_{y,z}}|} 100$$

Per il confronto tra i due modelli sono state valutate anche le deformazioni principali ϵ_1 e ϵ_3 . In particolare, per la DIC sono state considerate le deformazioni ottenute direttamente dalla prova; per la FEM invece, le deformazioni calcolate a partire dalla componente deformativa dello spostamento.

I risultati non sono stati valutati sull'intera vertebra ma su delle regioni di interesse definite sulla porzione anteriore e laterale delle tre vertebre analizzate. Queste regioni sono state scelte in modo da coprire la porzione di vertebra catturata dalla DIC.

Analisi di convergenza della mesh

La creazione del modello numerico richiede alcune considerazioni circa la dimensione degli elementi della mesh da utilizzare. L'analisi di convergenza della mesh consiste nella riduzione della dimensione degli elementi per valutare l'accuratezza della soluzione. Infatti, una dimensione degli elementi della mesh minore permette di ottenere una migliore approssimazione della soluzione. Tuttavia, un numero troppo grande di elementi può portare ad un costo computazionale elevato. Con questa analisi si vuole quindi trovare il giusto compromesso tra accuratezza della soluzione ed efficienza di elaborazione: al diminuire della dimensione degli elementi della mesh, la soluzione dovrebbe convergere alla soluzione esatta in modo monotono.

Inizialmente è stata effettuata la simulazione imponendo al provino la mesh più fitta con dimensione pari a 1 mm, quindi sono stati individuati tra le tre vertebre, i nodi aventi lo spostamento lungo le direzioni antero-posteriore e longitudinale maggiori, la deformazione principale ε_1 maggiore e la deformazione principale ε_3 minore. I nodi così individuati sono stati imposti nelle mesh più grossolane (2 mm, 3 mm, 4 mm) e sono stati confrontati i risultati. È stato inoltre calcolato l'errore percentuale tra le mesh più fitte e la mesh da 1 mm:

$$\text{errore}\% = \frac{U_{y,z\ 1\ \text{mm}} - U_{y,z\ 2,3,4\ \text{mm}}}{U_{y,z\ 1\ \text{mm}}} * 100 \qquad \text{errore}\% = \frac{\varepsilon_{1,3\ 1\ \text{mm}} - \varepsilon_{1,3\ 2,3,4\ \text{mm}}}{\varepsilon_{1,3\ 1\ \text{mm}}} * 100$$

I risultati di questa analisi sono riportati nel capitolo Risultati.

Risultati

Analisi di convergenza della mesh

Di seguito si riportano i risultati dell'analisi di sensitività della mesh, effettuata confrontando i risultati in specifici nodi al variare della dimensione degli elementi.

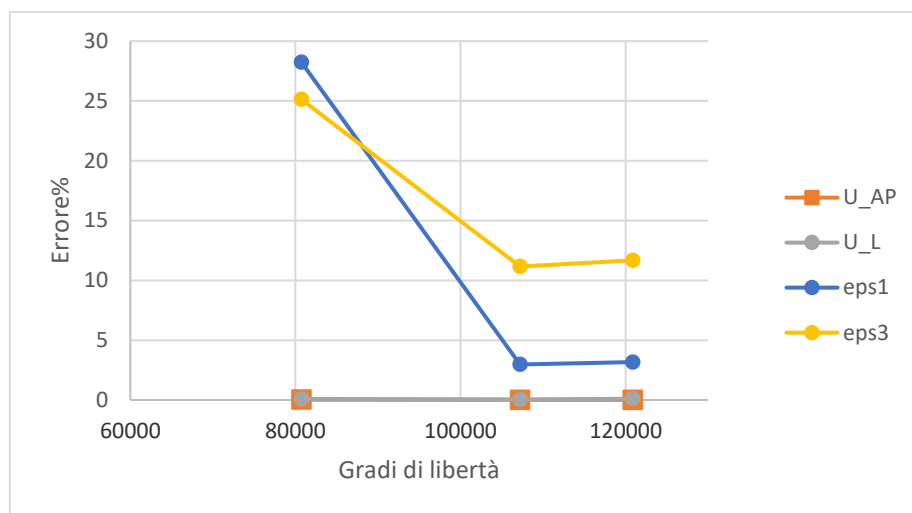


Figura 13: risultati dell'analisi di convergenza in cui sono riportati i gradi di libertà di ogni modello in funzione dell'errore %.

Mesh Size (mm)	Gradi di libertà	T5 - U _{AP} max	T5 - U _L max	T5 - e1 max	T5 - e3 max
1	326607	0.95886	-1.02032	0.00060	-0.00180
2	120843	0.95868	-1.01927	0.00058	-0.00159
3	107211	0.95899	-1.01987	0.00059	-0.00160
4	80709	0.95864	-1.01933	0.00043	-0.00135

Tabella 1: risultati dell'analisi di convergenza

È stata scelta una dimensione degli elementi della mesh di 2 mm in quanto rappresenta un buon compromesso tra accuratezza dei risultati e tempo necessario per effettuare la simulazione. Questo valore assicura un errore inferiore allo 0.05% per gli spostamenti nelle due direzioni e un errore inferiore a 11% per le deformazioni principali.

Ottimizzazione del modulo elastico del disco intervertebrale

Di seguito sono stati riportati i risultati dei processi di ottimizzazione del modulo elastico del disco intervertebrale. La forza di reazione dell'attuatore della prova sperimentale è stata confrontata con la forza di reazione della simulazione FE ruotata nel sistema di riferimento della DIC. In particolare, la forza di reazione della simulazione FE è stata estratta dal nodo pilota inferiore ed è stata considerata solo la componente longitudinale, essendo quella misurata dall'attuatore della macchina di prova.

	Simulazione E = 1.5 MPa ; v = 0.1		Simulazione E = 0.88MPa ; v = 0.4	
	Pre-ottimizzazione	Dopo ottimizzazione	Pre-ottimizzazione	Dopo ottimizzazione
Forza di reazione attuatore (N)	-67.17	-67.17	-67.17	-67.17
Forza di reazione FEM ruotata nel SR_{DIC} (N)	-89.54	-67.42	-114.52	-67.72
Errore %		0.37%		0.82%
Modulo elastico disco (MPa)	2	1.5	1.5	0.88

Tabella 2: risultati relativi all'ottimizzazione del modulo elastico del disco intervertebrale per le due simulazioni.

