

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



TESI DI LAUREA MAGISTRALE

Confronto di stabilizzazioni chirurgiche per il trattamento di metastasi lombari in ambiente multibody

Relatore: Mara Terzini

Candidato: Valeria Mastromauro

Co-relatore: Giovanni Putame

Co-relatore: Simone Borrelli

Dicembre 2022

Sommario

1. INTRODUZIONE	4
1.1 Anatomia del rachide	9
1.1.1 Struttura della vertebra	10
1.1.2 Vertebre toraciche	11
1.1.3 Vertebre lombari	12
1.1.4 Osso sacro	13
1.1.5 Disco intervertebrale	14
1.1.6 Faccette articolari	15
1.2 Biomeccanica del rachide	16
1.3 Movimenti della lombare	17
1.2 Artrodesi: sistema di fissaggio	18
2. MATERIALI E METODI	
2.1 Analisi dinamica multibody	21
2.1 Programmi utilizzati	22
3 RIPRODUZIONE NUMERICA DELLA PROVA DI FLESSIONE A 4 PUNTI	23
3.1 Calcolo del modulo di Young dai dati sperimentali	25
3.2 Modellazione numerica set up sperimentale	28
4 RISULTATI: confronto rigidezza sperimentale e numerica	30
5 MODELLO MULTIBODY DEL RACHIDE	33
5.1 Modellazione forze di contatto	34
5.2 Modellazione dischi intervertebrali attraverso bushing + GFORCE	35
5.3 Modellazione delle faccette articolari	38
6 MODELLO NUMERICO DEL SISTEMA DI FISSAGGIO	39
6.1 Metodo che crea una barra flessibile mediante Fe part	39
6.2 Metodo mesh: geometria delle barre e posizionamento sul rachide	40
6.3 Viti	48
7 RISULTATI: confronto impianto lungo vs corto	53
7.1 Confronto ROM in flessione tra i modelli con impianto e modello fisiologico	54
7.2 Confronto momenti di flessione applicati a parità di ROM	56
7.3 Confronto delle forze agenti sulle viti in flessione (5Nm)	58
7.4 Confronto ROM in estensione tra i modelli con impianto e modello fisiologico	66
7.5 Confronto momenti di estensione applicati a parità di ROM	68
7.6 Confronto delle forze agenti sulle viti in estensione (-5Nm)	70
7.7 Analisi delle tensioni: confronto impianto lungo vs corto	77
7.7.1 Confronto delle tensioni agenti in flessione (5Nm) sugli impianti	77

7.7.2	Confronto delle tensioni agenti in estensione (-5Nm) sugli impianti	81
7.7.3	Confronto delle tensioni agenti in flessione sugli impianti a parità di ROM ..	85
7.7.4	Confronto delle tensioni agenti in estensione sugli impianti a parità di ROM.....	89
8	Conclusioni.....	93
	Bibliografia	

Abstract

Negli ultimi vent'anni ci sono stati notevoli sviluppi in ambito medico grazie alla comparsa della cosiddetta "medicina *in silico*", che permette di realizzare, attraverso la modellazione numerica, i distretti anatomici di interesse, di comprenderne meglio la biomeccanica e di riprodurre su di essi processi fisiologici. La validazione di un modello multibody consente di definire gli aspetti chiave per una modellazione coerente delle parti anatomiche, di progettare protesi e simulare movimenti, in condizioni fisiologiche o patologiche, per valutare quale sia la migliore configurazione da adottare nella loro installazione.

Tra le metastasi ossee, quella vertebrale è tra le più frequenti e la strategia chirurgica utilizzata è l'asportazione dell'intera area vertebrale interessata e la sua stabilizzazione tramite artrodesi. Questo approccio consiste nell'utilizzo di un sistema di barre longitudinali e viti peduncolari inserite nei processi articolari delle vertebre adiacenti al livello patologico. Studi clinici hanno individuato in un composto di fibre di carbonio e PEEK (un polimero termoplastico), un ottimo sostituto al titanio a livello di proprietà meccaniche e biocompatibilità.

In questa tesi, a partire da un modello *in silico* sono state realizzate e confrontate due diverse tipologie di stabilizzazione, simulando condizioni di carico sui tre assi anatomici. Il software utilizzato è MSC Adams. La prima parte di questo lavoro si è focalizzata sulla caratterizzazione e sulla validazione di queste barre ricreando numericamente un set up sperimentale di bending a 4 punti per piccoli spostamenti per permettere l'individuazione di un valore di modulo elastico consistente ottenuto per valori compresi tra i 105 e i 110 GPa. Durante questa fase la barra è stata caratterizzata come corpo flessibile, attraverso due metodi distinti: corpo flessibile attraverso la creazione di una vera e propria mesh (.mnf) e un approccio più semplice di Adams denominato FE Part utilizzabile nel caso di strutture di tipo *beams*. Nella seconda parte di questo lavoro si è partiti da un modello multibody preesistente di rachide lombare, costituito dai livelli vertebrali compresi tra T12 e sacro, e caratterizzato da leggi costitutive non lineari per la descrizione dei giunti vertebrali. L'obiettivo è stato quello di realizzare su di esso due tipologie di impianti di fissaggio, uno costituito da barre lunghe ed uno da barre corte. Supponendo la vertebra L3 come vertebra patologica e modellizzando le viti peduncolari come degli incastri tra i processi vertebrali e le barre, nel caso di barre lunghe sono stati posti degli ancoraggi due livelli sopra e sotto di essa (vertebre L1, L2, L4 ed L5); nel caso di barra corta soltanto le vertebre L2 ed L4 sono state fissate con la barra. Le barre sono state realizzate con un raggio di curvatura pari a 1000 mm ricreare una curvatura coerente con l'outcome chirurgico. Successivamente sono state rese flessibili. Infine, i due modelli di outcome chirurgici sono stati sollecitati con differenti forme di carico di flessione, estensione, torsione e flessione laterale e ne sono state studiati i comportamenti, in termini di ROM vertebrali, di forze trasmesse agli incastri e distribuzione delle tensioni lungo le barre. Dai risultati numerici si evidenzia come il modello con impianto corto provochi non soltanto uno scostamento minore rispetto ai range di movimento fisiologici, ma anche dei carichi inferiori agli incastri suggerendo quindi una minor sollecitazione sulle viti peduncolari e presumibilmente un minor rischio di fallimento biomeccanico delle viti.

1. INTRODUZIONE

Negli ultimi vent'anni la medicina, grazie all'introduzione e allo sviluppo dell'informatica in questo ambito, ha ottenuto notevoli progressi. In particolare, attraverso l'utilizzo di alcuni software di modellizzazione è stato possibile riprodurre e visualizzare l'anatomia dei distretti corporei di interesse e i rispettivi processi biologici e medici nei computer, che hanno dato vita alla "medicina *in silico*".

Attraverso la modellizzazione è possibile realizzare un modello virtuale di un sistema biologico e mediante la simulazione è possibile applicare su di esso determinati stimoli per riprodurre movimenti fisiologici e situazioni di carico a cui il corpo è normalmente sottoposto.

Nel caso in esame si è lavorato su un modello di tratto lombare della colonna vertebrale che riporta una condizione patologica piuttosto complicata e che è stata corretta attraverso un intervento chirurgico.

La patologia sopra citata è tra le più gravi che possono colpire la colonna vertebrale e si riferisce al tumore vertebrale, come ad esempio l'osteosarcoma e i tumori metastatici. Mentre il primo è piuttosto raro, le lesioni metastatiche rappresentano il 97% dei tumori del rachide, proprio a causa del tipo di tessuto di cui sono costituite le vertebre. Quest'ultimo, infatti, essendo spugnoso, consente alle cellule tumorali di insediarsi al suo interno e proliferare. La struttura ossea, indebolita dalla presenza del tumore, vede aumentare il rischio di fratture e di compressione dei nervi e del midollo spinale.

Il trattamento chirurgico scelto in questi casi è quello della resezione in blocco, ovvero di una tecnica molto invasiva e complessa, che consiste nell'asportazione dell'intera area vertebrale interessata dalla patologia. In seguito alla rimozione della zona interessata viene solitamente effettuata una stabilizzazione attraverso impianti simili a quelli utilizzati in caso di fratture. I sistemi di fissaggio applicati quando si tratta di chirurgia del rachide, sono costituiti semplicemente da viti e aste di diverse lunghezze, a seconda delle necessità. La maggior parte degli impianti di fissaggio che si possono trovare in letteratura utilizzano materiali metallici, come il titanio o le fibre di carbonio.



Figura 1. a) Femmina di 42 anni con presunta diagnosi di metastasi. B) Progettazione tramite software di modellazione multi-body del sistema di fissaggio [4]. C) Impianto del sistema di fissaggio, in seguito ad una asportazione totale della vertebra malata

Talvolta, quando si tratta di tumori primari della colonna vertebrale particolarmente complessi, la chirurgia può essere affiancata dalla radioterapia. In questi casi, la presenza di materiale metallico, può causare la dispersione delle radiazioni ionizzanti o delle particelle (effetto scattering) e, quindi, può limitare gli effetti della radioterapia post-operatoria. Il successo o il fallimento dei trattamenti di radioterapia dipende, infatti, dall'accuratezza con cui viene identificato il bersaglio e da quanto risulta precisa la somministrazione della dose di radiazioni prescritta. Una diminuzione della dose potrebbe comportare un sotto-trattamento della malattia con un rischio maggiore di progressione.

Alcuni autori hanno cercato di adottare delle soluzioni per eliminare o, quantomeno, ridurre le problematiche sopra enunciate. In particolare, [4] nel suo lavoro di ricerca ha utilizzato un sistema di fissaggio interamente realizzato in fibra di carbonio: quest'ultimo, poiché è radiotrasparente, non interferisce con le radiazioni ionizzanti e le particelle accelerate, rendendo più semplice ed efficace la radioterapia post-operatoria.

I vantaggi nell'utilizzo di fibre di carbonio per la realizzazione dei sistemi di fissaggio si possono notare anche durante il follow-up, in cui vengono acquisite immagini TC e MRI dei pazienti trattati: vi è una diminuzione degli artefatti ferromagnetici e delle perturbazioni. In letteratura, infatti, vi sono molti autori che utilizzano un sistema di fissaggio realizzato con composti che contengono le fibre di carbonio, come ad esempio i composti di carbonio e PEEK (polietere etere chetone), un polimero termoplastico, semicristallino, biocompatibile, inerte e con tossicità minima, che si mostra un ottimo sostituto dei materiali metallici, soprattutto in ambito ortopedico [4]. Nella figura 2 si può notare come, il vantaggio della radiotrasparenza dei composti CF/PEEK, permetta di individuare più facilmente eventuali complicanze post-operatorie e/o valutare i tessuti molli circostanti: le immagini TC risultano prive di striature da artefatto.

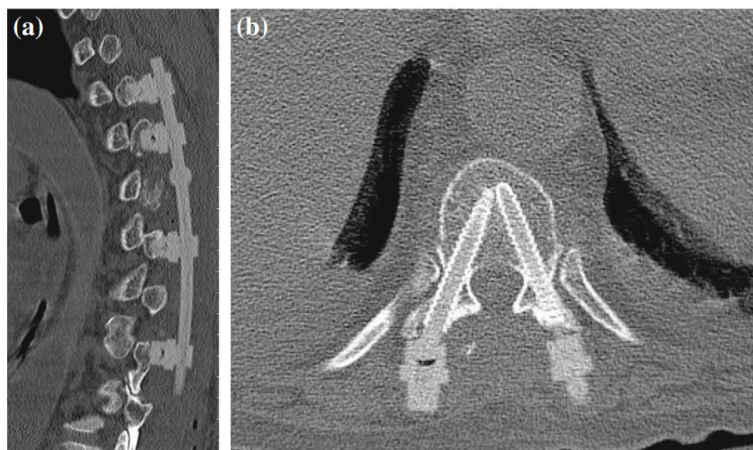


Figura 2. Immagini TC assiali (a) e sagittali (b) dopo il fissaggio della colonna vertebrale toracica inferiore utilizzando impianti di viti e aste a base di fibra di carbonio. Grazie alla radiotrasparenza è possibile individuare correttamente la posizione del sistema di fissaggio. L'assenza di striature da artefatto, associate agli impianti metallici, migliora notevolmente la visualizzazione dei tessuti circostanti [5]

Un altro motivo per il quale diversi autori [10] ricorrono all'utilizzo del carbonio o di composti CF/PEEK nella realizzazione di protesi ortopediche e, in particolare, di sistemi di fissaggio della colonna vertebrale è dato dal loro basso modulo elastico, simile a quello dell'osso corticale, a differenza di altri materiali metallici. Le aste in CF/PEEK, infatti, hanno un profilo meno rigido rispetto ai sistemi interamente in metallo e quindi creerebbero una struttura meno rigida nella colonna lombare posteriore. Questo aspetto consente di trasferire più carico alla colonna anteriore e ridurre, quindi, la sollecitazione sull'interfaccia osso-vite, favorendo la fusione ossea, impedendo l'allentamento delle viti e diminuendo la possibilità di fallimento dell'impianto a lungo termine. Studi biomeccanici hanno dimostrato una maggiore durata, stabilità, resistenza e profilo biomeccanico generale delle barre in CF/PEEK rispetto ai sistemi di barre metalliche. Esse riducono il range di movimento di un segmento spinale destabilizzato senza alcuna differenza significativa di stabilità rispetto al titanio, consentendo, però, ai segmenti ossei strumentati con queste barre, di mantenere un comportamento più vicino possibile a quello fisiologico.



Figura 3. Radiografia laterale della colonna lombare 3 anni dopo laminectomia.[10] La fusione della vite in L2–L5 mostra stabilità spinale senza degenerazione del segmento adiacente o perdita dell'allineamento spinale sagittale.

Di seguito vengono riportati alcuni valori di modulo elastico che diversi autori, nel loro lavoro di ricerca, hanno preso come riferimento nella realizzazione di protesi ortopediche in CF/PEEK. La scelta dell'utilizzo del CF/PEEK viene fatta per sfruttare al meglio i requisiti di questo composto e per creare, quindi, delle protesi che avessero un comportamento più vicino possibile a quello dell'osso e che non fossero troppo rigide.

Autore e anno di pubblicazione	Modulo di Young (GPa)	Studio
Stavros Oikonomidis et al. (2020)[5]	14	In seguito a test ciclici di applicazione di forze assiali e di compressione, a livello di proprietà biomeccaniche non si è notata differenza tra sistema di fissaggio in carbonio e sistema di fissaggio in titanio. Tuttavia, il sistema in carbonio presenta notevoli vantaggi, dalla riduzione di formazione di cavità ad un allentamento più lento del sistema stesso.
Ariel Takayanagi et al. [6] (2021)	14.7	Questi autori si basano sulla letteratura per comparare i sistemi di fissaggio in titanio e quelli in CF/PEEK. I primi risultano troppo rigidi e con valori che si discostano molto da quelli dell'osso corticale; i secondi risultano più simili ai valori dell'osso corticale perché il PEEK con basso modulo elastico (3-5 GPa) viene unito al carbonio per essere rafforzato.
Steven M. Kurtz et al. [7] (2007)	18	In questo lavoro di ricerca viene riassunta la letteratura scientifica presente sugli impianti ortopedici in CF/PEEK. La maggior parte di questi riguardano la colonna vertebrale e sono un ottimo sostituto ai metalli grazie alle loro proprietà meccaniche, con basso modulo elastico ma prestazioni simili a quelle del titanio, e con un'elevata resistenza chimica. Inoltre, questi materiali risultano inerti e perfettamente biocompatibili.
Ying Li et al. [8] (2019)	12.6 - 24	Gli autori testano diversi provini costituiti da compositi CF/PEEK, che possiedono la stessa quantità di carbonio. Ognuno di questi, sottoposto a test, presenta un modulo di Young e proprietà meccaniche diverse a seconda della lunghezza delle fibre di carbonio. I moduli di composizione e trazione che li caratterizzano, risultano coerenti con il modulo elastico dell'osso corticale umano (6-30 GPa).

Tabella 1. Valori di modulo elastico presi come riferimento da diversi autori per la realizzazione di protesi ortopediche.

Dalla tabella precedente, risulta che i valori del modulo di Young utilizzato per realizzare gli impianti ortopedici in CF/PEEK variano tra 12.6 GPa e 24 GPa e quindi posseggono valori molto simili a quelli dell'osso corticale.

Il presente lavoro di tesi viene suddiviso in due parti: la prima si focalizza sulla caratterizzazione della barra, che consiste nella replica del test di flessione a 4 punti attraverso modellazione numerica, attribuendo al provino il modulo di Young ottenuto dalle sperimentazioni *"in vitro"*; la seconda riguarda la simulazione di movimenti fisiologici, attraverso l'applicazione di carichi, al modello del rachide assieme al sistema di fissaggio.

Per la seconda parte, una volta perfezionato il modello del rachide e caratterizzate le barre del sistema di fissaggio, saranno presi in esame due casi differenti: nel primo il sistema di fissaggio utilizzerà delle barre lunghe (ancorate alle vertebre L1, L2, L4 ed L5), nel secondo utilizzerà delle barre corte (ancorate alle vertebre L2 ed L4). In ciascuna situazione verrà simulata una condizione patologica in cui sarà rimossa la vertebra L3: per questo motivo le viti verranno fissate sulle altre vertebre e non su quest'ultima.

Per la validazione di entrambi i casi, il sistema con le barre lunghe e quello con le barre corte, il modello sarà caricato simulando movimenti fisiologici e lo scopo del lavoro sarà quello di analizzare la risposta dell'impianto. Al termine dell'esecuzione delle simulazioni sul modello di rachide lombare (costituito dalla vertebra T12 e da tutte le vertebre lombari e sacrali), sarà possibile stabilire quale sia la migliore configurazione da adottare per il sistema di fissaggio nel caso di colonna vertebrale con condizione patologica in corrispondenza della vertebra L3.

L'obiettivo generale di queste prove *"in silico"*, illustrato passaggio dopo passaggio nei capitoli successivi, sarà quindi quello di progettare accuratamente l'impianto di fissaggio del rachide, prevedendo quale siano le risposte meccaniche dei vari componenti (incastri delle viti e barre) e le risposte biomeccaniche dell'organismo, ad esempio il Range Of Motion (ROM) totale del modello di rachide che va dalla vertebra T12 alla vertebra S1. Inoltre, sarà possibile dimostrare come, la modellazione numerica, apre la porta ad una vasta gamma di sperimentazioni possibili e consente di ridurre i costi e le tempistiche delle stesse.

1.1 ANATOMIA del rachide

In questo capitolo vi sarà una breve descrizione dell'anatomia dei componenti del rachide che saranno riprodotti nella modellazione numerica. La colonna vertebrale, detta anche spina dorsale o rachide, è costituita da 32 vertebre, ognuna delle quali separata da un disco intervertebrale. Essa è suddivisa in 5 importanti zone:

- Cervicale
- Toracica
- Lombare
- Sacrale
- Coccigea

Il rachide svolge diverse funzioni, tra le quali proteggere il midollo spinale e i nervi, supportare il tronco e consentire il movimento tra testa, tronco e pelvi. Esso presenta, quindi, due caratteristiche meccaniche opposte tra loro:

- Rigidità e stabilità
- Elasticità e flessibilità

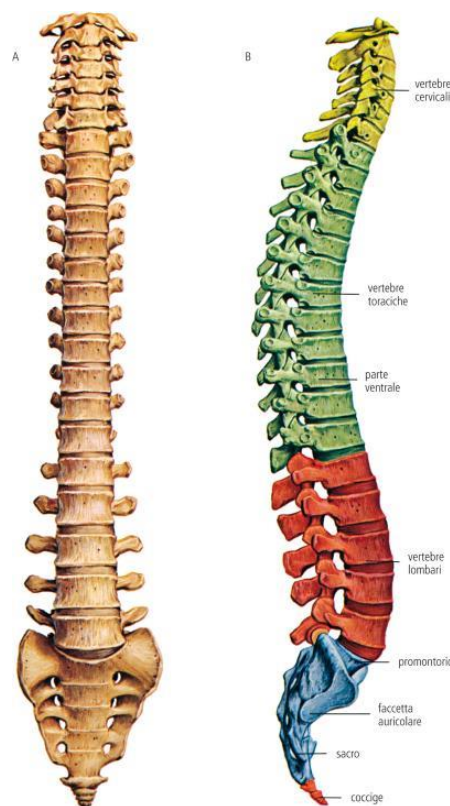


Figura 4. Anatomia della colonna vertebrale in vista frontale (A) e in vista laterale (B).

Fonte: <https://www.corriere.it>

Nel caso in esame viene modellizzata solo la parte lombare della spina dorsale, la vertebra toracica T12 e l'osso sacro.

1.1.1 Struttura della Vertebra

Le vertebre sono costituite da un corpo vertebrale che si trova nella parte anteriore e da un arco vertebrale, situato nella parte posteriore. Il primo regola la quantità del movimento, mentre il secondo regola la qualità del movimento (la direzione, l'orientamento).

Come si può vedere in figura 5, l'arco è costituito da:

- 2 lamine
- 2 peduncoli
- 1 processo spinoso
- 2 processi trasversi
- 4 processi articolari (2 superiori e 2 inferiori)

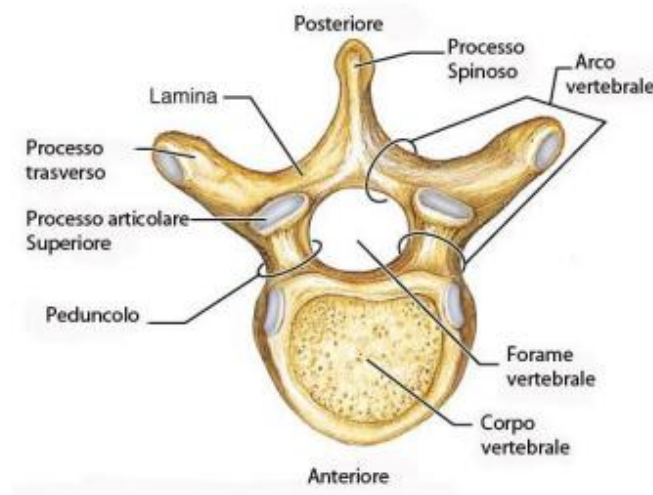


Figura 5. Particolare vertebra.

