



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Ingegneria biomedica - Biomeccanica

A.a. 2023/2024

Sessione di Laurea Dicembre 2024

**Implementation of postoperative outcomes
from fixation and biomechanical insights: a
multiscale investigation**

Relatori:

Ing. Alessandra Aldieri
Ing. Simone Borrelli
Prof.ssa Cristina Bignardi

Candidata:

Arianna Lopa

Abstract

La colonna vertebrale è uno dei siti preferenziali per la formazione di metastasi tumorali, le quali potrebbero provocare la compressione del midollo spinale, con gravi conseguenze per la stabilità e la funzionalità del rachide. Attualmente, la strategia chirurgica più utilizzata per far fronte a queste complicanze consiste in una decompressione del canale spinale, seguita da una procedura di fissazione, configurata come lunga (quattro livelli spinali) o corta (due livelli spinali).

La fissazione lunga offre grande stabilità alla colonna ma richiede un ampio accesso chirurgico, aumentando il rischio di complicanze; la fissazione corta riduce i rischi intraoperatori, ma potrebbe non garantire una stabilità sufficiente.

L'obiettivo principale di questo studio è quello di creare un modello computazionale di colonna vertebrale paziente-specifico che possa permettere una valutazione quantitativa delle due tecniche chirurgiche citate, attraverso l'utilizzo combinato di modelli multi-body e di analisi FEM. Questa integrazione consente di sfruttare i punti di forza di entrambi i metodi: l'analisi multi-body permette di simulare il comportamento globale della colonna durante i movimenti, mentre quella FEM permette di concentrarsi maggiormente sulle sollecitazioni presenti all'interfaccia tra la vertebra e le viti. Seguendo un approccio unidirezionale, si utilizza il modello multi-body per estrarre i casi di carico specifici da dare in input all'analisi FEM, per migliorare l'accuratezza dei risultati.

Si è realizzato un modello multi-body della colonna basato su immagini TAC del paziente, che comprende le vertebre della zona lombare, dalla T12 al sacro. Tra le strutture ossee si frappongono i dischi intervertebrali, modellizzati tramite bushing posizionati nei centri di istantanea rotazione di flessione-estensione e calcolati per ciascun livello vertebrale sulla base di dati sperimentali riportati in letteratura.

Per valutare gli outcome post-operatori, sono stati modellati i due tipi di fissaggio utilizzando viti inserite nel corpo vertebrale e barre peduncolari. Sono stati simulati movimenti di flessione-estensione del rachide, applicando un momento puro alla vertebra più craniale, la T12, e vincolando il sacro in modo da raggiungere un ROM di 15°

per la flessione e di 8° per l'estensione. Durante la flessione, nelle viti situate in posizione craniale si sono generate forze di 'pullout. I risultati numerici, valutati a parità di ROM, hanno evidenziato un'importante influenza della lunghezza del costrutto: nel fissaggio lungo le forze generate risultano di quasi cinque volte maggiori rispetto a quelle del fissaggio corto.

Questa analisi ha quindi permesso di valutare il comportamento biomeccanico della colonna nel suo complesso e di poter identificare le vertebre più soggette a sollecitazioni.

Le vertebre selezionate sono la L4 e la L5 per il costrutto lungo e la sola L4 per quello corto. È stato poi realizzato un modello ad elementi finiti del sistema vertebra-vite peduncolare per valutare gli stress presenti all'interfaccia.

Il fine ultimo di questo studio è sviluppare una pipeline multiscala che integri modelli multi-body e FEM per la valutazione paziente-specifica delle sollecitazioni meccaniche e delle forze distribuite lungo la colonna vertebrale. Questo approccio permette di ottenere risultati utili per la scelta della tecnica chirurgica più adatta alle esigenze del paziente che si sta trattando per ridurre al minimo i rischi post-operatori.

Sommario

Elenco delle figure.....	6
Elenco delle tabelle.....	8
Capitolo 1.....	11
Background.....	11
1.1 Anatomia del rachide e delle vertebre.....	11
<i>Vertebre</i>	12
<i>Disco intervertebrale</i>	15
<i>Faccette articolari</i>	17
<i>Legamenti</i>	18
1.2 Trattamento delle metastasi vertebrali: fissazione spinale.....	19
1.3 Simulazioni MultiBody e Modelli ad Elementi Finiti.....	21
Capitolo 2.....	28
Metodi e materiali.....	28
<i>Angoli di Eulero</i>	28
2.1 Flusso di lavoro.....	29
A. Ricostruzione della geometria.....	30
B. Modellazione degli elementi passivi.....	34
<i>Punti di repere dei legamenti</i>	34
<i>Giunto intervertebrale</i>	37
C. Modellazione dei costrutti per fissazione spinale.....	41
Capitolo 3.....	50
Risultati.....	50
<i>Flessione</i>	52

<i>Estensione</i>	56
Capitolo 4	59
Analisi FEM	59
4.1 Analisi FEM per la valutazione delle sollecitazioni nel sistema osso-impianto	59
<i>Flusso di lavoro</i>	60
Capitolo 5	69
Conclusioni	69
Bibliografia	71

Elenco delle figure

Figura 1.1 (a) Vista anteriore, (b) laterale e (c) posteriore della colonna. la figura mostra in modo chiaro la suddivisione delle vertebre nelle regioni cervicale, toracica e lombare, il coccige e il sacro ed evidenzia le curvature naturali (Abd-Elseyed, 2023).	12
Figura 1.2 Componenti strutturali di una vertebra (<i>Colonna vertebrale, Università degli studi di Ferrara</i>)	13
Figura 1.3 Rappresentazione di un tratto di colonna costituita da 3 vertebre alternate da 2 dischi intervertebrali, di cui sono indicati i principali componenti (<i>Colonna vertebrale, Università degli studi di Ferrara</i>).....	14
Figura 1.4 Vertebra cervicale, vertebra toracica e vertebra lombare a confronto (Abd-Elseyed, 2023)	Errore. Il segnalibro non è definito.
Figura 1.5 Struttura di un disco intervertebrale (Frost et al., 2019) Errore. Il segnalibro non è definito.	
Figura 1.6 Legamenti: posizione e punti di ancoraggio lungo la colonna vertebrale (Galbusera & Wilke, 2018)	19
Figura 1.7 A, costruito per fissazione chirurgica spinale lunga. B, costruito per fissazione chirurgica spinale corta (McLain, 2006).....	21
Figura 2.1 Angoli di Eulero (<i>Angoli di Eulero, Università degli studi di Bologna</i>)	29
Figura 2.2 Schermata di lavoro del software 3DSlicer, con modello di colonna vertebrale e immagini DICOM in tre viste	31
Figura 2.3 Schema riassuntivo dei passaggi svolti e dei software utilizzati per passare dalle immagini in formato DICOM a un modello 3D su Adams.....	32
Figura 2.4 Modello completo di colonna vertebrale comprensivo di vertebre dalla T12 al sacro e dai giunti intervertebrali modellati attraverso i bushing.....	40
Figura 2.5 (a) Vite peduncolare, (b) Barra peduncolare per costruito lungo (c)Barra peduncolare per costruito corto.....	42
Figura 2.6 Vista assiale 2D di viti inserite nel corpo vertebrale; (Destra) visualizzazione 3D del posizionamento delle viti.....	43

Figura 2.7 Modello completo di colonna con costruito lungo per fissazione spinale: (a) vista posteriore; (b) vista da sinistra; (c) vista da destra	44
Figura 2.8 Modello completo di colonna con costruito corto per fissazione spinale: (a) vista posteriore; (b) vista da sinistra; (c) vista da destra.....	45
Figura 2.9 Modello completo di colonna con costruito per fissazione spinale: (a) vista posteriore; (b) vista da sinistra; (c) vista da destra	43
Figura 3.1 Modello completo di colonna vertebrale con costruito lungo comprensivo di strutture ossee (vertebre dalla T12 al sacro), giunti intervertebrali, viti, barre rese flessibili, e momento puro applicato alla T12	50
Figura 3.2 Forze di pullout sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di compressione per le vertebre caudali L4 ed L5	52
Figura 3.3 Forze di pullout sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di compressione per le vertebre caudali L4 ed L5	Errore. Il segnalibro non è definito.
Figura 3.4 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costruito di fissazione.....	54
Figura 3.5 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costruito di fissazione.....	55
Figura 3.6 Forze di compressione sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di pullout per le vertebre caudali L4 ed L5	56
Figura 3.7 Forze di compressione sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di pullout per le vertebre caudali L4 ed L5	57
Figura 3.8 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costruito di fissazione.....	58
Figura 3.9 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costruito di fissazione.....	58
Figura 4.1 Vertebra L4 del modello con costruito lungo: (a) mesh di taglia 3mm; (b) mesh di taglia 2mm; (c) mesh di taglia 1mm; (d) mesh di taglia 0,5mm;.....	61
Figura 4.2 Set up completo della vertebra, con forze e vincoli applicati	64
Figura 4.3 Set up completo della vertebra, con forze e vincoli applicati	66

Figura 4.4 Contour plot degli stress di Von Mises (in alto), del massimo principale delle deformazioni (al centro) e del minimo principale delle deformazioni (in basso): vista isometrica (sinistra), vista posteriore (destra).....67

Elenco delle tabelle

Tabella 1 Valori di densità, volume, centro di massa e tensore di inerzia per tutte le vertebre	33
Tabella 2 Coordinate dei punti di reperi dei legamenti longitudinale anteriore (ALL), longitudinale posteriore (PLL) e sopraspinoso (SSL)	35
Tabella 3 Coordinate dei punti di reperi dei legamenti interspinosi destri e sinistri.....	35
Tabella 4 Coordinate dei punti di reperi dei legamenti flavi destri e sinistri	36
Tabella 5 Posizioni medie dell'IAR per ogni livello intervertebrale date come percentuali della larghezza e dell'altezza della vertebra inferiore dell'articolazione, ponendo l'origine nell'angolo superiore della zona posteriore della vertebra stessa.	38
Tabella 6 Dimensioni delle vertebre per il calcolo del CIR	38
Tabella 7 Coordinate del centro di istantanea rotazione calcolato per ogni coppia di vertebra, rispetto al sistema di riferimento globale.....	39
Tabella 8 Orientamento delle terne definite per ogni giunto intervertebrale, considerando gli angoli di Eulero rispetto al sistema di riferimento globale.....	41
Tabella 9 Angoli di inclinazione rispetto al piano assiale e sagittale delle viti per il costruito lungo	43
Tabella 10 Angoli di inclinazione rispetto al piano assiale e sagittale delle viti per il costruito corto	44
Tabella 11 Coordinate dei punti in cui sono stati inseriti i giunti fissi per vincolare le barre del costruito lungo in corrispondenza delle teste delle viti, rispetto al sistema di riferimento globale	46
Tabella 12 Coordinate dei punti in cui sono stati inseriti i giunti fissi per vincolare le barre del costruito corto in corrispondenza delle teste delle viti, rispetto al sistema di riferimento globale	46
Tabella 13 Distanza misurata dal centro della barra al peduncolo per le viti del costruito lungo ...	47
Tabella 14 Distanza misurata dal centro della barra al peduncolo per le viti del costruito corto....	47
Tabella 15 Orientamento delle viti relative al costruito lungo nello spazio	48
Tabella 16 Orientamento delle viti relative al costruito corto nello spazio.....	48

Tabella 17 Funzioni per l'applicazione del momento puro per simulare flessione ed estensione ...49

Tabella 18 Tabella contenente i parametri ricavati dal file output delle deformazioni e degli stress per la convergenza calcolati su tutte le mesh65

Tabella 19 Tabella contenente gli errori relativi di ciascuna mesh rispetto alla più raffinata (taglia Op5), calcolati per tutti i parametri estratti dal file di output delle deformazioni e degli stress **Errore. Il segnalibro non è definito.**

Capitolo 1

Background

Questo capitolo introduce i concetti chiave dell'anatomia e della biomeccanica del rachide, analizzando i suoi principali elementi costitutivi: vertebre, dischi intervertebrali, faccette articolari e legamenti. Viene inoltre trattata una panoramica delle patologie che possono colpire la colonna vertebrale e delle principali tecniche chirurgiche disponibili per alleviarle, come la fissazione spinale.

Per concludere, offre una panoramica generale sui modelli multibody e sui modelli FEM, evidenziandone punti di forza e criticità, e spiegando come possano essere utilizzati in sinergia.

1.1 Anatomia del rachide e delle vertebre

Il rachide, o colonna vertebrale, è la struttura ossea che racchiude il midollo spinale, si sviluppa nella parte posteriore del torace e collega la testa al bacino. È costituita da 33 elementi, chiamati vertebre, di cui 4 fusi a costituire il coccige, 5 fusi a formare il sacro e 24 separati, che costituiscono le regioni cervicale, toracica e lombare. A partire dal cranio e scendendo verso il coccige, le prime 7 vertebre sono quelle cervicali, la prima si articola con i condili dell'osso occipitale e l'ultima con la prima vertebra toracica. A seguire, si trovano 12 vertebre toraciche, ognuna delle quali si articola con uno o più paia di costole. L'ultimo tratto della colonna vertebrale è costituito da 5 vertebre lombari, di queste, l'ultima si articola con l'osso sacro, che a sua volta si articola con il coccige (*Figura 1.1 (c)*) (*Vertebral Column (Spine)*, s.d.).

La colonna vertebrale svolge compiti fondamentali: proteggere il midollo osseo, sostenere il peso del corpo e fornire sostegno. In particolare, le vertebre cervicali supportano e ammortizzano i carichi che gravano sulla testa e sul collo, esse hanno un range di movimento (ROM) maggiore rispetto alle altre vertebre più caudali; la regione toracica dà sostegno a

tutto il busto, e, le vertebre toraciche, articolandosi con le costole, proteggono i principali organi addominali e permettono soprattutto una rotazione assiale del busto; infine la regione lombare è il tratto più resistente dovendo sostenere tutto il peso delle sezioni precedenti e garantire i movimenti di flesso-estensione.

La colonna risulta allineata verticalmente sul piano frontale, mentre sul piano sagittale presenta quattro curvature naturali di cui due dette primarie, presenti già alla nascita, e due secondarie che si presentano con la crescita, quelle cervicale e lombare sono concave posteriormente e si parla di lordosi, mentre quelle toracica e sacrale sono convesse posteriormente e si parla di cifosi (*Figura 1.1 a, b*). La combinazione di queste 4 curvature permette il mantenimento della postura eretta con il minimo consumo energetico.

Se queste curvature si sviluppano in modo anomalo, risultando più pronunciate, possono comportare disordini posturali e patologie (Abd-Elsayed, 2023).

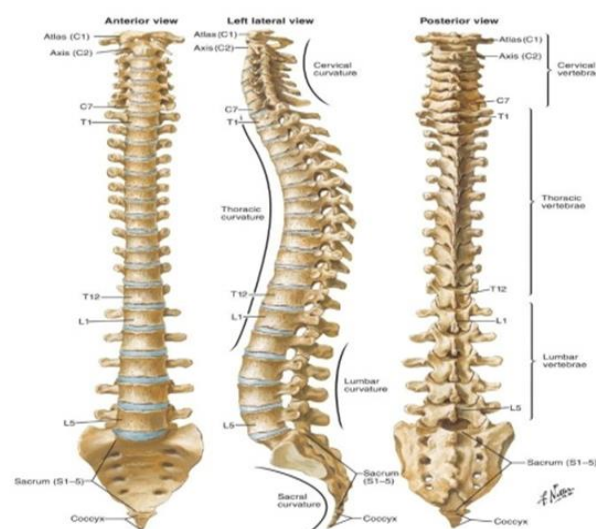


Figura 1.1 (a) Vista anteriore, (b) laterale e (c) posteriore della colonna. la figura mostra in modo chiaro la suddivisione delle vertebre nelle regioni cervicale, toracica e lombare, il coccige e il sacro ed evidenzia le curvature naturali.

Vertebre

Le vertebre sono gli elementi principali della colonna vertebrale, sono classificate come ossa irregolari, in quanto, per la loro forma complessa dovuta alle funzioni che svolgono, non

rientrano in nessuna delle principali classificazioni. La parte anteriore è il corpo vertebrale, una parte ossea a forma di disco fondamentale per sostenere carichi verticali. Le superfici superiori e inferiori sono composte da osso corticale, prendono il nome di piatti vertebrali, e mostrano una leggera depressione adatta ad accogliere il disco intervertebrale. Posteriormente le vertebre sono costituite da molteplici parti ossee, simmetriche rispetto al piano sagittale: due peduncoli si estendono in direzione dorsolaterale su ogni lato dal corpo vertebrale, da ciascun peduncolo si originano due parti ossee piatte, le lamine, che si incontrano al centro, dando forma all'arco neurale. L'arco neurale e la parte posteriore del corpo vertebrale costituiscono le pareti del forame intervertebrale, struttura che protegge il midollo osseo e delimita il canale vertebrale. Dalla lamina, si sviluppano i processi trasversi e i processi spinosi, rispettivamente lateralmente e posteriormente. I processi che scaturiscono dall'arco neurale servono per l'aggancio di muscoli e legamenti, aumentano l'efficacia e l'ampiezza dei movimenti che ne derivano (Figura 1.2). Le vertebre tra di loro si articolano in modo differente anteriormente e posteriormente: i corpi vertebrali di due vertebre consecutive e il disco intervertebrale tra loro compreso formano le sinfisi, cioè articolazioni immobili, posteriormente invece, per ogni vertebra, ci sono 4 articolazioni mobili che permettono il movimento (Frost et al., 2019).

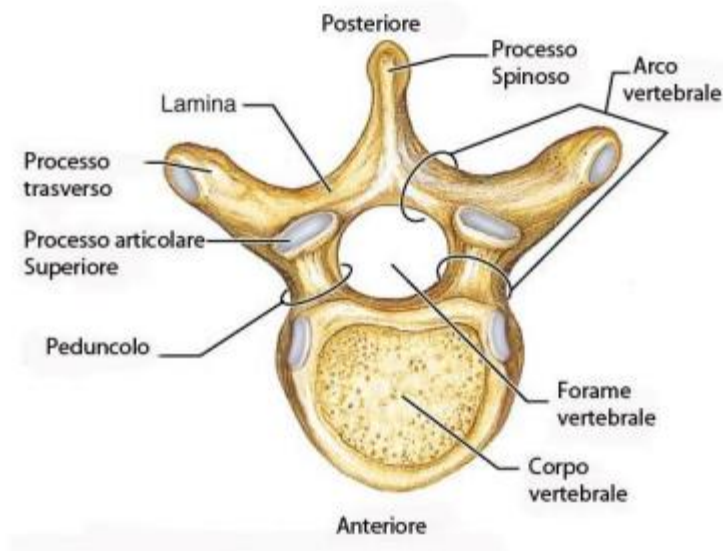


Figura 1.2 Componenti strutturali di una vertebra

A partire dalla vertebra più craniale, la prima cervicale (C1), fino ad arrivare a quella più in basso, l'ultima lombare (L5), le vertebre aumentano di dimensione. Generalmente, a seconda del livello della colonna che si considera, tutte le vertebre hanno peculiarità dovute alla specifica funzione che sono chiamate a svolgere, ma condividono la stessa struttura di base. Queste, con i dischi intervertebrali, le articolazioni zigoapofisiarie e i legamenti, costituiscono la colonna vertebrale nel suo insieme (*Figura 1.3*).