Analisi elementi finiti

In questa sezione sono riportati, per ogni simulazione effettuata, i risultati ottenuti dal confronto tra gli spostamenti misurati dalla DIC e gli spostamenti predetti dal modello FE nelle direzioni antero-posteriore (U_{AP}), longitudinale (U_L) e per lo spostamento totale (U_{TOT}). È inoltre riportato il confronto tra le deformazioni principali ϵ_1 e ϵ_3 ottenute nei due modelli.

$E = 1.5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.1$

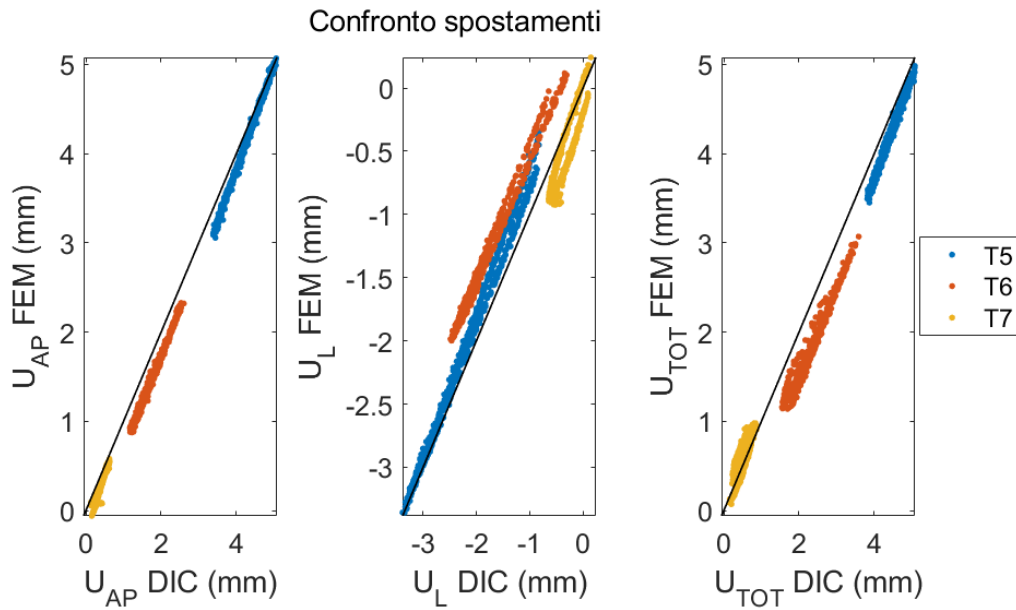


Figura 134: confronto tra gli spostamenti misurati sperimentalmente ($U_{AP, L, TOT} \text{ DIC}$) e gli spostamenti predetti dal modello computazionale ($U_{AP, L, TOT} \text{ FEM}$) per le tre vertebre T5, T6 e T7.

	T5			T6			T7		
	AP	L	TOT	AP	L	TOT	AP	L	TOT
R²	0.997	0.994	0.995	0.991	0.991	0.967	0.932	0.868	0.812
RMSE	0.170	0.180	0.196	0.280	0.479	0.502	0.129	0.212	0.137
RMSE%	3.358	21.738	3.225	10.746	156.018	14.011	20.398	143.831	15.688
Errore assoluto medio	0.151	0.142	0.248	0.277	0.476	0.575	0.121	0.180	0.257
Errore relativo medio (%)	3.843	9.320	3.959	17.061	34.667	20.550	36.081	266.658	22.869

Tabella 3: risultati del confronto tra gli spostamenti DIC e FEM per le tre componenti dello spostamento di ciascuna vertebra.