Fonte: <https://www.kinesiopatia.it/>

Di seguito viene riportata la caratteristica e la funzione dei singoli elementi della vertebra [2]:

- **CORPO VERTEBRALE:** la sua larghezza cresce da L1 a L5 per permettere alla spina dorsale di sopportare il peso del corpo e dei muscoli che generano grandi forze di compressione. Le facce superiori e inferiori sono concave e ricoperte di cartilagine. Il bordo posteriore del corpo vertebrale ha una forma concava che delimita anteriormente il canale vertebrale;
- **LAMINE:** delimitano posteriormente il canale vertebrale. Il loro volume aumenta nella zona cervicale;
- **PROCESSO SPINOSO:** è largo e rettangolare, consente l'inserzione dei muscoli. Si dirige in direzione antero-posteriore.
- **PROCESSI TRASVERSI:** hanno grosse dimensioni poiché consentono l'inserzione dei muscoli e devono sopportarne la loro forza e ampiezza. La loro larghezza diminuisce in senso caudo-craniale;
- **PEDUNCOLI:** uniscono l'arco posteriore al corpo vertebrale e sono costituiti da una porzione ossea piccola;
- **PROCESSI ARTICOLARI:** sono 4 e a seconda di come sono orientati nello spazio cambia il piano in cui essi consentono il movimento. Tenzialmente sono predisposti per i momenti di flessione-estensione.

Essi si dividono in:

- PROCESSI ARTICOLARI SUPERIORI: partono dal bordo superiore dell'arco, possiedono della cartilagine e sono orientati in direzione antero-posteriore e latero-mediale. Sul bordo posteriore presentano i processi mamillari, cioè dei piccoli elementi ossei sui quali si inseriscono i muscoli;
- PROCESSI ARTICOLARI INFERIORI: partono dal bordo inferiore dell'arco posteriore, possiedono anch'essi della cartilagine e sono orientati in direzione postero-anteriore e medio-laterale.

1.1.2 Vertebre toraciche



Figura 6. Zona toracica della colonna vertebrale.

Fonte: <https://www.my-personaltrainer.it/>

Le vertebre toraciche sono 12 e costituiscono la parte toracica della spina dorsale. Esse proteggono il midollo spinale e permettono l'ancoraggio delle costole. Vengono identificate con la lettera maiuscola T e un numero da 1 a 12. Nel caso in esame è stata modellizzata solo la vertebra T12.



Figura 7. Particolare vertebra T12.

Fonte: <https://www.my-personaltrainer.it/>

Le vertebre toraciche T2, T3, T4, T5, T6, T7, T8, T9 e T10 presentano 2 emifaccette per consentire l'articolazione delle costole, mentre le vertebre T1, T11 e T12, come si può vedere in figura 7, presentano una sola faccetta costale. Questo perché le costole, dalla vertebra T2 alla T10, si articolano con la vertebra corrispondente e con quella precedente. Il foro vertebrale diminuisce rispetto a quello delle vertebre cervicali. Il processo trasverso delle vertebre toraciche permette alle coste di alzarsi, attraverso la contrazione dei muscoli intercostali. Procedendo verso le vertebre lombari il processo spinoso si inclina e non è più bifido.

1.1.3 Vertebre lombari

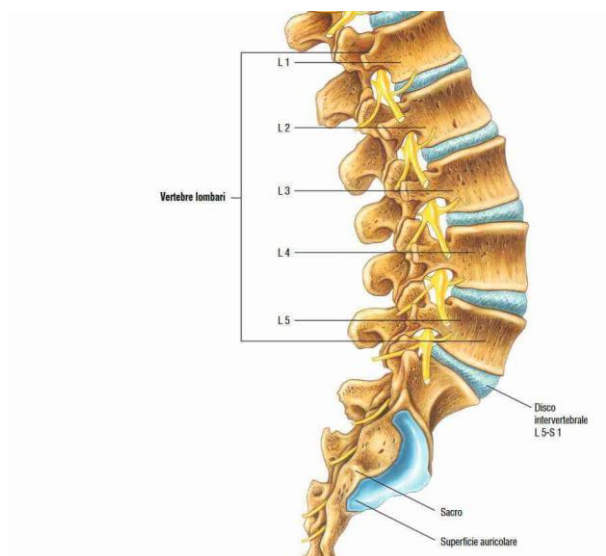


Figura 8. Vista laterale della spina lombare.

Fonte: <https://www.leg-radiologiadomiciliare.it>

Le vertebre lombari sono 5 e costituiscono la zona lombare della spina dorsale. Esse hanno il compito di sostenere il peso corporeo e quindi sono più larghe e robuste delle altre vertebre. Si identificano con la lettera maiuscola L e un numero da 1 a 5.

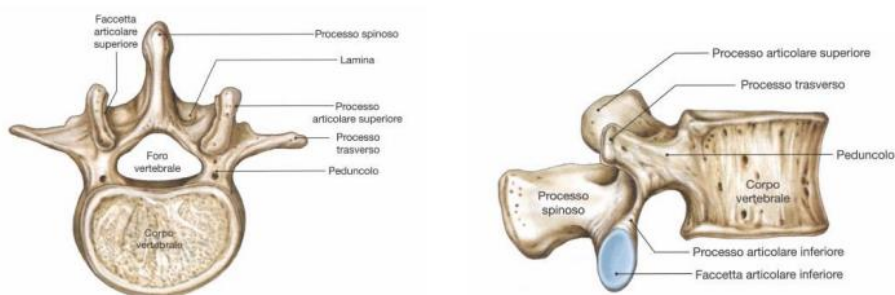


Figura 9. Vista dall'alto e laterale di una vertebra lombare

Fonte: <https://www.leg-radiologiadomiciliare.it>

Come si può vedere nella figura 9, le vertebre lombari possiedono oltre ai processi trasversi e spinoso, anche i 2 processi articolari superiori e i 2 processi articolari inferiori che emergono dall'arco vertebrale. Il processo spinoso delle vertebre lombari possiede un bordo irregolare, corto e largo, che permette l'ancoraggio di muscoli e legamenti. I processi trasversi, al contrario, sono lunghi e sottili, orientati orizzontalmente in L1, L2 ed L3 e orientati leggermente verso l'alto in L4 e L5. I processi articolari superiori si originano dalla lamina, si orientano verso l'alto e possiedono della cartilagine all'estremità, la quale serve all'ancoraggio di una vertebra lombare superiore. Sulla superficie posteriore, inoltre, i processi articolari

superiori presentano i processi mammillari, ovvero delle escrescenze ossee che permettono l'ancoraggio dei muscoli della schiena.

I processi articolari inferiori si originano dalla lamina, si orientano verso il basso e possiedono, anch'essi, della cartilagine all'estremità, adibiti all'ancoraggio di una vertebra sottostante. Nel foro vertebrale formato dalle vertebre lombari, che è maggiore di quello delle vertebre toraciche, all'altezza della vertebra L2 termina il midollo spinale e inizia la cauda equina. Quest'ultima è una struttura nervosa simile a un fascio, che raggruppa le ultime 10 paia di nervi spinali, prima che essi fuoriescano dalla spina dorsale. L'ultima vertebra lombare, la L5, permette l'articolazione del tratto lombare con il tratto sacrale del rachide.

1.1.4 Osso sacro

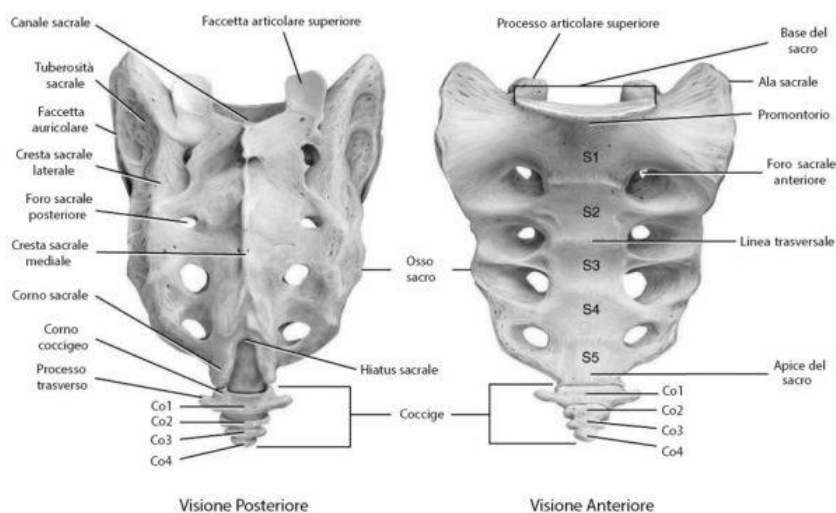


Figura 10. Osso sacro vista posteriore e anteriore.

Fonte: <https://www.kinesiopatologia.it>

La zona sacrale della colonna vertebrale è composta dalle 5 vertebre sacrali, le quali, fondendosi insieme, costituiscono l'osso sacro. Esso presenta, nella faccia frontale concava, quattro paia di fori sacrali anteriori che permettono il passaggio dei nervi spinali sacrali. Nella faccia posteriore convessa, invece, presenta una cresta sacrale nata dalla fusione dei processi spinosi delle prime vertebre sacrali. Il canale sacrale risulta aperto nella faccia posteriore. Al termine delle creste sacrali vi è una sporgenza denominata corno sacrale. Nella parte posteriore, a lato delle creste articolari, vi sono dei fori sacrali che hanno dimensioni più piccole di quelli anteriori e consentono il passaggio dei nervi spinali. Vi è, inoltre, una base che si rapporta con la quinta vertebra lombare L5. Ai lati del canale sacrale, invece, partono i fori intervertebrali, cioè 4 canali che partono in corrispondenza del piano di congiunzione dei diversi segmenti e si biforcano per raggiungere i fori sacrali anteriori e quelli posteriori.

1.1.5 DISCO INTERVERTEBRALE

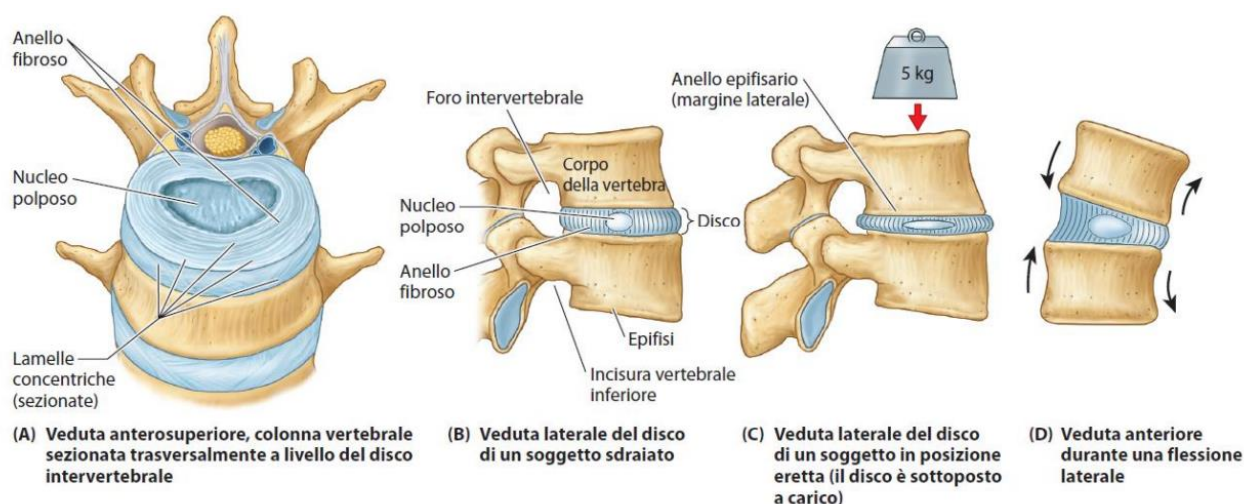


Figura 11. Struttura e comportamento del disco intervertebrale nei movimenti fisiologici del rachide. A) composizione del disco. B) il nucleo polposo si trova nella posizione centrale del disco e non risulta compresso in posizione supina. C) il nucleo si appiattisce quando si mantiene la posizione eretta o si solleva un peso. D) durante la flessione ed estensione, il nucleo funziona da fulcro e l'anello si comprime da una parte e si decomprime dall'altra.

Fonte: <https://www.unife.it/>

Il disco intervertebrale è una giunzione fibro-cartilaginea che collega due vertebre adiacenti. Esso è considerato come un ammortizzatore tra due vertebre perché supporta e riduce il carico di compressione a cui è sottoposto quando si mantiene la posizione eretta o quando si eseguono movimenti di flessione-estensione. Ciascun disco è costituito da due parti (figura 11):

- **NUCLEO POLPOSO:** si tratta di una zona centrale, gelatinosa, costituita da filamenti fibrosi. Esso si deforma se sottoposto a compressione e permette di distribuire in maniera omogenea all'anulus le sollecitazioni che agiscono sulla spina dorsale.
- **ANULUS FIBROSO:** è la parte che protegge il nucleo polposo e conferisce resistenza al disco intervertebrale ed è costituito da fibre disposte in maniera concentrica.

Il tratto lombare della colonna vertebrale è quello maggiormente sollecitato dalle forze di compressione e per questo i dischi intervertebrali hanno un notevole spessore. Quando si applica un carico sulla spina dorsale, il nucleo riduce la sua altezza espandendosi radialmente e generando una pressione sull'anulus e sui piatti vertebrali, che oppongono resistenza alla sua deformazione. Se il disco viene sottoposto a trazione la sua altezza aumenta e le fibre di collagene dell'anulus si allungano opponendo resistenza all'allontanamento. Durante i movimenti di taglio le fibre dell'anello fibroso sono in parte tese e in parte rilassate, a seconda della direzione in cui avviene il moto. Se sottoposto a flessione l'anulus viene compresso nella direzione del moto e va in trazione nella parte opposta, questo perché si oppone al moto del nucleo che cerca di muoversi nella direzione opposta a quella del moto.

1.1.6 FACCETTE ARTICOLARI

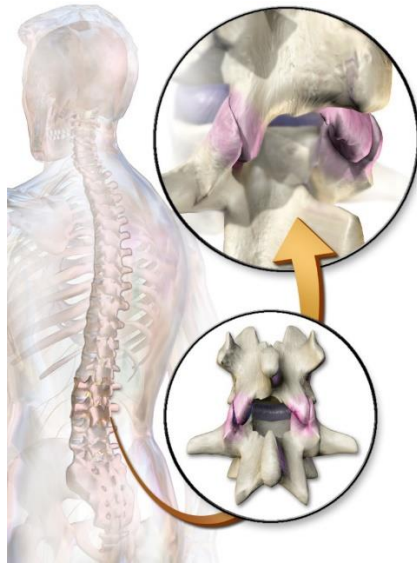


Figura 12. Faccette articolari nel tratto lombare della colonna vertebrale

Fonte: <https://www.kinesiopatologia.it/>

Il ruolo biomeccanico delle faccette articolari è quello di facilitare l'articolazione delle vertebre della spina dorsale. Si tratta di strutture ossee vertebrali che hanno la funzione di connettere le vertebre fra di loro nella parte posteriore e che costituiscono le cosiddette articolazioni zigoapofisarie. Queste articolazioni sono coperte di cartilagine che diminuisce l'attrito tra le superfici. Nello specifico, le faccette articolari sono costituite dal processo articolare superiore di una vertebra e da quello inferiore della vertebra soprastante. Esse permettono alla colonna vertebrale di eseguire movimenti di flessione ed estensione, ma allo stesso tempo limitano una rotazione eccessiva. Infatti, nel caso particolare del tratto lombare di rachide, per il loro orientamento le faccette articolari delle vertebre lombari superiori si oppongono ai movimenti rotatori, mentre quelle delle vertebre inferiori impediscono lo scivolamento della vertebra soprastante su quella sottostante.

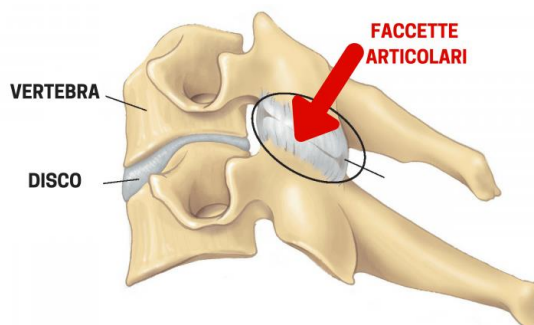


Figura 13. Articolazione zigoapofisaria.

Fonte: <https://www.centrofisioterapicoaurelio.it/>

1.2 BIOMECCANICA DEL RACHIDE

1.2.1 Definizione dei piani e degli assi anatomici

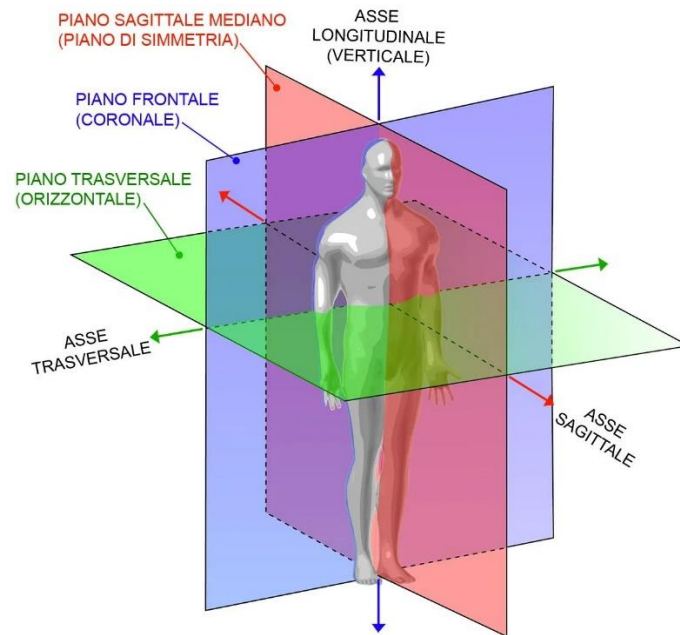


Figura 14. Piani e assi anatomici.

Fonte: <https://unostudentediscienzemotorie.it>

Gli assi e i piani del corpo umano vengono individuati per descrivere in maniera oggettiva i movimenti corporei che sono costituiti da traslazioni (in pochi casi, come quello della mandibola) ed in particolare da rotazioni (come, ad esempio, nell'articolazione delle ginocchia e dei gomiti) rispetto a questi assi.

Per la definizione dei piani anatomici, si assume come posizione anatomica di riferimento del corpo umano, detta anche posizione anatomica [3]. Essa viene assunta come la posizione di partenza, da cui ha inizio il movimento, ed è raffigurata dal corpo umano in posizione eretta con talloni uniti, braccia distese e palmi delle mani rivolti in avanti.

I 3 piani anatomici sono ortogonali tra di loro e sono i seguenti:

- il piano sagittale o mediale, che divide il corpo in due metà, la destra e la sinistra;
- il piano frontale o antero-posteriore, che individua le metà anteriore e posteriore del corpo;
- il piano trasversale o orizzontale, che individua le metà superiore e inferiore del corpo.

Successivamente si individuano 3 assi anatomici, ognuno dei quali è perpendicolare ad un piano anatomico, attraverso i quali è possibile descrivere i movimenti rotatori. Essi sono:

- asse longitudinale, perpendicolare al piano trasversale;
- asse trasversale, perpendicolare al piano sagittale;
- l'asse antero-posteriore è perpendicolare al piano frontale.

1.2.2 MOVIMENTI DELLA LOMBARE

In questo paragrafo verranno analizzati, in particolare, i movimenti della colonna vertebrale, che saranno poi simulati nei capitoli successivi, in seguito alla modellazione multibody del rachide.

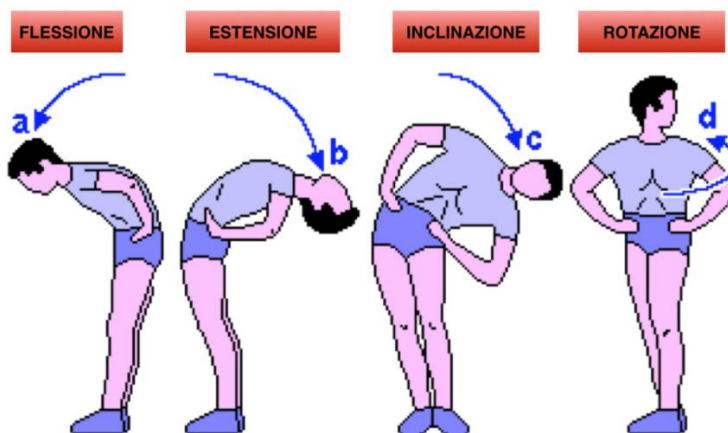


Figura 15. Movimenti della colonna vertebrale.

Fonte: <https://www.besport.org/>

a) FLESSIONE

La flessione avviene sul piano sagittale e sull'asse trasverso. Essa esegue movimenti opposti rispetto all'estensione, ovvero consiste in uno spostamento postero-anteriore della vertebra superiore rispetto alla vertebra inferiore. Durante la flessione lo spazio intervertebrale diminuisce anteriormente e aumenta posteriormente.

b) ESTENSIONE

L'estensione avviene sul piano sagittale e sull'asse trasverso. Essa consiste in uno spostamento antero-posteriore della vertebra superiore rispetto alla vertebra inferiore. Durante l'estensione lo spazio del foro intervertebrale si riduce posteriormente e aumenta anteriormente.

c) LATERAL-BENDING

L'inclinazione laterale verso destra o sinistra avviene sul piano frontale e sull'asse sagittale del corpo. Essa è caratterizzato da un'inclinazione della vertebra superiore, dal lato della concavità, rispetto alla vertebra inferiore. Inoltre, lo spazio intervertebrale diminuisce dal lato verso cui avviene l'inclinazione e aumenta dall'altro.

d) TORSIONE/ROTAZIONE

La torsione avviene sul piano trasverso e sull'asse longitudinale. Essa è caratterizzata da una rotazione della vertebra superiore rispetto alla vertebra inferiore, che causa uno stiramento delle fibre dell'anulus in direzione obliqua, seguendo un tratto di curva con forma elicoidale. La rotazione è il movimento più lesivo per il disco, in quanto si raggiunge un alto stato di tensione a livello delle fibre più interne, che circondano il nucleo, causando un aumento della pressione intradiscale.