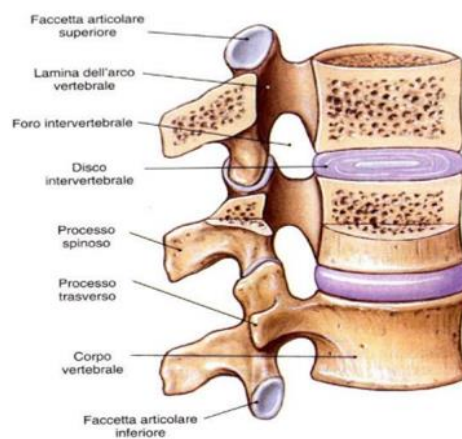


Figura 1.3 Rappresentazione di un tratto di colonna costituita da 3 vertebre alternate da 2 dischi intervertebrali, di cui sono indicati i principali componenti

Le vertebre cervicali, le più piccole e dotate di un corpo rettangolare, possiedono forami trasversi per il passaggio delle arterie vertebrali e processi spinosi bifidi, caratterizzandosi per una grande mobilità, essenziale per i movimenti della testa. Le vertebre toraciche, di dimensioni medie e con un corpo a forma di cuore, sono strutturate per l'articolazione con le costole, con processi spinosi lunghi e inclinati che limitano l'estensione ma permettono una buona rotazione del torace. Infine, le vertebre lombari, le più grandi e robuste, con un corpo ovale, sono progettate per sopportare il peso del corpo, con processi spinosi corti e orizzontali che consentono una significativa flessione ed estensione ma limitano la rotazione (*Figura 1.4*) (Galbusera & Wilke, 2018). Queste differenze permettono alla colonna vertebrale di svolgere funzioni diverse lungo le sue diverse regioni, garantendo un equilibrio tra stabilità e mobilità (Abd-Elseyed, 2023).

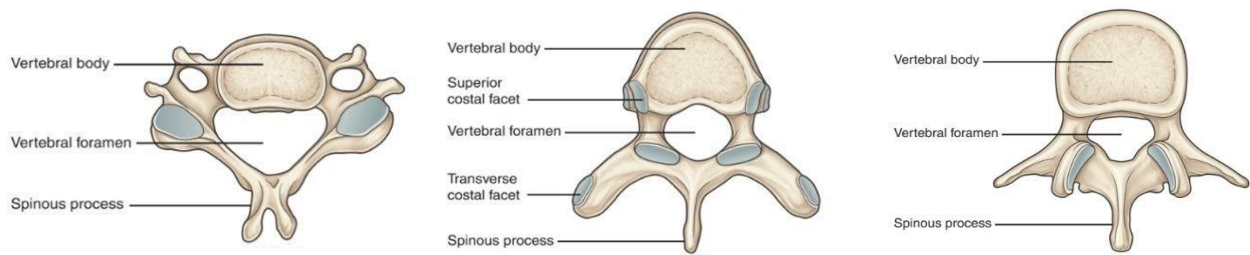


Figura 1.4 Vertebra cervicale, vertebra toracica e vertebra lombare a confronto

Disco intervertebrale

I corpi vertebrali di due vertebre consecutive sono separati da un disco cartilagineo, detto disco intervertebrale. I dischi costituiscono circa il 20-30% della lunghezza della colonna e il loro spessore varia in base alla regione che occupano, nelle regioni cervicale e lombare risultano infatti essere più spessi rispetto a quella toracica, per via del maggior range di movimenti richiesto.

Il disco vertebrale ha la principale funzione di assorbire e trasmettere le forze dei muscoli e i carichi esterni lungo tutta la colonna e permette il movimento tra le vertebre (Roberts et al., 2006). Le due vertebre, il disco tra loro interposto e le faccette articolari costituiscono l'unità funzionale della colonna (Functional Spinal Unit, FSU) (Oxland, 2016).

Ogni disco ha una struttura complessa, è costituito principalmente da tre parti: un anello fibroso esterno, più rigido, che conferisce resistenza alla struttura, un nucleo polposo interno, molto lasso, che permette i movimenti e piatti vertebrali cartilaginei (Figura 1.5), insieme conferiscono integrità meccanica e strutturale alla colonna (Raj, 2008).

- Anello fibroso: è composto da tessuto fibrocartilagineo, ha una struttura particolare, fatta da una serie di lamelle concentriche costituite principalmente da acqua, collagene e altre proteine. Gli strati possono variare in numero, da 15 a 25, in base alle dimensioni del disco. Le proprietà meccaniche variano radialmente, ma il disco nel suo complesso è fortemente anisotropo (Galbusera & Wilke, 2018).

- Nucleo polposi: è una massa morbida e gelatinosa, collocata all'interno dell'anello fibroso, e costituita principalmente da acqua (80-90%) in cui sono immerse fibre di collagene immerse in modo casuale.
- Piatti vertebrali: sono la parte più resistente del disco e l'unica ad essere vascolarizzata. Sono situati nella parte superiore ed inferiore, e sono composti prevalentemente da cartilagine ialina e da un sottile strato di osso corticale. La loro principale funzione è quella di separare il tessuto duro e denso dell'osso corticale della vertebra dal più fragile anello fibroso (Raj, 2008), (Roberts et al., 2006).

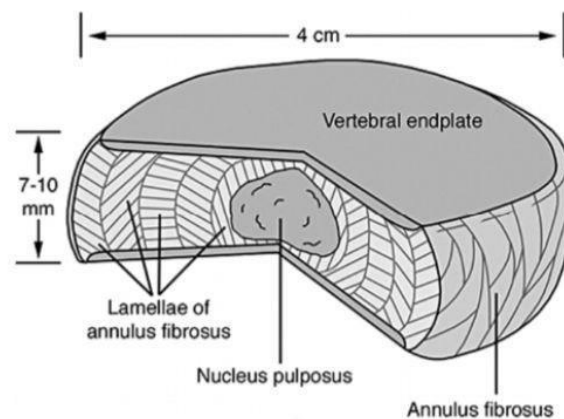


Figura 1.5 Struttura di un disco intervertebrale

Il disco intervertebrale si comporta diversamente in risposta a varie sollecitazioni meccaniche. In compressione, il nucleo polposi si deforma, riducendo la sua altezza e espandendosi radialmente, esercitando pressione sull'anello fibroso. Le lamelle dell'anello si distendono fino a raggiungere un equilibrio tra la pressione interna e la tensione esterna. Inoltre, il nucleo esercita pressione sui piatti vertebrali, che resistono alla deformazione. In trazione, l'altezza del disco aumenta e le fibre di collagene dell'anello si allungano per resistere al movimento. Durante i movimenti di scivolamento (taglio), alcune fibre dell'anello fibroso sono tese e altre rilassate, a seconda della loro posizione e della direzione del movimento. Durante il bending (quando un'estremità del corpo vertebrale si abbassa e l'altra si alza), l'anello è compresso nella direzione del movimento e in trazione nella parte opposta. In torsione, il comportamento è simile al taglio: le fibre dell'anello orientate nella

direzione del movimento si tendono, mentre le altre si rilassano. Questi adattamenti consentono al disco di assorbire e distribuire le forze, mantenendo la stabilità della colonna vertebrale (Frost et al., 2019) .

Faccette articolari

Le faccette articolari, anche dette articolazioni zigoapofisarie (Z-joint), sono superfici lisce e arrotondate che permettono l'articolazione tra le vertebre, facilitando il movimento e la flessibilità della colonna. Le articolazioni tra le vertebre sono di tipo sinoviale, si trovano tra le faccette articolari delle vertebre adiacenti e consentono movimenti limitati come flessione, estensione e rotazione. Sono circondate da una capsula articolare contenente liquido sinoviale che lubrifica e riduce l'attrito.

Le faccette vengono di solito definite come 'piane' o 'piatte', ma questo è vero solo per quelle toraciche e cervicali, non per quelle lombari che risultano 'curve' o 'biplanari'. Le faccette cervicali formano un angolo di 45° rispetto al piano orizzontale. Questa inclinazione garantisce la maggiore mobilità delle vertebre. Le faccette articolari delle vertebre toraciche sono orientate più verticalmente (circa a 60° rispetto al piano orizzontale e 20° rispetto al piano frontale). Questa disposizione favorisce la rotazione e l'inclinazione laterale ma limita la flessione e l'estensione. La presenza delle costole contribuisce ulteriormente alla stabilità di questa regione e limita l'ampiezza dei movimenti.

Infine, le faccette articolari delle vertebre lombari sono orientate quasi verticalmente, e a circa 45° rispetto al piano frontale. Questa inclinazione consente principalmente la flessione e l'estensione, ma limita significativamente la rotazione. Questo orientamento è importante per sostenere il carico e mantenere la stabilità nella parte bassa della schiena (Taylor & Twomey, 1992).

Legamenti

I legamenti tengono unite le vertebre, fungono da stabilizzatori delle articolazioni, prevenendo movimenti eccessivi o anomali che potrebbero causare danni alla colonna. Ci sono legamenti che si estendono lungo tutta la colonna e altri che invece sono comuni solo a vertebre adiacenti (Galbusera & Wilke, 2018).

I principali legamenti della colonna vertebrale sono i legamenti longitudinali anteriore e posteriore (ALL e PLL), sono continui lungo tutta la colonna e le conferiscono stabilità dal collo al sacro. Il legamento anteriore è il più forte e il più spesso tra i due, si aggancia ad ogni corpo vertebrale e ad ogni disco intervertebrale. Il legamento risulta allungato in tensione e limita l'estensione eccessiva della colonna, prevenendo spostamenti anteriori delle vertebre. Il legamento posteriore è più piccolo rispetto all'anteriore, si aggancia solo ai dischi intervertebrali. È allungato in flessione, dunque si oppone all'iperflessione della colonna. I due legamenti sono composti da fibre di collagene di tipo I imbevute in una matrice extracellulare di proteoglicani. Le fibre di collagene sono orientate parallelamente alla colonna e questa organizzazione conferisce grande elasticità e forza ai legamenti in direzione longitudinale.

Il legamento sopraspinoso (SSL) collega posteriormente tutte le apofisi spinose, aiutando ad evitare flessioni eccessive della colonna.

I legamenti che uniscono vertebre contigue sono più piccoli di quelli appena citati e sono i legamenti interspinosi (ISL) e i legamenti flavi (FL), anche detti legamenti gialli. I primi sono situati tra i processi spinosi delle vertebre, sempre composti da fibre di collagene, hanno la funzione di trasferire i carichi della muscolatura adiacente; i secondi uniscono le lamine di vertebre contigue, le fibre di collagene inizialmente disorganizzate, si allineano se sottoposte ad alti carichi, questo permette ai legamenti di non cedere (*Figura 1.6*) (Kurtz & Edidin, 2006).

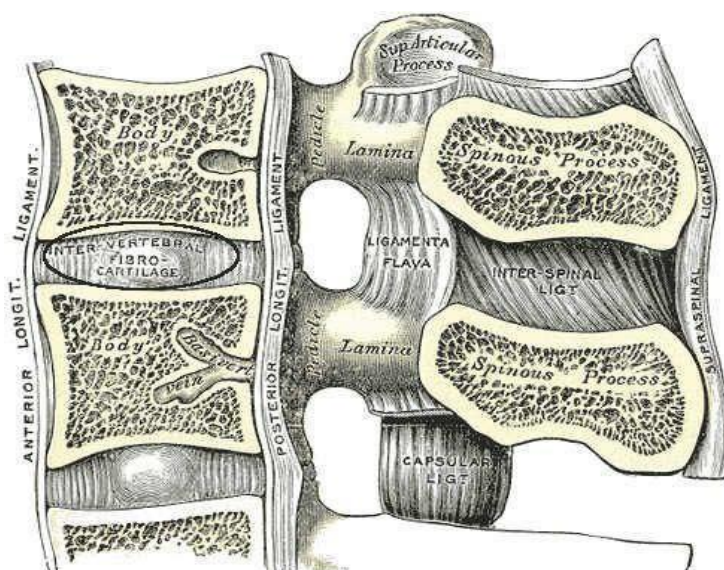


Figura 1.6 Legamenti: posizione e punti di ancoraggio lungo la colonna vertebrale

1.2 Trattamento delle metastasi vertebrali: fissazione spinale

Le metastasi spinali si presentano nel 5-30% dei casi di cancro, dovute principalmente a carcinomi al seno, alla prostata, ai polmoni e ai reni. Si manifestano con una combinazione di sintomi quali dolore alla schiena, instabilità meccanica e deficit di tipo neurologico. Si concentrano principalmente nella parte ossea della colonna vertebrale, risparmiando i dischi intervertebrali, per via della loro limitata vascolarizzazione (Amelot et al., 2019). La presenza di metastasi scheletriche indebolisce gravemente la struttura ossea e, di conseguenza, la capacità di carico del corpo vertebrale. Quando le metastasi si diffondono anche nel midollo spinale possono causarne la compressione, compromettendo significativamente l'integrità strutturale della colonna vertebrale, spesso sono necessari interventi chirurgici, con lo scopo principale di alleviare il dolore del paziente, di preservare o in parte ristabilire funzioni neurologiche e di garantire un minimo di stabilità spinale (Patnaik et al., 2020). Proprio perché l'incidenza di metastasi spinali nei tumori primari continua a crescere, studiare strategie chirurgiche che possano essere meno invasive, più sicure ed efficaci, sta diventando una vera e propria sfida biomeccanica (Schmidt et al., 2005).

Anche il ruolo della neurochirurgia in questo contesto continua ad evolversi. Al giorno d'oggi la strategia chirurgica più utilizzata è quella che prevede di effettuare una decompressione del canale spinale, tramite rimozione delle lamine vertebrali, seguita da una fissazione spinale, per ripristinare la stabilità del rachide. L'approccio utilizzato può essere anteriore o posteriore, così come possono variare i livelli spinali coinvolti nella fissazione, per questo diventa sempre più importante utilizzare una strategia che possa essere specifica per il paziente, non ce n'è una universalmente corretta e adatta a tutti e numerosi sono i fattori in gioco da tenere in considerazione (McLain, 2006).

La fissazione spinale è un intervento che presenta diverse problematiche associate, perché, in base a quanto è estesa la lesione, può coinvolgere più livelli della colonna. In base alla situazione che ci si trova ad affrontare, i tipi di fissaggio utilizzati sono due: lungo e corto.

Per una fissazione con costrutto lungo si segue la regola 'due vertebre sopra e due vertebre sotto' rispetto a quella interessata dalla lesione, di conseguenza la ferita chirurgica del paziente sarà più grande, ci sarà maggiore perdita di sangue e maggiore esposizione a rischi di contaminazione batterica, la fissazione con costrutto corto riduce al minimo i livelli spinali interessati dall'intervento, le viti sono poste nelle vertebre subito sopra e subito sotto quella lesionata, con il rischio però che non ci sia sufficiente stabilità (*Figura 1.7*) (McLain, 2006).

Le viti, in entrambi i casi, vengono inserite nei peduncoli delle vertebre con un'inclinazione da laterale a mediale. Vengono posizionate lateralmente e posteriormente in ogni vertebra coinvolta, tranne in quella decompressa, seguendo una traiettoria tradizionale (TPS), che va verso l'interno, passando attraverso l'asse del peduncolo. Una volta che tutte le viti sono correttamente posizionate, vengono inserite delle barre longitudinali con lo scopo di stabilizzare la colonna vertebrale (Kim et al., 2021).

Uno dei più recenti e innovativi materiali utilizzati per la realizzazione delle barre per fissazione chirurgica è il polietere etere chetone rinforzato con fibra di carbonio (CFR-PEEK), che viene preferito per alcuni vantaggi rispetto ai tradizionali materiali metallici. Risulta particolarmente vantaggioso soprattutto quando l'intervento è seguito da cicli di radioterapia, poiché riesce ad evitare la dispersione delle radiazioni. Una delle sue caratteristiche più importanti è il suo modulo elastico (98 GPa), che, essendo simile a quello

dell'osso corticale, permette di trasferire meglio il carico alla colonna vertebrale, riducendo lo stress tra le viti e l'osso (Takayanagi et al., 2021, (Bruner et al., 2010)

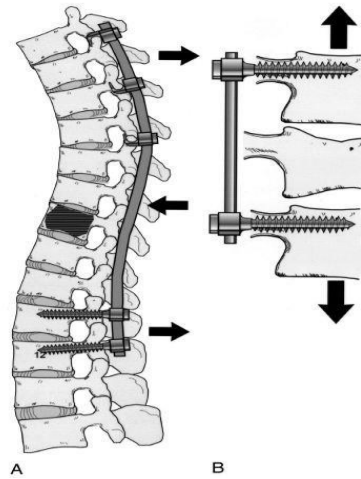


Figura 1.7 A, costruito per fissazione chirurgica spinale lunga. B, costruito per fissazione chirurgica spinale corta

1.3 Simulazioni MultiBody e Modelli ad Elementi Finiti

I modelli computazionali di colonna vertebrale sono ormai sempre più importanti per la pianificazione e l'ottimizzazione degli interventi chirurgici. Sono strumenti di grande importanza ormai utilizzati nei più diversi contesti, per comprendere il generale funzionamento della colonna vertebrale, i suoi movimenti e tutti i rischi ad essi correlati, per prevenire infortuni e per studiarne i cambiamenti a seguito di malattie o degradazione dovuta all'età del soggetto (Nispel et al., 2023). Possono principalmente essere classificati in due categorie, i modelli a corpi rigidi e i modelli ad elementi finiti, entrambi molto utili ed ognuno con i propri punti di forza e le proprie limitazioni, sono sempre più spesso utilizzati in combinazione.

Modelli Multibody

Le simulazioni multibody (MBS) sono usate per avere informazioni biomeccaniche sulla colonna da un punto di vista macroscopico, consentono di rappresentare le vertebre come corpi rigidi collegati da articolazioni, risultando ideali per simulare movimenti complessi su larga scala, come flessione, rotazione ed estensione della colonna, grazie alla rapidità di

calcolo. Studiano principalmente le forze che agiscono sulla colonna: le forze di reazione articolari e le forze muscolari.

Negli ultimi vent'anni, diversi sono stati i modelli creati per analizzare la zona lombare della colonna. Uno dei primi fu quello proposto nel 2007 da de Zee et al. (de Zee et al., 2007), costituito da sette corpi rigidi per il bacino, cinque vertebre lombari e un segmento unico per la colonna toracica. Il modello includeva 154 attuatori rappresentanti i fasci muscolari.