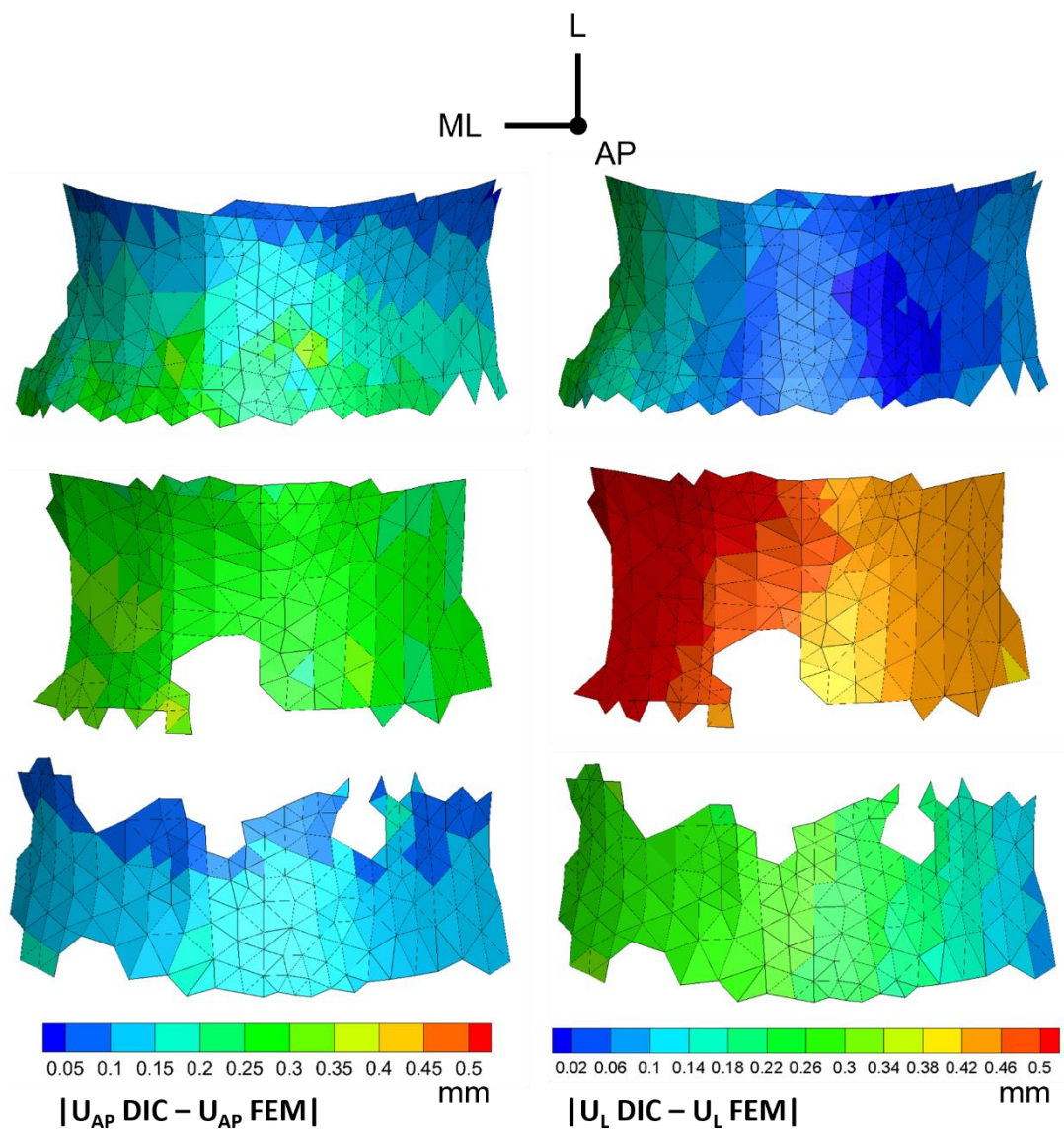


Figura 145: contour plot della differenza degli spostamenti FEM e DIC per la componente AP e L delle tre vertebre (dall'alto: T5, T6, T7). I risultati sono riportati su una regione centrale definita per ogni vertebra

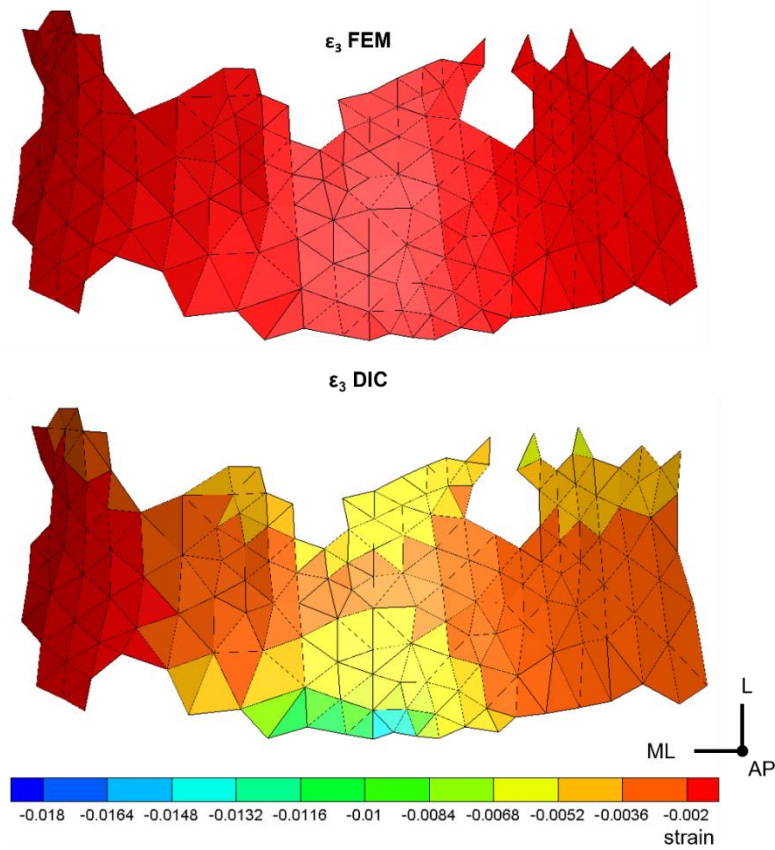


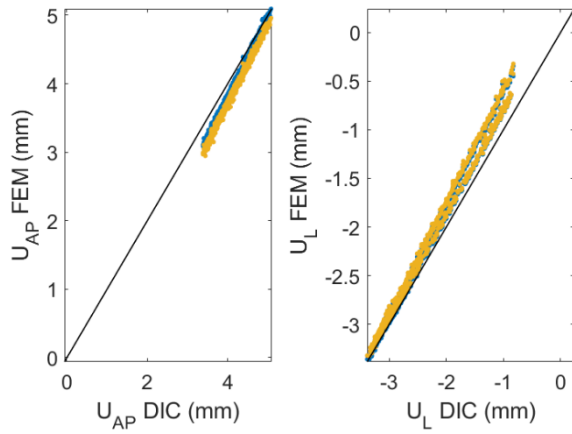
Figura 156: contour plot della deformazione principale ϵ_3 su una regione definita della vertebra T7

	T5		T6		T7	
	ϵ_1	ϵ_3	ϵ_1	ϵ_3	ϵ_1	ϵ_3
RMSE %	41.2	424.3	37.5	492.0	23.3	391.3

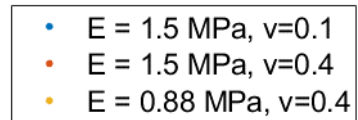
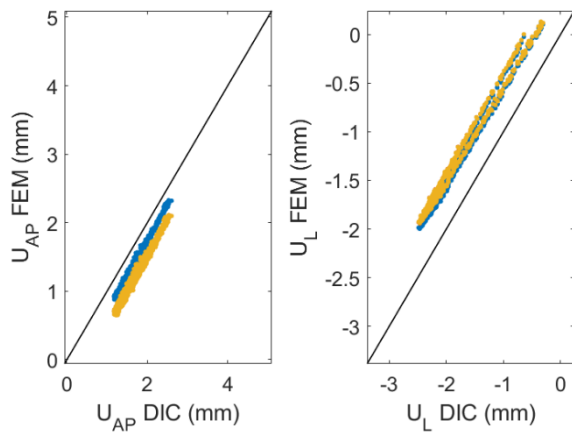
Tabella 4: RMSE% calcolati per le deformazioni principali ϵ_1 e ϵ_3 delle tre vertebre. I risultati sono riportati per una regione centrale definita per ogni vertebra.