1.4 TRATTAMENTO CHIRURGICO: SISTEMA DI FISSAGGIO

L'applicazione del sistema di fissaggio nella parte posteriore della colonna vertebrale, in seguito alla rimozione di una vertebra patologica, viene detta 'artrodesi' e può essere effettuata a livello cervicale, dorsale e lombare. La fissazione rigida è costituita da due barre longitudinali, che negli ultimi anni sono state realizzate in carbonio o CF/PEEK per cercare di sostituire il titanio, e da viti che generalmente vengono inserite nei processi articolari delle vertebre, detti anche processi mammillari. Questi ultimi durante l'intervento chirurgico vengono leggermente resecati per far sì che la barra poggi su una base piana e per garantire una buona adesione tra testa della vite e vertebra, fornendo stabilità nella connessione vite-vertebra.

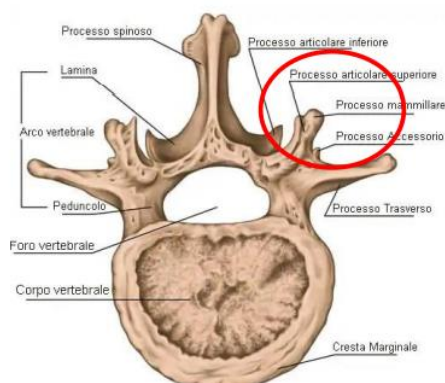


Figura 50 - Particolare vertebra per posizionamento barra longitudinale

Figura 16. Particolare vertebra per posizionamento della barra longitudinale [11].

Questa metodica è particolarmente utilizzata in caso di fratture, ma, soprattutto, in caso di processi tumorali che possono andare a compromettere la stabilità del rachide, determinando un rischio per il midollo spinale e i nervi. Come nell'esempio di artrodesi mostrato in figura 17, le teste delle viti sono bloccate da ciascun lato con delle barre in titanio.



Figura 17. Esempio di sistema di fissaggio eseguito in seguito alla rimozione della vertebra patologico [11].

In particolare, è stato fatto riferimento allo studio svolto da [11], nel quale il sistema di fissaggio utilizza delle viti a testa mobile inserite nei processi mammillari. Nella figura 18 viene mostrato un esempio di vite a testa mobile:



Figura 18 Vite peduncolare a testa mobile [11].

Nello studio di [11] viene preso in esame l'impianto della 'CarboClear', il quale utilizza delle barre in carbonio da ancorare alle viti peduncolari sopra citate. Nella figura 19 è riportato un modello multi-body del sistema di fissaggio appena descritto, che permetterà di comprendere meglio quale sarà la posizione delle viti e delle barre.



Figura 19. Fissaggio di viti con barre in carbonio [11].

2. MATERIALI E METODI

In questo capitolo verrà inizialmente fornita una breve descrizione dei software utilizzati, con particolare riferimento al programma di modellazione numerica su cui si basa la maggior parte del lavoro di questa tesi e con il quale è stato possibile caratterizzare il modello del rachide con i diversi sistemi di fissaggio.

2.1 Analisi dinamica multibody

Per entrambe le parti di questo lavoro, ovvero la caratterizzazione della barra che verrà utilizzata nel sistema di fissaggio e la modellazione del rachide con il sistema di fissaggio per la simulazione di movimenti fisiologici, vi sarà un approccio alla modellazione numerica.

Un sistema dinamico multi-body consiste in una serie di corpi rigidi interconnessi tramite giunti che ne limitano il relativo movimento. Questi modelli forniscono risultati accurati sotto carichi cinematici o dinamici. L'analisi dinamica diretta è lo studio dei movimenti di questi sistemi dinamici, in seguito all'applicazione di specifiche forze. L'analisi dinamica inversa, invece, studia quali sono le forze che consentono di far muovere il sistema meccanico in un modo specifico. L'analisi dinamica dei modelli è di fondamentale importanza per comprendere in quale modo interagiscono i corpi rigidi sia tra di loro sia con l'ambiente. Tra i vantaggi dell'utilizzo della modellazione numerica, il più importante è la possibilità di creare un numero illimitato di modelli per testare diverse condizioni, limitando i costi degli esperimenti, a differenza dei test che vengono eseguiti in vivo. Un altro importante motivo per il quale si prediligono i modelli multi-body consiste nel fatto che essi permettono di ottenere informazioni, quali la distribuzione degli stress, la sollecitazione interna dei materiali e le forze di reazione vincolare nei giunti.

L'implementazione di un approccio congiunto tra indagini sperimentali e numeriche permette, quindi, di comprendere meglio vari aspetti biomeccanici, consentendo miglioramenti in ambito chirurgico e, in particolar modo, anche in ambito biomedico per quanto riguarda la progettazione di protesi.

Si possono individuare 3 fasi del processo di simulazione multi-body [2]:

1. *Pre-processing*: in questa fase avviene la creazione delle geometrie e la definizione dei parametri dei vari componenti. Ogni componente rigido deve essere caratterizzato da alcuni parametri fondamentali, quali la massa, i momenti di inerzia e la posizione del centro di massa. È possibile interfacciarsi con altri software di analisi o CAD per la realizzazione dei corpi solidi. In particolare, in questa tesi è stato utilizzato "SOLIDWORKS" per la realizzazione delle barre del sistema di fissaggio. Un sistema multi-body, oltre ai corpi solidi, include: i giunti che collegano i diversi elementi, vincolandone uno o più gradi di libertà, le forze che agiscono su di esso (interne o esterne) e i contatti.
2. *Solving*: questa fase consiste nella computazione dei risultati numerici che si basa su modelli matematici; in questa tesi è stato utilizzato "ADAMS view";
3. *Post-processing*: durante questa fase vengono visualizzati e analizzati i risultati delle simulazioni. Nel presente lavoro di tesi è stato possibile visualizzare i risultati su "ADAMS view" e successivamente elaborare su "MATLAB" i dati ricavati dalla modellazione numerica.

2.2 Programmi utilizzati

- **SOLIDWORKS**

Nella fase di *pre-processing* la creazione dei corpi solidi viene svolta su SOLIDWORKS “Visualize 2022”, un software di programmazione di programmazione 3D, che utilizza un sistema geometrico parametrico e che consente di importare ed esportare geometrie. In particolare, gli elementi che vengono realizzati su questo programma sono la barra utilizzata nel test di flessione a 4 punti e le barre con cui è realizzato il sistema di fissaggio. SOLIDWORKS permette di gestire ogni componente di un modello in maniera autonoma e successivamente di assemblarlo assieme ad altri elementi. Ad esempio, nel processo di realizzazione del sistema di fissaggio, questa caratteristica ha permesso prima di realizzare le barre e poi di posizionarle correttamente e con il giusto orientamento, attraverso un assemblaggio, sul tratto della colonna vertebrale di interesse. Sempre grazie alla possibilità di trattare ogni componente dell’assieme come un elemento singolo, ciascuna barra è stata salvata separatamente per essere lavorata poi su ADAMS.

- **MSC ADAMS**

Il software di simulazione dinamica multi-body utilizzato in questo lavoro di tesi, sia per la caratterizzazione della barra sia per la modellazione del sistema di fissaggio sul rachide, è ADAMS “student edition 2022” (MSC Software Corporation, Newport Beach, California). Questo programma ha ottime capacità di analisi e permette di studiare la dinamica delle parti in movimento e anche di analizzare la distribuzione dei carichi e delle forze sul sistema dinamico. ADAMS è quindi il software che verrà utilizzato sia nella fase di *solving* sia in quella di *post-processing*.

- **MATLAB**

Matlab verrà utilizzato nella parte di *post-processing* della modellazione numerica. Attraverso quest’ultimo sarà possibile elaborare i dati numerici ottenuti dalle simulazioni “in silico” e confrontarli ai dati ottenuti durante la simulazione sperimentale.

3. RIPRODUZIONE NUMERICA DELLA PROVA DI FLESSIONE A 4 PUNTI

La prima parte di questo lavoro di tesi si è focalizzata sulla caratterizzazione e sulla validazione delle barre del sistema di fissaggio.

Per la caratterizzazione della barra è stato necessario individuare il suo modulo di flessione (o modulo elastico). “In meccanica, il modulo di **flessione** è una proprietà intensiva che viene calcolata come il rapporto tra sollecitazione e deformazione” (Modulo di elasticità, s.d.) [14]. Esso è determinato dalla pendenza di una curva sforzo-deformazione ottenuta da un test di flessione (come ASTM D790) e indica la tendenza del materiale sottoposto al test a resistere alla flessione. In materiali isotropi come metalli, polimeri o vetri, per deformazioni molto piccole il modulo elastico di flessione è equivalente al modulo di Young. Un corpo rigido è considerato rigido quando le sue deformazioni sono molto piccole e non influenzano il movimento globale. In caso contrario, se la forma del corpo può essere alterata dalla dinamica interna, esso è considerato un corpo flessibile [11].

Tra i test di flessione utilizzati per determinare le proprietà meccaniche dei materiali, i più usati sono quelli a tre punti e quelli a quattro punti. In questa tesi si cercherà di riprodurre *in silico* il test di flessione a quattro punti dal quale sono stati ottenuti i dati sperimentali che verranno confrontati con i dati ottenuti dalla simulazione numerica.

Il set up sperimentale di bending a 4 punti per piccoli consiste in un set di quattro cilindri simmetrici: due superiori, denominati “attuatori”, che applicano 2 carichi uguali e 2 cilindri inferiori che costituiscono i supporti della barra.

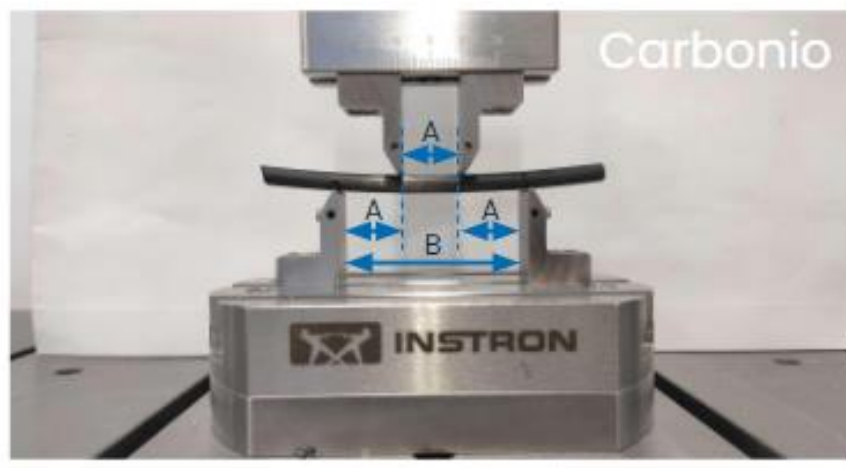


Figura 20. Set-up sperimentale (A e B rappresentano le distanze dai vincoli (A=20mm e B=60 mm)).

Il test sperimentale che si vuole riprodurre in questo lavoro di tesi è stato eseguito impostando i seguenti parametri:

- Precarico a 50 N;
- Spostamento imposto pari a 1 mm;
- Velocità di spostamento pari a 5 mm/min (la forza applicata è una rampa);
- Frequenza di acquisizione dei dati pari a 100 Hz;

I provini utilizzati durante il test di flessione a 4 punti sono barre di carbonio a sezione cilindrica delle quali si conoscono le seguenti caratteristiche:

- Massa, diametro e lunghezza;
- Area della sezione circolare ($A = \pi(d/2)^2$);
- Volume ($V = \pi(d/2)^2 * l$);
- Densità ($\rho = m/V$);



Figura 21. Barre in carbonio utilizzate nel test di flessione a 4 punti.

In tabella 2 sono elencate, per ciascuna barra, le caratteristiche sopra citate:

	Massa (kg)	Diametro (m)	Lunghezza (m)	Sezione (m ²)	Volume (m ³)	Densità (kg/m ³)
Barra 1	5.1×10^{-3}	5.96×10^{-3}	117.7×10^{-3}	2.7896×10^{-5}	3.28×10^{-6}	1554.878
Barra 2	4.7×10^{-3}	5.96×10^{-3}	108.9×10^{-3}	2.7896×10^{-5}	2.7896×10^{-5}	1547.07

Tabella 2. Caratteristiche delle barre in carbonio utilizzate nei test di flessione a 4 punti.

Partendo dalle caratteristiche delle barre usate nel test sperimentale sono stati ricavati dei valori medi di lunghezza e densità per caratterizzare la barra che verrà successivamente modellizzata su ADAMS e sulla quale verrà riprodotto in maniera numerica il test di flessione a 4 punti.

I valori medi ottenuti sono i seguenti:

- Densità media (ρ_{media}) = 1550.97 kg/m³
- Lunghezza media (l_{media}) = 113.3 x 10⁻³ m

3.1 Calcolo del modulo di Young dai dati sperimentali

I test di flessione a 4 punti sono anche utili per determinare la resistenza alla flessione di un campione. La resistenza alla flessione si misura in termini di stress e rappresenta lo stato di sollecitazione massimo sperimentato dal materiale di cui è costituito il provino nel suo momento di rottura [20]. Durante la sollecitazione, al bordo della faccia concava del provino (punto A in figura 22) si avrà una compressione; la faccia convessa del provino (punto B in figura 22) sarà invece sottoposta a trazione. La maggior parte dei materiali cede prima se sottoposta a sforzo di trazione piuttosto che a compressione: quindi, il valore massimo di tensione di trazione che può essere sostenuto prima che il provino ceda è la sua resistenza alla flessione.

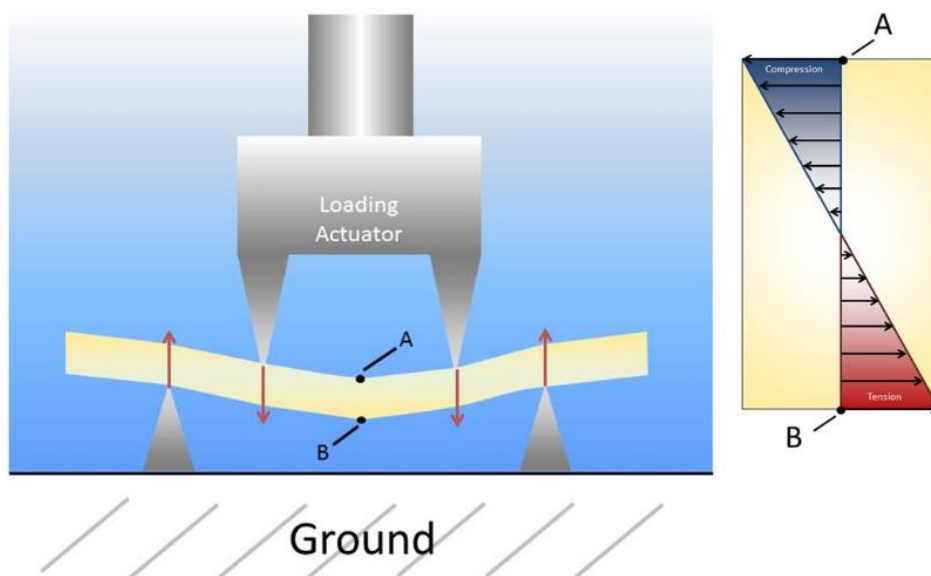


Figura 22. Stato della barra durante il test di flessione a 4 punti. Il punto A è sottoposto a compressione. Il punto B è sottoposto a trazione

Durante l'esecuzione di un test di flessione la geometria dei provini è molto importante, perché influenza il calcolo delle loro proprietà meccaniche. Di seguito vengono riportati i passaggi analitici svolti per il calcolo del modulo elastico dei provini utilizzati nel set up sperimentale sopra descritto.

I dati a disposizione ricavati dal set up sperimentale e che fanno riferimento alla figura 20 sono:

- Raggio dei provini: $r=6$ mm;
- Distanza tra i vari attuatori: $A=20$ mm e $B=60$ mm;
- Forza massima raggiunta prima del fallimento: $F=1654.63$ N;
- La forza massima divisa tra i due attuatori che risulta pari a $F_{act1}=F_{act2}=F_{act}=827.315$ N);
- Deformazione del provino raggiunta prima del fallimento $\delta=0,967$ mm.

A partire dai dati ricavati dal set-up e dal provino, per calcolare il valore del modulo elastico della barra di carbonio utilizzata nel test sperimentale verranno utilizzate le seguenti equazioni [20]:

$$\sigma = My/I \quad \text{e} \quad \delta = FA(3B^2-4A^2)/(24EI) \quad \text{Eq. 1 e 2}$$

Dove

M è il momento applicato nel centro del provino, y è la distanza dal centro del provino fino alla superficie convessa (punto B in figura 22) e I è il momento di inerzia polare, un termine che viene usato per definire come la geometria di un provino influenzi le sue reazioni al carico.

Innanzitutto, è necessario calcolare le forze di reazione ai cilindri di supporto. Poiché i valori delle forze da ottenere sono due, è utile utilizzare due equazioni basate sulla meccanica statica per risolvere il sistema:

$$\sum F_y = 0 \quad \text{Eq.3}$$

e

$$\sum M_{@sui\ 2\ supporti} = 0 \quad \text{Eq.4}$$

In questo caso è possibile riscrivere l'equazione 3 nel seguente modo:

$$\sum F_y = -2F + F_{supporto1} + F_{supporto2}$$

$$1654.63 + F_{supporto1} + F_{supporto2} = 0$$

$$F_{supporto1} + F_{supporto2} = 1654.63 \text{ N}$$

Attraverso l'Eq.4 si ottiene:

$$\sum M_{supporto1} = -Fact1 * A + F_{supporto2} * B - Fact2 * 2A = 0$$

Poiché

$$Fact1 = Fact2 = F_{act}$$

Allora

$$\sum M_{supporto1} = -Fact * A + F_{supporto2} * B - Fact * 2A = 0$$

$$F_{supporto2} = \frac{Fact * 3A}{B} = 827.315 \text{ N}$$

Lo stesso procedimento viene svolto per $F_{supporto1}$, ricavando $F_{supporto1} = 827.315 \text{ N}$.

Adesso che sono state calcolate le forze di reazione ai supporti è necessario calcolare il momento agente sul punto medio del provino, osservando solo metà del provino e utilizzando la seguente equazione:

$$M_{centro} = -Fact * \frac{A}{2} + F_{supporto2} * 3A/2 \quad \text{Eq.6}$$

$$M_{centro} = -827.315 * 10 + 827.315 * 30 = 16546.3 \text{ N} * \text{mm}$$

La distanza tra il centro del provino e la superficie convessa, y , corrisponde al raggio della sezione del provino:

$$y=r=3\text{mm} \quad \text{Eq.7}$$

Per calcolare il momento di inerzia polare è necessario utilizzare la formula nel caso di sezione circolare:

$$I_{cylinder} = \frac{\pi * r^4}{4} \quad \text{Eq.8}$$

$$I_{cylinder} = \frac{\pi * 3^4}{4} = 63.617 \text{ mm}^4$$

Stress di flessione massima sul provino:

$$\sigma = \frac{M_{centro} * y}{I} = \frac{16546.3 * 3}{63.617} = 780.28 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} = 7.88 * 10^8 \text{ Pa} \quad \text{Eq.9}$$

Calcolo del modulo di Young:

$$\delta = Fact * A * \frac{3B^2 - 4A^2}{24 * E * I} \quad \text{Eq. 10}$$

Che può essere riscritta come:

$$E = 827.315 * \frac{20(3 * 60^2 - 4 * 20^2)}{24 * 0.967 * 63.617} = 103104 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} = 103.1 * 10^9 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 103.1 \text{ GPa}$$

3.2 Modellazione numerica del set up sperimentale

La modellazione numerica riproduce il set up sperimentale attraverso un modello che prevede 4 corpi solidi cilindrici e una barra che sarà realizzata attraverso un approccio di Adams denominato FE Part utilizzabile nel caso di strutture di tipo beams. Per realizzare la barra attraverso l'utilizzo di una FE part su ADAMS, ci si è ispirati al lavoro svolto da [11] nella sua tesi.

Gli step seguiti per la creazione delle FE part delle barre longitudinali, sono i seguenti:

1. Si genera un arco con un raggio di 483 cm, che viene posto nella stessa posizione del set -up sperimentale;
2. L'arco generato è utilizzato per la creazione di una *Spline*;
3. Si genera un solido (FE Part) di forma cilindrica, del diametro di 6 mm, che rappresenta la barra longitudinale in tre dimensioni. Per la sua costruzione viene usata come *centerline* la *Spline* creata precedentemente. Durante la creazione del solido è stato scelto un numero di punti che lo costituiscono pari a 20.

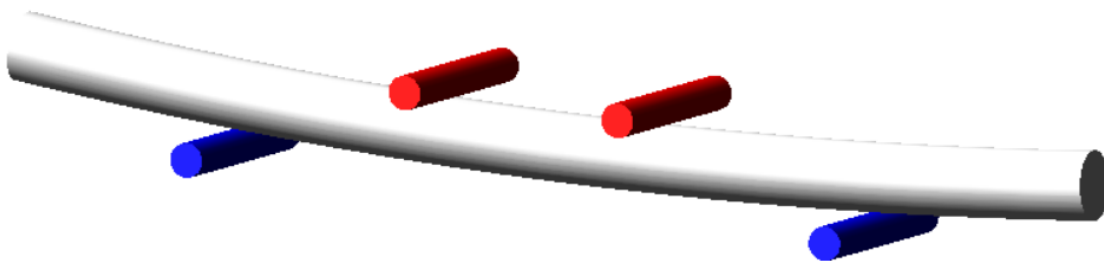


Figura 23. Modellazione numerica del set-up sperimentale

Per ricreare il set-up in maniera fedele sono stati utilizzati 4 solidi di forma cilindrica: essi si suddividono in due cilindri attuatori (in alto), che trasmettono il carico e due cilindri appartenenti al "ground" sui quali viene appoggiata la barra. La barra viene caratterizzata impostando come densità, la densità media ricavata precedentemente dalle barre sperimentali (1550.97 kg/m^3); come modulo di Young si è impostato il valore sperimentale ricavato dalla formula [11], che risulta pari a 103 GPa, e come valore del coefficiente di Poisson è stato scelto 0.3, ispirandosi ai valori presenti in letteratura [5],[6],[7]. Per completare la modellazione del set-up è stato utilizzato un "translational joint", come si può notare in fig., per limitare gli spostamenti lungo l'asse y, sono state inserite delle forze di contatto tra i cilindri e la barra e, infine, è stato creato un *general motion* che impone uno spostamento lungo y diretto verso il basso.