Ispirato da questo modello, Christophy et al. (Christophy et al., 2012) pubblicò un modello multibody generico della colonna lombare nel 2012, incorporando una struttura muscolare più dettagliata. Altri modelli con una struttura del torace semplificata sono stati pubblicati negli anni successivi.

Lerchl et al. introdusse un metodo per la generazione semi-automatizzata di modelli MBS individualizzati nel 2022, basati su dati TC e comprendenti vertebre individuali e segmenti generici per testa, collo, bacino e braccia semplificate.

Nei modelli biomeccanici MBS, le connessioni tra segmenti sono solitamente implementate come giunti con gradi di libertà definiti, spesso modellati come giunti sferici, che permettono la rotazione attorno ai 3 assi nello spazio, ma non la traslazione. Giunti con sei gradi di libertà risultano più complessi perché includono anche il movimento traslazionale, in alcuni casi sono rappresentati da matrici di rigidità 6×6 . Il centro di rotazione viene fatto coincidere con il centro geometrico del disco intervertebrale o viene posto nel suo centro di istantanea rotazione secondo Pearcy et al. (Pearcy & Bogduk, 1988).

La modellazione delle strutture viscoelastiche che stabilizzano passivamente la colonna vertebrale, come i dischi intervertebrali (IVD), i legamenti spinali e i tessuti cartilaginei del torace, varia in dettaglio e caratteristiche meccaniche considerate. Alcuni modelli trascurano completamente questi componenti, mentre altri li combinano parzialmente o completamente in un unico elemento stabilizzante per giunto, o integrano singolarmente ciascun componente. La maggior parte dei modelli semplifica le proprietà meccaniche dei tessuti connettivi a elementi di forza lineare elastica.

La modellazione elastica pura non considera gli effetti viscosi che influenzano la risposta meccanica in funzione della velocità di deformazione. Solo pochi modelli dettagliati includono una modellazione viscoelastica non lineare di IVD e legamenti spinali. I parametri vengono solitamente presi da studi in vitro disponibili in letteratura.

Le faccette articolari sono gli elementi più difficile da rappresentare, una volta acquisiti attraverso le immagini e la maggior parte dei modelli le include come semplici strutture parallele, i cui angoli di inclinazione sono ripresi dalla letteratura (Lerchl et al., 2023).

Modelli ad elementi finiti

L'analisi agli elementi finiti (FEM) rappresenta uno strumento essenziale nella biomeccanica della colonna vertebrale, grazie alla sua capacità di fornire un approccio matematico e numerico per studiare il comportamento della colonna sotto diverse condizioni di carico. Questa tipologia di analisi ha seguito i progressi della potenza computazionale e l'evoluzione tecnologica che ha permesso l'integrazione di modelli anatomici con tecniche di imaging avanzato.

A partire dagli anni 2000, l'adozione di modelli tridimensionali personalizzati basati su dati di imaging ad alta risoluzione ha rivoluzionato l'analisi dinamica della colonna vertebrale. Questo approccio ha permesso di simulare condizioni funzionali complesse, come i movimenti della colonna e gli effetti dei carichi ciclici. Studi come quello di Roychowdhury et al. (Roychowdhury, 2009) hanno evidenziato il ruolo cruciale della FEM nel modellare l'interazione tra vertebre, dischi intervertebrali, legamenti e muscoli, specialmente in contesti clinici come infortuni o interventi chirurgici.

In particolare, i modelli FEM sono stati ampiamente utilizzati per testare e ottimizzare dispositivi medici, tra cui protesi intervertebrali e sistemi di fissazione spinale. Questi modelli aiutano a ridurre il rischio di complicazioni post-operatorie, migliorando il design e la funzionalità degli impianti.

Lo studio di Herrera et al. (Antonio Herrera et al., 2012) sottolinea ulteriormente l'importanza della FEM in ortopedia e chirurgia traumatologica. Lo studio descrive l'uso della simulazione per replicare fedelmente l'anatomia umana e analizzare le interazioni biomeccaniche tra ossa e impianti. Grazie a tecniche come la combinazione di scanner laser e TC, è possibile creare modelli altamente dettagliati e realistici, utili per simulare scenari clinici complessi in modo economico e riproducibile, favorendo la personalizzazione dei trattamenti.

Nello specifico, molti sono gli studi che si propongono di utilizzare l'analisi FEM per determinare gli effetti dell'utilizzo di un sistema di fissazione applicato ad un tratto della colonna vertebrale.

Lo studio di Liao et al. (Liao et al., 2017) si concentra sull'analisi biomeccanica della colonna vertebrale utilizzando un modello di elemento finito (FE) della sezione T11-L1, sviluppato a partire da immagini di tomografia computerizzata di un soggetto maschile. L'analisi si propone di indagare il comportamento meccanico del segmento vertebrale in condizioni di carico progressivo e simulate, tenendo conto delle modifiche strutturali associate alla fusione ossea post-chirurgica. Sono stati simulati movimenti di flessione, estensione, flessione laterale e rotazione assiale con momenti flettenti progressivi (2,5 Nm, 5,0 Nm, 7,5 Nm) applicati alla vertebra più craniale, T11, mentre i nodi inferiori di L1 sono stati vincolati. È stata inoltre modellata la fusione ossea post-chirurgica considerando le viti perfettamente aderenti alle vertebre.

Lo studio di Zhou et al. (Zhou et al., 2020) ha sviluppato un modello FEM del segmento T12-L2 a partire da dati di tomografia computerizzata di 8 soggetti, utilizzando i software MIMICS, Geomagic Studio e Hypermesh. Per ricreare le fratture, sono state applicate modifiche geometriche alla vertebra L1. Sono stati modellati anche quattro tipi di strumentazione peduncolare, utilizzando viti e barre di collegamento, con differenti configurazioni. Sono stati utilizzati momenti torcenti durante la flessione anteriore, con valori di 5 Nm, 10 Nm e 15 Nm, per riprodurre i movimenti di flessione della colonna. Inoltre, sono stati applicati carichi verticali di 150 N, 350 N e 500 N per simulare la compressione della colonna vertebrale dovuta al peso corporeo e alla gravità. Infine, sono stati applicati carichi combinati, con un momento torcenti di 10 Nm durante flessione/estensione, flessione laterale e rotazione, insieme a un carico verticale di 350 N, per simulare sollecitazioni complesse che coinvolgono torsione e compressione simultanee. Questi carichi sono stati progettati per studiare lo stress sulle viti peduncolari, i micromovimenti della vertebra L1 e la risposta biomeccanica complessiva del modello sotto diverse condizioni di carico.

Approccio combinato

L'uso combinato di MBS e FEM consente sfruttare i punti di forza di entrambi, integrando la capacità del MBS di simulare movimenti globali e forze dinamiche con la capacità del FEM di analizzare in dettaglio le risposte locali delle strutture passive. In particolare, questo approccio ibrido è fondamentale per la progettazione di dispositivi di fissazione spinale, in quanto consente di valutare l'efficacia di diverse soluzioni chirurgiche o protesiche sotto vari scenari biomeccanici, prendendo in considerazione le caratteristiche individuali della colonna vertebrale del paziente. Usare un approccio che possa combinare le due tipologie di modelli computazionali rappresenta il gold standard della ricerca biomeccanica.

I principali approcci con cui è possibile mettere in relazione i modelli MBS e i modelli FEM sono due: unidirezionale e bidirezionale.

L'approccio unidirezionale nel contesto della simulazione biomeccanica della colonna vertebrale implica un flusso di dati che avviene in una sola direzione, dal modello multibody (MBS) al modello ad elementi finiti (FEM), o viceversa, a seconda del tipo di analisi da condurre. Nel primo caso, il MBS calcola movimenti globali e forze trasmesse, che vengono utilizzati come input per il FEM, che a sua volta esegue un'analisi dettagliata di stress e deformazioni. Nel secondo caso invece il FEM calcola le deformazioni locali che vengono poi utilizzate per applicare condizioni al contorno al modello MBS. Questo approccio consente di eseguire una simulazione meno complessa dal punto di vista computazionale, poiché non richiede un feedback diretto tra i due modelli durante l'intera sequenza di calcoli. In pratica, il FEM esegue un'analisi approfondita delle sollecitazioni interne alla colonna vertebrale senza tener conto delle variazioni dinamiche provenienti dal modello multibody, il che limita l'interazione tra le simulazioni, rendendo così l'analisi più rapida.

L'approccio bidirezionale, invece, consente uno scambio di dati in entrambe le direzioni: i movimenti globali dell'MBS influenzano il FEM, e i risultati FEM aggiornano l'MBS, garantendo una maggiore interazione tra dinamiche globali e locali. Sebbene più realistico e utile per studi complessi, richiede maggiore potenza computazionale e algoritmi di integrazione avanzati (Nispel et al., 2023).

Studi recenti hanno dimostrato che la combinazione di MBS e FEM consente di ottenere risultati più affidabili nella previsione del comportamento meccanico della colonna

vertebrale, con applicazioni in vari ambiti, tra cui la progettazione di impianti di fissazione, la simulazione di interventi chirurgici e la valutazione di patologie degenerative. Questo approccio integrato sta infatti rapidamente emergendo come uno strumento fondamentale per la biomeccanica clinica e la ricerca.

Nello studio di Remus et al, i modelli multibody (MBS) e il metodo agli elementi finiti (FEM) sono utilizzati in combinazione per ottenere una simulazione più completa e realistica del comportamento della colonna vertebrale.

Nel modello ibrido, il sistema MBS è impiegato per simulare il movimento dinamico della colonna vertebrale, considerando le interazioni tra le vertebre, i muscoli e le strutture di supporto, come i legamenti. Questo approccio permette di modellare le forze e i movimenti complessi durante attività come la flessione, l'estensione e la torsione. Tuttavia, le strutture passive, come i dischi intervertebrali, richiedono una rappresentazione più dettagliata per simulare correttamente le forze di compressione e torsione a livello delle singole vertebre, che è dove entra in gioco il FEM.

Il FEM viene utilizzato per modellare in modo più accurato le proprietà materiali e le deformazioni delle strutture passive, come i dischi intervertebrali e i legamenti, che non possono essere facilmente descritti con il MBS a causa della loro natura complessa e non lineare. L'uso combinato di MBS e FEM permette quindi di ottenere una simulazione accurata e realistica della colonna vertebrale, che tiene conto sia del movimento dinamico che delle risposte strutturali sotto carico (Remus et al., 2021).

Questa combinazione di tecniche consente una calibrazione precisa del modello e una validazione basata su dati sperimentali, migliorando l'affidabilità delle simulazioni e la capacità di analizzare il comportamento della colonna vertebrale in vari scenari. L'integrazione di MBS e FEM, quindi, offre un potente strumento per la progettazione e la valutazione di interventi chirurgici o dispositivi di fissazione spinale.

L'obiettivo di questo progetto di tesi è proprio creare una pipeline multiscala, che vada ad integrare i metodi del multibody e dell'analisi FEM.

Si è scelto di adottare un approccio combinato tra i due di tipo unidirezionale. In particolare, i dati relativi ai movimenti globali della colonna vertebrale, ottenuti mediante l'analisi del modello multibody, saranno utilizzati come input per il modello FEM, il quale eseguirà una

simulazione dettagliata delle deformazioni e degli stress. Questa metodologia permetterà di ottenere risultati che riflettano in maniera accurata e realistica il comportamento della colonna vertebrale sotto carico, con un costo computazionale e un flusso di dati facilmente gestibile. Il modello è specifico per il paziente, costruito sulla base delle immagini TAC della colonna vertebrale del singolo individuo, permettendo così di ottenere simulazioni personalizzate che considerano le caratteristiche anatomiche dello specifico soggetto in analisi.

Capitolo 2

Metodi e materiali

Questo capitolo si apre con una parentesi per descrivere gli angoli di Eulero e successivamente si concentra sul processo di costruzione del modello multibody della colonna vertebrale, con focus sugli elementi passivi, come i legamenti e i dischi intervertebrali, e sui costrutti chirurgici impiegati nella fissazione spinale. L'obiettivo è descrivere nel dettaglio ogni fase del processo, spiegando come queste strutture siano state rappresentate per garantire un modello biomeccanico realistico e funzionale.

Angoli di Eulero

Gli angoli di Eulero sono tre angoli che descrivono l'orientamento di un corpo rigido nello spazio tridimensionale rispetto a un sistema di riferimento fisso, vengono indicati comunemente come θ (theta), ϕ (phi), e ψ (psi) (*Figura 2.1*). Questi angoli rappresentano una sequenza di tre rotazioni attorno ad assi specifici del sistema di riferimento, rispetto ad un altro. Le due terne (x_1, x_2, x_3) e (θ, ϕ, ψ) inizialmente sono allineate e hanno l'origine in comune.

L'ordine di queste rotazioni è cruciale e viene definito come:

1. **Rotazione attorno all'asse x_3** (angolo ψ): La prima rotazione è attorno all'asse x_3 del sistema di riferimento fisso, descrive la rotazione attorno all'asse verticale.
2. **Rotazione attorno all'asse x_1** (angolo θ): Dopo la prima rotazione, il corpo rigido viene ruotato attorno all'asse ξ_3 del sistema di riferimento che ora è ruotato rispetto all'asse x_3 originale, rappresenta l'inclinazione del corpo.

3. **Rotazione attorno all'asse ξ_3** (angolo ϕ): Infine, il corpo viene ruotato attorno al nuovo asse ξ_3 che è la direzione risultante dalla seconda rotazione, descrive la rotazione del corpo attorno al suo asse longitudinale. In molte applicazioni pratiche, come in questo caso nei giunti rotazionali, si tratta di controllare rotazioni attorno a uno o più assi. Gli angoli di Eulero sono direttamente legati a questi movimenti rotazionali e possono quindi essere utilizzati per definire e controllare il movimento del giunto in modo preciso (*Angoli di Eulero, Università degli studi di Bologna*). È possibile calcolare gli angoli per ogni coppia di vertebre, attraverso uno script Matlab, che li calcola da una matrice di rotazione.

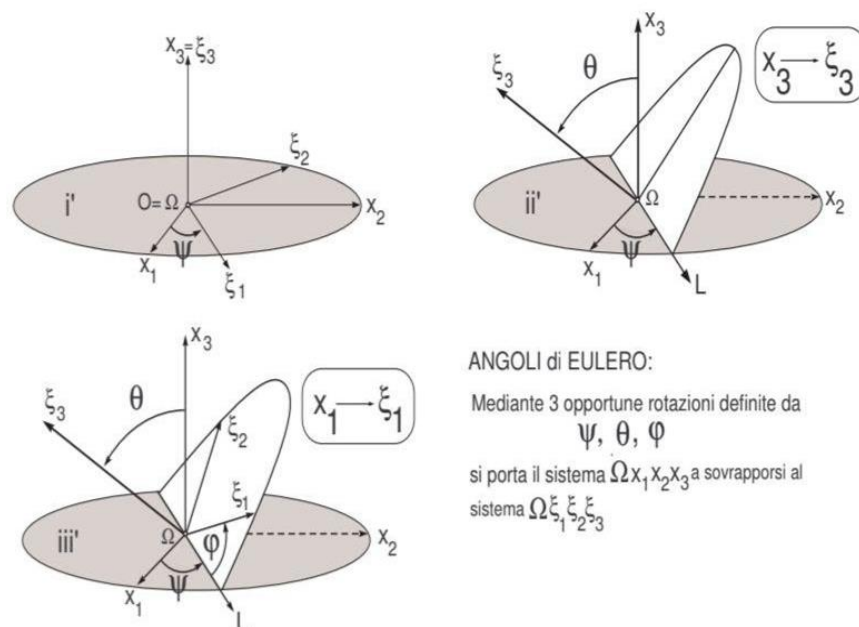


Figura 2.1 Angoli di Eulero

2.1 Flusso di lavoro

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di creare un modello di colonna vertebrale completo di tutte le sue parti, paziente specifico. Questo vuol dire che si dovrà modellare la colonna vertebrale sulla specifica anatomia del paziente preso in considerazione, facendo riferimento alle sue immagini TC. Il modello finale sarà rappresentativo del singolo paziente

studiato e darà indicazioni più specifiche, dovute alle posizioni e dimensioni più realistiche delle singole vertebre.

Il processo per ottenere il modello completo è articolato in diverse fasi: ricostruzione della geometria, ricostruzione degli elementi passivi e infine, modellazione dei costrutti per fissazione spinale.

A. Ricostruzione della geometria

Il primo step è l'analisi della geometria della colonna vertebrale del paziente. I dati di partenza sono le immagini TC in formato DICOM del paziente. Grazie al software di segmentazione 3D Slicer, si ottiene un modello tridimensionale delle vertebre della zona lombare, includendo la T12 e il sacro. La tomografia computerizzata (TC) è una tecnica di imaging medico che utilizza raggi X per produrre immagini dettagliate del corpo umano. Il computer utilizza i dati raccolti da diversi angoli attorno al corpo per creare immagini trasversali o "a fette" del corpo. Queste immagini mostrano dettagli anatomici interni come ossa, organi, vasi sanguigni e tessuti molli, visualizzati con varie tonalità di grigio.

La visualizzazione offerta dal software è 'per fetta', in tutte e 3 le dimensioni dello spazio (*Figura 2.2*).

3DSlicer consente di delineare le strutture anatomiche, attraverso strumenti di segmentazione semi-automatica o manuale. Questo processo aiuta a isolare specifiche regioni di interesse nei dati medici, in questo caso le strutture ossee che compongono la colonna. A partire da una segmentazione automatica fatta dal software 3DSlicer delle vertebre di interesse, dalla T12 al sacro, si passa al perfezionamento manuale delle strutture create.

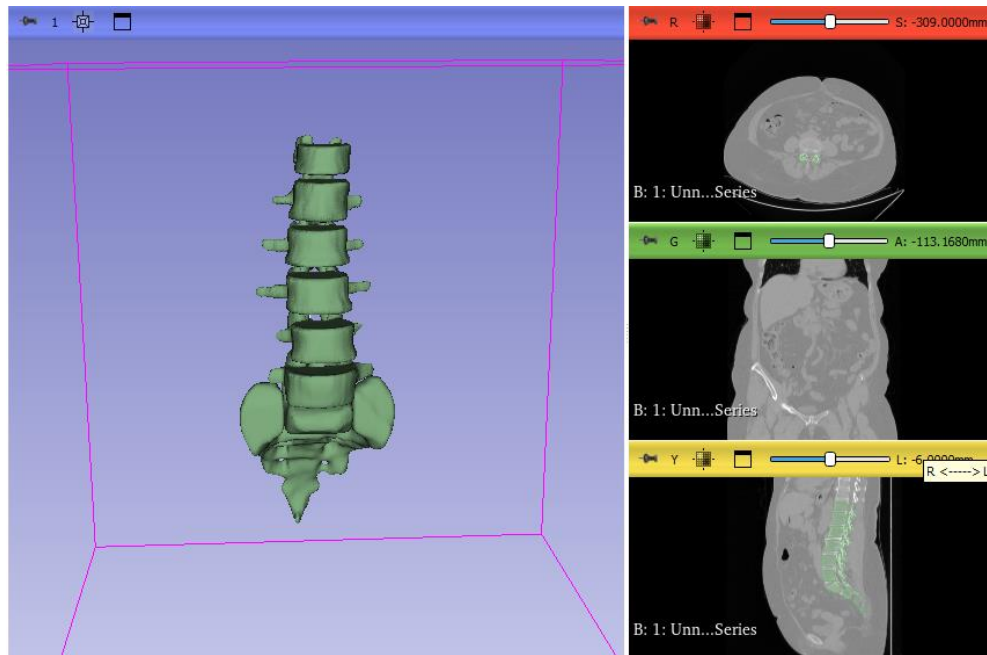


Figura 2.2 Schermata di lavoro del software 3DSlicer, con modello di colonna vertebrale e immagini DICOM in tre viste

Una volta terminato il processo di editing e ottenuto il modello definitivo, si procede con l'esportazione dei file di lavoro. Ogni file rappresenta una singola vertebra e il formato di esportazione è STL (Stereolithography), che rappresenta oggetti tridimensionali attraverso una serie di triangoli o facce, dove ogni faccia ha 3 vertici.