$E = 1.5 \text{ MPa } \nu = 0.4$ e $E = 0.88 \text{ MPa } \nu = 0.4$

Confronto spostamenti vertebra T5



Confronto spostamenti vertebra T6



Confronto spostamenti vertebra T7

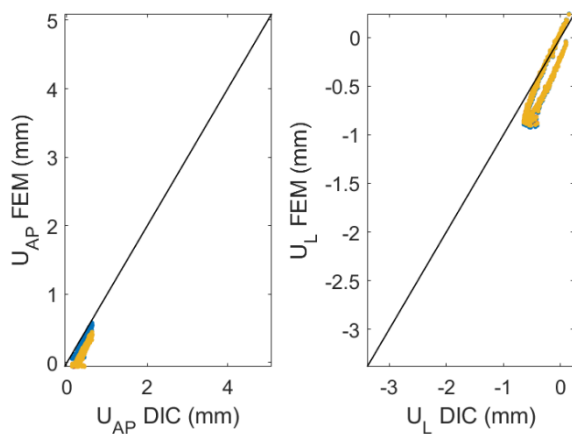


Figura 167: confronto tra gli spostamenti DIC e FEM lungo le due direzioni (AP e L).

	T5			T6			T7		
	E=1.5 MPa, v=0.1	E=1.5 MPa, v=0.4	E=0.88 MPa, v=0.4	E=1.5 MPa, v=0.1	E=1.5 MPa, v=0.4	E=0.88 MPa, v=0.4	E=1.5 MPa, v=0.1	E=1.5 MPa, v=0.4	E=0.88 MPa, v=0.4
RMSE % ε1	41.2	40.2	41.1	37.5	36.7	37.5	23.3	22.7	23.3
RMSE % ε3	424.3	397.0	424.2	492.0	475.2	492.2	391.3	363.7	392.7

Tabella 5: RMSE% delle deformazioni principali calcolato per le diverse simulazioni tra i valori misurati dalla DIC e i valori ottenuti dalla FEM.

I risultati relativi agli spostamenti delle simulazioni effettuate imponendo un modulo di Poisson pari a 0.4 non mostrano una sostanziale differenza lungo la direzione longitudinale rispetto agli spostamenti ottenuti dalla simulazione (E = 1.5 MPa, v = 0.1), i cui risultati sono riportati nel paragrafo precedente. Si osserva invece un peggioramento per gli spostamenti lungo la direzione antero – posteriore delle simulazioni con Poisson pari a 0.4. Infatti, aumentando il valore del modulo di Poisson del disco, questo risulta più difficile da deformare e ciò si traduce in spostamenti minori delle vertebre. Non risulta invece un cambiamento significativo per le deformazioni.

$E = 6 \text{ MPa}$, $E = 18.5 \text{ MPa}$, $E = 31 \text{ MPa}$ ($\nu = 0.1$)