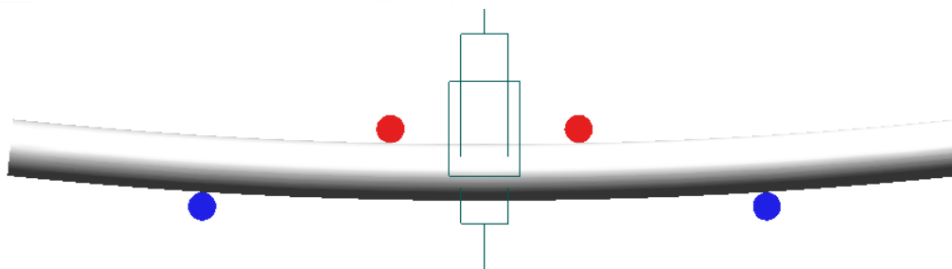


Figura 24. Translational joint utilizzato per limitare gli spostamenti lungo l'asse y.

A differenza del test sperimentale che prevedeva l'applicazione di un precarico da 50 N, nel caso numerico la simulazione è stata svolta semplicemente controllando lo spostamento e impostando i seguenti parametri:

- Velocità di spostamento degli attuatori = 5 mm/min;
- Spostamento massimo = 1 mm;
- Tempo = Spostamento massimo/velocità di spostamento degli attuatori = 0.2 min = 12 secondi.

Al termine della simulazione è stato possibile verificare il valore di forza (in Newton) che è stato raggiunto per consentire uno spostamento verso il basso di 1 mm. Attraverso la funzione di ADAMS *results* è possibile plottare il grafico della curva spostamento-forza, per verificare che il suo andamento coincida con quello dei dati sperimentali.

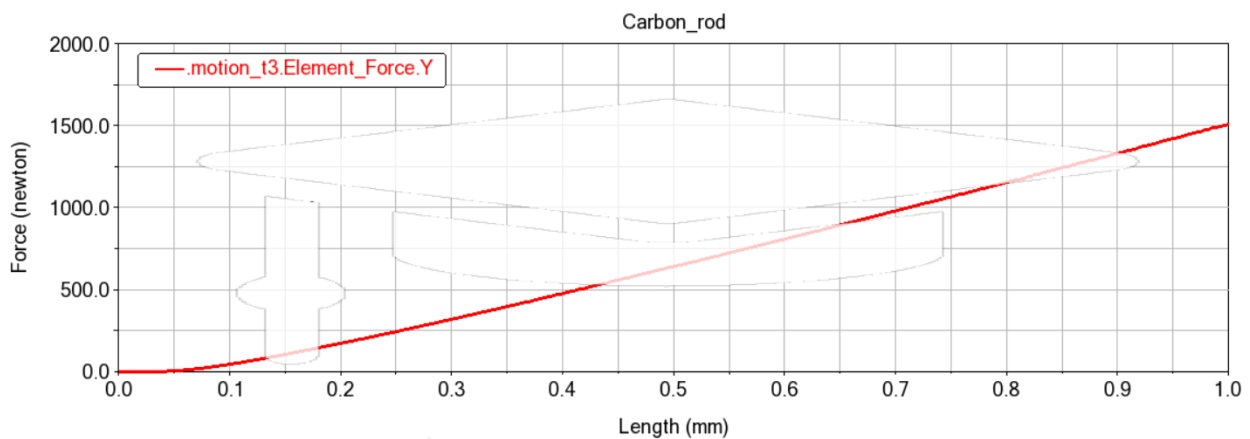


Figura 25. Grafico Forza vs Spostamento ottenuto nella sezione "results" di ADAMS al termine della simulazione. Esso indica la forza che è stata applicata per raggiungere uno spostamento pari ad 1 mm.

4. RISULTATI: confronto rigidezza sperimentale e numerica

Nella fase di post-processing dell'analisi multi-body della barra è stato utilizzato MATLAB per effettuare un confronto tra i dati ottenuti dal test di flessione a 4 punti eseguito sperimentalmente e i dati ottenuti dallo stesso test eseguito in maniera numerica. La curva ottenuta su ADAMS è stata esportata e importata su matlab come una matrice in cui la prima colonna rappresenta i valori dello spostamento e la seconda i valori della forza. Questa matrice è stata plottata insieme alla matrice dei dati sperimentali ottenuti dal test sulla barra in carbonio ed è stato, quindi, possibile visualizzare in un unico grafico le due curve sovrapposte.

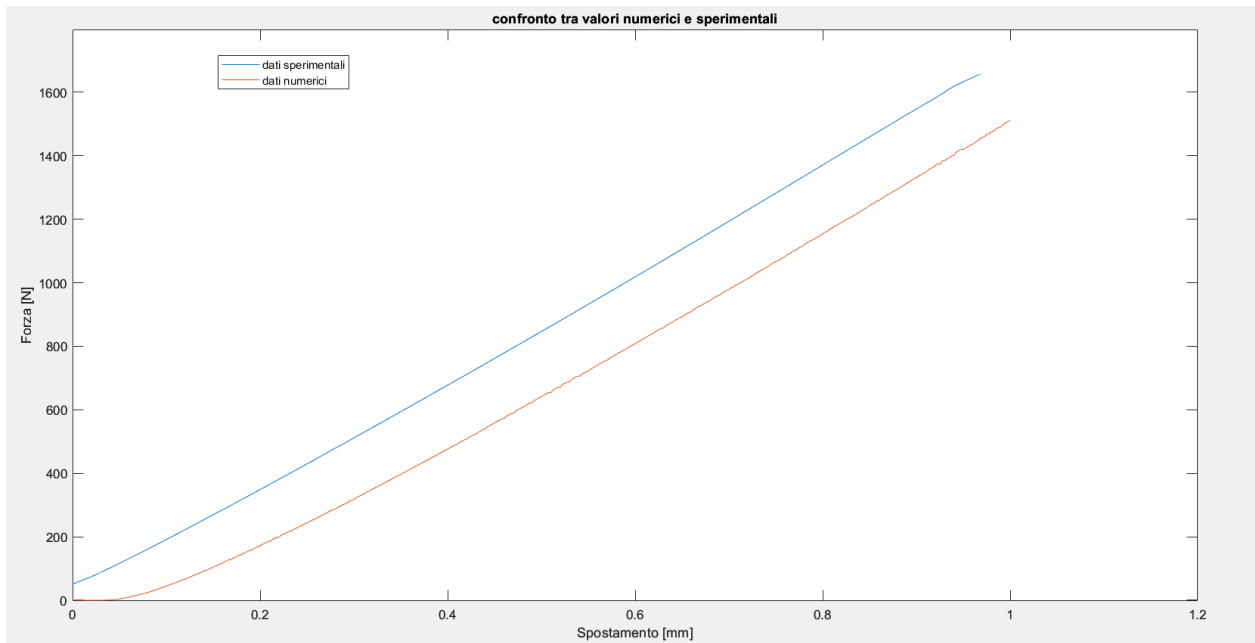


Figura 26. Grafico Forza vs Spostamento. Confronto tra la curva ottenuta dai dati sperimentali (in blu) e la curva ottenuta dai dati numerici (in rosso)

Dal momento che la simulazione sul modello numerico è stata eseguita senza precarico, per effettuare un confronto più preciso viene effettuato un taglio della curva numerica a 50 N. Per individuare il punto in cui si ottiene un valore di forza pari a quello del precarico, viene utilizzata una funzione che restituisce l'indice della riga della matrice a cui corrisponde un valore di forza pari a 50 N. La funzione citata è la seguente:

```
y_sott=E103(:,2)-50;  
[A,ind]=min(abs(y_sott));
```

Dove *E103* è la matrice contenente i valori numerici di spostamento e forza e *ind* indica il numero della riga della matrice in cui si trova il valore di forza più vicino (*min*) a 50 N. Partendo da questo indice il grafico dei valori numerici viene tagliato e plottato insieme al grafico dei valori sperimentali, come mostrato nella figura 27.

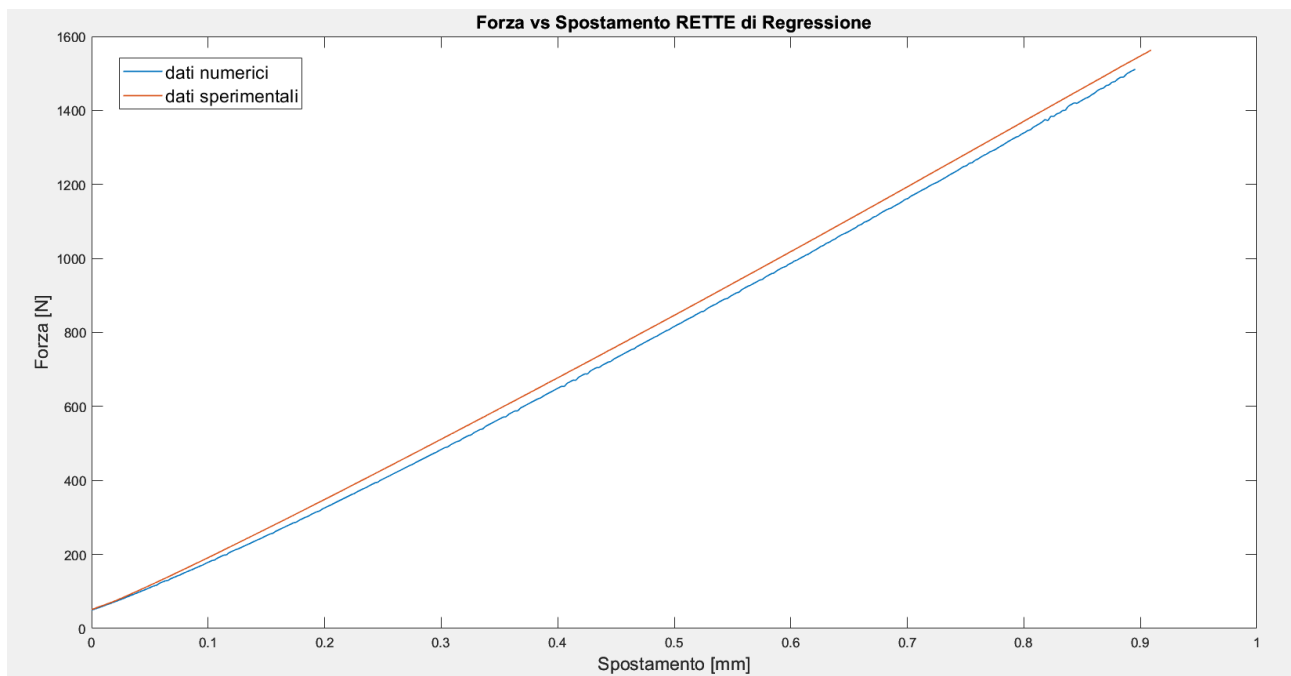


Figura 27. Grafico Forza vs Spostamento che mostra la curva sperimentale sovrapposta alla curva numerica tagliata nel punto in cui la forza raggiunge il valore del precarico.

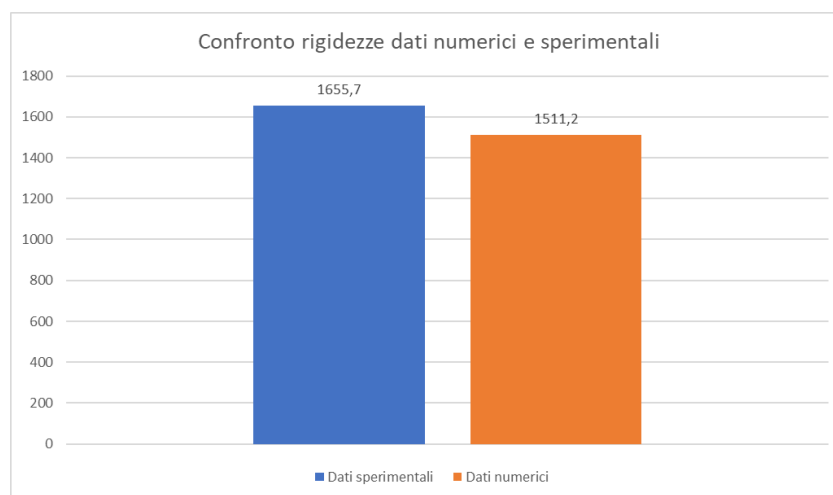


Figura 28. Confronto rigidezze ottenute dai dati sperimentali (in blu) e dai dati numerici. La rigidezza è calcolata come la pendenza della retta di regressione sulle curve forza vs spostamento.

Per verificare che la curva ottenuta dalla simulazione numerica, impostando lo stesso valore di modulo di Young della barra utilizzata nel test sperimentale, abbia lo stesso andamento della curva sperimentale, viene misurato il valore di rigidezza. In questo caso la rigidezza viene calcolata come pendenza della retta di fitting sulle curve forza vs spostamento.

Per fare quindi una prima approssimazione della rigidezza numerica e sperimentale nel tratto delle due curve che va da 0.1 mm a 1 mm è stata utilizzata la funzione di matlab *regress*. Quest'ultima consente di ricavare la retta di regressione lineare, la quale viene usata per calcolare la relazione che esiste tra le due variabili, spostamento e forza. Essa restituisce due valori delle rette lineari che approssimano le curve: uno

corrisponde al valore del coefficiente angolare (e cioè al valore della rigidezza) e l'altro corrisponde al termine noto.

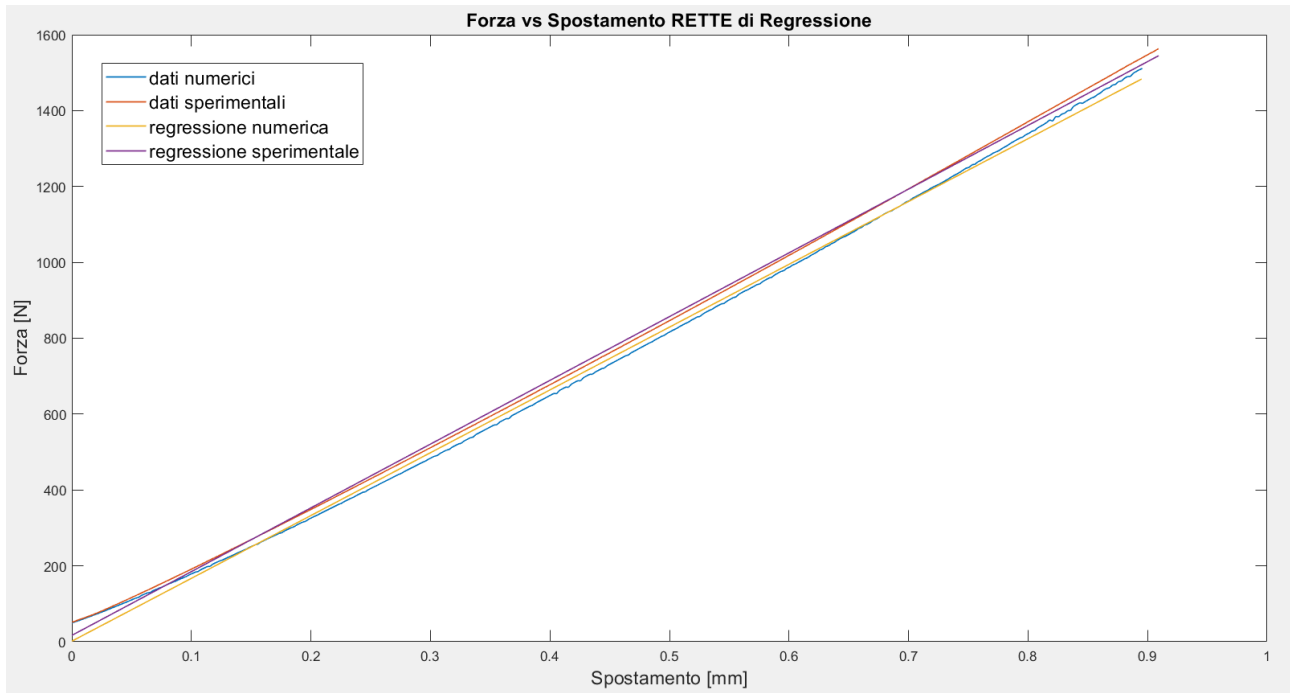


Figura 29. Grafico Forza vs Spostamento in cui le curve dei dati sperimentali e dei dati numerici presentano la rispettiva retta di regressione sovrapposta, la quale restituisce il valore della pendenza e quindi della rigidezza.

I valori di rigidezza, e quindi di pendenza, ottenuti da questa funzione corrispondono a:

- Per la curva numerica: $k_{\text{numerica}} = 1.66 \times 10^3 \text{ N/mm}$;
- Per la curva sperimentale: $k_{\text{sperimentale}} = 1.7016 \times 10^3 \text{ N/mm}$.

5. MODELLO MULTYBODY DEL RACHIDE

Nella seconda parte di questo lavoro di tesi è stata completata su ADAMS la modellazione multi-body del tratto lombare della colonna vertebrale, su cui poi è stato progettato e validato il sistema di fissaggio.

Per la modellazione numerica è stato possibile partire da una geometria CAD vertebrale di un fantoccio della colonna lombare, messa a disposizione da Sawbones (Sawbones Europe AB, Malmö, Svezia). Il modello CAD (figura 31) riproduce in scala 1:1 il fantoccio ed è costituito dall'ultima vertebra toracica T12, dalle vertebre lombari L1, L2, L3, L4, L5 e dall'osso sacro, modellati come corpi rigidi.



Figura 30. Fantoccio fornito da Sawbones, che riproduce il tratto lombare del rachide.

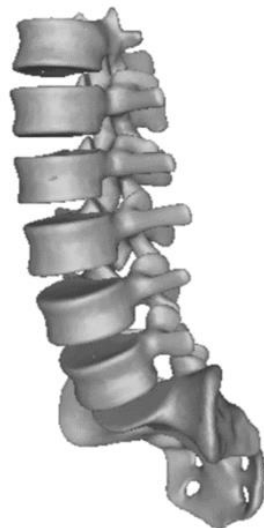


Figura 31. Modello multi-body iniziale ottenuto dalla geometria CAD del fantoccio.

Il modello numerico del rachide realizzato su ADAMS è stato caratterizzato prendendo spunto dal lavoro di Borrelli et al. [21], in maniera da riprodurre l'anatomia del fantoccio preso come riferimento:

- a ciascuna vertebra è stata attribuita una densità media pari a 1400 kg/m^3 , un modulo di Young pari a 12 GPa (valore tipico dell'osso corticale umano) e un coefficiente di Poisson pari a 0.3;
- è stata utilizzata una molla come equivalente meccanico per modellare le faccette articolari;
- il disco intervertebrale è stato modellato attraverso l'utilizzo del bushing;
- sono state inserite delle GFORCE al centro dello spazio intervertebrale compreso tra due vertebre;
- Sono state aggiunte delle forze di contatto tra i vari corpi rigidi.

5.1 Modellazione forze di contatto

Prendendo spunto dai risultati ottenuti nello studio di [2] sono state inserite delle forze di contatto tra ogni coppia vertebrale. Durante le simulazioni è possibile che le vertebre vengano a contatto in alcuni punti. In particolare, verrebbero a contatto gli archi vertebrali, perché i corpi vertebrali sono distanziati dai dischi intervertebrali. Se non ci fossero queste forze, quindi, i corpi rigidi compenetrerebbero e ciò nella realtà non può avvenire. La realizzazione di forze di contatto che reagiscono all'impatto tra i vari corpi risulta necessaria e i parametri per la loro caratterizzazione sono i seguenti:

- Rigidezza pari a 1000000 N/mm ;
- Smorzamento pari a 10 Ns/mm ;
- Massima profondità di penetrazione pari a 0.1 mm .

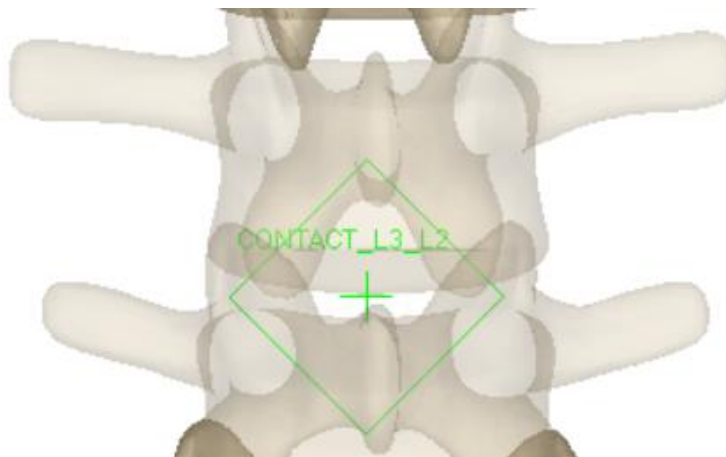


Figura 32 Esempio di modellazione di forza di contatto tra le vertebre L2 ed L3.

5.2 Modellazione dischi intervertebrali attraverso bushing + GFORCE



Figura 33. Modello di rachide con bushing e GFORCE

Ispirandosi al lavoro di [2] l'equivalente meccanico utilizzato per la modellazione dei dischi intervertebrali è il bushing, che in meccanica viene usato per modellare contatti di tipo complesso. Il bushing è “una forza predefinita che modella la compliance tra due corpi lungo o attorno tre vettori ed è costituito da sei sistemi molla-smorzatore disposti in parallelo”. Il bushing è descritto mediante la seguente equazione costitutiva [3]:

$$\begin{bmatrix} F_{ant-post} \\ F_{med-lat} \\ F_{sup-inf} \\ M_{lat\ bending} \\ M_{flex-ext} \\ M_{ax\ torque} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k\Delta x \\ k\Delta y \\ k_z\Delta z \\ \sum_{p=0}^3 c_p\Delta\theta_x^p \\ \sum_{p=0}^3 c_p\Delta\theta_y^p \\ \sum_{p=0}^3 c_p\Delta\theta_z^p \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 11}$$

dove:

- k_x, k_y, k_z sono le rigidezze lineari, rispettivamente anteroposteriore, medio-laterale e longitudinale [N/m].
- $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ e $\Delta\theta_x, \Delta\theta_y, \Delta\theta_z$ sono rispettivamente gli spostamenti traslazionali [m] e rotazionali [rad], anteroposteriore, medio-laterale e longitudinale.
- C è lo smorzamento lineare [Ns/m].
- $\Delta v_x, \Delta v_y, \Delta v_z$ e $\Delta w_x, \Delta w_y, \Delta w_z$ sono rispettivamente le velocità traslazionali [m/s] e rotazionali [rad/s], lungo gli assi anteroposteriore, medio-laterale e longitudinale.