Il formato non risulta compatibile con il software di analisi scelto, ADAMS, è dunque necessario fare una serie di passaggi intermedi, passando per altri software, che permettono di avere le vertebre in formato finale .XT (Parasolid).

Il primo software da utilizzare per effettuare il passaggio da formato STL dei file a formato .XT è Rhinoceros, modellatore 3D. Si importano i file in formato STL e il software permette di trasformare la mesh in una superficie. A questo punto, la ricostruzione può essere esportata in formato .3DM. L'ultimo software da utilizzare per terminare il processo è SolidWorks. Si importa il modello nel formato in cui è stato precedentemente esportato da Rhinoceros e, senza ulteriori passaggi, si esporta come .XT.

Ogni singolo passaggio risulta necessario e indispensabile per arrivare al risultato finale. Infatti, se si importasse il modello in formato STL direttamente nell'ambiente di lavoro di ADAMS, verrebbe visualizzato come 'Shell', un elemento bidimensionale, e non come un

'Solido', di conseguenza non avrebbe caratteristiche fondamentali quali centro di massa e densità. Se il formato STL venisse importato in SolidWorks, saltando i passaggi su Rhinoceros, sarebbe visto dal software come 'Corpo Grafico', ovvero un modello senza informazioni geometriche, e non come 'Corpo Solido'.

Una volta in possesso di tutti i file in formato .XT è possibile importare la ricostruzione del rachide sul software MSC Adams (Automated Dynamic Analysis of Mechanical Systems), utilizzato per la modellazione multibody (Figura 2.3).

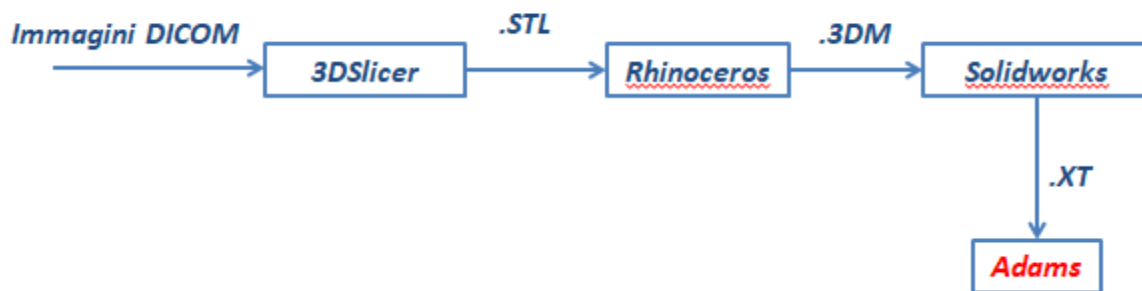


Figura 2.3 Schema riassuntivo dei passaggi svolti e dei software utilizzati per passare dalle immagini in formato DICOM a un modello 3D su Adams

Adams è un software di simulazione dinamica multi body, in grado di analizzare il comportamento dinamico dei sistemi meccanici complessi.

Si crea un modello unico di colonna e si aggiungono le singole vertebre come parti, gli si assegna una densità pari a 10^{-6} kg/mm^3 , in modo che ognuna abbia il proprio centro di massa (Tabella 1).

Tabella 1 Valori di densità, volume, centro di massa e tensore di inerzia per tutte le vertebre

	Densità [kg/mm ³]	Volume [mm ³]	Centro di massa	Tensore di inerzia [kgmm ²]
T12	1.0E-06	3.482E+04	X: -11.73 Y: 191.48 Z: -159.99	IXX : 13.40 IYY : 11.12 IZZ : 5.80
L1	1.0E-06	5.014E+04	X: -13.87 Y: 184.59 Z: -190.66	IXX : 21.19 IYY : 18.28 IZZ : 10.46
L2	1.0E-06	5.170E+04	X: -17.16 Y: 178.22 Z: -224.66	IXX : 25.95 IYY : 22.34 IZZ : 11.58
L3	1.0E-06	5.855E+04	X: -17.68 Y: 168.97 Z: -258.17	IXX : 31.04 IYY : 25.70 IZZ : 14.47
L4	1.0E-06	5.456E+04	X: -15.18 Y: 161.17 Z: -292.23	IXX : 27.48 IYY : 22.13 IZZ : 12.47
L5	1.0E-06	5.576E+04	X: -16.03 Y: 160.63 Z: -324.87	IXX : 26.80 IYY : 17.37 IZZ : 15.92
SACRO	1.0E-06	2.422E+05	X: -19.83 Y: 195.46 Z: -373.56	IXX : 480.99 IYY : 310.53 IZZ : 220.33

B. Modellazione degli elementi passivi

Punti di repere dei legamenti

Una volta ottenuto il modello nel suo complesso, composto dalle 7 parti ossee interessate dallo studio, è necessario procedere con la creazione degli elementi passivi che hanno il compito di stabilizzare la colonna. Si potrebbe a questo punto procedere per due strade parallele, tramite i legamenti o con l'utilizzo di un giunto intervertebrale.

Per modellizzare i legamenti, si ritorna in ambiente CAD e, facendo riferimento all'anatomia della colonna, si individuano manualmente i punti di repere necessari, che costituiscono i punti in cui i legamenti si agganciano alle vertebre, mostrati nelle tabelle 2, 3 e 4. Si utilizza lo stesso sistema di riferimento sia nel CAD nell'ambiente di lavoro di Adams, in modo che i punti siano univocamente determinati.

Per stabilizzare la colonna si procede con l'inserimento dei legamenti anteriore (ALL) e posteriore (PLL), andando a dividere virtualmente a metà tutte le vertebre lungo il piano sagittale, e individuando due punti, in alto e in basso, rispettivamente nella parte anteriore e posteriore del corpo. Per quanto riguarda il legamento sopraspinoso (SLL) si sceglie un punto che sia circa a metà del processo spinoso di ciascuna vertebra.

Si procede con l'individuare i punti di aggancio dei legamenti più corti, legamenti interspinosi (ISL) e i legamenti flavi (FL), comuni solo a vertebre adiacenti, selezionando due punti, uno superiore ed uno inferiore, sia a destra che a sinistra. Le coordinate dei punti selezionati vengono inserite in un file con estensione csv (Comma-Separated Values) in modo che ogni linea di testo nel file rappresenti una riga della tabella, i valori in ogni riga sono separati da una virgola o un altro delimitatore. Il file verrà poi importato, a corredo del modello rappresentante gli elementi ossei, in Adams.

Tabella 2 Coordinate dei punti di repera dei legamenti longitudinale anteriore (ALL), longitudinale posteriore (PLL) e sopraspinoso (SSL)

	ALL			PLL			SSL		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
T12DW	-12,99	161,39	-165,84	-12,13	190,95	167,01	-14,93	233,51	-177,31
L1UP	-13,18	158,28	-176,51	-13,08	190,58	-175,61	-15,52	230,91	-195,54
L1DW	-13,18	153,66	-200,14	-16,39	188,71	-201,59	-16,24	228,85	-214,32
L2UP	-14,78	152,44	-208,47	-16,29	183,45	-209,15	-17,77	228,41	-223,55
L2DW	-15,55	146,75	-233,39	-16,38	181,21	-233,57	-20,55	225,33	-247,89
L3UP	-17,28	141,87	-243,07	-17,10	175,13	-243,11	-20,12	219,53	-258,34
L3DW	-16,11	136,81	-266,76	-17,85	170,64	-266,16	-20,73	214,91	-282,99
L4UP	-15,67	133,58	-279,13	-16,27	165,12	-279,12	-22,23	215,15	-291,15
L4DW	-15,35	132,71	-302,91	-14,73	163,74	-303,60	-22,75	213,06	-304,35
L5UP	-15,17	134,21	-314,76	-15,44	164,28	-315,10	-22,24	203,39	-310,64
L5DW	-15,33	136,94	-338,83	-15,26	165,58	-337,84	-23,14	204,52	-321,33
S1UP	-17,32	151,85	-347,03	-16,13	169,50	-340,54	-24,04	198,75	-336,81

Tabella 3 Coordinate dei punti di repera dei legamenti interspinosi destri e sinistri

	ISL_dx			ISL_sx		
	x	y	z	x	y	z
T12DW	-16,06	220,21	-175,33	-11,24	223,64	-175,22
L1UP	-16,41	217,9	-192,65	-13,33	220,28	-193,29
L1DW	-17,87	216,54	-208,55	-13,42	218,26	-208,07
L2UP	-18,87	212,87	-224,73	-16,08	215,34	-223,95
L2DW	-21,04	210,36	-242,52	-16,66	214,22	-242,58
L3UP	-20,87	205,87	-257,96	-18,58	206,2	-257,92
L3DW	-22,05	203,86	-276,72	-17,04	203,89	-277,49

L4UP	-20,95	194,93	-287,82	-18,45	198,68	-287,76
L4DW	-24,28	193,5	-301,77	-17,25	198,05	-302,28
L5UP	-21,6	189,92	-312,31	-18,4	195,38	-311,81
L5DW	-24,3	191,28	-322,05	-18,06	196,76	-321,09
S1UP	-30,19	191,78	-341,18	-15,78	197,5	-340,07

Tabella 4 Coordinate dei punti di repera dei legamenti flavi destri e sinistri

	LF_dx			LF_sx		
	x	y	z	x	y	z
T12DW	-18,94	216,71	-175,02	-8,12	217,08	-175,1
L1UP	-19,79	206,73	-191,47	-10,58	204,74	-189,23
L1DW	-21,43	209,02	206,14	-10,66	209,02	-209,14
L2UP	-19,79	199,68	-223,09	-14,54	198,5	-222,98
L2DW	-22,43	202,20	-241,80	-13,77	203,57	-242,64
L3UP	-20,51	191,26	-256,71	-17,04	193,95	-256,42
L3DW	-26,13	192,89	-275,33	-14,36	194,51	-276,57
L4UP	-20,87	188,37	288,16	-16,68	188,06	-287,00
L4DW	-25,35	187,80	-302,01	-13,76	191,07	-302,06
L5UP	-23,37	181,66	-316,21	-12,67	183,98	-315,55
L5DW	-27,97	187,90	-326,08	-11,59	190,82	-326,95
S1UP	-39,24	188,10	-346,13	1,50	191,33	-346,54

Giunto intervertebrale

Un'alternativa all'inserimento nel modello dei singoli legamenti prevede l'utilizzo di un giunto intervertebrale, questa tecnica è comunemente usata nella biomeccanica per rappresentare il comportamento complesso di tutti i componenti passivi (come legamenti, dischi intervertebrali, e faccette articolari) attraverso un unico elemento. Il giunto vertebrale è posto nel centro di istantanea rotazione, in modo che il movimento di rototraslazione tra le due vertebre adiacenti possa essere descritto come un'unica rotazione.

Il CIR (Centro di Istantanea Rotazione) è fondamentale nella comprensione del movimento delle articolazioni intervertebrali, poiché rappresenta il punto attorno al quale avviene la rotazione istantanea durante i movimenti del tronco.

Nell'articolo del 1988 di Percy e Bogduk (Percy & Bogduk, 1988), il CIR viene esaminato per le articolazioni intervertebrali lombari e viene fatta una quantificazione del suo spostamento durante i movimenti di flessione, estensione e flesso-estensione. Questo comportamento influisce significativamente sulla distribuzione delle forze attraverso le faccette articolari, con importanti implicazioni per la comprensione delle patologie spinali e la loro gestione clinica.

Nell'articolo viene inclusa una tabella che riporta i dati relativi alle coordinate medie del CIR, delle articolazioni intervertebrali lombari, in quanto variano durante la rototraslazione delle vertebre. Questa tabella fornisce dettagli quantitativi sulle posizioni del CIR per diversi movimenti della colonna vertebrale, come flessione, estensione e per differenti livelli vertebrali, dalla L1 al sacro.

Per la costruzione del giunto da aggiungere al modello in analisi si procede sfruttando i dati sperimentali raccolti da Percy, in particolar modo quelli relativi al movimento di flesso-estensione per i vari livelli della colonna (*Tabella 5*).

Tabella 5 Posizioni medie dell'IAR per ogni livello intervertebrale date come percentuali della larghezza e dell'altezza della vertebra inferiore dell'articolazione, ponendo l'origine nell'angolo superiore della zona posteriore della vertebra stessa.

	Flessione		Estensione		Flesso estensione	
	X	Y	X	Y	X	Y
L1-2	0.43(0.23)	0.03(0.09)	0.36(0.15)	-0.05(0.14)	0.39(0.12)	-0.01(0.10)
L2-3	0.40(0.07)	-0.04(0.09)	0.17(0.15)	-0.02(0.17)	0.36(0.10)	-0.04(0.06)
L3-4	0.38(0.06)	-0.05(0.09)	---	---	0.38(0.10)	-0.04(0.11)
L4-5	0.41(0.07)	-0.04(0.14)	---	---	0.36(0.07)	-0.10(0.11)
L5-S1	0.38(0.15)	0.19(0.26)	0.28(0.30)	-0.04(0.14)	0.33(0.07)	0.12(0.17)

Per iniziare, sono state misurate le dimensioni delle vertebre in analisi (*Tabella 6*) e si ottiene la posizione del CIR per ciascuna, moltiplicando i valori ottenuti per le percentuali in tabella. Sempre in ambiente CAD, si individuano le coordinate nel sistema di riferimento del modello.

Tabella 6 Dimensioni delle vertebre per il calcolo del CIR

	Larghezza (mm)	Altezza (mm)
L1	31	27,12
L2	33,1	25,35
L3	32,44	26,1
L4	29,2	25,19
L5	28,1	23,61
S1	27,93	25,84

Poiché lo studio di Pearcy non prevede l'ottenimento della terza variabile Z, ci si è basati solo su considerazioni geometriche.

Si è tracciato per ciascun endplate, superiore ed inferiore, di ciascuna vertebra, una spline che ne delimitasse il contorno. I punti che vanno a formare la spline sono stati salvati in un file con estensione *igs* che poi, utilizzando un primo script in Python, è stato convertito in *csv*. Spostandosi su matlab, tramite un secondo script che lavora con l'interpolazione dei

punti, si è individuato per ciascun endplate il centroide, caratterizzato da tutte e 3 coordinate spaziali. A questo punto, si sono mediati i valori della coordinata mancante, e il risultato ottenuto è stato poi utilizzato per ogni livello vertebrale.

Sono stati rapportati tutti i dati ottenuti alla geometria in ambiente CAD e sono state individuate sul modello in solidworks le coordinate corrispondenti ai punti ottenuti con la tecnica di Percy, in questo modo è stato possibile ottenere le tre variabili, X,Y,Z per ciascuna coppia di vertebre. Per concludere il processo ed avere a disposizione tutti i dati necessari per costruire il giunto, si è individuato un punto che possa essere indicativo della posizione del processo spinoso per ciascuna vertebra, utilizzando sempre lo stesso complessivo su solidworks (*Tabella 7*).

Tabella 7 Coordinate del centro di istantanea rotazione calcolato per ogni coppia di vertebra, rispetto al sistema di riferimento globale

POSIZIONE DEL CIR			
	X	Y	Z
T12-L1	-15.72	179.17	-174.78
L1-L2	-15.72	169.37	-208.92
L2-L3	-15.72	162.56	-243.19
L3-L4	-15.72	152.30	-277.98
L4-L5	-15.72	150.81	-316.85
L5-S1	-15.72	158.81	-342.39

I componenti passivi sono stati modellati come un unico elemento flessibile in grado di preservare tutti e 6 i gradi di libertà (DOF) attraverso elementi "bushing".

Il bushing è un componente meccanico utilizzato per modellare contatti intervertebrali di tipo complesso, efficace per rappresentare il comportamento lineare. Il comportamento non lineare invece è stato simulato per ciascun grado di libertà mediante polinomi che esprimono le forze e i momenti lungo e attorno ai tre assi anatomici. Il damping infine è stato mantenuto lineare.

Per ciascun livello della colonna è stato modellato un singolo elemento a cui è stato associato un sistema di riferimento locale, definito considerando angoli di Eulero rispetto al sistema di riferimento globale del sistema (*Tabella 8*).

Il software MSC Adams permette la creazione di tutti gli elementi passivi attraverso l'utilizzo di script (*Figura 2.4*).



Figura 2.4 Modello completo di colonna vertebrale comprensivo di vertebre dalla T12 al sacro e dai giunti intervertebrali modellati attraverso i bushing

Si inseriscono tutti i dati raccolti fino ad ora in un file di input con formato csv, in ordine, la vertebra inferiore e quella superiore per ciascuna coppia in analisi, le coordinate (X,Y,Z) per ciascun centroide, i valori degli angoli di Eulero e infine i valori di rigidità e quelli di damping che, presi dalla letteratura, non subiranno nessuna variazione nelle varie prove che verranno effettuate.

Tabella 8 Orientamento delle terne definite per ogni giunto intervertebrale, considerando gli angoli di Eulero rispetto al sistema di riferimento globale

	X	Y	Z
T12-L1	90	90	182,19
L1-L2	90	90	179,46
L2-L3	90	90	178,95
L3-L4	90	90	179,07
L4-L5	90	90	178,93
L5-S1	90	90	212,69

C. Modellazione dei costrutti per fissazione spinale

Questo studio si propone di simulare gli esiti post-operatori di una fissazione spinale in presenza di metastasi localizzate nella vertebra L3. A tal fine, sono stati sviluppati due costrutti per la fissazione spinale: un modello lungo, che coinvolge quattro livelli vertebrali, e uno corto, che ne comprende due, oltre alla vertebra metastatica. La progettazione è stata eseguita in ambiente CAD utilizzando modelli preesistenti di viti peduncolari e barre, appartenenti alla CarfoFix Orthopaedics.