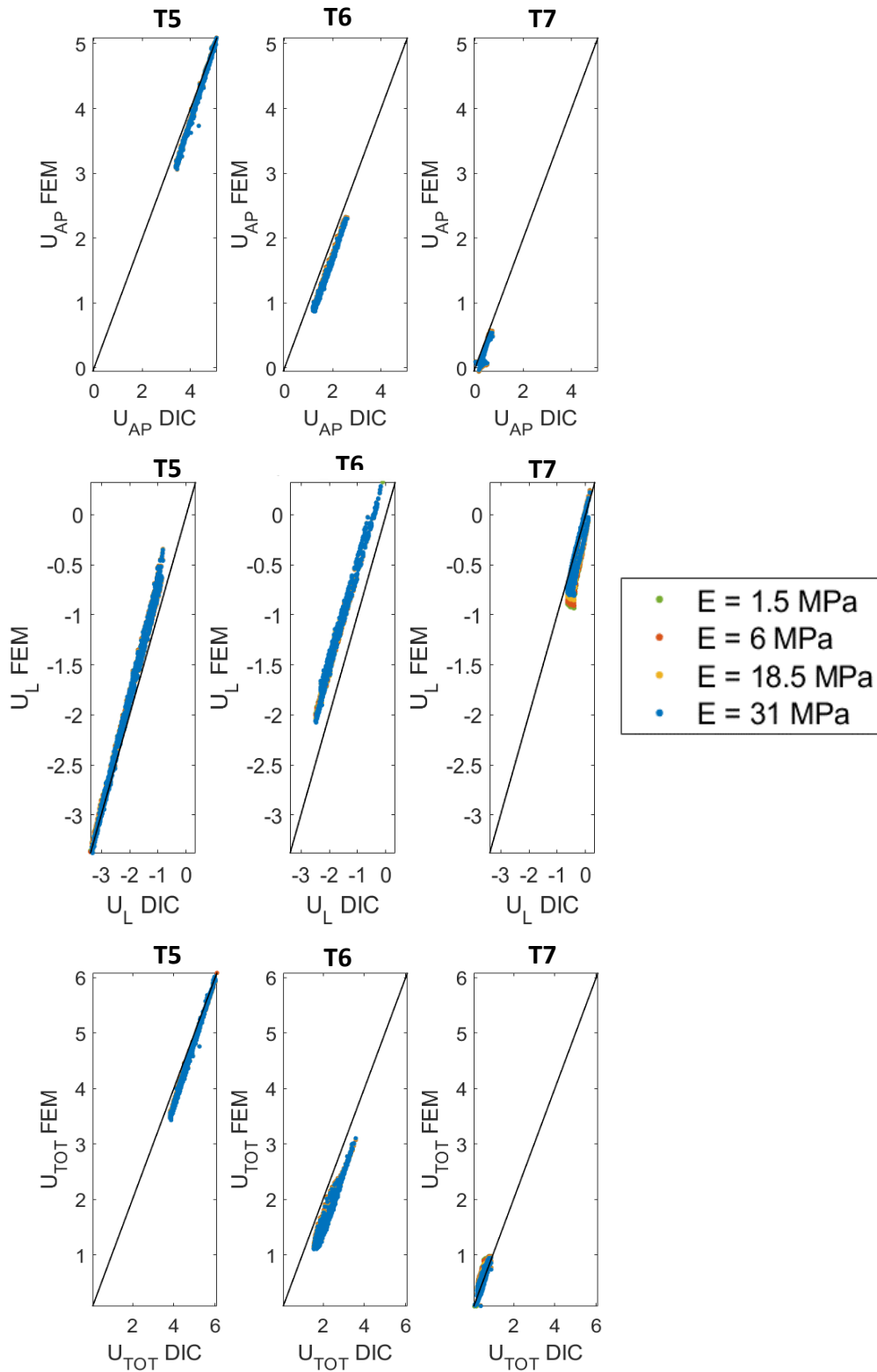


Figura 18: confronto tra gli spostamenti AP, L e TOT per le simulazioni effettuate imponendo i seguenti valori al modulo elastico del disco intervertebrale: 6, 18.5 e 31 MPa; il modulo di Poisson è stato imposto pari a 0.1.

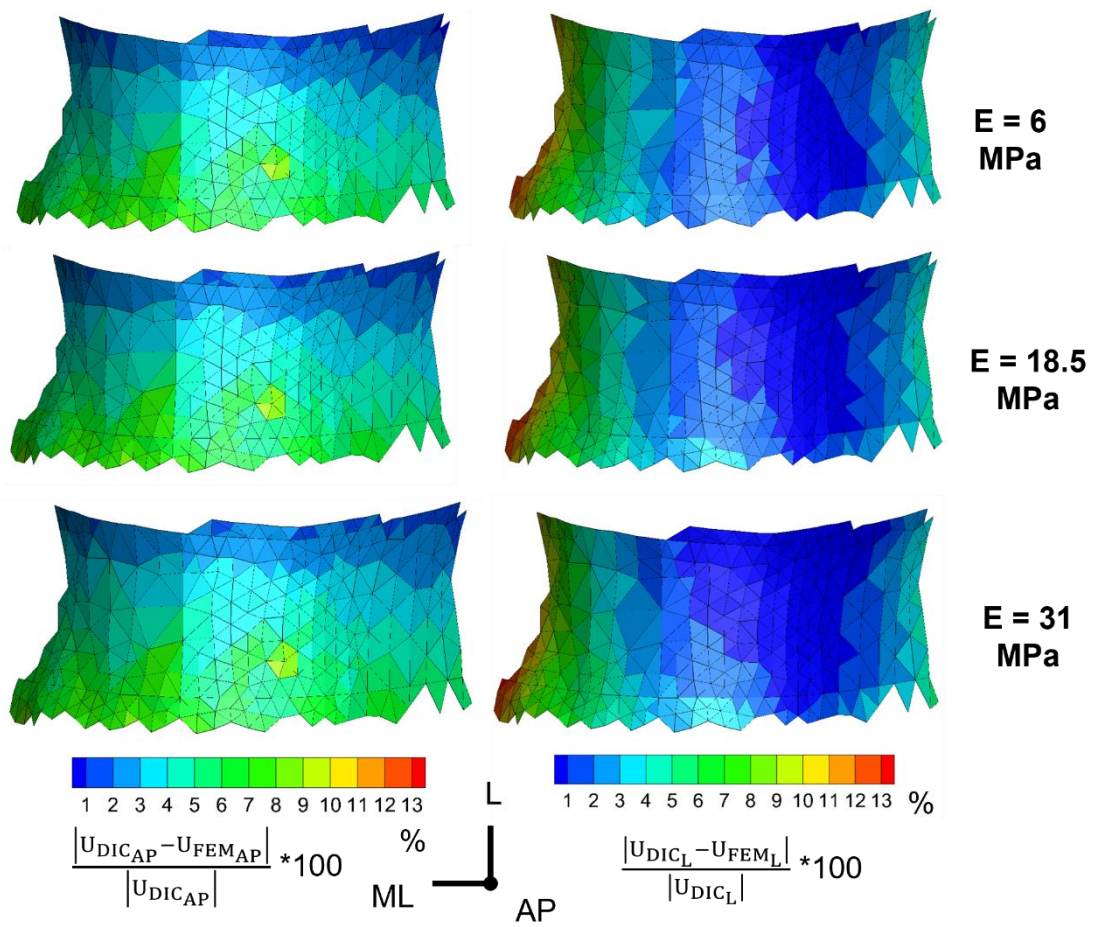


Figura 1918: contour plot in cui sono riportate le differenze % tra gli spostamenti DIC e gli spostamenti FEM per la direzione AP e L e per le tre diverse simulazioni. I risultati sono riportati per una regione limitata definita della vertebra T5.