La matrice delle rigidezze e quella degli smorzamenti nella teoria possono essere complete o diagonali e, di conseguenza, i bushing possono essere accoppiati o disaccoppiati. Nel primo caso i termini fuori dalla diagonale sono diversi da 0. In ADAMS, però, i bushing possono essere definiti solo disaccoppiati e, quindi le 6 molle lavorano in modo indipendente tra loro lungo i 6 gradi di libertà.

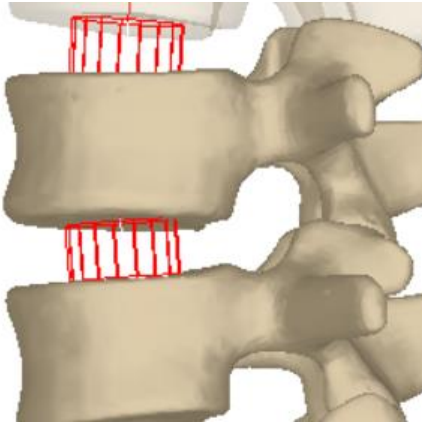


Figura 34. Particolare bushing usato per rappresentare il disco intervertebrale.

Nel caso in esame, il bushing viene usato per descrivere le sole componenti traslazionali di rigidezza e smorzamento lineari, i cui valori sono riportati nella tabella 3.

$$\begin{bmatrix} F_{ant-post} \\ F_{med-lat} \\ F_{sup-inf} \\ M_{lat\ bending} \\ M_{flex-ext} \\ M_{ax\ torque} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k\Delta x \\ k\Delta y \\ k_z\Delta z \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Eq.12}$$

K ₁₁ [N/mm] traslazione antero-posteriore	251
K ₂₂ [N/mm] traslazione medio-laterale	332
K ₃₃ [N/mm] traslazione superiore-inferiore	800
C [Ns/mm] Smorzamento lineare	1

Tabella 3. Valori delle rigidezze traslazionali usate per definire il bushing.

Per le componenti traslazionali è stato possibile ricorrere ad una GFORCE.

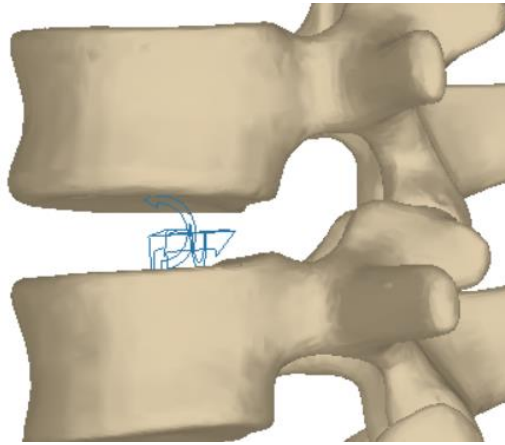


Figura 35. Particolare GFORCE inserita tra due vertebre.

In essa sono state impostate come nulle le tre componenti di forza traslazionale. Dal momento che il comportamento del disco è non lineare [21], le componenti rotazionali vengono espresse mediante un polinomio di terzo grado [3]:

$$M = C_3(ROM - ROM_0)^3 + C_2(ROM - ROM_0)^2 + C_1(ROM - ROM_0) + C_0 \quad \text{Eq.13}$$

In particolare, il movimento di flessione-estensione preso in esame può risultare:

$$M_{flex-est} = C_3\Delta\vartheta_y^3 + C_2\Delta\vartheta_y^2 + C_1\Delta\vartheta_y + C_0 \quad \text{Eq. 14}$$

Di seguito è riportata la sintassi utilizzata su ADAMS nel caso di GFORCE tra i corpi vertebrali L1 e L2:

-POLY (ROM_L1L2, x0, C0, C1, C2, C3)

dove:

- ROM_L1L2: range of motion tra la vertebra L1 e la vertebra L2. Esso indica la variazione dello spostamento angolare attorno all'asse medio-laterale del centro di massa della vertebra L1 rispetto al centro di massa della vertebra L2.
- x0: shift del polinomio lungo l'asse delle ascisse, viene posto nullo.
- C0: termine noto del polinomio, viene posto pari a 0 perché ad un momento nullo corrisponde un ROM nullo.
- C1, C2, C3: coefficienti del polinomio dei termini di primo, secondo e terzo grado.

5.3 Modellazione delle faccette articolari

Per modellare le faccette articolari è stato preso spunto dal lavoro svolto da [3] ed è stato scelto come equivalente meccanico la molla. Sono state inserite due molle tra i processi articolari inferiori di una vertebra e i processi articolari superiori della vertebra sottostante: questo lavoro è stato svolto per ciascun corpo vertebrale. Questa soluzione consente di diminuire il ROM durante i vari movimenti fisiologici simulati sul rachide, in particolare durante l'estensione. Per la definizione dei parametri è stato preso come riferimento lo studio svolto da [3] nel quale, in seguito ad un confronto del comportamento meccanico del ROM al variare dei valori di rigidità, è stato impostato per entrambe le molle un valore pari a 240 N/mm. Questo valore è quello che consente di ottenere un risultato migliore durante il movimento di estensione ed è pari al doppio della rigidità di un singolo legamento capsulare.

Un altro parametro che è stato impostato è lo spostamento iniziale tra i due marker tra cui agisce la molla: esso è stato scelto uguale alla distanza tra i marker stessi per far sì che in condizione di riposo la forza esercitata dalla molla sia nulla.

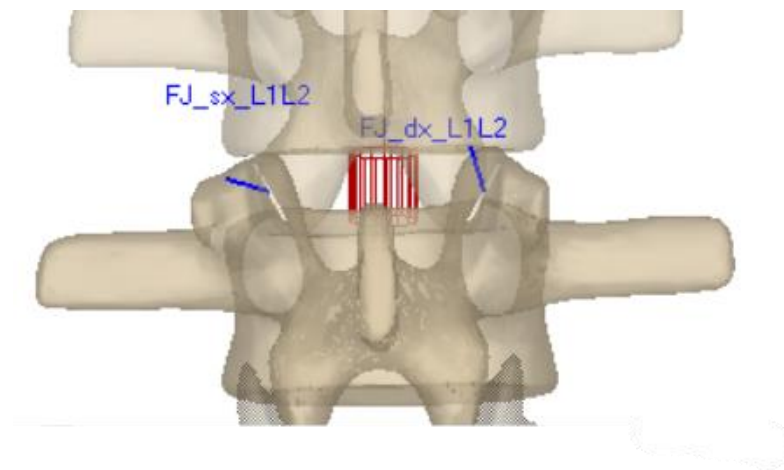


Figura 36. Particolare delle faccette articolari modellate con molle (in blu)

I valori di rigidità utilizzati nelle faccette articolari per ciascun livello sono quelli ottenuti nel lavoro di tesi di [3] e riportati nella tabella sottostante:

Livello	FJ
L1-L2	240
L2-L3	240
L3-L4	240
L4-L5	240
L5-S1	240

Tabella 4. Rigidità delle faccette articolari [N/mm].

6. MODELLO NUMERICO DEL SISTEMA DI FISSAGGIO

Per quanto riguarda la realizzazione delle barre flessibili sono stati adottati due metodi differenti: in un caso è stata utilizzata una Fe Part e nell'altro è stata creata una vera e propria mesh. Il primo metodo viene utilizzato per strutture di tipo beams ed è adatto per modellare parti geometricamente non lineari. Il secondo metodo permette di modellare parti geometricamente lineari e permette, in fase di simulazione, di visualizzare la distribuzione delle deformazioni e delle tensioni sul corpo flessibile, attraverso un contour plot animato.

6.1 Metodo che crea una barra flessibile mediante Fe part

Per la realizzazione delle barre utilizzando le FE part, è stato preso spunto dal lavoro svolto da [11], variando alcuni passaggi per consentire di ricreare la curvatura desiderata e per distanziarle correttamente dal rachide (1.5-2 mm dai processi). Gli step seguiti per la creazione del modello delle barre longitudinali, sono stati principalmente 4:

1. Prima di tutto su SOLIDWORKS è stato generato un arco di raggio pari a 1000 mm ed è stato posizionato ad una distanza da ciascun processo vertebrale pari a 15 mm;
2. Su questo arco sono stati posizionati dei marker all'altezza di ciascun processo articolare superiore: 15 marker per la barra lunga e 5 per la barra corta;
3. I marker sono stati importati su ADAMS e a partire da essi è stata generata una Spline;
4. Infine, la GCURVE generata dalla Spline è stata usata come centerline per creare un FE Part di sezione circolare.

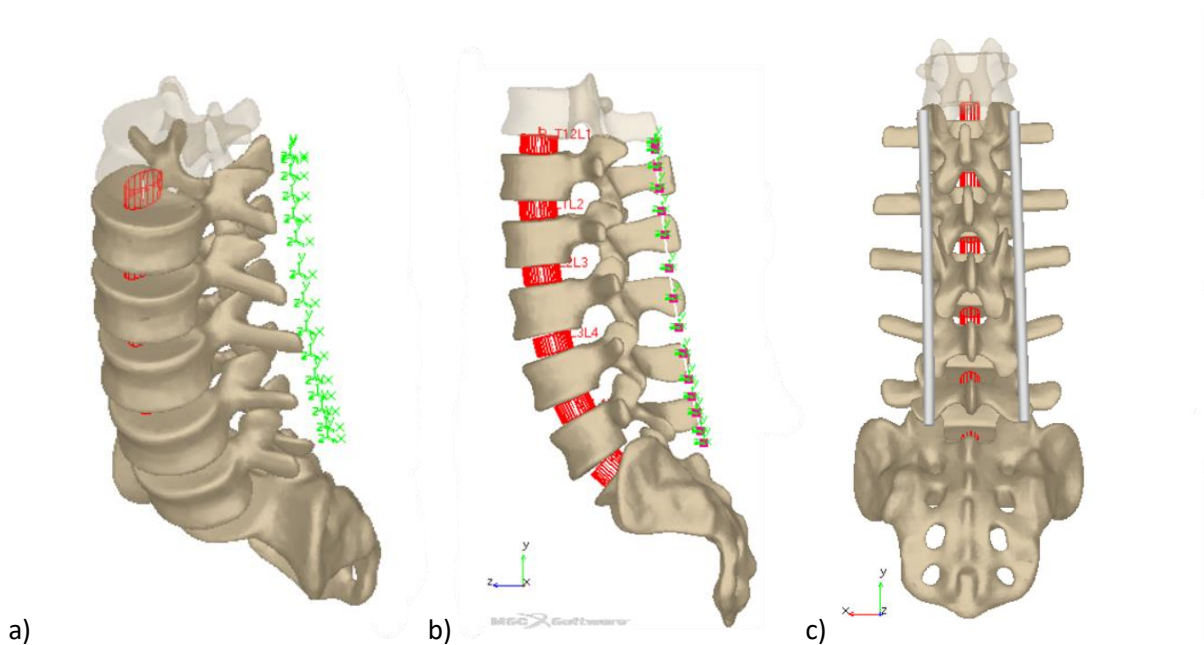


Figura 46. a) posizionamento marker per creare la Spline. b) realizzazione Spline. c) risultato creazione FE part.

5. Tutti i passaggi riportati sopra sono stati realizzati sia per la barra destra che per quella sinistra. Come ultimo step, prima di eseguire la simulazione, le barre sono state caratterizzate con i valori individuati nella prima parte di questo lavoro:
 - Densità pari a 1551 kg/m^3 ;
 - $E=103 \text{ GPa}$;
 - Coefficiente di Poisson pari a 0.3.

6.2 Metodo mesh: geometria delle barre e posizionamento sul rachide

Per la creazione di una barra flessibile è stato necessario realizzare la geometria solida su SOLIDWORKS, nella fase di pre-processing, e importarla successivamente su ADAMS, dove è stata resa flessibile attraverso la funzione “make flexible”, che permette di definire le proprietà della mesh che si intende ottenere.

- **Caso barre lunghe**

La barra lunga si estende dalla vertebra L1 alla vertebra L5, del tratto di rachide di interesse. Essa possiede le seguenti caratteristiche:

- Lunghezza: 165 mm;
- Raggio di curvatura pari a 1000 mm [11] che permette alla barra di seguire in maniera coerente l’outcome chirurgico;
- Sezione circolare con diametro pari a 6 mm.

Tutorial per la realizzazione della barra lunga su SOLIDWORKS:

1. Per iniziare si sceglie di aprire una nuova “part”;
2. Si seleziona sulla tendina laterale il piano frontale e ci si normale a quest’ultimo, selezionando il comando “normal to”;
3. In sketch, attraverso il comando MIDPOINT LINE si creano due assi per separare il piano in 4 parti;
4. Nella tendina laterale delle proprietà delle linee create si seleziona “FOR CONSTRUCTION” e “INFINITE LENGHT” in modo tale che diventino veri e propri assi di simmetria;
5. Si clicca su CIRCLE e si seleziona un punto sull’asse orizzontale: si crea un cerchio di una dimensione casuale;
6. Si utilizza la funzione SMART DIMENSION selezionata nelle tab;
7. Si seleziona il perimetro del cerchio e si inserisce nella tendina che compare la dimensione del diametro che corrisponderà a quello della barra da creare;
8. Per impostare il raggio di curvatura, è necessario utilizzare la stessa funzione SMART DIMENSION selezionando il centro del cerchio e il centro descritto dall’intersezione dei due assi precedentemente creati;
9. Si inserisce nella tendina che compare la dimensione del raggio di curvatura (1000 mm);
10. Si esce dalla modalità schizzo;
11. Si seleziona il cerchio e si utilizza la funzione REVOLVE;
12. Nel menù laterale si seleziona l’asse di rivoluzione, che in questo caso corrisponde all’asse verticale disegnato in precedenza;
13. Nella casella DIRECTION è necessario inserire l’angolo di estrusione che determinerà la lunghezza della barra e che viene calcolato mediante la seguente formula:

$$\alpha = \sin^{-1} \left(\frac{l}{r} \right) = \sin^{-1} \left(\frac{165}{1000} \right) = 9.497 \text{ deg} \quad \text{Eq. 14}$$

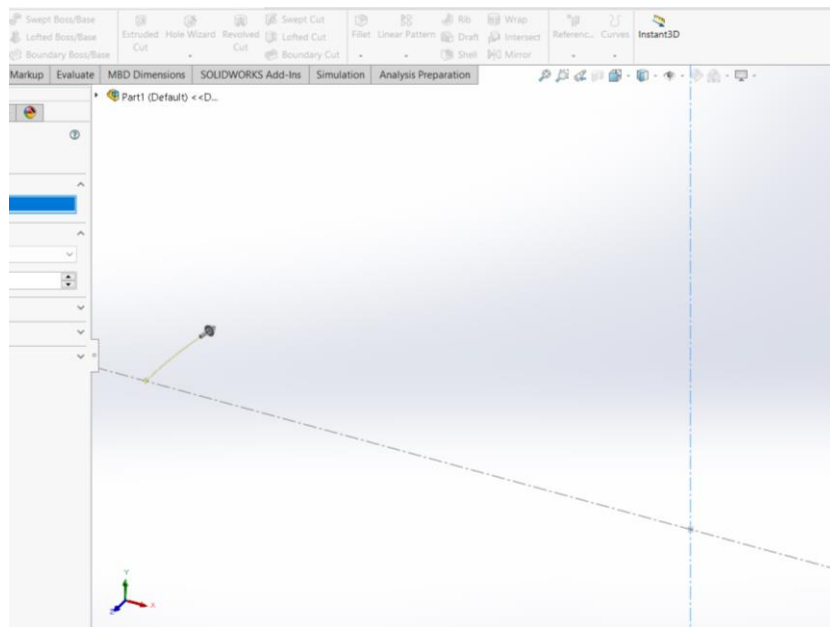


Figura 37. Estrusione della barra con angolo di curvatura impostato in base alla lunghezza desiderata.

14. Una volta accettata la funzione REVOLVE si ottiene la barra desiderata;

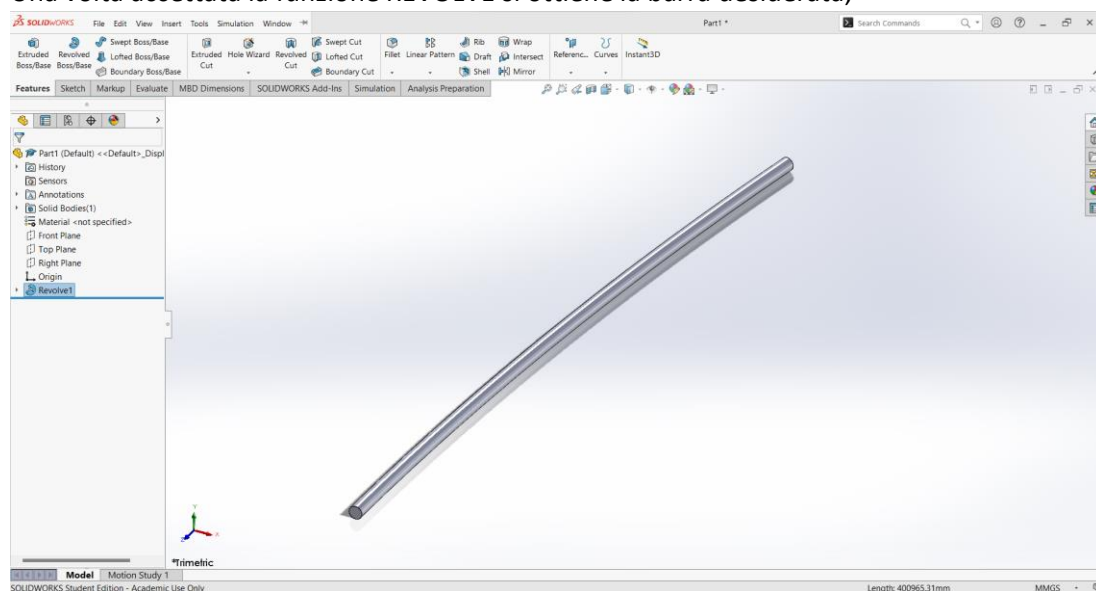


Figura 38. Risultato barra ottenuta su SOLIDWORKS.

15. Per evitare problemi di compatibilità con Adams, si è reso necessario eliminare nello sketch la linea di costruzione che è stata utilizzata per posizionare il cerchio rispetto al centro del piano. Deve, invece, essere lasciata la linea di costruzione che utilizza la funzione REVOLVE, come asse di rotazione per estrudere.

- **Caso barre corte**

Le stesse procedure della barra lunga sono state eseguite per la realizzazione della barra corta. La barra corta si estende dalla vertebra L2 alla vertebra L4, del tratto di rachide di interesse. Essa possiede le seguenti caratteristiche:

- Lunghezza: 110 mm;
- Raggio di curvatura pari a 1000 mm [11] che permette alla barra di seguire in maniera coerente l'outcome chirurgico;
- Sezione circolare con diametro pari a 6 mm.

Tutorial per la realizzazione della barra lunga su SOLIDWORKS:

i passaggi eseguiti per sono i medesimi della barra lunga, cambia solamente il 13, poiché varia la lunghezza della barra. In questo caso, quindi, per ottenere la lunghezza desiderata viene usata di nuovo l'Equazione 14 e il valore ottenuto per l'angolo di estrusione è il seguente:

$$\alpha = \sin^{-1}(r) = \sin^{-1}\left(\frac{110}{1000}\right) = 5.739^\circ$$

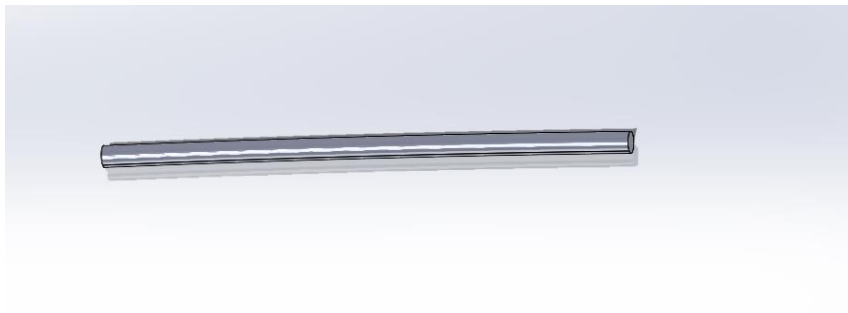


Figura 39. Barra corta, corpo solido realizzato su SOLIDWORKS.

La necessità è stata quella di avere due barre identiche da esportare e importare su Adams, correttamente dimensionate e posizionate a giusta distanza dai processi del rachide. Per far ciò, sia nel caso della barra lunga sia in quello della barra corta, la barra stata duplicata in modo tale da averne una da posizionare a destra e una a sinistra del rachide. Successivamente è stato creato un assieme su Solidworks, utilizzando un modello di rachide precedentemente realizzato a cui sono state associate le due barre.

Dal momento che SOLIDWORKS e ADAMS possiedono lo stesso sistema di riferimento, è stato possibile posizionare le barre in maniera corretta rispetto al rachide su SOLIDWORKS, in modo tale che una volta importate su ADAMS si trovino già alla giusta distanza dai processi. La distanza desiderata delle barre dai processi di ciascuna vertebra del rachide è di circa 1.5-2 mm.