I costrutti sono composti da viti peduncolari, di diametro 6mm, inserite nella porzione posteriore delle vertebre, e barre utilizzate per stabilizzare il sistema (*Figura 2.5*). Le barre selezionate in questo studio sono di tipo curvo, con configurazioni specifiche per ciascun costrutto:

- Costrutto lungo: barra curva di 160 mm di lunghezza, 6 mm di diametro, e raggio di curvatura di 440 mm.
- Costrutto corto: barra curva di 80 mm di lunghezza, 6 mm di diametro, e raggio di curvatura di 440 mm.

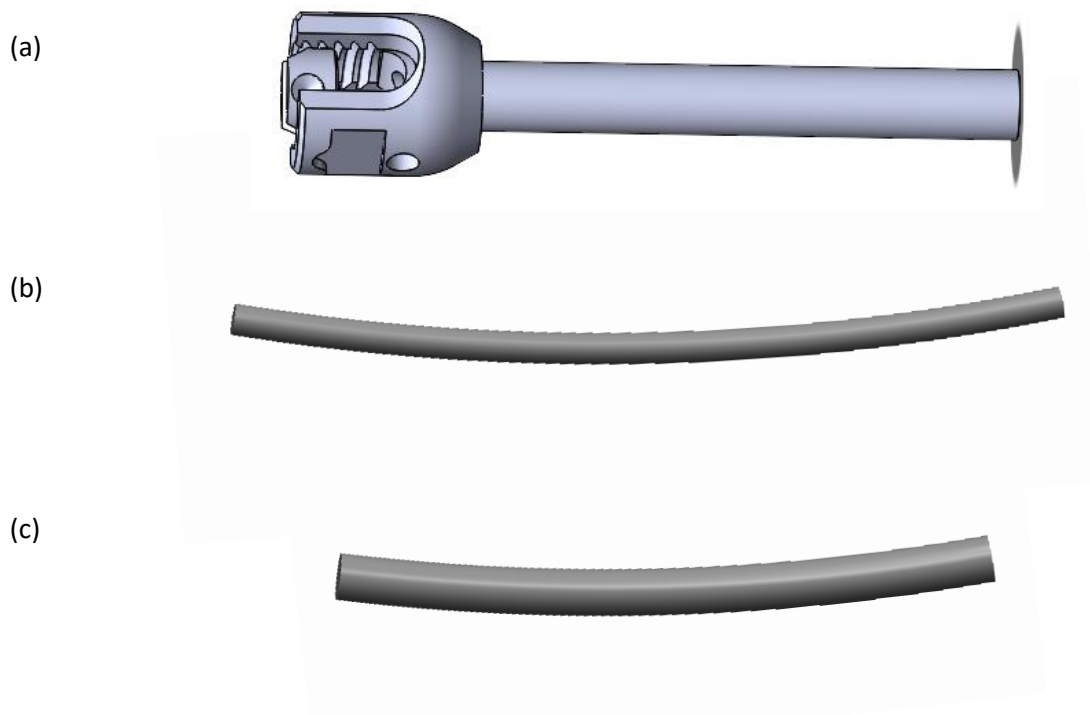


Figura 2.5 (a) Vite peduncolare, (b) Barra peduncolare per costruito lungo
(c) Barra peduncolare per costruito corto

Per l’inserimento delle viti è stato seguito il tradizionale Percorso Peduncolare Standard (PS), che richiede particolare attenzione all’inclinazione delle viti nei piani assiale e sagittale (*Figura 2.6*) (Kim et al., 2021). Sono stati presi come riferimento i valori proposti nello studio di Ohba et al. (Ohba et al., 2019):

- angolo assiale: tracciato osservando la vertebra dall’alto, con un valore medio di $22,3^{\circ} \pm 9,5$;
- angolo sagittale: calcolato lateralmente, con un valore medio di $6,63^{\circ} \pm 5,5$, che garantisce una traiettoria stabile e obliqua.

Questi valori sono stati studiati per ridurre al minimo le forze di allentamento delle viti, che potrebbe compromettere la stabilità della colonna vertebrale e favorire la fuoriuscita delle viti dal corpo vertebrale:



Figura 2.6 (Sinistra) Vista assiale 2D di viti inserite nel corpo vertebrale; (Destra) visualizzazione 3D del posizionamento delle viti

Questi angoli hanno consentito di determinare con precisione i punti di ingresso delle viti. Tuttavia, operando su un modello reale e non su un fantoccio biomeccanico, è emersa una leggera asimmetria tra le vertebre, che ha reso necessario adattare i punti di riferimento alle specifiche esigenze del modello. Anche la profondità di inserimento delle viti è stata regolata in base alle caratteristiche anatomiche, risultando variabile di $\pm 10\text{mm}$ a seconda della vertebra analizzata (tabelle 9 e 10).

Tabella 9 Angoli di inclinazione rispetto al piano assiale e sagittale delle viti per il costruito lungo

COSTRUTTO LUNGO				
	Angolo assiale		Angolo sagittale	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
L1	17,3°	14,5°	10,6°	8,7°
L2	14,3°	17,3°	10,7°	7,7°
L4	14,4°	15,7°	10,7°	8,5°
L5	26,7°	15,7°	2,5°	4,5°

Tabella 10 Angoli di inclinazione rispetto al piano assiale e sagittale delle viti per il costruito corto

COSTRUTTO CORTO				
	Angolo assiale		Angolo sagittale	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
L2	16,6°	17,6°	6,7°	7,5°
L4	13,9°	16,1°	7,9°	11,4°

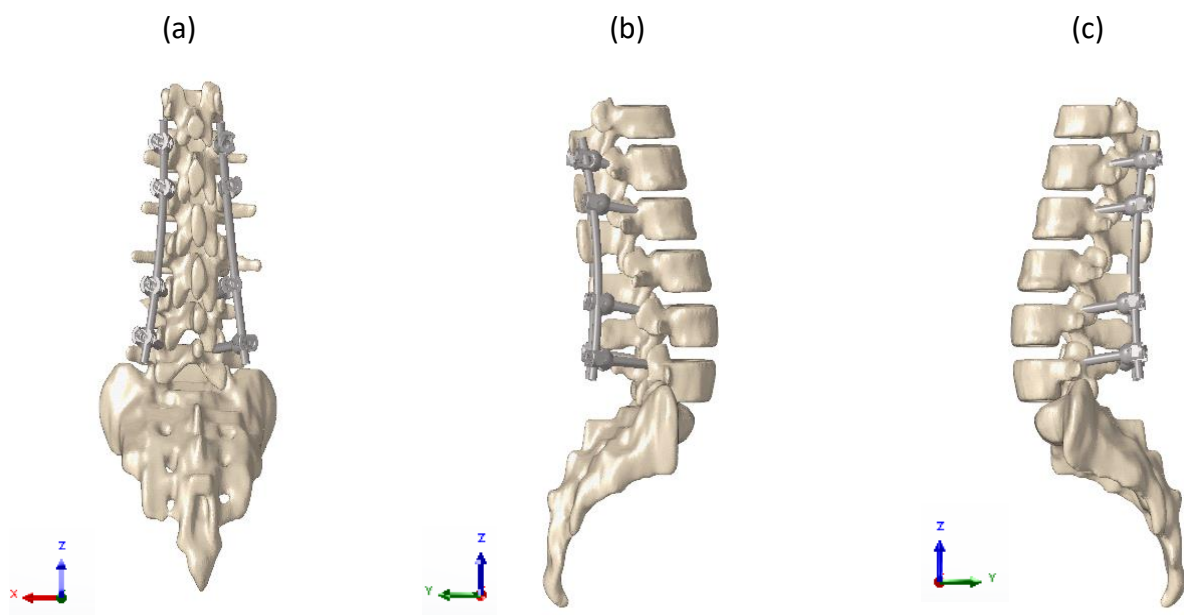


Figura 2.7 Modello completo di colonna con costruito lungo per fissazione spinale: (a) vista posteriore; (b) vista da sinistra; (c) vista da destra

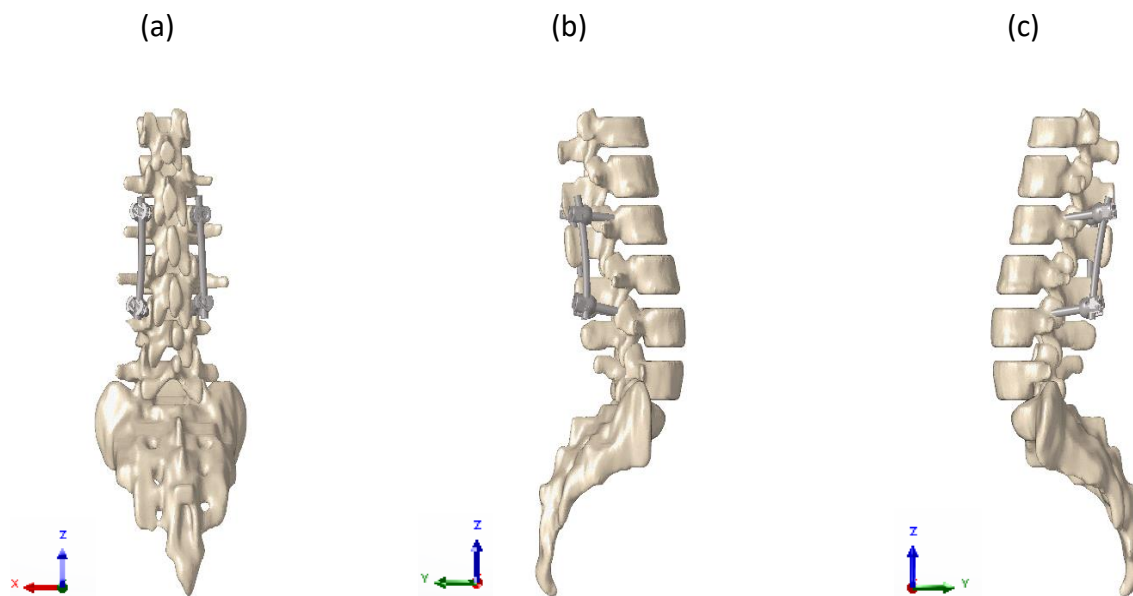


Figura 2.8 Modello completo di colonna con costruito corto per fissazione spinale: (a) vista posteriore; (b) vista da sinistra; (c) vista da destra

Tutti le singole parti vengono salvate singolarmente in formato *.XT* per poi essere importate su Adams mantenendo il sistema di riferimento e la propria posizione nello spazio (*Figura 2.7, 2.8*).

Per le barre peduncolari, una volta importate in Adams, è stato assegnato il materiale CFR-PEEK, scelto per le sue eccellenti proprietà meccaniche, tra cui un modulo di Young di 98000 GPa, una densità di 1,5 g/cm³ e un coefficiente di Poisson pari a 0,3. Per quanto riguarda le viti, è stata adottata una strategia diversa: invece di importarle nel modello, sono stati identificati i punti di connessione tra le teste delle viti e le barre. Questi punti, mostrati nelle tabelle sottostanti, sono stati vincolati tramite giunti fissi, che bloccano tutte le traslazioni e le rotazioni, consentendo di simulare la rigidità del sistema in corrispondenza delle connessioni, necessari per rendere le barre flessibile e subito eliminati.

Tabella 11 Coordinate dei punti in cui sono stati inseriti i giunti fissi per vincolare le barre del costruito lungo in corrispondenza delle teste delle viti, rispetto al sistema di riferimento globale

COSTRUTTO LUNGO						
	SINISTRA			DESTRA		
	X	Y	Z	X	Y	Z
L1	8,70	225,53	-186,62	-37,40	220,41	-183,00
L2	7,06	220,90	-212,66	-40,80	215,93	-210,43
L3	8,01	216,35	-276,74	-46,92	212,84	-275,36
L4	10,18	217,70	-310,45	53,25	215,06	-311,29

Tabella 12 Coordinate dei punti in cui sono stati inseriti i giunti fissi per vincolare le barre del costruito corto in corrispondenza delle teste delle viti, rispetto al sistema di riferimento globale

COSTRUTTO CORTO						
	SINISTRA			DESTRA		
	X	Y	Z	X	Y	Z
L2	7,93	223,49	-212,30	-41,46	215,6	-215,87
L4	9,49	213,31	-276,79	-44,65	211,45	-276,21

Per quanto riguarda la flessibilità delle barre, è stato usato il modulo Adams-Flex che lavora attraverso un'analisi modale del corpo, considerando i primi 26 modi. Il corpo è stato meshato con elementi solidi di tipo tetraedrico lineare, con una dimensione massima di 1 mm e minima di 0,5 mm, al fine di garantire una rappresentazione accurata delle deformazioni.

I giunti fissi sono stati posizionati in modo tale che le barre, pur essendo modificate per comportarsi come corpi flessibili, restino rigide nei punti di connessione con le viti.

Le viti sono state modellate con giunti flessibili, impiegando sia elementi di tipo bushing sia vincoli rigidi. Questi ultimi sono stati applicati lungo la direzione longitudinale, sia lineare che rotazionale, delle viti, assumendo che la rigidità in trazione-compressione e quella torsionale fossero sufficientemente elevate da impedire qualsiasi movimento lungo tali assi.

$$Rigidità\ torsionale = (3 * E * I) / L^3$$

$$\text{Rigidità rotazionale} = (E * I)/L$$

Queste due quantità dipendono dal modulo elastico (E) del materiale di cui sono fatte le aste, dal momento d'inerzia della sezione delle barre (I) e dalla distanza (L) tra il centro della barra e il peduncolo della vertebra dove è inserita la vite. Considerando un modulo elastico di 98000 Nmm² per il CFR-PEEK, un momento d'inerzia di 87,624 mm⁴ e, le distanze tra la vite e il peduncolo sono mostrate nelle tabelle 11 e 12.

Tabella 13 Distanza misurata dal centro della barra al peduncolo per le viti del costruito lungo

	Destra [mm]	Sinistra [mm]
L1	12,8	13
L2	11,5	13,5
L4	28,9	26,5
L5	29,5	30,5

Tabella 14 Distanza misurata dal centro della barra al peduncolo per le viti del costruito corto

	Destra [mm]	Sinistra [mm]
L2	10,5	18
L4	25,5	28,5

Per posizionarli correttamente, sono stati individuati tre punti specifici sulla vite nel modello CAD: uno sulla parte distale, uno sulla parte prossimale e uno sul piano della testa della vite, al fine di definire un sistema di riferimento che ne stabilisse l'orientamento nello spazio (*tabella 13 e tabella 14*).

Tabella 15 Orientamento delle viti relative al costruito lungo nello spazio

COSTRUTTO LUNGO						
	DX			SX		
	X	Y	Z	X	Y	Z
L1	15.44	100.30	348.11	342.09	94.15	359.89
L2	15.46	100.56	347.64	341.89	97.50	2.88
L4	15.77	100.45	353.93	343.63	97.47	3.96
L5	28.34	95.75	351.11	343.80	97.30	6.13

Tabella 16 Orientamento delle viti relative al costruito corto nello spazio

COSTRUTTO CORTO						
	DX			SX		
	X	Y	Z	X	Y	Z
L2	17.92	94.17	349.25	341.39	97.51	10.41
L4	14.65	100.12	355.25	343.01	97.66	3.84

Casi di carico

Una volta terminata la costruzione del modello, si calcolano i carichi trasmessi dall'impianto alle vertebre durante i movimenti di flesso-estensione, tramite l'applicazione di un momento puro sulla vertebra più craniale, vincolando il sacro attraverso l'utilizzo di giunto fisso, in modo da bloccarne i movimenti in tutte le direzioni. Entrambi i costrutti sono stati confrontati durante una flessione e un'estensione ideali sul piano sagittale in controllo di carico a parità di range of motion dell'intero segmento (i.e. *ROM T12-S1*).

Nel caso della flessione per il costrutto lungo è stato necessario un momento applicato di 20 Nm, mentre per quello corto sono stati sufficienti 5 Nm (75% in meno). Per quanto riguarda l'estensione, il momento applicato al costrutto lungo è pari a 10 Nm, mentre per il corto è 4 Nm (60% in meno), nel verso opposto rispetto alla flessione.

Il momento puro viene applicato in maniera crescente, tramite una funzione denominata STEP, in modo che al tempo 0 sia 0 e che cresca per due secondi fino a raggiungere il massimo valore assegnato.

Tabella 17 Funzioni per l'applicazione del momento puro per simulare flessione ed estensione

	Flessione	Estensione
Costrutto lungo	STEP (time, 0,0,2,20000)	STEP (time, 0,0,2,-10000)
Costrutto corto	STEP (time, 0,0,2,5000)	STEP (time, 0,0,2,-4000)

Capitolo 3

Risultati

Questo capitolo offre una panoramica generale dei risultati ottenuti attraverso le analisi svolte. Si valutano in parallelo entrambi i costrutti, sia per la flessione sia per l'estensione, facendo un confronto a parità di range di movimento concesso (ROM). Si valuta il caso di carico preso in considerazione, momento puro applicato alla vertebra più craniale di modulo e segno diverso a secondo dello specifico caso. Sono prese in analisi le forze generate nel modello a seguito dei movimenti simulati, ovvero le forze di pullout, le forze di taglio e il momento di bending. Queste forze ottenute in output dalla simulazione multibody, saranno a loro volta gli input dell'analisi FEM fatta sulla singola vertebra.

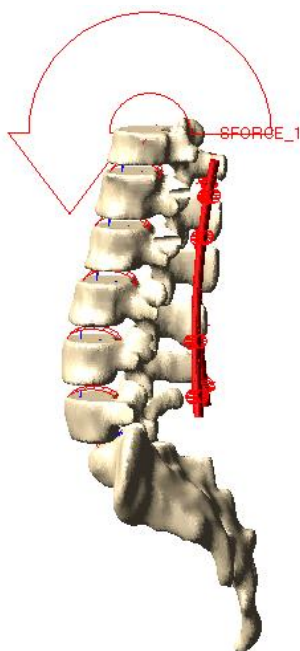


Figura 3.1 Modello completo di colonna vertebrale con costrutto lungo comprensivo di strutture ossee (vertebre dalla T12 al sacro), giunti intervertebrali, viti, barre rese flessibili, e momento puro applicato alla T12

Caso di carico applicato: momento puro

Si scelgono di simulare i principali movimenti che la colonna può compiere sul piano sagittale: flessione ed estensione.

Dopo l'impianto di un costrutto di fissazione spinale, i range di movimento (ROM) della colonna vertebrale sono generalmente notevolmente ridotti, soprattutto nelle regioni coinvolte dalla fusione. Questo accade perché l'obiettivo principale dell'intervento è fornire stabilità alla colonna vertebrale, limitando i movimenti per favorire la fusione ossea e prevenire complicazioni come la mobilizzazione delle viti o il fallimento del dispositivo di fissazione. I movimenti di flessione ed estensione, che prima dell'intervento potevano essere ampi, subiscono una limitazione a causa dell'immobilizzazione delle vertebre tramite il costrutto spinale. La scelta di valutare entrambi i costrutti a parità di ROM nasce dall'ipotesi che si operi in un contesto di controllo dello spostamento, dove rotazioni di piccola entità possano essere gestite ed eseguite anche da pazienti con outcome-operatori invasivi come la fissazione lunga. Da tenere in considerazione è il fatto che il modello non è dotato di muscoli e quindi non può simulare range di movimento ampi. Rimanendo in un range di movimento basso, è possibile considerare trascurabile il contributo dei muscoli.