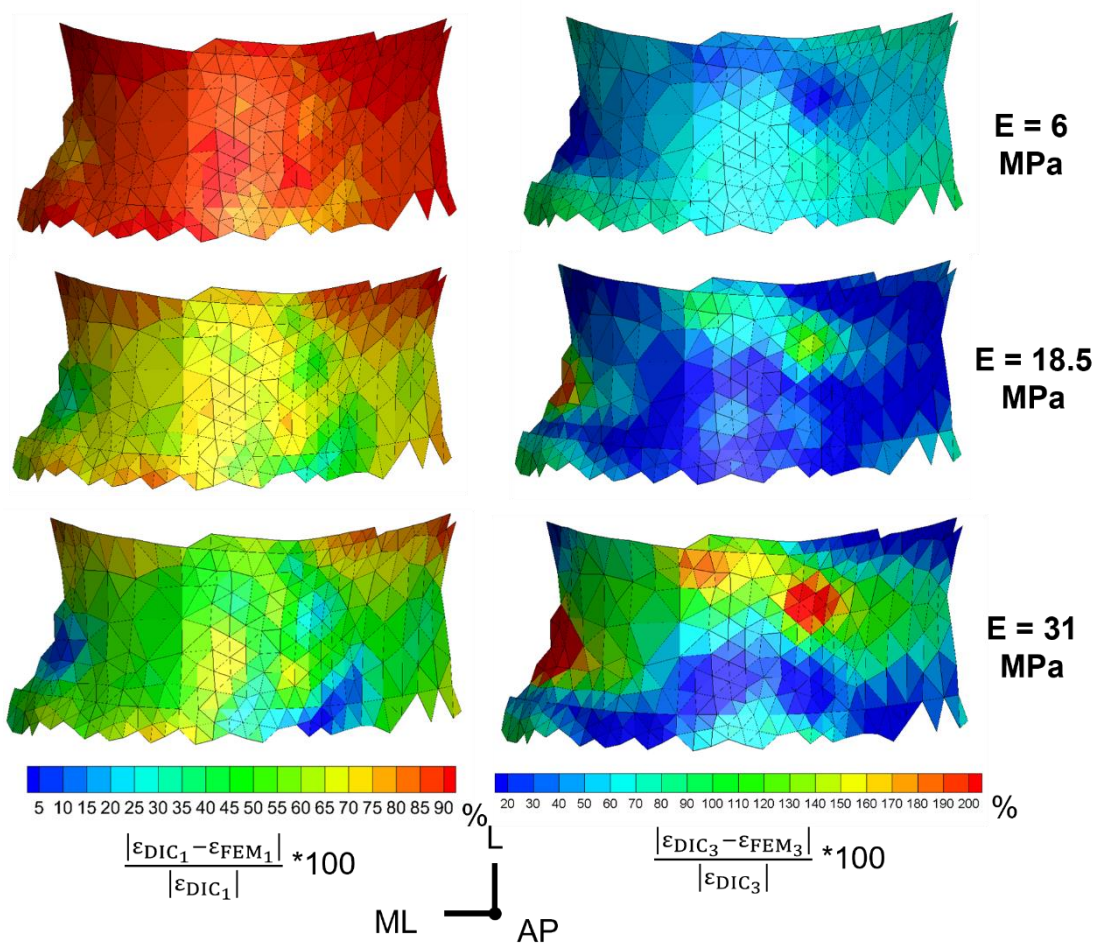


Figura 20: contour plot della differenza % tra le deformazioni principali DIC e FEM per le tre simulazioni; i risultati sono riportati su una regione definita della vertebra T5

Simulazione $E = 18.5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.1$

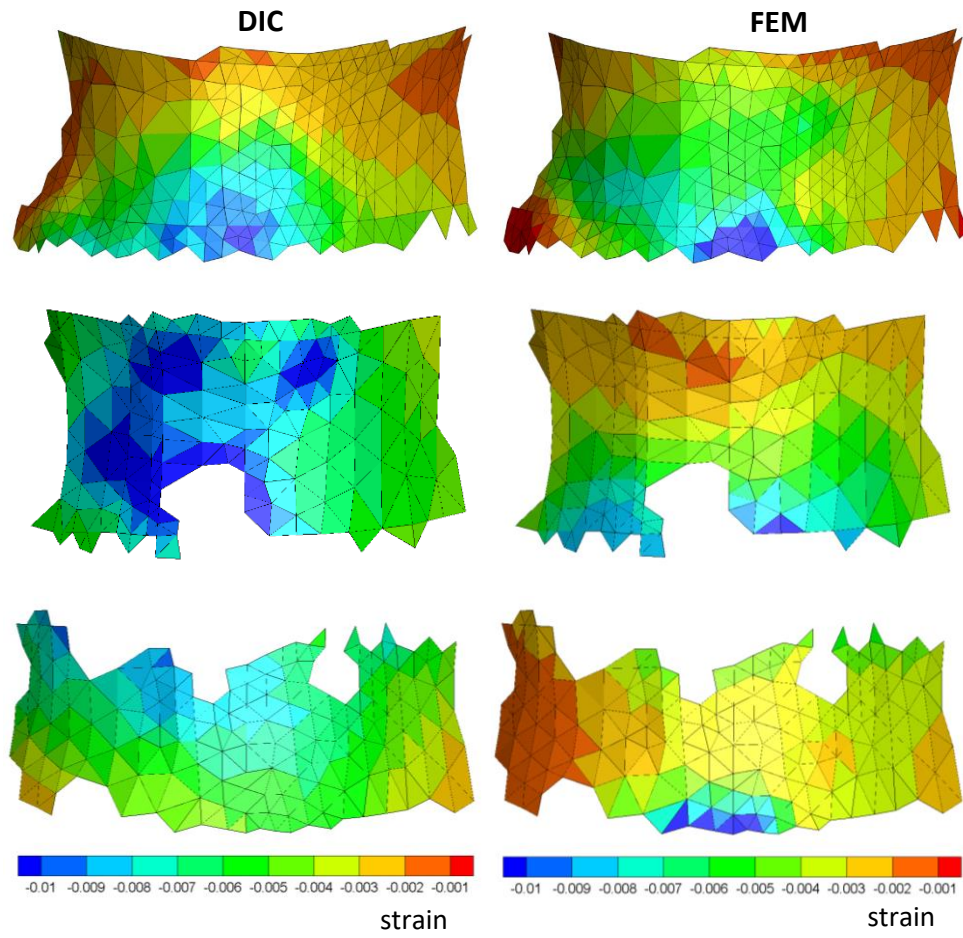


Figura 191: contour plot della deformazione principale ϵ_3 ottenuta dalla DIC (a sinistra) e dalla FEM (a destra) per la simulazione effettuata imponendo al disco $E = 18.5 \text{ MPa}$. I risultati sono riportati su una regione limitata definita per ogni vertebra.