Nei passaggi riportati di seguito viene illustrato come posizionare correttamente le barre:

- **Caso barre lunghe**

1. Inizialmente è stato creato un nuovo assieme (Assembly);
2. Solidworks richiede il primo pezzo da inserire e, a questo punto, è stato necessario selezionare il rachide realizzato da un precedente lavoro di ricerca;
3. Accertarsi che il rachide sia fisso nello spazio (compare (f) a lato del nome della parte);
4. Nella tab Sketch si seleziona la funzione PLANE;
5. Creazione di un piano. Nella tendina laterale vengono richiesti 3 punti per descriver il piano che voglio creare: si selezionano i punti sulla prima vertebra del rachide cercando di creare un piano che sia più parallelo possibile alla stessa, come in figura:

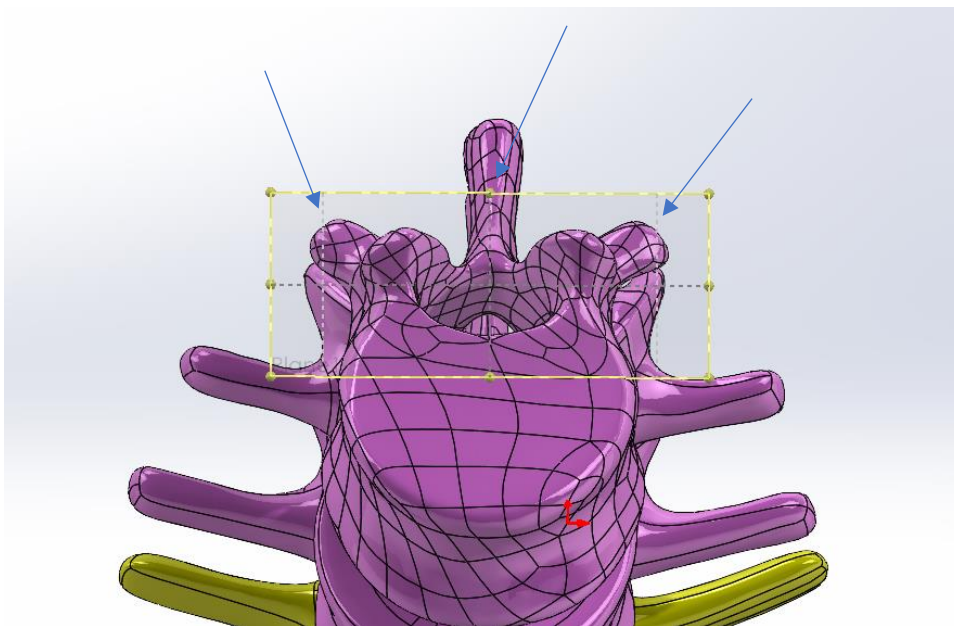


Figura 40. Creazione di un piano mediante 3 punti (individuati dalle frecce blu)

6. Sullo stesso piano bisogna creare due punti che serviranno da centro per due circonferenze:
 - Rimanendo nella funzione sketch utilizzata per creare il piano, utilizzare il comando POINT per creare i due punti;
 - Successivamente utilizzare la funzione SMART DIMENSION per distanziarli di 15 mm dai punti posizionati sui processi ed utilizzati precedentemente per creare il piano;

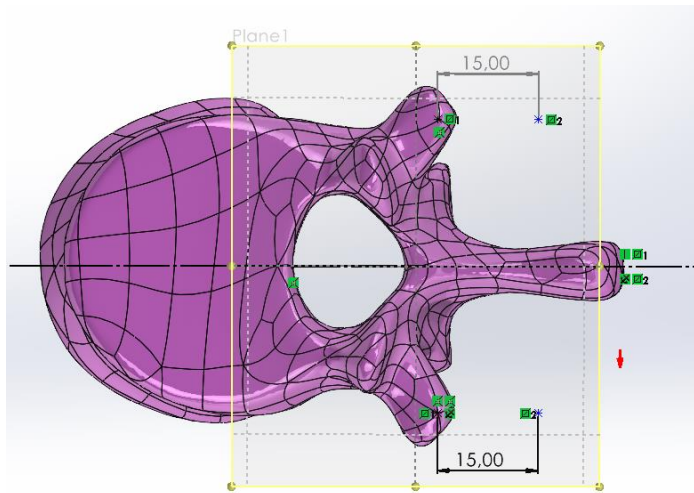


Figura 41. Posizionamento dei punti a 15 mm di distanza dai processi.

-Infine, utilizzare i punti per creare due circonferenze di diametro maggiore di quello delle barre.

7. Si utilizza, nella tab ASSEMBLY la funzione INSERT COMPONENT e, alla richiesta, si seleziona il file della barra costruita precedentemente;
8. Si posiziona la barra nello spazio in maniera approssimativa e si utilizza la funzione MATE per creare gli accoppiamenti necessari per porre la barra nella posizione giusta (N.B. Per completezza, è necessario assicurarsi che SOLIDWORKS non imposti la barra come FISSA nello spazio altrimenti tutti gli accoppiamenti falliranno);
9. Nella tendina del comando MATE si inseriscono le superfici che si vogliono accoppiare:
 - Selezionare la sezione superiore del cilindro e il piano costruito in precedenza;
 - Nella nuova tendina MATE si seleziona la circonferenza sulla sezione della barra e la circonferenza tracciata nel piano;
 - Nella stessa tendina si seleziona come MATE TYPE "Coincident" e si accetta;
10. Nella funzione MOVE COMPONENT si seleziona il menu a tendina cercando la funzione ROTATE COMPONENT;
11. Si utilizza la funzione stessa per posizionare la barra in modo che la curvatura della stessa segua quella del rachide;
12. Si ripete il procedimento da punto 8 per l'altra barra.

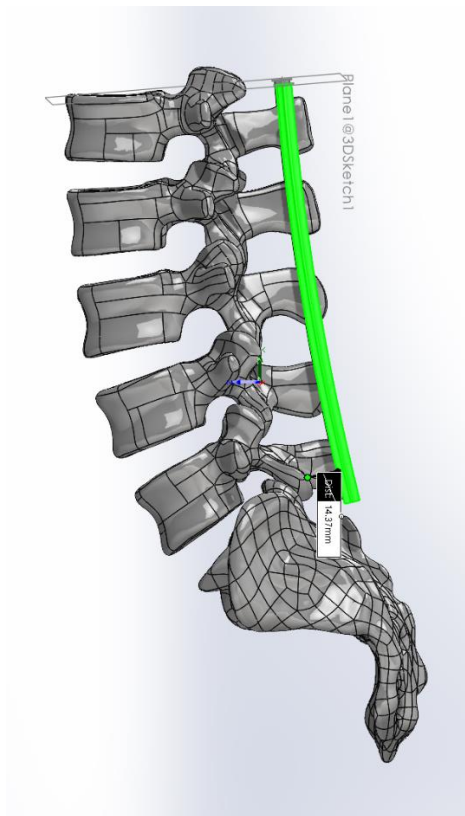


Figura 42. Barre posizionate in modo da seguire la curvatura dell'outcome chirurgico, a circa 14-15 mm dai processi.

- **Caso barre corte**

In questo caso è sufficiente ripetere allo stesso modo i punti dall'1 all'8. Nel punto 9 vi è una variazione poiché non è necessario far coincidere la sezione superiore della barra e il piano, dal momento che questa dovrà essere traslata all'altezza della vertebra L2 e il piano è stato realizzato in corrispondenza della vertebra L1.

Quindi, i passaggi dal 9 in avanti saranno i seguenti:

9. Nella tendina del comando MATE si inseriscono le superfici che si vogliono accoppiare:
 - Si seleziona la sezione superiore del cilindro e il piano costruito in precedenza;
 - Nella nuova tendina MATE si seleziona la circonferenza sulla sezione della barra e la circonferenza tracciata nel piano;
 - Nella stessa tendina si seleziona come MATE TYPE "Concentric" e si accetta;
10. Si utilizzare la funzione MOVE COMPONENT per traslare la barra nella posizione desiderata (tra L2 ed L4);

11. Si ripete procedimento da punto 8 per l'altra barra.

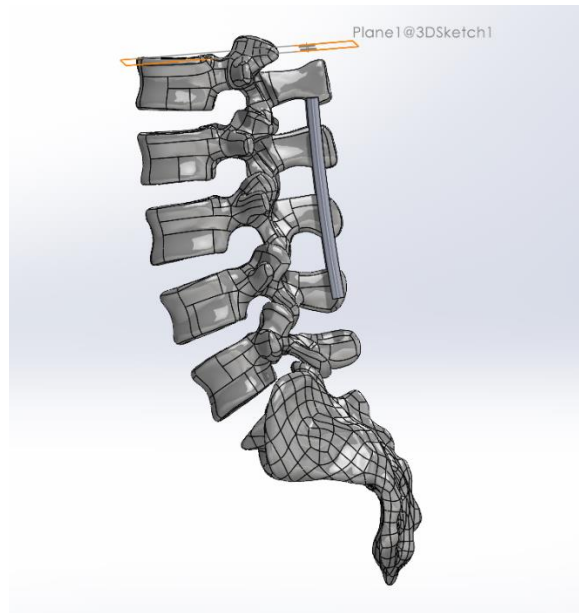


Figura 43. Barre corte ancorate alle vertebre L2 ed L4.

Come si può vedere dall'immagine sopra, la lunghezza della barra è stata scelta per fare in modo che fosse comodo inserire successivamente su Adams gli incastrati.

La trasformazione delle barre appena realizzate da corpi rigidi a corpi flessibili viene realizzata su ADAMS. Prima di fare ciò è necessario esportare separatamente la barra destra e la barra sinistra da SOLIDWORKS e salvarle in formato PARASOLID. Di seguito vengono riportati i passaggi da eseguire:

1. Si apre l'assieme su solidworks;
2. Nella barra laterale si seleziona il primo componente da "Sopprimere";
3. Con il tasto destro sullo stesso componente si utilizza la funzione SUPPRESS;
4. Si ripete la stessa funzione al fine di isolare il componente che voglio esportare;
5. Si utilizza la funzione "SAVE AS." nel menu "file" per creare un nuovo file;
6. Si seleziona come formato di salvataggio "PARASOLID" e lo si nomina compatibilmente allo scopo;
7. Una volta premuto il tasto SAVE, il software chiederà di ricostruire il documento prima di salvare: a questo punto è necessario cliccare "no", per creare un file contenente solo gli elementi NON soppressi;
8. Si ripete l'operazione anche per la seconda barra.

Una volta importate su ADAMS le due barre, esse risultano nella posizione desiderata rispetto al rachide. Come prima cosa è necessario attribuire ad esse caratteristiche quali densità, modulo di Young e coefficiente di Poisson. Per quanto riguarda la prima viene utilizzato il valor medio calcolato dalle barre utilizzate nei test sperimentali, che è pari a 1551 kg/m^3 . Per il valore del coefficiente di Poisson si fa riferimento alla letteratura [5], [6], [7], [8] e si sceglie un valore pari a 0.3. Per quanto riguarda il modulo elastico, ad esso si attribuisce il valore individuato durante la caratterizzazione della barra e che risulta pari a 103 GPa.

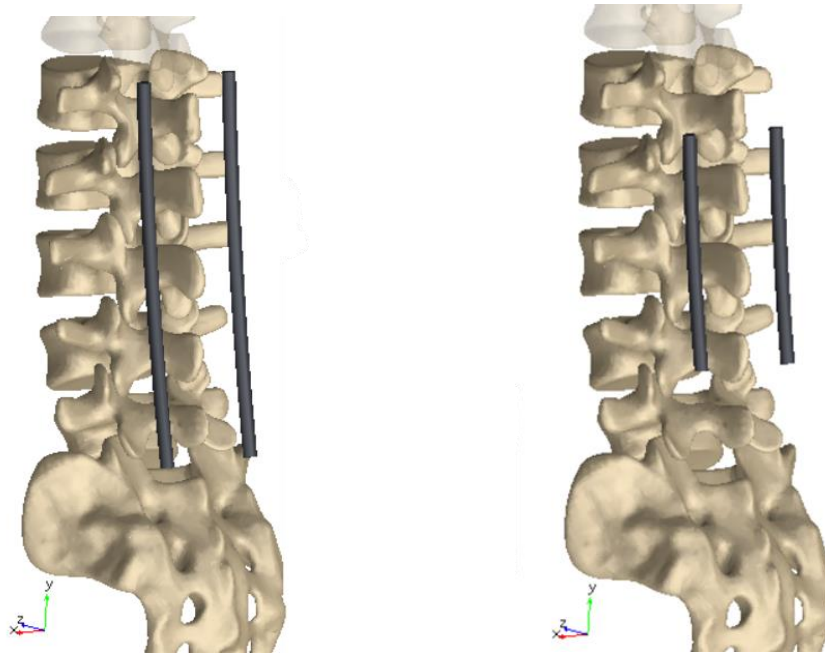


Figura 44. Barre importate: caso barre lunghe a sinistra e caso barre corte a destra.

Per effettuare la trasformazione delle barre da corpi rigidi a corpi flessibili, è necessario creare degli “attachments”, cioè degli incastri. Per facilitare il lavoro questi incastri sono stati inseriti nella posizione in cui si intende inserire le viti peduncolari. Questo passaggio è spiegato in seguito in maniera dettagliata. Dopo aver posizionato gli incastri, attraverso la funzione “MAKE FLEXIBLE” di ADAMS è possibile andare a definire la geometria della mesh che si desidera per realizzare il corpo flessibile.

Nel caso in esame sono stati i seguenti valori:

- Element size: 0.6 mm;
- Minimum size: 0.6 mm;
- Element order: lineare;
- Edge shape: straight.

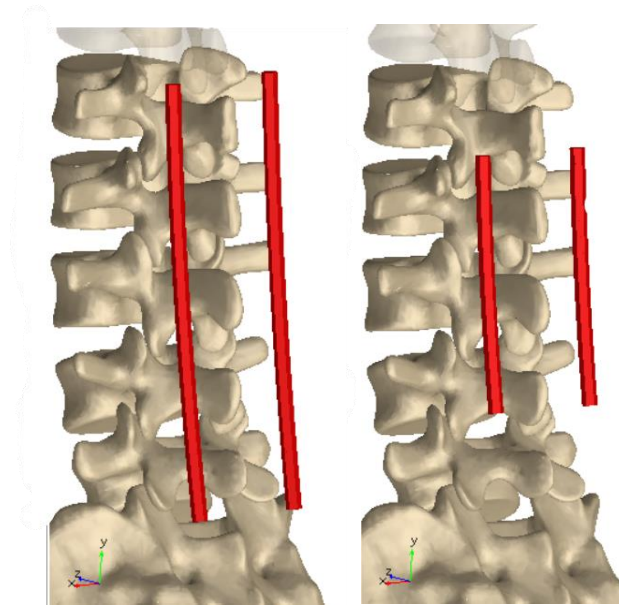


Figura 45. Barre flessibili: a sinistra barre lunghe e a destra barre corte.

6.3 Viti

Le viti peduncolari, invece, sono state modellizzate su ADAMS, utilizzando dei semplici incastri. Questi sono stati inseriti in corrispondenza di marker posizionati sulla barra all'altezza del processo vertebrale superiore destro e sinistro.

Per determinare le coordinate dei marker sono stati generati dei punti, in corrispondenza dei quali si vuole inserire l'incastro, sugli assi delle barre realizzate su SOLIDWORKS. Alla medesima posizione corrisponde quella dei marker che vengono realizzati su ADAMS: questo è stato possibile perché i due programmi utilizzano lo stesso sistema di riferimento.

Nel modello del sistema di fissaggio costituito dalle barre lunghe le viti sono state posizionate sulle vertebre L1, L2, L4, L5, mentre nel modello costituito dalle barre corte le viti sono state posizionate sulle vertebre L2 ed L4. In entrambi i casi la vertebra L3 è stata lasciata libera da incastri, per simulare la condizione patologica che prevede la sua rimozione.

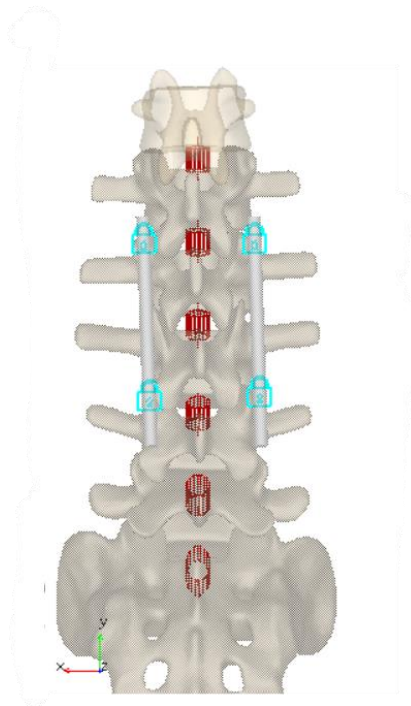


Figura 47. Modellizzazione viti mediante l'utilizzo di incastri nel sistema di fissaggio costituito dalle barre corte.

I passaggi eseguiti sono i seguenti:

- **Caso barra lunga:**

1. Partendo dal file del solido ci si posiziona perpendicolarmente al piano di simmetria della barra;
2. Si utilizza la funzione schizzo e alla richiesta del piano di schizzo si seleziona quello precedentemente citato;
3. In base al solido si individua il centro del cerchio di curvatura della barra stessa e, partendo da quello, con la funzione cerchio se ne traccia uno dello stesso raggio (1000 mm);
4. Nella tendina laterale della funzione "CERCHIO" si spunta l'opzione "per costruzione";

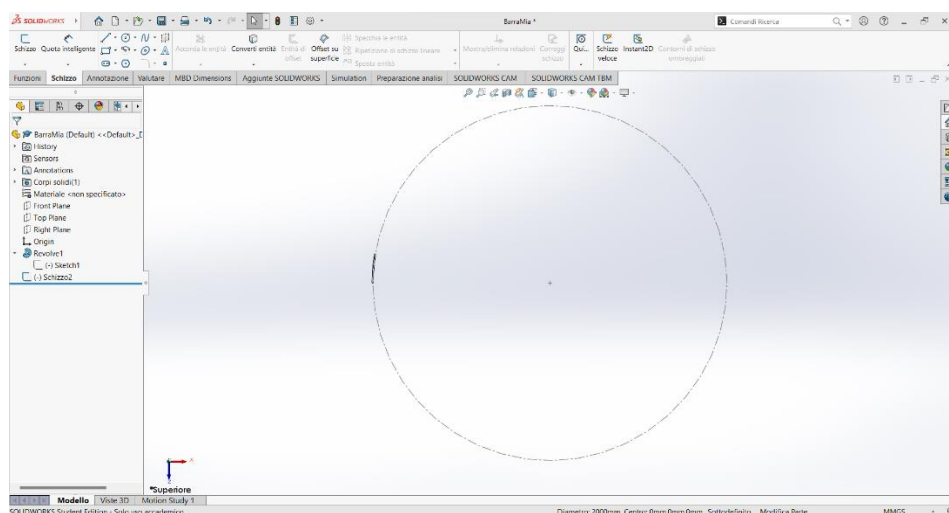


Figura 48. Creazione di una linea centrale che corrisponde all'asse della barra.

5. Si utilizza la funzione "PUNTO" per individuare sul cerchio stesso due punti poco distanti dagli estremi della barra;
6. Con la funzione ACCORCIA ENTITA' si taglia il cerchio lasciando solo l'arco di circonferenza che descrive l'asse centrale della barra;

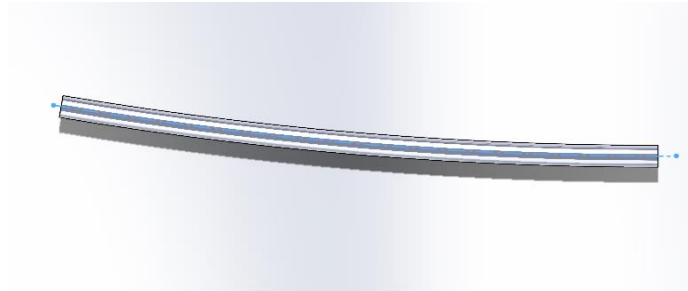


Figura 49. Risultato della creazione dell'asse

7. Una volta salvata si apre l'assieme delle barre e del rachide;
8. Dopo aver acconsentito alla ricostruzione del documento utilizzo le funzioni di schizzo sui rispettivi piani di simmetria delle due barre per tracciare i punti corrispondenti agli incastri sui processi;
9. Una volta tracciati i punti individuo, per ciascuno, le coordinate da utilizzare su Adams.

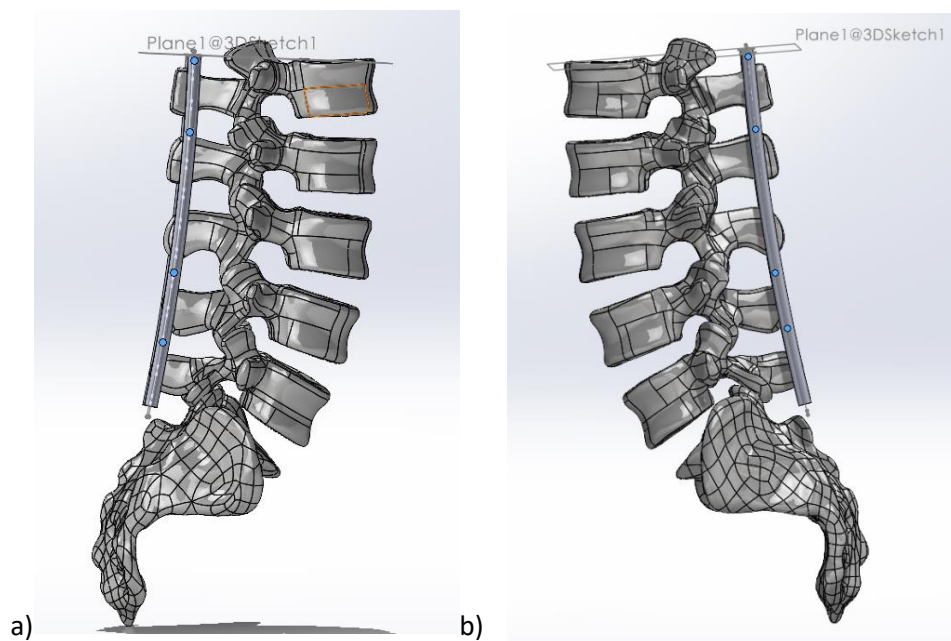


Figura 50. Punti in cui vengono inseriti gli incastri per la modellazione delle viti. A) esempio punti barra destra lunga. B) esempio punti barra sinistra lunga.