Queste riduzioni del ROM sono particolarmente accentuate nei casi in cui la fusione coinvolge un numero elevato di vertebre, poiché maggiore è il numero di segmenti stabilizzati, maggiore è la limitazione nei movimenti. Inoltre, la tipologia del costrutto utilizzato può influenzare il grado di mobilità residua. Pertanto, la limitazione del ROM post-operatorio è un compromesso necessario per ottenere stabilità e permettere il successo dell'intervento.

Applicando un momento puro sulla vertebra più craniale e vincolando il sacro, la colonna può essere trattata come una trave incastrata. Le viti vengono sottoposte a sollecitazioni che possono causare diversi tipi di forze, come trazione e forze di taglio. Queste forze influenzano direttamente la stabilità e l'integrità del costrutto di fissazione. In particolare, bisogna fare una distinzione tra i due casi che si differenziano per la direzione in cui avviene il movimento.

Flessione

Nelle viti peduncolari più craniali, la flessione genera una forza di trazione lungo l'asse della vite, detta di 'pullout'. Questo può aumentare il rischio che le viti vengano "tirate" fuori dall'osso, specialmente se la qualità dell'osso è scarsa o se l'impianto è posizionato in modo non ottimale. Le viti devono resistere a queste forze per mantenere la stabilità della colonna. Al contrario, nelle viti situate in posizione caudale si sviluppano forze di compressione, che si oppongono al movimento della colonna. Infatti, durante la flessione, la curvatura lordotica tende a diminuire, e gli ancoraggi contrastano questo movimento, altrimenti potrebbe verificarsi una divergenza craniale tra la barra e il segmento spinale; ciò comporta il pull-out lungo le vertebre superiori e la successiva compressione caudale equilibrante.

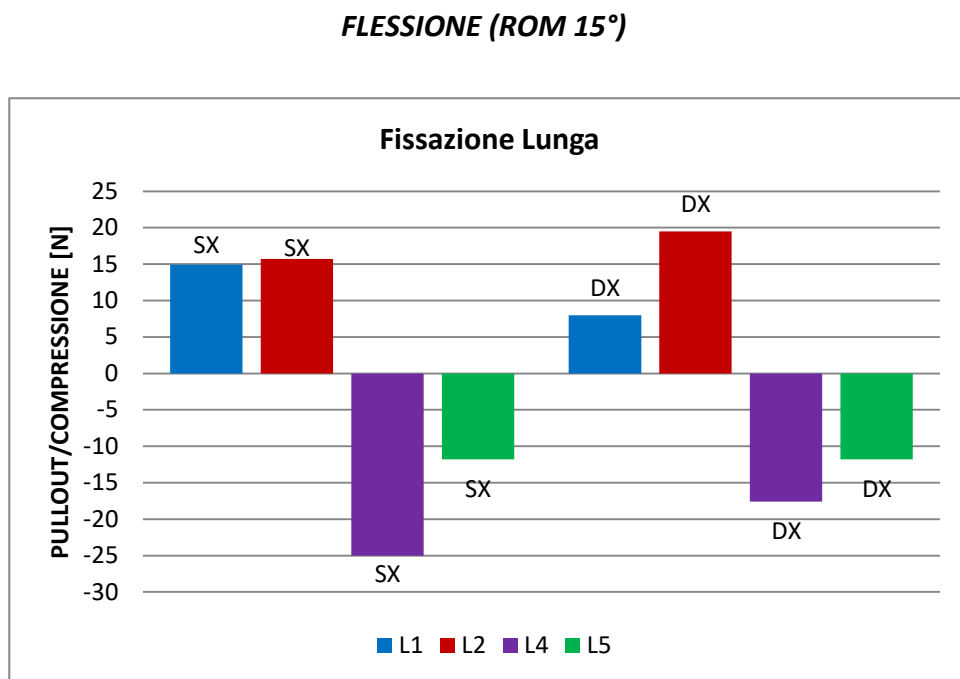


Figura 3.2 Forze di pullout sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di compressione per le vertebre caudali L4 ed L5

FLESSIONE (ROM 15°)

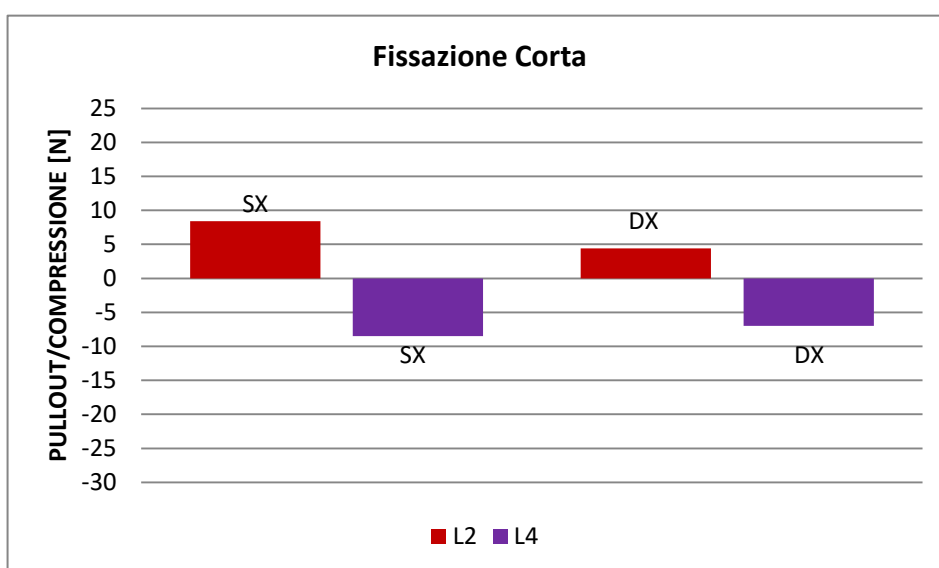


Figura 3.3 Forze di pullout sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di compressione per le vertebre caudali L4 ed L5

I grafici presenti nelle figure 3.2 e 3.3 permettono un confronto accurato e soprattutto quantitativo tra le forze che si sviluppano nelle vertebre interessate dall'inserimento del costrutto per fissazione spinale.

A parità di range of motion considerato, la differenza tra costrutti di fissazione lunga e corta risiede principalmente nella distribuzione delle forze di pull-out e compressione lungo i livelli vertebrali fissati, con implicazioni significative sulla biomeccanica del sistema. Nei costrutti lunghi, le forze di pullout si concentrano prevalentemente nei livelli craniali (L1 e L2), con valori che possono raggiungere i 20 N, mentre nei livelli caudali (L4 e L5) predominano forze di compressione negative che spingono le viti verso l'osso. Questa distribuzione delle forze lungo più vertebre garantisce una maggiore stabilità complessiva, ma comporta un sovraccarico nei punti estremi, aumentando il rischio di cedimento delle viti craniali e caudali. Al contrario, nei costrutti corti, le forze di pull-out e compressione si concentrano rispettivamente sui livelli L2 e L4, con magnitudini significativamente ridotte rispetto alla fissazione lunga (pullout massimo di 8-9 N), ma con una distribuzione meno omogenea. Quindi, il costrutto corto riduce le forze di pull-out di circa il 64% rispetto al costrutto lungo.

Questo evidenzia come il costrutto corto possa significativamente diminuire le sollecitazioni sulle viti nei livelli craniali.

Dai grafici presentati, si nota una chiara asimmetria tra i due emilati, con forze che variano significativamente tra destra e sinistra. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che si tratta di un modello paziente-specifico, costruito a partire dalle geometrie reali del soggetto in esame, e già questo implica che anatomicamente non possa esserci una corrispondenza perfetta. Poi, le viti sono state inserite in maniera differente per assecondare la geometria delle singole vertebre, di conseguenza tra una e l'altra variano gli angoli di inclinazione rispetto al piano sagittale e assiale così come lunghezza di inserimento nel corpo vertebrale. Tali differenze sono quindi previste e coerenti con le caratteristiche anatomiche del paziente, pur non rendendo i risultati perfettamente simmetrici.

Si prendono in esame anche le forze di taglio, che agiscono perpendicolarmente rispetto all'asse longitudinale delle barre. Le forze di taglio che si sviluppano durante la flessione dipendono principalmente da quanto è curvata la colonna vertebrale e dalla rigidità del costrutto di fissaggio. Poiché le barre e le viti devono contrastare il movimento della colonna, le forze di taglio si concentrano sui fissaggi, dove la colonna si estende, e sono minori nei punti dove la colonna è compressa.

FLESSIONE (ROM 15°)

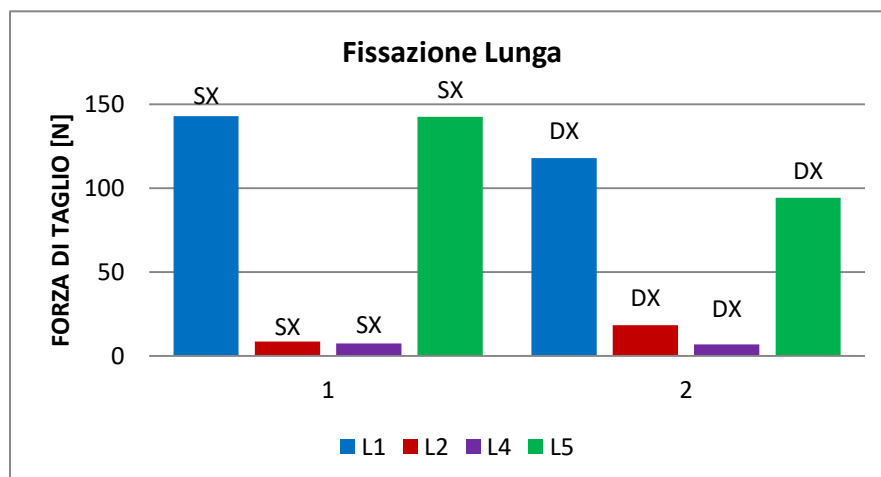


Figura 3.4 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costrutto di fissazione

FLESSIONE (ROM 15°)

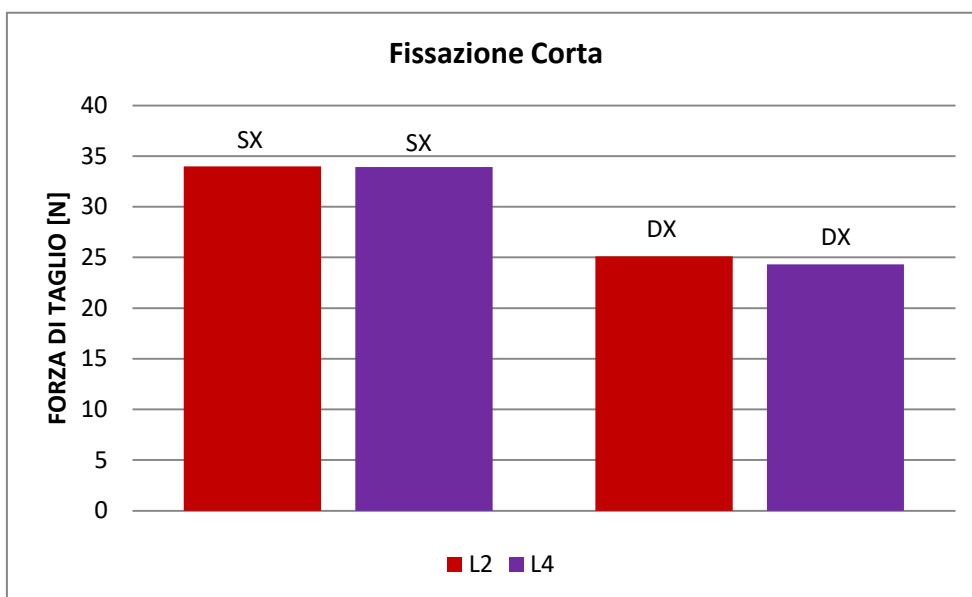


Figura 3.5 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costrutto di fissazione

Nei costrutti lunghi, le forze di taglio tendono ad essere maggiori, specialmente alle vertebre terminali (come L1 e L5), a causa della maggiore flessione e deformazione che si verifica lungo l'intera struttura. Questo può portare a un aumento dello stress nelle viti, aumentando il rischio di fallimento o deformazione. Al contrario, nei costrutti corti, la distanza ridotta tra le viti comporta una distribuzione più uniforme delle forze, con minori sollecitazioni di taglio e una maggiore rigidità complessiva, che riduce il rischio di fallimento delle viti. Come mostrano i grafici 3.4 e 3.5 presentati sopra, le forze di taglio sono fino a 3 volte maggiori nel caso di costrutto lungo, rispetto a quello corto al corto.

Per garantire maggiore efficacia, sicurezza e durata del costrutto di fissaggio, è più conveniente avere sollecitazioni di taglio più basse per ridurre il rischio di fallimento delle viti e limitare la deformazione delle viti e delle barre. Di conseguenza, i dati estratti dal grafico sopra suggeriscono che sarebbe più vantaggioso, da questo punto di vista, l'utilizzo di un costrutto corto, in quanto comporta sollecitazioni minori per le vertebre.

Estensione

Discorso analogo a quello della flessione, verrà portato avanti anche per l'estensione.

Durante l'estensione della colonna vertebrale, le viti peduncolari situate in posizioni diverse lungo l'asse spinale sono soggette a forze opposte, che variano in base alla loro localizzazione, come accade per la flessione. Nelle viti craniali però, l'aumento della curvatura lordotica durante l'estensione genera forze di compressione lungo l'asse della vite. Questa compressione oppone resistenza al movimento, cercando di limitare l'aumento della curvatura della colonna, e previene un allontanamento tra la barra e il segmento spinale.

Al contrario, nelle viti caudali, l'aumento della lordosi durante l'estensione genera forze di pullout. I risultati sono mostrati nelle *figure 3.6 e 3.7*.

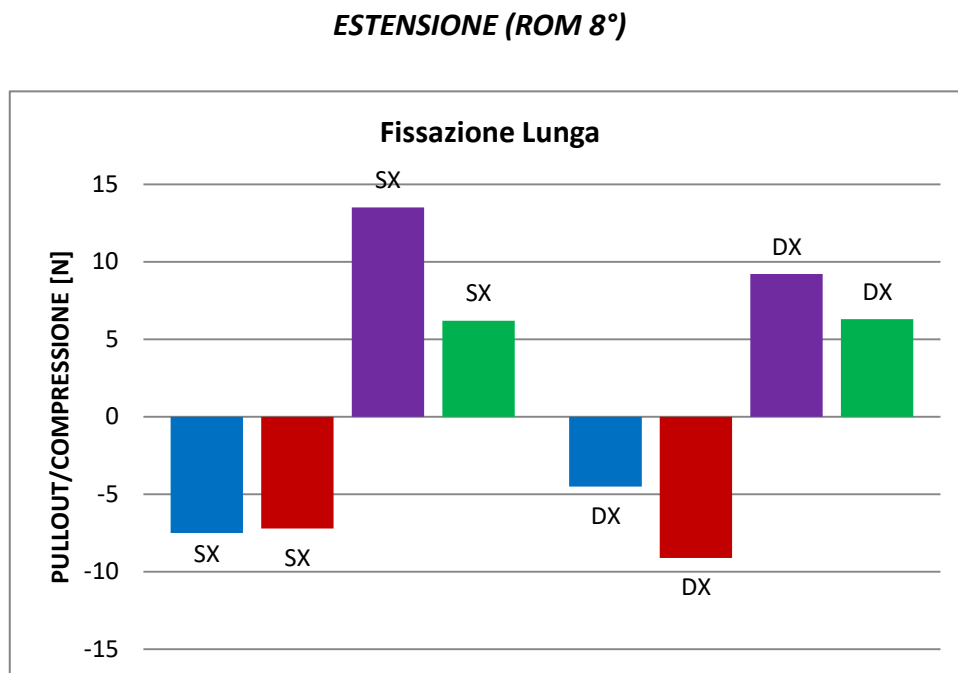


Figura 3.6 Forze di compressione sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di pullout per le vertebre caudali L4 ed L5

ESTENSIONE (ROM 8°)

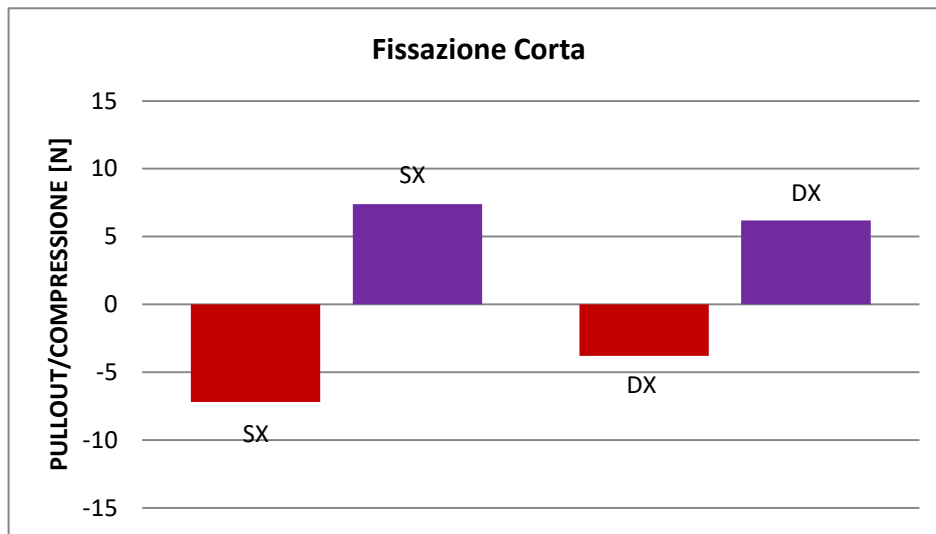


Figura 3.7 Forze di compressione sulle viti destra e sinistra delle vertebre craniali L1 ed L2; forze di pullout per le vertebre caudali L4 ed L5

Per quanto riguarda l'estensione, la tendenza del pullout appare invertita, essendo principalmente concentrata nelle vertebre caudali, ma i risultati rimangono qualitativamente analoghi rispetto alla flessione. Le forze generate nel costrutto lungo risultano maggiori rispetto a quello del corto, che è ancora da preferire.

Situazione analoga si verifica per le forze di taglio, che risultano, seppur maggiori rispetto alle forze di pullout, comunque significativamente inferiori nel costrutto corto rispetto al lungo, come mostrato nelle figure 3.8 e 3.9.