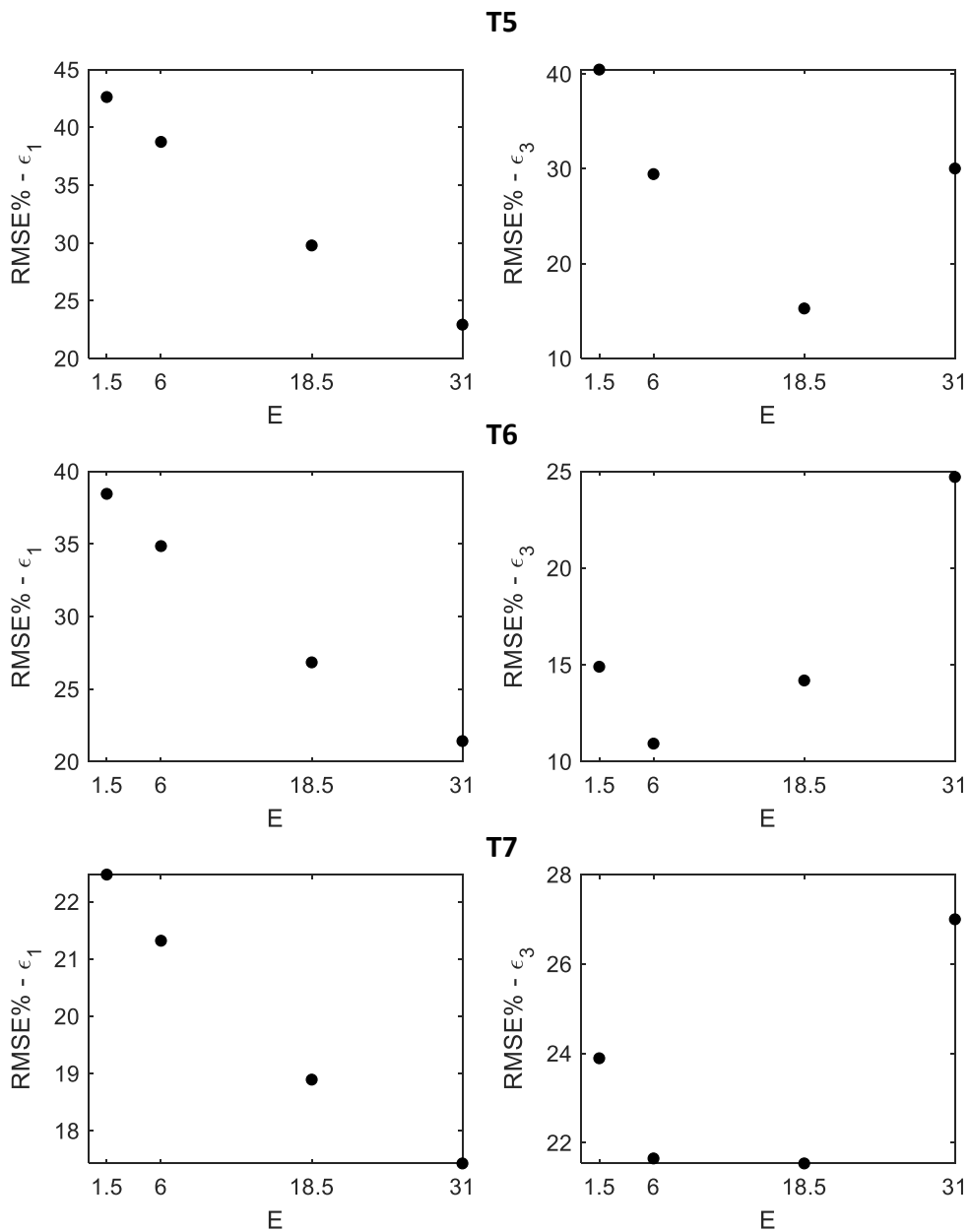


Figura 202: valori RMSE % mediati su una regione definita per ogni vertebra e riportati in funzione del modulo elastico.

Dal confronto degli spostamenti per le simulazioni effettuate imponendo al disco intervertebrale diversi valori di modulo elastico non si osservano differenze significative. Invece, per quanto riguarda le deformazioni, si osserva che la simulazione con $E = 18.5$ MPa permette di ottenere dei valori di RMSE % inferiori al 30% sulle deformazioni principali sulle tre vertebre.

Discussione

Relativamente agli spostamenti, tutte le simulazioni effettuate hanno dato risultati migliori in entrambe le direzioni analizzate per la vertebra T5, mostrando una buona correlazione ($R^2 > 0.9$) ed un minore errore percentuale (inferiore al 10%). Per le vertebre T6 e T7 gli spostamenti hanno evidenziato ancora una buona correlazione ($R^2 > 0.9$ per T6 e $R^2 > 0.8$ per T7), ma sono stati ottenuti errori percentuali maggiori. Analizzando i grafici di confronto degli spostamenti di T6 e T7 (Figure 15 e 19) si nota uno scostamento delle serie di dati rispetto alla linea centrale. Una possibile spiegazione potrebbe essere la vicinanza della vertebra T5 al punto di applicazione delle condizioni al contorno: la vertebra in questione, infatti, risulta meno influenzata dalle incertezze dovute alla modellazione del disco intervertebrale.

Per quanto riguarda le deformazioni, dalla simulazione effettuata con il modulo elastico del disco ottimizzato sulla base delle forze di reazione, sono state ottenute delle deformazioni superiori al 100%. Le deformazioni ottenute dalle simulazioni effettuate successivamente, in cui è stato investigato un range piuttosto ampio di modulo elastico del disco, sembrerebbero migliori. In particolar modo per la simulazione con $E = 18.5$ MPa, sulla vertebra T5 è stato ottenuto un buon accordo tra i risultati del modello numerico con i dati sperimentali. Questo accordo tende a diminuire sulle vertebre T6 e T7, probabilmente dovuto a quanto accennato prima, ovvero al fatto che tali vertebre sono maggiormente influenzate dalle incertezze relative alla modellazione delle proprietà meccaniche del disco intervertebrale.