Di seguito sono riportate le coordinate individuate per il posizionamento degli incastri:

Livello vertebrale incastro	Coordinate processo superiore destro	Coordinate processo superiore sinistro
L1	(-25.74, 109.8, -46.63)	(23.74, 109.8, -46.63)
L2	(-24.67, 73.95, -50.01)	(22.67, 73.95, -50.01)
L4	(-23.29, 14.51, -58.43)	(21.29, 14.51, -58.43)
L5	(-22.83, -20.91, -65.02)	(20.83, -20.91, -65.02)

Tabella 5 Coordinate incastri sui processi vertebrali destro e sinistro nel caso delle barre lunghe

- **Caso barre corte:**

Nel caso delle barre corte i passaggi descritti per la barra lunga, dall'1 al 9, sono i medesimi.

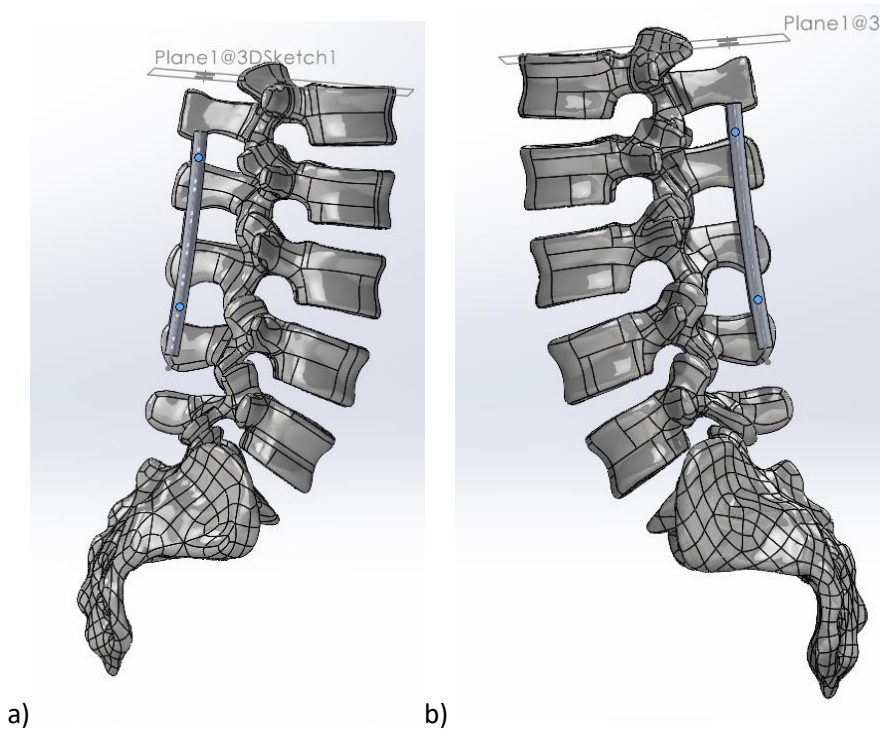


Figura 51. Punti in cui vengono inseriti gli incastri per la modellazione delle viti. A) esempio punti barra destra corta. B) esempio punti barra sinistra corta.

Di seguito sono riportate le coordinate individuate per il posizionamento degli incastr:

Livello vertebrale incastro	Coordinate processo superiore destro	Coordinate processo superiore sinistro
L2	(-24.67, 73.95, -50.01)	(22.67, 73.95, -50.01)
L4	(-23.29, 14.51, -58.43)	(21.29, 14.51, -58.43)

Tabella 6. Coordinate incastr sui processi vertebrali destro e sinistro nel caso delle barre corte

Dal momento che gli incastr possiedono un proprio sistema di riferimento è stato scelto di orientare l'asse Z nello stesso verso in cui viene inserita la vite peduncolare durante l'intervento, cioè è stato diretto all'interno del corpo vertebrale delle vertebre lombari. Così facendo è possibile valutare sia le sollecitazioni che si avranno sul corpo vertebrale (nel verso positivo dell'asse Z) sia le forze che agiscono sulla barra (nel verso negativo dell'asse Z). L'asse Y, invece, è stato orientato parallelamente all'asse longitudinale delle barre, per andare a valutarne quali sollecitazioni agiscono sulla barra in questa direzione.

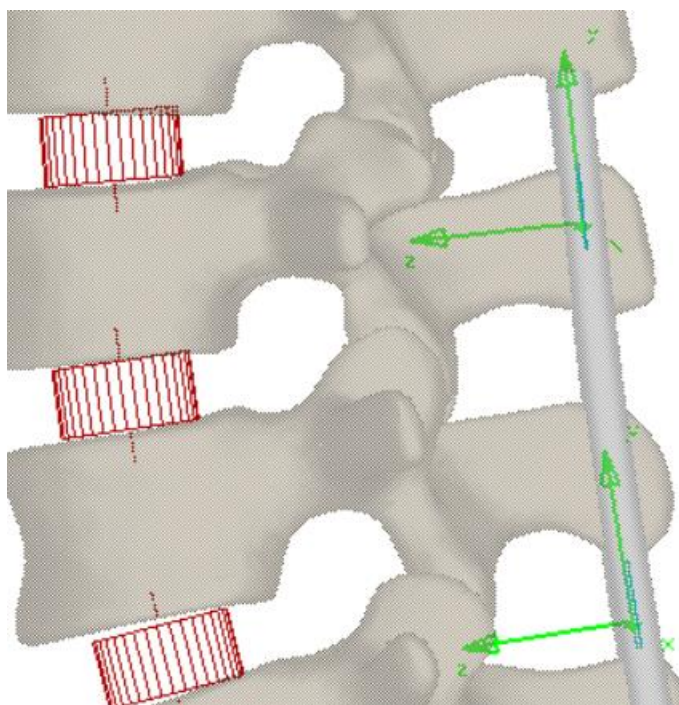


Figura 52. Incastr orientati in modo che l'asse Z sia rivolto in direzione della vertebra e l'asse Y sia parallelo all'asse longitudinale della barra.

Infine, poiché i due incastr di ogni vertebra sono orientati nello stesso modo è possibile confrontare quali siano le forze applicate nel lato destro e quali nel lato sinistro, per verificare che non vi sia una grossa discrepanza.

7. RISULTATI: confronto impianto lungo vs corto

Lo scopo di questa tesi è quello di simulare il movimento fisiologico di flessione-estensione del tratto lombare della colonna vertebrale, sia con il sistema di fissaggio costituito dalle barre lunghe sia con quello costituito dalle barre corte. In seguito alla simulazione è possibile andare a determinare quale dei due impianti consenta di ottenere risultati più vicini possibili a quelli fisiologici. In particolare, vengono eseguiti dei confronti sulle sollecitazioni che si generano in corrispondenza delle viti peduncolari e lungo l'asse longitudinale delle barre. Ciò che permette di determinare quale sia l'impianto migliore è anche la valutazione del ROM totale del modello di rachide con sistema di fissaggio: risulta ottimale il modello che permette di ottenere un Range Of Motion simile a quello fisiologico. Infine, nella fase di validazione dei due impianti viene analizzata la distribuzione degli stress e delle deformazioni in seguito all'applicazione del carico.

Per effettuare le prove di flessione-estensione nel modello di rachide lombare, il sacro è stato vincolato al ground ed è stato applicato un momento in controllo di forza alla vertebra T12 nel suo centro di massa, con fulcro nel centro di massa stesso.

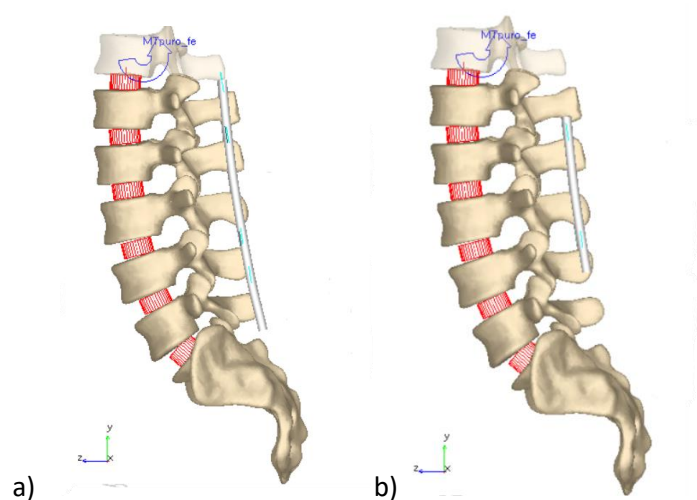


Figura 53. a) momento puro nell'impianto con barre lunghe. b) momento puro nell'impianto con barre corte.

La simulazione del movimento di flessione è stata eseguita mediante il seguente script di comandi:

Adams Solver Commands:

```
SFORCE/7, FUN=STEPS(time-2,0,0,30,5000)
SIMULATE/STATIC, END=2.0, STEPS=100
SIMULATE/DYNAMIC, DURATION=30, DTOUT=0.05
```

Per i primi 2 secondi la simulazione è statica, per i successivi 30 è dinamica e la forzante a rampa che è stata applicata è pari a 5 Nm.

La simulazione del movimento di estensione è stata eseguita mediante il seguente script di comandi:

Adams Solver Commands:

```
SFORCE/7, FUN=STEPS(time-2,0,0,30,-5000)
SIMULATE/STATIC, END=2.0, STEPS=100
SIMULATE/DYNAMIC, DURATION=30, DTOUT=0.05
```

Per i primi 2 secondi la simulazione è statica, per i successivi 30 è dinamica e la forzante a rampa che è stata applicata è pari a -5 Nm (è nel verso opposto rispetto al momento di flessione).

7.1 Confronto ROM in flessione tra i modelli con impianto e modello fisiologico

La stessa simulazione di flessione eseguita nel modello patologico con i due impianti è stata effettuata anche nel modello fisiologico. È importante tener conto di quale sistema di fissaggio garantisca, una volta impiantato, di ottenere Range Of Motion più simili possibili a quelli fisiologici. Di seguito vengono analizzati i ROM ottenuti applicando un momento puro di flessione pari a 5Nm.

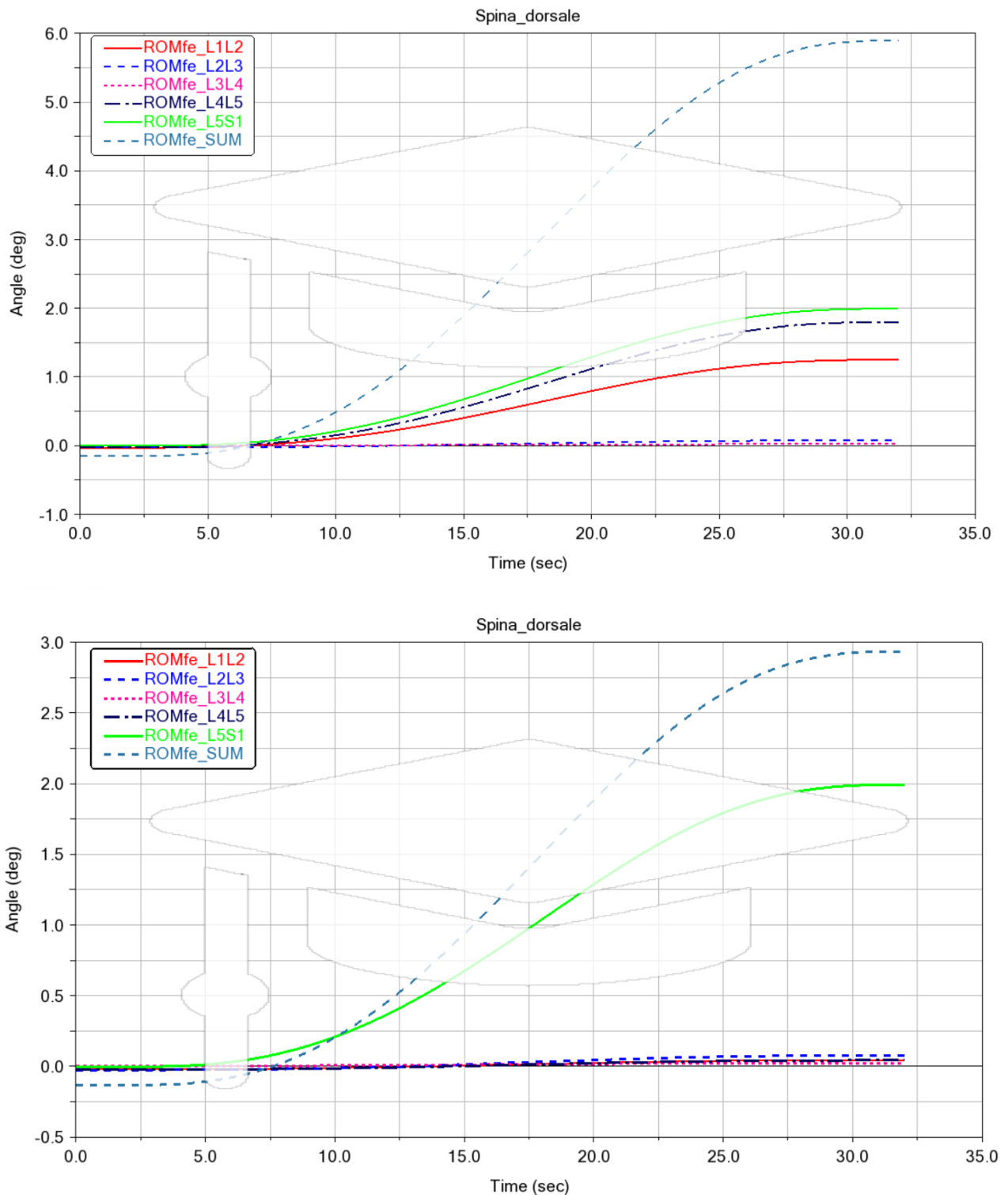


Figura 54. ROM ottenuti dai due impianti a parità di carico applicato: caso dell'impianto corto sopra e caso dell'impianto lungo sotto.

Come si può vedere in figura 54 il ROM totale raggiunto dal modello corto è maggiore (circa 5.92°) di quello dal modello lungo (circa 2.94°). Questo sicuramente è dato dal fatto che nel caso dell'impianto con le barre lunghe le vertebre L1 ed L5 risultano vincolate, mentre nel caso con le barre corte esse sono libere di muoversi. Infatti, nel caso delle barre corte il ROM relativo tra L1 ed L2 è circa 1.25° mentre nel caso delle barre lunghe il ROM è praticamente nullo. Anche il ROM tra L4 ed L5 è diverso da zero nel modello corto ed è pari a 1.8° . Il ROM relativo tra la vertebra L5 e la vertebra S1 risulta identico nei due casi (pari a 2°). Da questi risultati si evince quindi che il modello corto consente di eseguire un movimento di flessione più ampio.

Il movimento dei due modelli viene paragonato al ROM del modello fisiologico riportato nella figura sottostante.

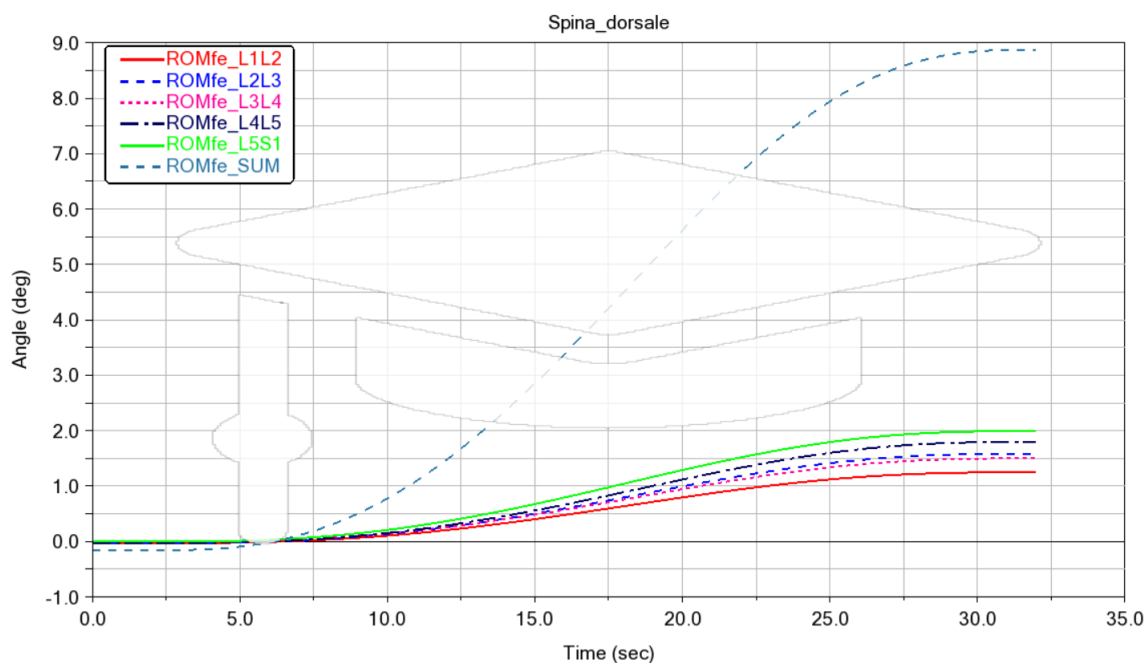


Figura 55. ROM fisiologico ottenuto applicando un carico pari a 5Nm

Come si può vedere dal grafico55 il ROM totale del modello fisiologico ottenuto applicando un momento di 5000 N*mm risulta pari a circa 8.88° . Il movimento relativo tra le altre vertebre assomiglia maggiormente a quello delle barre corte.

I valori finali di ROM ottenuti sui vari livelli vertebrali sono stati confrontati in un grafico a barre.

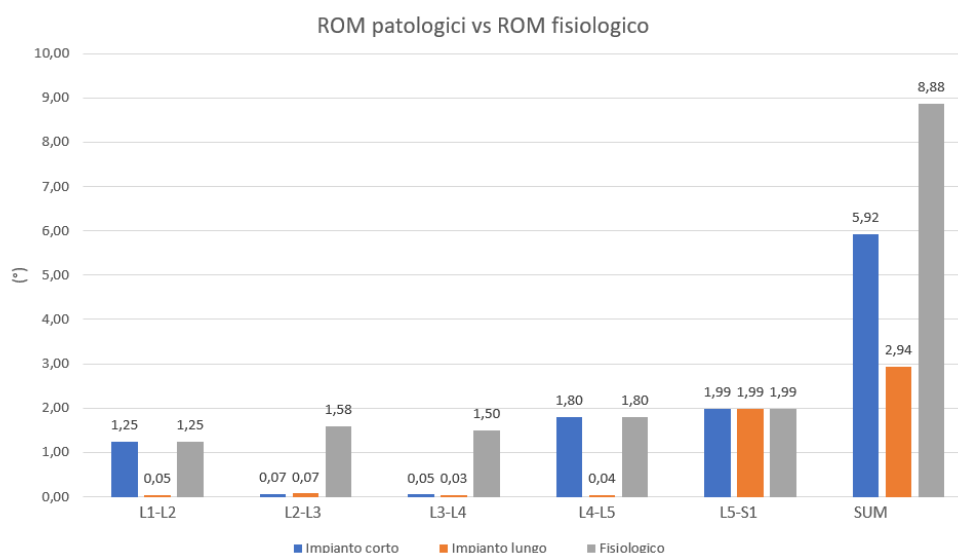


Figura 56. Confronto ROM fisiologico vs ROM patologici ottenuti a parità di carico applicato.

Come si evince dalla fig. 56 i valori di ROM compresi tra le vertebre L2-L3 e L3-L4 coincidono, essendo bloccate in entrambi gli impianti. Nel caso delle barre corte il ROM tra L1-L2 e L4-L5 coincide con quello del modello fisiologico. In tutti e 3 i casi coincide il valore tra le vertebre L5-S1. Nel complesso il ROM che maggiormente si avvicina a quello fisiologico risulta quindi quello dell'impianto corto.

7.2 Confronto momenti di flessione applicati a parità di ROM

Attraverso un metodo "trial and error" la stessa simulazione è stata eseguita diverse volte per i due modelli patologici variando il valore del momento puro di flessione applicato, fino a quando non è stato individuato il valore di carico che consente di ottenere lo stesso ROM del modello fisiologico (8.88°) raggiunto con 5Nm. Nel caso delle barre corte il valore da attribuire al momento puro corrisponde a 6.88 Nm. Nel caso dell'impianto con barre lunghe il valore da attribuire al momento puro risulta pari a 12.7 Nm.