ESTENSIONE (ROM 8°)

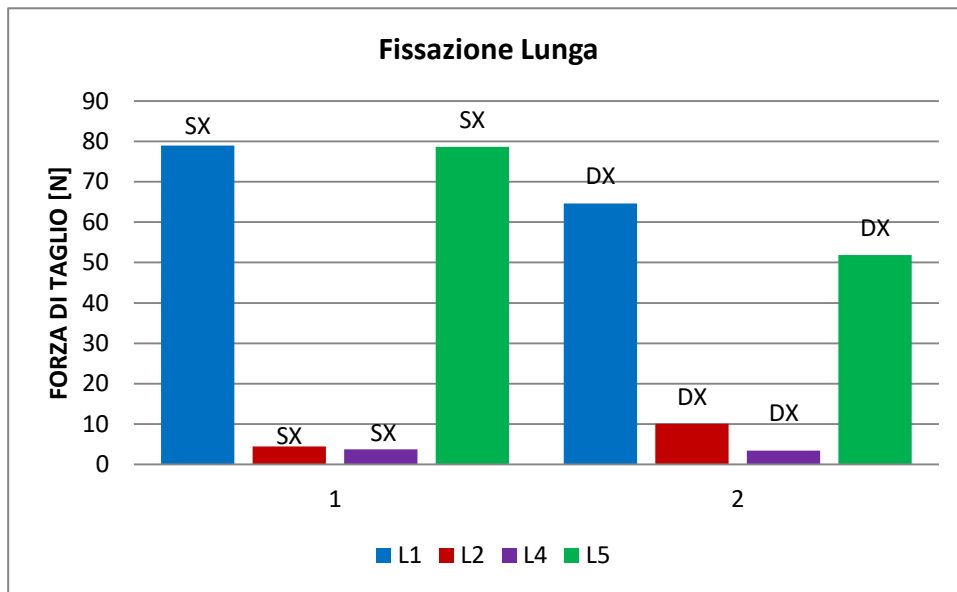


Figura 3.8 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costruito di fissazione

ESTENSIONE (ROM 8°)

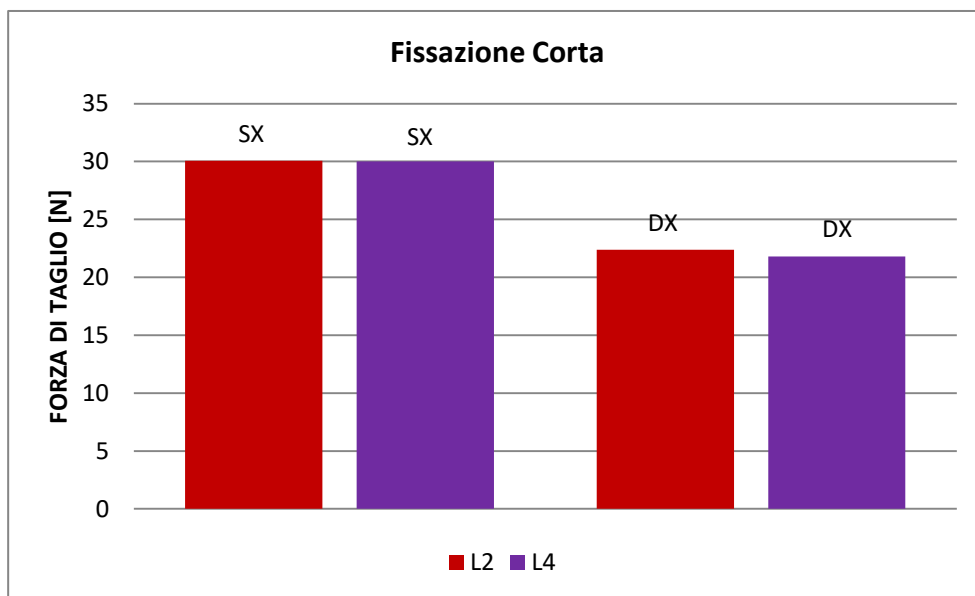


Figura 3.9 Forze di taglio sulle viti sia destre che sinistre delle vertebre interessate dal costruito di fissazione

Capitolo 4

Analisi FEM

Questo capitolo affronta l'argomento conclusivo di questo lavoro di tesi, ovvero l'analisi sulle singole vertebre svolta attraverso il metodo degli elementi finiti. Dopo una breve descrizione del metodo, viene fatto focus sul flusso di lavoro svolto per creare la mesh e si affronta il problema della convergenza.

4.1 Analisi FEM per la valutazione delle sollecitazioni nel sistema osso-impianto

L'analisi degli elementi finiti (FEM) viene condotta per valutare in dettaglio le sollecitazioni locali e ottimizzare il comportamento biomeccanico del sistema osso-impianto. Questo approccio consente di identificare le concentrazioni di stress nell'osso circostante le viti e di verificare l'efficacia del design delle viti in termini di distribuzione dei carichi e stabilità meccanica. Inoltre, permette di confrontare le prestazioni di costrutti di diversa lunghezza, valutando l'influenza delle configurazioni sulla risposta biomeccanica delle vertebre e sulla resistenza del sistema.

Dopo aver completato la simulazione multibody e analizzato i risultati, si procede a valutare le sollecitazioni a cui le vertebre sono sottoposte durante i movimenti di flessione ed estensione. Analizzando in particolare la vertebra L4, è emerso che le forze risultano significativamente più elevate nel costrutto corto. Questo effetto, tuttavia, può essere attribuito a un fenomeno noto come stress shielding, in cui gli sforzi vengono "bypassati" dalla vertebra L4, concentrandosi in maniera marcata sulla vertebra L5. Di conseguenza, si decide di eseguire l'analisi sulle vertebre L4 e L5 per il costrutto lungo e sulla sola L4 per il costrutto corto.

L'analisi agli elementi finiti si basa sulla suddivisione di un sistema complesso in un insieme di elementi più semplici, per risolvere problemi di natura fisica, meccanica, o strutturale. Il principio fondamentale è l'approssimazione della soluzione di equazioni differenziali complesse, come quelle che governano la meccanica dei solidi, tramite un insieme finito di equazioni algebriche. La discretizzazione del dominio viene effettuata attraverso la creazione di una mesh. Ogni elemento della mesh è definito da nodi, che sono punti specifici in cui vengono calcolate le variabili del problema, come spostamenti, temperature o pressioni. La qualità e la densità della mesh influiscono direttamente sull'accuratezza e sull'efficienza dell'analisi: una mesh più raffinata, con un maggior numero di elementi e nodi, offre una migliore rappresentazione del dominio e una maggiore precisione nei risultati, ma aumenta anche il costo computazionale.

Flusso di lavoro

Per svolgere questo tipo di analisi, non si fa più riferimento al modello di colonna vertebrale considerato fino ad ora nel complesso, ma ci si concentra sulle singole vertebre, per uno studio più dettagliato. Si valutano le sollecitazioni all'interfaccia tra la vertebra e le viti, all'applicazione delle forze ottenute in output dalla simulazione multibody. Poiché l'analisi interessa tre vertebre, verranno effettuate tre simulazioni separate.

Per la creazione della mesh si utilizza come software Hpermesh (nella versione 2021).

Sono stati utilizzati i modelli delle vertebre con le viti inseriti che erano stati precedentemente salvati in formato .XT.

Una volta caricati in Hypermesh, vertebra e viti vengono considerati come 3 componenti distinti, su cui verrà generata la mesh. Si è deciso di procedere con la creazione di 4 mesh di taglia diversa, (0.5mm, 1mm, 2mm e 3mm), per poi effettuare uno studio di convergenza e scegliere la più adatta al contesto (*Figura 4.1*).

La mesh che si vuole ottenere è di tipo 3D con elementi tetraedrici a 10 nodi, per realizzarla quindi si parte da una mesh 2D fatta da elementi 'TRIA' del secondo ordine.

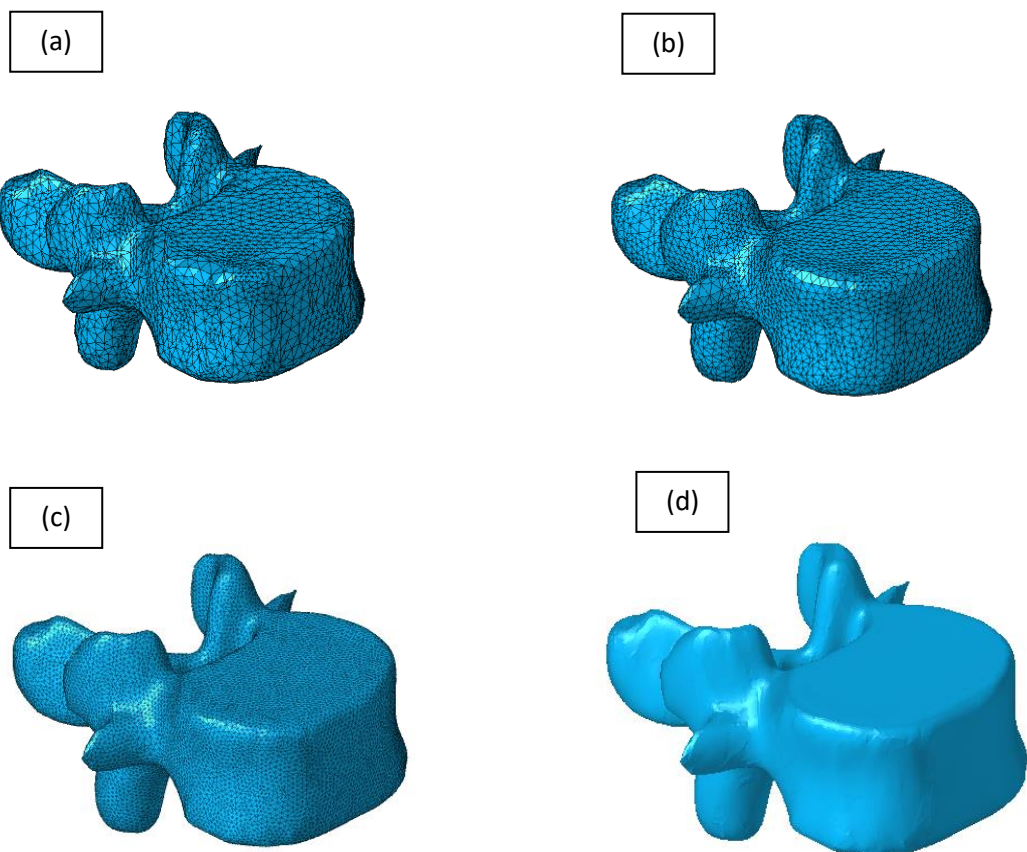


Figura 4.1 Vertebra L4 del modello con costruito lungo: (a) mesh di taglia 3mm; (b) mesh di taglia 2mm; (c) mesh di taglia 1mm; (d) mesh di taglia 0,5mm;

Ultimo passaggio fondamentale, da svolgere ancora su Hypermesh, è selezionare il tipo di contatto che si vuole realizzare per unire le viti e la vertebra, considerate separatamente. Si è svolta una attenta ricerca per arrivare alla soluzione più ragionevole e appropriata e si è scelto di realizzare un contatto rigido, che vada ad unire perfettamente i nodi delle due

mesh, già coincidenti, e vada a bloccarne tutti e sei i gradi di libertà concessi. Vincolando rigidamente i due corpi, questi potranno muoversi liberamente nello spazio, ma solo insieme, non uno rispetto all'altro, quindi la vite non potrà in alcun modo essere estratta dal corpo vertebrale, e non potranno deformarsi. Si è optato per questa soluzione in quanto particolarmente realistica, perché va a simulare il processo di osteointegrazione che segue normalmente l'impianto (Basaran et al., 2019).

Ultimo aspetto da prendere in considerazione per un'analisi che sia il più realistica possibile è l'assegnazione del materiale, che riguarda l'osso risulta essere un processo abbastanza complesso. L'osso è un tessuto composito costituito da una matrice organica (principalmente collagene di tipo I) e una matrice inorganica (prevalentemente cristalli di idrossiapatite). Questa combinazione conferisce all'osso proprietà particolari: il collagene fornisce elasticità e resistenza alla trazione, mentre i minerali garantiscono durezza e capacità di sostenere carichi compressivi. Inoltre, l'osso presenta una microstruttura complessa che include tessuto compatto e spugnoso. Questa complessa composizione rende impossibile assegnargli un materiale univoco, poiché il comportamento meccanico dell'osso è il risultato dell'interazione tra i suoi componenti organici, inorganici e cellulari (Galbusera & Wilke, 2018).

Quindi, per un'analisi più precisa ci si avvale di un software, Bonemat, che riesca a fare un'assegnazione puntuale dei materiali tenendo conto delle diverse caratteristiche (Šromová et al., 2023).

Bonemat è un software che consente di mappare i dati ottenuti da scansioni tomografiche computerizzate (TC) su una mesh tridimensionale di elementi finiti (FE), utilizzata per simulare il comportamento meccanico dell'osso. Nelle scansioni TC, i valori di Hounsfield (HU) riflettono la densità ossea. Bonemat converte questi valori in proprietà meccaniche, come il modulo di Young. Una volta ottenuti i moduli elastici, questi vengono assegnati alla mesh FE, permettendo di simulare in modo preciso come l'osso risponde a sollecitazioni meccaniche, come carichi o forze (Istituto Ortopedico Rizzoli, s.d.).

Alle viti è stato invece assegnato come materiale il CFR-PEEK, con modulo di Young pari a 98GPa e coefficiente di Poisson pari a 0,3.

4.2 Studio di convergenza della mesh

La complessità geometrica e la variabilità delle proprietà dei materiali nei segmenti spinali rendono fondamentale un'accurata rappresentazione numerica per ottenere simulazioni affidabili. Per questo motivo, approcci semplificati basati su forme generiche possono ormai considerati obsoleti, mentre tecniche come la ricostruzione da immagini TC rappresentano ormai il gold standard per la creazione di modelli paziente-specifico. Inoltre, le diverse proprietà meccaniche dei tessuti spinali, elastici lineari per i tessuti ossei e non lineari per i tessuti molli, richiedono modelli appropriati per rappresentarne il comportamento. In questo contesto, la convergenza della mesh diventa essenziale per garantire che i risultati predittivi non dipendano dalla discretizzazione scelta, ma riflettano accuratamente la complessità del sistema (Ayturk & Puttlitz, 2011).

Come solver per l'analisi FEM è stato scelto Abaqus. Ci si è soffermati su una sola delle 3 vertebre selezionate per eseguire l'analisi ed è la vertebra L4 del costruito lungo.

Per l'analisi FEM, è stato scelto Abaqus come solver, un software avanzato ampiamente utilizzato per simulazioni strutturali complesse. Ci si è soffermati su una sola delle 3 vertebre selezionate per eseguire l'analisi ed è la vertebra L4 del costruito lungo. Come primo step, sono stati creati dei set di elementi per rappresentare le diverse superfici di interazione e i contatti tra le strutture. In particolare, sono stati definiti set per l'endplate superiore e inferiore, per l'interfaccia tra la vite e l'osso, e per la faccia distale di ciascuna vite.

Le forze applicate ai vari set provengono dalla precedente simulazione multibody che tiene conto del contatto tra le vertebre superiori e inferiori, le quali esercitano carichi sugli endplate. Inoltre, sono state modellate le forze trasmesse dalle barre, anche se nel modello non sono state fisicamente incluse. Per simulare il contatto tra la barra e la testa della vite, sono stati creati nodi specifici in corrispondenza delle coordinate dei punti di contatto, ai quali sono stati applicati i carichi.

Per trasmettere queste forze provenienti dalle barre e dagli endplate delle altre vertebre alla vertebra, sono stati utilizzati degli elementi Beam, che sono in grado di trasferire il carico da un nodo a un altro. Gli elementi Beam sono elementi 1D e sono stati scelti per la loro capacità di rappresentare efficacemente il trasferimento di un carico lungo una singola direzione. In questo caso, ogni nodo di applicazione della forza è stato definito come "master", mentre tutti gli altri nodi appartenenti agli elementi del set sono stati considerati "slave". In questo modo, le forze applicate ai nodi master vengano trasferite agli elementi slave attraverso una connessione di tipo master-slave, che assicura che le forze vengano distribuite correttamente.

Alcuni nodi sono stati vincolati sulla faccia anteriore della vertebra, lungo il bordo dell'endplate inferiore, per bilanciare le forze applicate, in quanto non c'è equilibrio. (Figura 4.2).

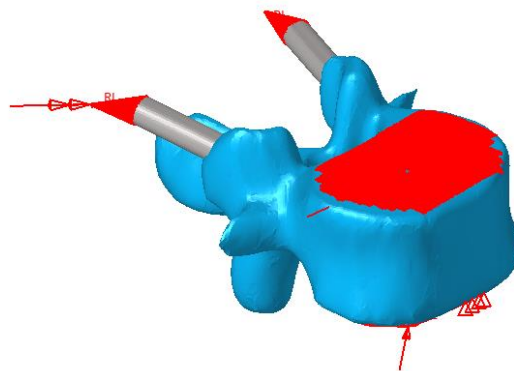


Figura 4.2 Set up completo della vertebra, con forze e vincoli applicati

Infine, come output della simulazione, sono stati richiesti i risultati relativi alle deformazioni e agli stress sulla vertebra, in modo da poter analizzare come la vertebra L4 reagisce ai carichi trasmessi da tutti i componenti del modello.

È stato utilizzato uno script lanciato direttamente dalla command window di Abaqus, che restituisce in output dei file .dat contenenti uno gli stress di Von Mises per ogni elemento e l'altro il tensore delle deformazioni.

Questi output vengono presi in analisi per estrarre parametri di interesse per svolgere lo studio di convergenza della mesh. In particolare per gli stress è stato valutato solo il valore massimo. Attraverso uno script matlab, sono stati estratti per le deformazioni il minimo e il massimo principale, di questi rispettivamente il minimo e il massimo tra tutti (*Tabella 18*).

Tabella 18 Tabella contenente i parametri ricavati dal file output delle deformazioni e degli stress per la convergenza calcolati su tutte le mesh

	Minimo principale	Massimo principale	Massimo di Von Mises	Numero di nodi
MESH 3mm	-0.0038	0.0042	1.6287	120266
MESH 2mm	-0.0049	0.0051	1.5889	144279
MESH 1mm	-0.0065	0.0053	1.6425	329636
MESH 0p5mm	-0.0081	0.0055	1.7864	1354643

Per lo studio di convergenza si è scelto di usare come riferimento la mesh con elementi di taglia più piccola, che possa ridurre gli errori numerici e migliorare l'accuratezza della simulazione. Si è calcolato l'errore relativo percentuale di tutte le altre mesh rispetto alla più raffinata per ogni parametro calcolato.

I valori ottenuti sono mostrati nella tabelle 19.