Conclusione

Il principale scopo di questo lavoro di tesi è stato valutare la possibilità di sviluppare un modello a elementi finiti paziente – specifico a partire dalle immagini tomografiche, per eventuali future applicazioni cliniche. Le immagini CT non permettono di avere informazioni sufficienti per modellare le proprietà meccaniche del disco intervertebrale: pertanto, è stato modellato come materiale elastico omogeneo isotropico, non considerando la sua reale composizione. In letteratura è presente un ampio intervallo di valori di modulo elastico del disco, che varia da qualche unità a qualche decina di N. Inizialmente è stato adottato un valore più basso, da cui è stata effettuata una calibrazione del valore di modulo elastico sulla base delle forze di reazione. In questa prima fase i risultati hanno mostrato un buon grado di accuratezza nella predizione degli spostamenti delle vertebre sottoposte a carico fisiologico ($R^2 > 0.9$ per le vertebre T5 e T6; $R^2 > 0.8$ per la vertebra T7). Al contempo, il modello non ha permesso di ottenere dei risultati confrontabili in termini di deformazioni con quelli ottenuti sperimentalmente (errore percentuale maggiore del 100%), probabilmente a causa dell'assunzione adottata per la modellazione dei dischi intervertebrali.

Per cercare di ridurre gli errori sulle deformazioni è stato incrementato il modulo elastico del disco intervertebrale, investigando un range più ampio presente in letteratura. Questa calibrazione è stata effettuata al fine di individuare il valore che permettesse di simulare più fedelmente il comportamento deformativo delle vertebre. I risultati ottenuti hanno mostrato che, imponendo un valore di modulo elastico pari a 18.5 MPa è possibile ottenere dei valori di RMSE% $< 30\%$ per ϵ_1 e di RMSE% $< 22\%$ per ϵ_3 . Nonostante i risultati promettenti, i valori delle forze di reazione ottenuti per le diverse simulazioni non rientrano nel range di incertezza (35 N) della cella di carico della prova sperimentale.

Bibliografia

- [1] D. Alexandru e W. So, «Evaluation and Management of Vertebral Compression Fractures», *Perm. J.*, vol. 16, fasc. 4, dic. 2012, doi: 10.7812/TPP/12-037.
- [2] M. Palanca *et al.*, «Type, size, and position of metastatic lesions explain the deformation of the vertebrae under complex loading conditions», *Bone*, vol. 151, p. 116028, ott. 2021, doi: 10.1016/j.bone.2021.116028.
- [3] S. Fox, M. Spiess, L. Hnenny, e Daryl. R. Fourny, «Spinal Instability Neoplastic Score (SINS): Reliability Among Spine Fellows and Resident Physicians in Orthopedic Surgery and Neurosurgery», *Glob. Spine J.*, vol. 7, fasc. 8, pp. 744–748, dic. 2017, doi: 10.1177/2192568217697691.
- [4] «QCT-based finite element models predict human vertebral strength in vitro significantly better than simulated DEXA | 10.1007/s00198-011-1568-3». <https://sci-hub.hkvisa.net/10.1007/s00198-011-1568-3> (consultato 19 novembre 2022).
- [5] J. M. Buckley, K. Loo, e J. Motherway, «Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength», *Bone*, vol. 40, fasc. 3, pp. 767–774, mar. 2007, doi: 10.1016/j.bone.2006.10.025.
- [6] Imai *et al.*, «Non linear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. doi: 10.1097/01.brs.0000225993.57349.df
- [7] M. Palanca, G. Tozzi, e L. Cristofolini, «The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review», *Int. Biomech.*, vol. 3, fasc. 1, pp. 1–21, gen. 2016, doi: 10.1080/23335432.2015.1117395.
- [8] A. S. Dickinson, A. C. Taylor, H. Ozturk, e M. Browne, «Experimental Validation of a Finite Element Model of the Proximal Femur Using Digital Image Correlation and a Composite Bone Model», *J. Biomech. Eng.*, vol. 133, fasc. 1, p. 014504, gen. 2011, doi: 10.1115/1.4003129.
- [9] L. Grassi *et al.*, «Experimental validation of finite element model for proximal composite femur using optical measurements», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 21, pp. 86–94, mag. 2013, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.02.006.
- [10] M. Palanca, T. M. Brugo, e L. Cristofolini, «Use of digital image correlation to investigate the biomechanics of the vertebra», *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 15, fasc. 02, p. 1540004, apr. 2015, doi: 10.1142/S0219519415400047.
- [11] H. M. Gustafson, P. A. Crompton, S. J. Ferguson, e B. Helgason, «Comparison of specimen-specific vertebral body finite element models with experimental digital image correlation measurements», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 65, pp. 801–807, gen. 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.10.002.
- [12] «Materialise Mimics User Manual».
- [13] «Bonemat User Guide».
- [14] 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.
- [15] E. F. Morgan, H. H. Bayraktar, e T. M. Keaveny, «Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site», *J. Biomech.*, vol. 36, fasc. 7, pp. 897–904, lug. 2003, doi: 10.1016/s0021-9290(03)00071-x.

- [16] M. Argoubi e A. Shirazi-Adl, «Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression», *J. Biomech.*, vol. 29, fasc. 10, pp. 1331–1339, ott. 1996, doi: 10.1016/0021-9290(96)00035-8.
- [17] H. Yang, M. G. Jekir, M. W. Davis, e T. M. Keaveny, «Effective modulus of the human intervertebral disc and its effect on vertebral bone stress», *J. Biomech.*, vol. 49, fasc. 7, pp. 1134–1140, mag. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.045.
- [18] «How inverse distance weighted interpolation works—ArcGIS Pro | Documentation». <https://pro.arcgis.com/en/pro-app/latest/help/analysis/geostatistical-analyst/how-inverse-distance-weighted-interpolation-works.htm> (consultato 16 novembre 2022).
- [19] E. Dall’Ara et al., «A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro», *Journal of Biomechanics*, vol. 43, fasc. 12, pp. 2374–2380, ago. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.04.023.
- [20] N. Newell, J. Little, A. Christou, M. Adams, C. Adam, e S. Masouros, «Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results», *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 69, pp. 420–434.