Tabella 19 Tabella contenente gli errori relativi di ciascuna mesh rispetto alla più raffinata (taglia 0p5), calcolati per tutti i parametri estratti dal file di output delle deformazioni e degli stress

	Minimo principale	Massimo principale	Massimo di Von Mises
MESH 3mm	-52.87	-22.38	-8.82
MESH 2mm	-39.46	-6.51	-11.05
MESH 1mm	-19.38	-2.38	-8.05

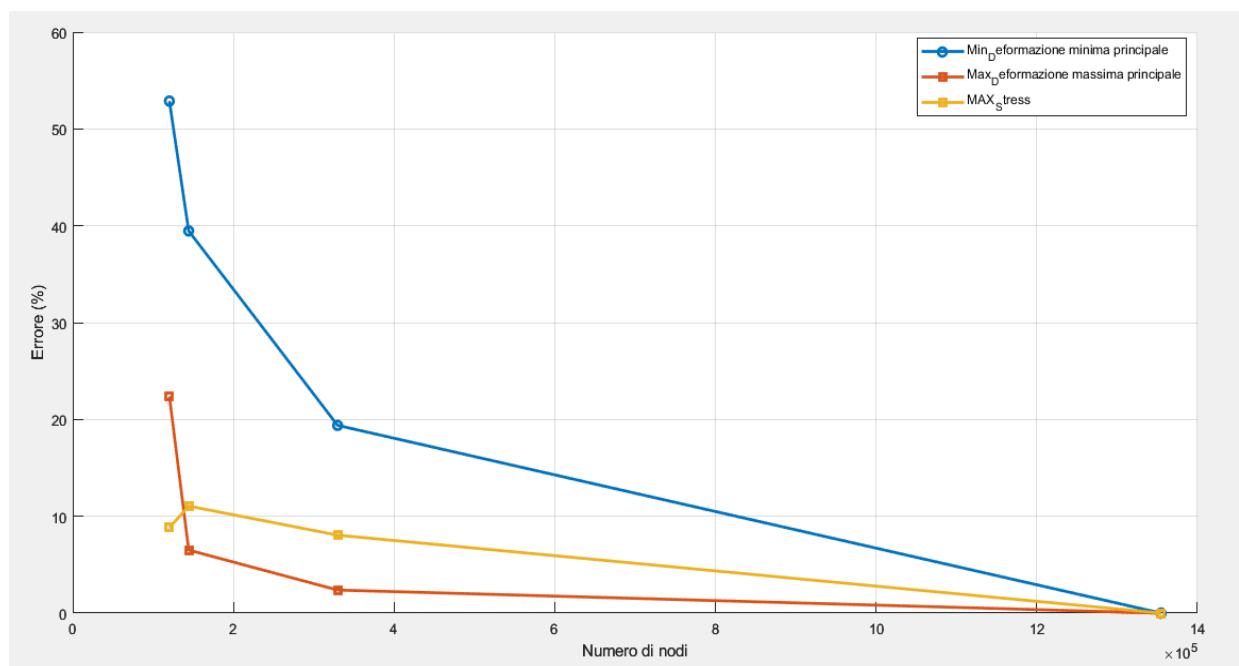


Figura 4.3 Errore relativo del minimo principale e massimo principale delle deformazioni e massimo dello stress di Von Mises rispetto ai valori corrispondenti della mesh più accurata

Il grafico mostra come l'errore diminuisce all'aumentare del numero di nodi, quindi all'infittirsi della mesh. Una mesh più fitta offre vantaggi significativi in termini di precisione dei risultati, poiché consente una migliore rappresentazione delle variazioni locali di stress e deformazioni. Tuttavia, comporta anche un maggiore costo computazionale, in termini di tempo di calcolo e memoria, a causa del numero maggiore di elementi da elaborare. Un buon compromesso sarebbe scegliere la mesh di taglia 1mm, che garantisce un errore molto

basso, con un numero di nodi decisamente ridotto rispetto alla mesh più raffinata presa in esame. Questa soluzione permette di discretizzare al meglio il modello, rappresentandone tutte adeguatamente tutte le caratteristiche e con un costo computazionale gestibile. Sono stati analizzati alcuni contour plot della mesh più raffinata, relativi sia alle deformazione che agli stress.

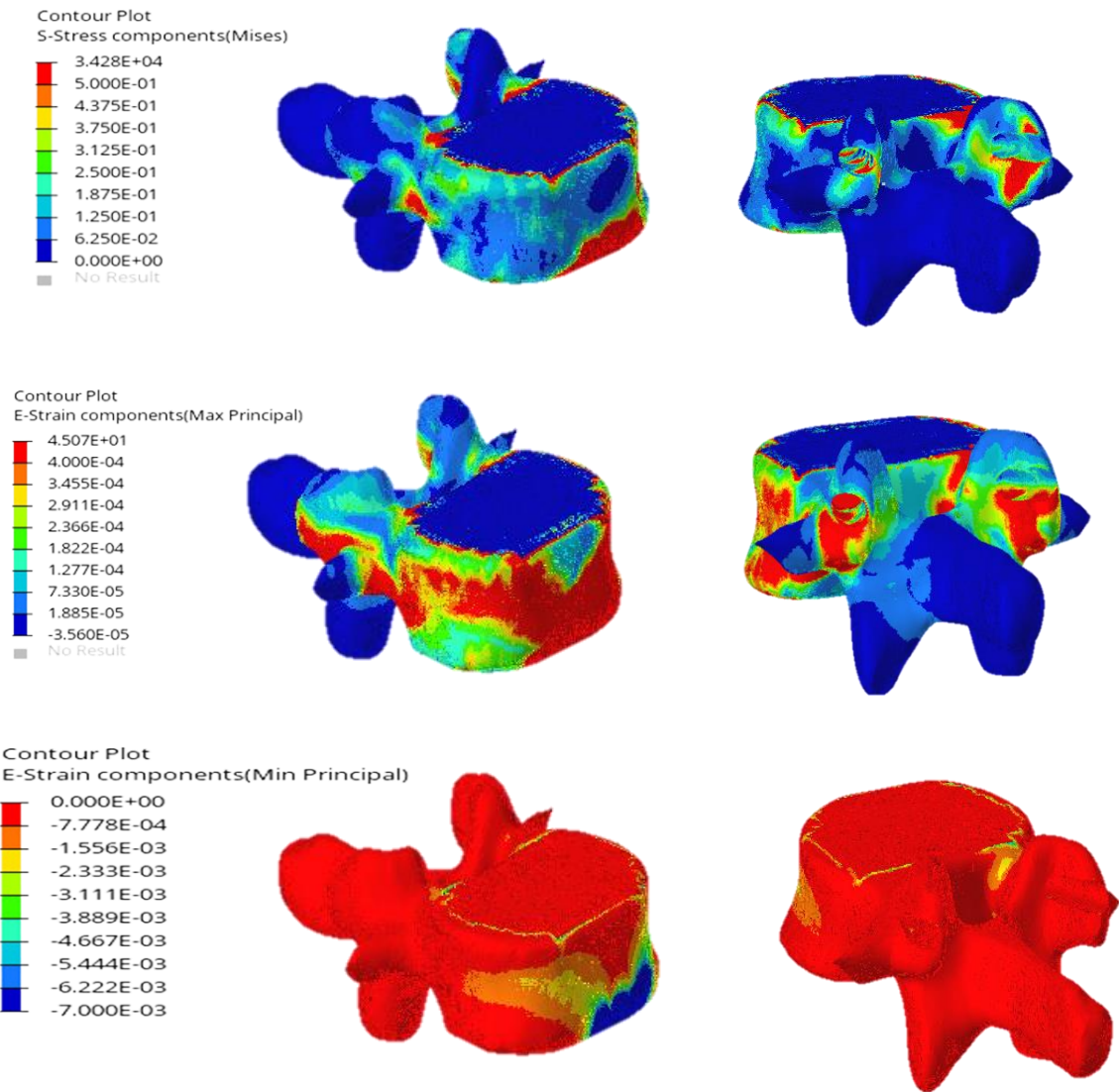


Figura 4.4 Contour plot degli stress di Von Mises (in alto), del massimo principale delle deformazioni (al centro) e del minimo principale delle deformazioni (in basso): vista isometrica (sinistra), vista posteriore (destra)

I plot riportati in Figura 4.4 mostrano le distribuzioni degli stress di Von Mises (in alto), della componente massima principale della deformazione (al centro) e della componente minima principale della deformazione (in basso) ottenute mediante l'analisi. La scala cromatica, visibile nella legenda, evidenzia i valori della deformazione. Le aree maggiormente sollecitate, caratterizzate da elevati valori di deformazione, si concentrano in corrispondenza delle regioni rosse, indicando potenziali punti critici della struttura sotto carico. Al contrario, le zone in blu mostrano una bassa risposta deformativa, rappresentando aree meno coinvolte dagli effetti delle sollecitazioni applicate. È possibile notare come le aree più sollecitate siano quelle su cui sono applicati i carichi, quindi in corrispondenza dei vincoli e all'interfaccia con le viti.

Capitolo 5

Conclusioni

Le metastasi vertebrali rappresentano una delle complicazioni più difficili da affrontare nei pazienti oncologici. Spesso, l'approccio chirurgico utilizzato per far fronte a questa complicità prevede due fasi: una laminectomia decompressiva, che rimuove le faccette articolari per alleviare la compressione del midollo spinale, seguita da una fissazione per stabilizzare la colonna vertebrale. La fissazione può essere lunga, coinvolgendo cinque livelli spinali, garantendo maggiore stabilità ma con rischi più elevati, oppure corta, con tre livelli spinali interessati, meno invasiva ma potenzialmente meno stabile.

Lo studio condotto ha utilizzato un approccio combinato di modelli multibody e analisi agli elementi finiti per esaminare gli effetti biomeccanici e gli outcome post-operatori dopo l'impianto delle due diverse tipologie di costrutti di fissazione. Per ottenere geometrie accurate, è stato costruito un modello multibody basato sulle immagini DICOM del torace del paziente. Il modello comprendeva la zona lombare della colonna e la T12, con l'aggiunta dei dischi intervertebrali modellati tramite bushing. Sono stati simulati movimenti di flessione-estensione applicando un momento puro alla vertebra T12 e vincolando il sacro, per poi confrontare i due costrutti, con un range di movimento (ROM) di 15° per la flessione e 8° per l'estensione.

I risultati hanno mostrato che, durante la flessione, si generano forze di "pullout" nei livelli più craniali, con il rischio che le viti vengano estratte dal corpo vertebrale, mentre nelle aree caudali prevalgono forze di compressione. Durante l'estensione, invece, si verifica l'inverso. Le analisi delle forze di pullout e di taglio hanno evidenziato che nel costrutto corto tali forze erano inferiori rispetto al costrutto lungo. Ridurre la lunghezza della fissazione può dunque migliorare i risultati biomeccanici, poiché limita la distribuzione delle forze di pullout a un singolo livello (L2), mantenendole comunque più basse di circa la metà rispetto al costrutto lungo. In questo modo, si minimizzano i carichi sulle viti in altre vertebre, riducendo il rischio di fallimenti meccanici.

La seconda parte del lavoro è centrata sull'analisi FEM: tutti gli output ottenuti dalle simulazioni multibody vengono ora utilizzati come input per avere risultati più realistici e soprattutto specifici per il paziente. Su Abaqus è stato creato un setup in cui le forze estratte dal multibody vengono

applicate sulla singola vertebra. In particolare, è stata presa in analisi la vertebra L4 del costruito lungo su cui si è eseguito uno studio di convergenza per la scelta della taglia della mesh più appropriata alla specifica situazione in esame.

In conclusione, l'approccio combinato di modelli multibody e FEM sta diventando una prassi consolidata per ottenere analisi biomeccaniche affidabili e personalizzate, supportate dall'uso delle immagini DICOM del paziente. Questo metodo consente di ottenere risultati accurati che possono supportare i medici nelle decisioni cliniche, migliorando la pianificazione degli interventi chirurgici e riducendo i rischi post-operatori.

Bibliografia

Abd-Elsayed, A. (2023). *Spinal Fusion Techniques—E-Book*. Elsevier Health Sciences.

Amelot, A., Terrier, L.-M., Cristini, J., LeNail, L.-R., Buffenoir, K., Pascal-Moussellard, H., Bonaccorsi, R., & Mathon, B. (2019). Approaching spinal metastases spread profile. *Surgical Oncology*, *31*, 61–66. <https://doi.org/10.1016/j.suronc.2019.08.007>

Angoli di Eulero, Università degli studi di Bologna. (s.d.). Recuperato 17 novembre 2024, da <https://www.dm.unibo.it/~muracchi/Materiale%20didattico/eulero.pdf>

Antonio Herrera, E. I., Cegoñino, A. L.-E., Rtolas, E. L., Pez, J., & s Mateo, L. G. (2012). Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World Journal of Orthopedics*, *3*(4), 25–41. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i4.25>

Ayturk, U. M., & Puttlitz, C. M. (2011). Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *14*(8), 695–705. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.493517>

Basaran, R., Efendioglu, M., Kaksi, M., Celik, T., Mutlu, İ., & Ucar, M. (2019). Finite Element Analysis of Short- Versus Long-Segment Posterior Fixation for Thoracolumbar Burst Fracture. *World Neurosurgery*, *128*, e1109–e1117. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.05.077>

Bruner, Guan, & Yogana. (2010). *Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation in: Journal of Neurosurgery: Spine Volume 13 Issue 6 (2010) Journals*. <https://thejns.org/spine/view/journals/j-neurosurg-spine/13/6/article-p766.xml>

Christophy, Senan, & Lotz. (2012). *A musculoskeletal model for the lumbar spine—PubMed*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21318374/>

Colonna vertebrale, Università degli studi di Ferrara. (s.d.). Recuperato 17 novembre 2024, da <https://www.unife.it/sveb/biotecnologie/insegnamenti/minisiti-anni-precedenti/istologia-e-anatomia-1/materiale-didattico/anatomia-1/lezione-1/>

de Zee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J., & Simonsen, E. B. (2007). A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics*, *40*(6), 1219–1227. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.030>

Frost, B. A., Camarero-Espinosa, S., & Foster, E. J. (2019). Materials for the Spine: Anatomy, Problems, and Solutions. *Materials (Basel, Switzerland)*, *12*(2), 253.

<https://doi.org/10.3390/ma12020253>

Galbusera, F., & Wilke, H.-J. (2018). *Biomechanics of the Spine: Basic Concepts, Spinal Disorders and Treatments*. Academic Press.

Istituto Ortopedico Rizzoli. (s.d.). *Bonemat*. Recuperato 17 novembre 2024

<https://ior-bic.github.io/software/bonemat/index.html>

Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G., & Muto, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *European Journal of Radiology*, *82*(1), 118–126.

<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.07.024>

Kim, K.-T., Song, M.-G., Park, Y.-J., Lee, D.-Y., & Kim, D.-H. (2021). Cortical Trajectory Screw Fixation in Lumbar Spine Surgery: A Review of the Existing Literature. *Asian Spine Journal*, *16*(1), 127–140.

<https://doi.org/10.31616/asj.2020.0575>

Kurtz, S. M., & Edidin, A. (2006). *Spine Technology Handbook*. Elsevier.

Lerchl, T., Nispel, K., Baum, T., Bodden, J., Senner, V., & Kirschke, J. S. (2023). Multibody Models of the Thoracolumbar Spine: A Review on Applications, Limitations, and Challenges. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, *10*(2), 202.

<https://doi.org/10.3390/bioengineering10020202>

Liao, J.-C., Chen, W.-P., & Wang, H. (2017). Treatment of thoracolumbar burst fractures by short-segment pedicle screw fixation using a combination of two additional pedicle screws and vertebroplasty at the level of the fracture: A finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *18*(1), 262. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1623-0>

McLain, R. F. (2006). The biomechanics of long versus short fixation for thoracolumbar spine fractures. *Spine*, *31*(11 Suppl), S70-79; discussion S104.

<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000218221.47230.dd>

Nispel, K., Lerchl, T., Senner, V., & Kirschke, J. S. (2023). Recent Advances in Coupled MBS and FEM Models of the Spine-A Review. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, *10*(3), 315.

<https://doi.org/10.3390/bioengineering10030315>

Ohba, Ebata, & Oba. (2019). *Risk Factors for Clinically Relevant Loosening of Percutaneous Pedicle Screws*. https://www.jstage.jst.go.jp/article/ssrr/3/1/3_2018-0018/_article

Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *Journal of Biomechanics*, *49*(6), 817–832.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.035>

- Patnaik, S., Turner, J., Inaparthi, P., & Kieffer, W. K. (2020). Metastatic spinal cord compression. *British Journal of Hospital Medicine (London, England: 2005)*, 81(4), 1–10. <https://doi.org/10.12968/hmed.2019.0399>
- Pearcy, M. J., & Bogduk, N. (1988). Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine*, 13(9), 1033–1041. <https://doi.org/10.1097/00007632-198809000-00011>
- Raj, P. P. (2008). Intervertebral disc: Anatomy-physiology-pathophysiology-treatment. *Pain Practice: The Official Journal of World Institute of Pain*, 8(1), 18–44. <https://doi.org/10.1111/j.1533-2500.2007.00171.x>
- Remus, Lippahus, & Neumann. (2021). Calibration and validation of a novel hybrid model of the lumbosacral spine in ArtiSynth—The passive structures | PLOS ONE. <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0250456>
- Roychowdhury, A. (2009). Application of the Finite Element Method in Orthopedic Implant Design. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 19(1). <https://doi.org/10.1615/JLongTermEffMedImplants.v19.i1.70>
- Sally Roberts, Helena Evans, & Jayesh Trivedi. (2006). *Histology and pathology of the human intervertebral disc—PubMed*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16595436/>
- Schmidt, M. H., Klimo, P., & Vrionis, F. D. (2005). Metastatic spinal cord compression. *Journal of the National Comprehensive Cancer Network: JNCCN*, 3(5), 711–719. <https://doi.org/10.6004/jnccn.2005.0041>
- Šromová, Sobola, & Kaspar. (2023). A Brief Review of Bone Cell Function and Importance. <https://www.mdpi.com/2073-4409/12/21/2576>
- Takayanagi, A., Siddiqi, I., Ghanchi, H., Lischalk, J., Vrionis, F., Ratliff, J., Bilsky, M., & Hariri, O. R. (2021). Radiolucent Carbon Fiber–Reinforced Implants for Treatment of Spinal Tumors—Clinical, Radiographic, and Dosimetric Considerations. *World Neurosurgery*, 152, 61–70. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.05.100>
- Taylor, J. R., & Twomey, L. T. (1992). Structure and Function of Lumbar Zygapophyseal (facet) Joints: A Review. *Journal of Orthopaedic Medicine*. <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/1355297X.1992.11719693>
- Vertebral column (spine)*. (s.d.). Kenhub. Recuperato 17 novembre 2024, da <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-vertebral-column-spine>

Zhou, F., Yang, S., Liu, J., Lu, J., Shang, D., Chen, C., Wang, H., & Ma, J. (2020). Finite element analysis comparing short-segment instrumentation with conventional pedicle screws and the Schanz pedicle screw in lumbar 1 fractures. *Neurosurgical Review*, *43*(1), 301–312.
<https://doi.org/10.1007/s10143-019-01146-9>