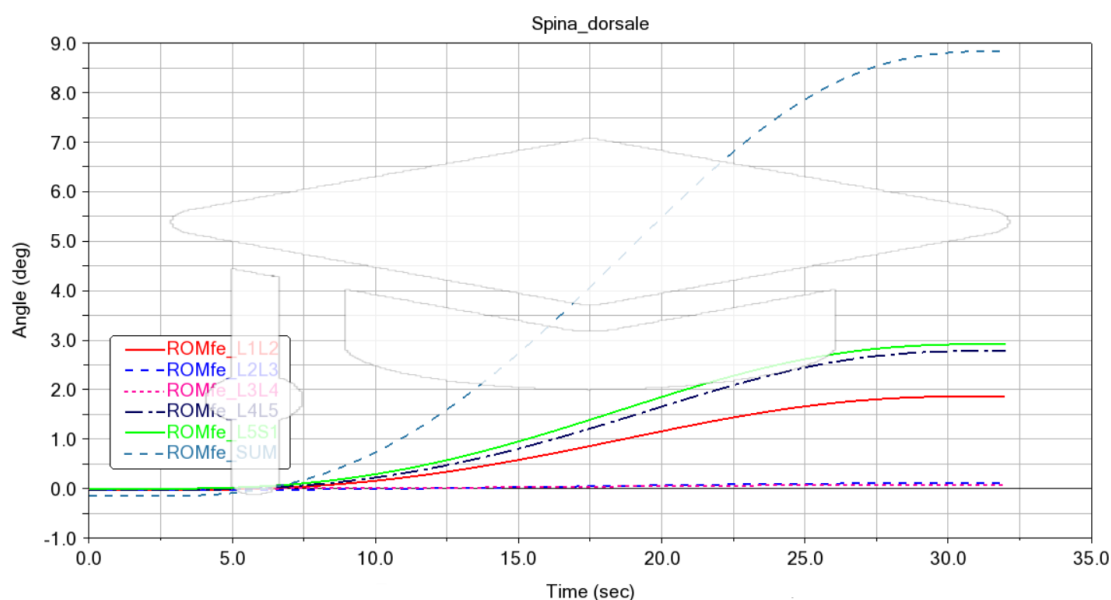


Figura 57. ROM ottenuto dal modello corto applicando 6.88 Nm

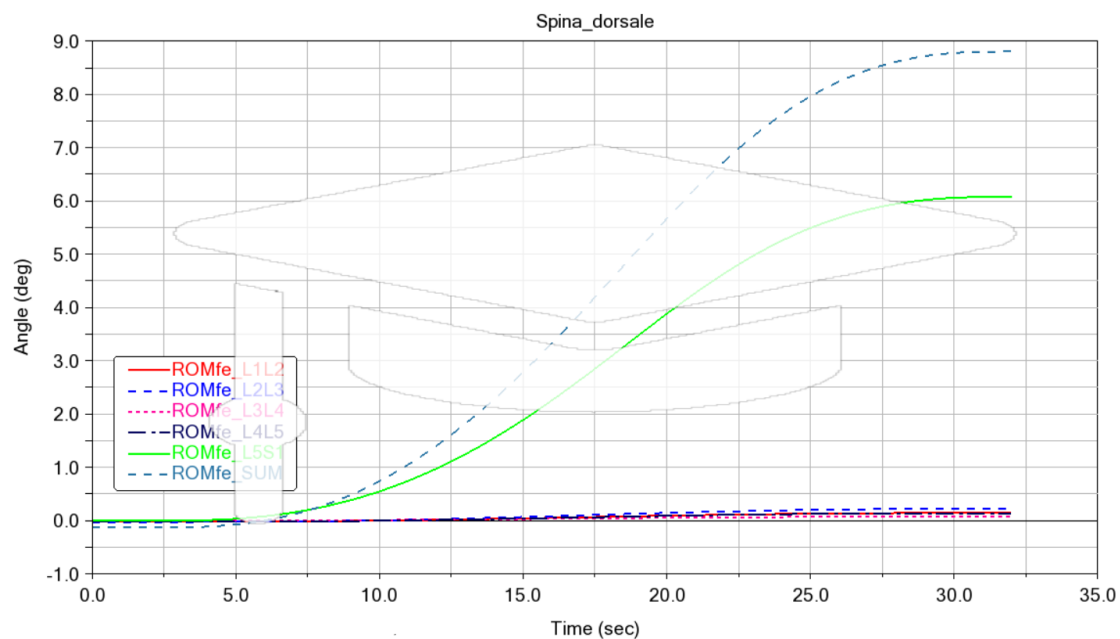


Figura 57. ROM ottenuto dal modello lungo applicando 12.7 Nm.

Per confrontare meglio anche i ROM relativi ai vari livelli vertebrali ottenuti raggiungendo lo stesso ROM totale, mediante l'applicazione di due carichi differenti nei due impianti, è stato realizzato il seguente grafico a barre.

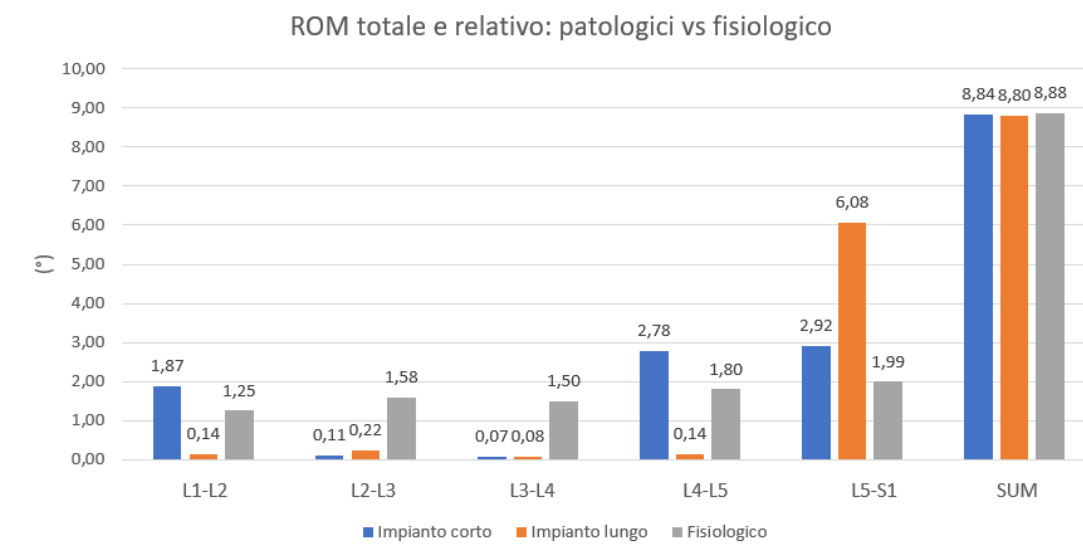


Figura 58. Confronto dei ROM relativi tra le vertebre a parità di ROM totale

Per arrivare ad un ROM pari a quello fisiologico, il ROM relativo tra le vertebre che non sono bloccate dall'impianto devono essere maggiori di quello fisiologico. Infatti, mentre in quest'ultimo il ROM è equamente distribuito su tutti i livelli vertebrali, nel caso patologico il ROM è concentrato nelle vertebre non vincolate.

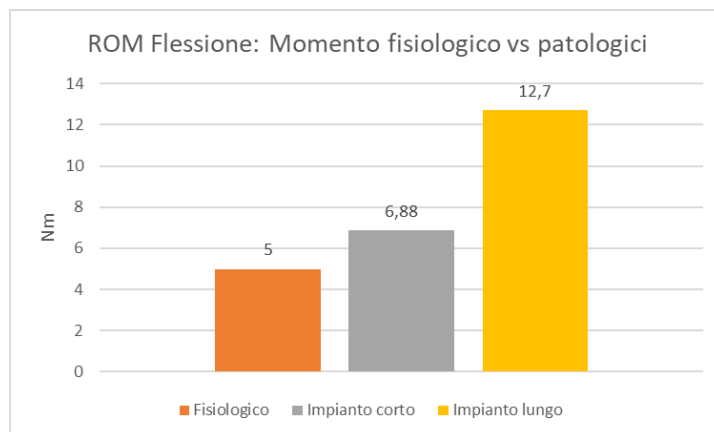


Figura 59. Confronto momenti di flessione applicati a parità di ROM.

7.3 Confronto delle forze agenti in sulle viti in flessione (5Nm)

Nella fase di post-processing è importante valutare quali sono le forze che si generano sulle viti, modellizzate mediante degli incastri, durante i movimenti compiuti dalla colonna vertebrale. Per far ciò, come è già stato detto in precedenza, i sistemi di riferimento di ciascun incastro sono stati orientati in modo tale che l'asse Z sia nella stessa direzione in cui viene inserita la vite all'interno del corpo vertebrale e l'asse Y sia parallelo all'asse longitudinale della barra. Dato che tutti gli incastri sono orientati in questo modo, sia nel modello con le barre corte sia in quello con le barre lunghe, è possibile ricavare le forze agenti su questi assi per effettuare un confronto globale. Sui due modelli patologici sono state eseguite delle prove di flessione-estensione attraverso l'applicazione di un momento puro sul centro di massa della vertebra T12 pari a $5000\text{N}\cdot\text{mm}$. Sono riportati di seguito i grafici relativi ai due modelli che mostrano l'andamento della forza sull'asse Z dell'incastro.

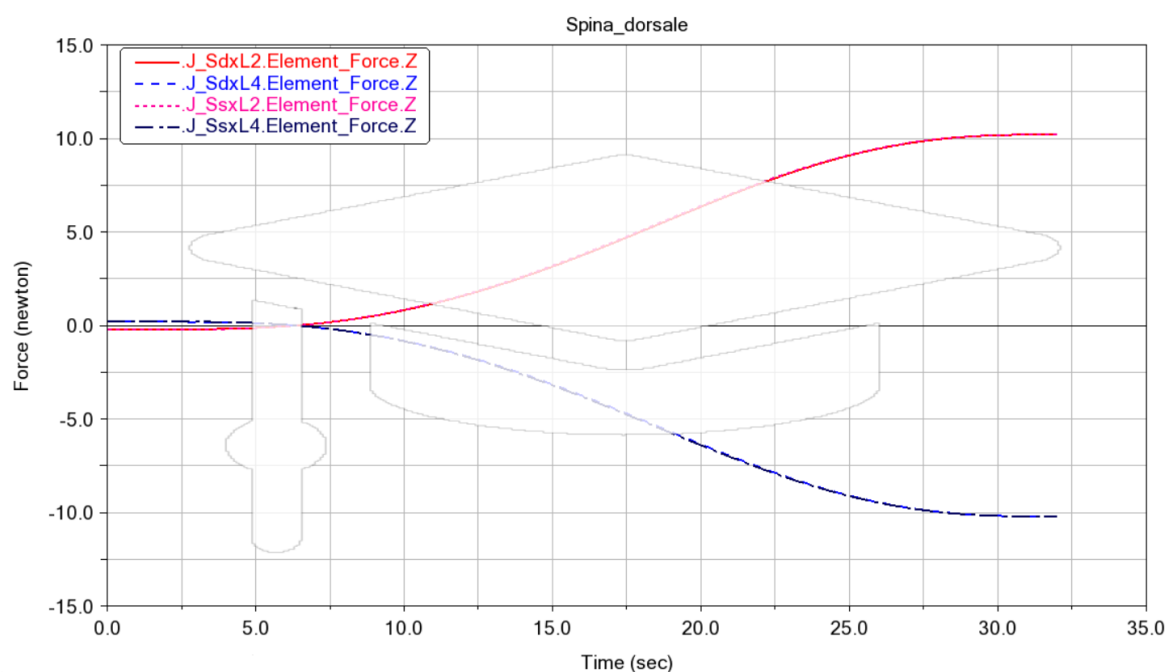


Figura 60. Andamento delle forze sull'asse Z degli incastri nel caso del modello corto

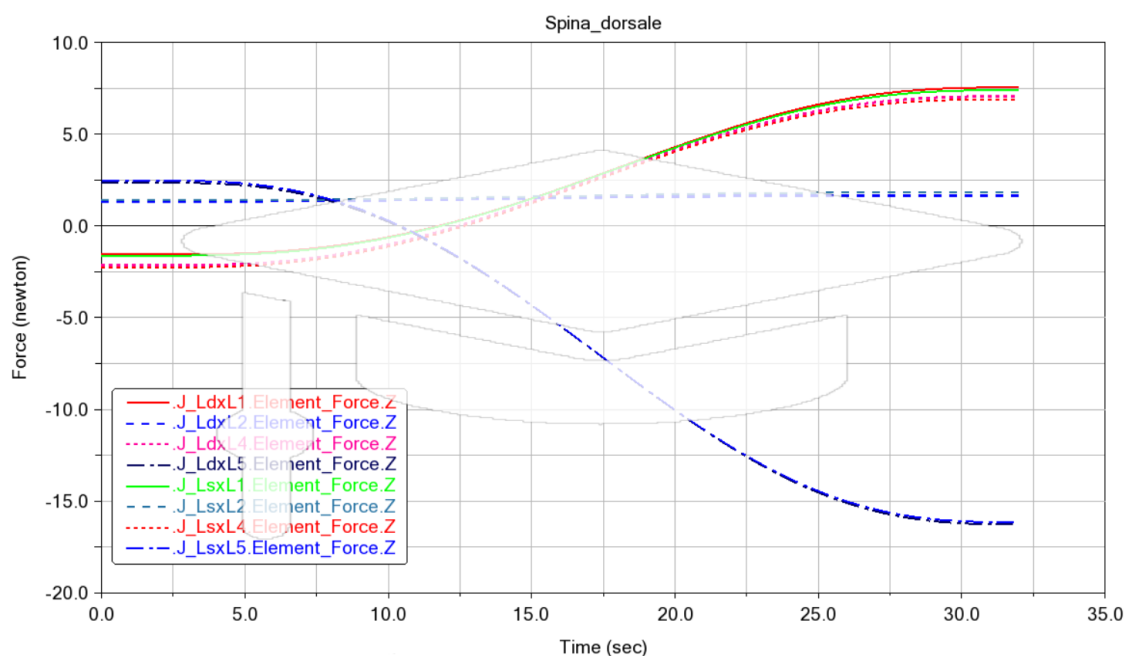


Figura 61. Andamento delle forze sull'asse Z degli incastrati nel caso del modello lungo.

La valutazione delle forze lungo l'asse Z permette di comprendere quale sia la forza che viene trasmessa dalla vite sul corpo vertebrale: la sollecitazione sull'interfaccia osso-vite deve essere minore possibile per favorire la fusione ossea e impedire l'allentamento delle viti. Allo stesso tempo, studiando le forze che agiscono su questo asse è possibile individuare il carico che la vite imprime sulla barra: più questo risulta basso più diminuisce la probabilità di fallimento dell'impianto.

Analizzando i due grafici di Figura 60, relativi alla prova di flessione, nel caso dell'impianto di fissaggio costituito da due barre corte, le due viti sulla vertebra L4 sono soggette ad una forza di trazione identica che tende ad allontanarle dal corpo vertebrale, mentre le due viti ancorate alla vertebra L2 sono soggette anch'esse allo stesso carico, ma di compressione diretto verso la vertebra stessa. È importante ricordare che in corrispondenza dell'incastrato si ha l'equilibrio di tutte le forze: ad ogni forza che agisce in direzione della vertebra ne corrisponde una uguale e contraria diretta verso la barra. Quindi, per ogni forza che spinge la vite verso la vertebra vi è una forza che agisce sulla barra.

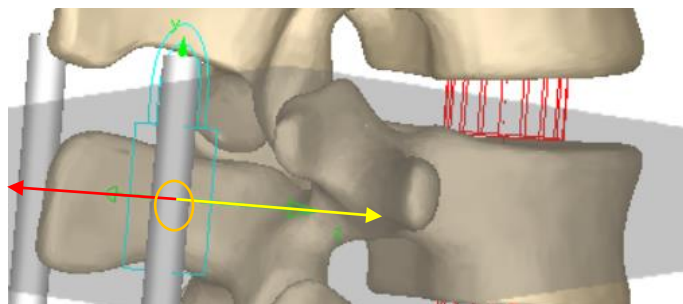


Figura 62. Equilibrio delle forze in corrispondenza dell'incastrato. In giallo vi è la forza che agisce sulla vertebra, in rosso la forza che agisce sulla barra e nel cerchio arancione vi è il punto in cui le due forze si equilibrano.

Come si può notare dal grafico 60, nel caso dell'impianto corto le forze agenti sugli incastrati hanno un andamento speculare. La massima forza di compressione (10.22 N) si misura in corrispondenza dell'incastrato sinistro sulla vertebra L2, mentre la massima forza di trazione (- 10.22 N) si ha in corrispondenza dell'incastrato sinistro posizionato sulla vertebra L4.

Nel caso invece dell'impianto costituito dalle due barre più lunghe (Figura 61) è possibile apprezzare come le viti inserite nelle vertebre più estreme, in questo caso la L1 e la L5, siano soggette alle forze maggiori. Le viti posizionate sulla vertebra L5 sono le uniche soggette a forze di trazione coincidenti e di valore pari - 16.1N. Tutte le altre viti risultano soggette a compressione: gli incastrici sulle vertebre L1 e L4 hanno valori molto simili e il carico massimo corrisponde a 7.6 N. Si evince, inoltre, che nel caso dell'impianto corto le viti posizionate su L4 erano soggette a trazione, mentre nel caso dell'impianto lungo si ha un'inversione di sollecitazione e risultano soggette ad una forza di compressione. Le forze sugli incastrici della vertebra L2 sono le più basse e mantengono un andamento quasi costante.

Le forze di compressione e trazione discusse risultano entrambe importanti: le prime determinano la sollecitazione all'interfaccia osso-vite e le seconde, se troppo elevate, tendono ad allontanare la vite dalla sua sede. Ciò che emerge dall'analisi dei risultati lungo l'asse Z del sistema di riferimento degli incastrici, le sollecitazioni raggiungono valori più elevati nel caso dell'impianto con le barre lunghe, che potrebbe risentire quindi delle problematiche sopra enunciate.

Nel grafico a barre sottostante vengono riportate le medie dei valori di forza finali ottenuti in corrispondenza dell'asse Z degli incastrici su ciascuna vertebra. Ricordando che con il modello corto il ROM ottenuto in seguito all'applicazione di un momento di flessione pari a 5Nm è maggiore rispetto a quello ottenuto dal modello con le barre lunghe, ci si aspetta di trovare sugli incastrici di quest'ultimo delle forze minori.

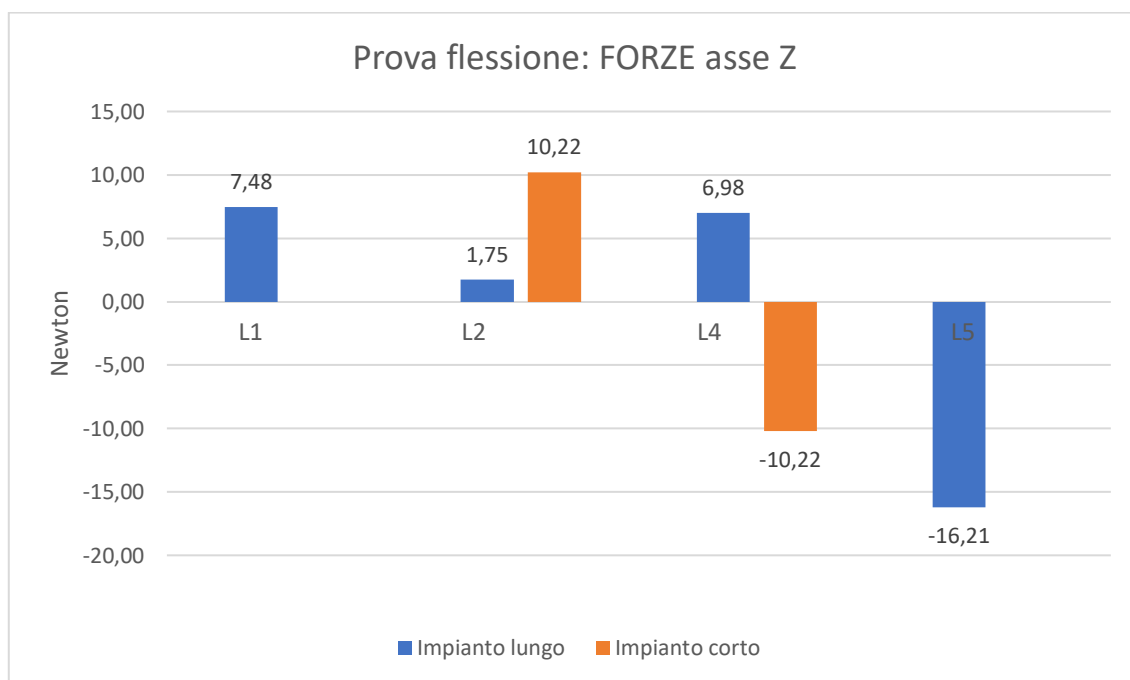


Figura 63. Forze sull'asse Z degli incastrici: confronto tra modello corto e modello lungo.

Tuttavia il valore massimo di compressione in assoluto è raggiunto dall'impianto lungo. Le forze su L2 e L4 risultano uguali e contrarie, per questo motivo non vi è una zona dell'impianto maggiormente sollecitata. In corrispondenza degli incastrici L2 ed L4 le forze sull'impianto lungo sono maggiori di quelle dell'impianto corto, come ci si aspetta dati i valori di ROM nettamente superiori.

Per analizzare le sollecitazioni che agiscono sulle barre dell'impianto, vengono osservate anche le forze dirette lungo il loro asse longitudinale, che corrisponde all'asse Y del sistema di riferimento di ciascun incastrico.

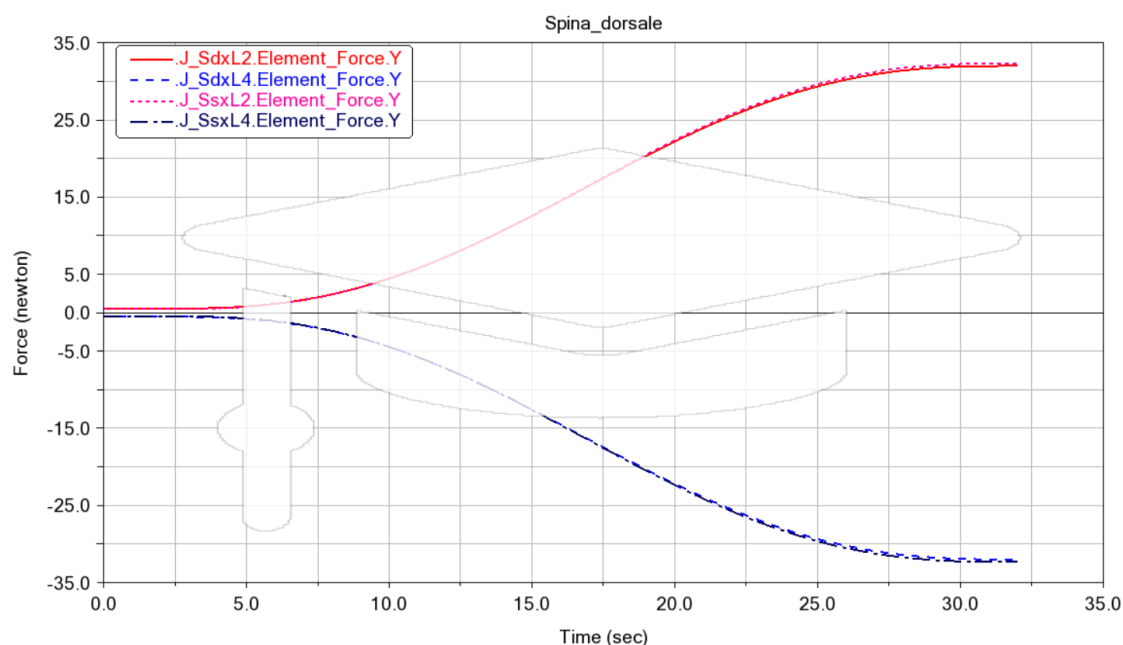


Figura 64. Andamento delle forze sull'asse Y degli incastrati nel caso del modello corto.

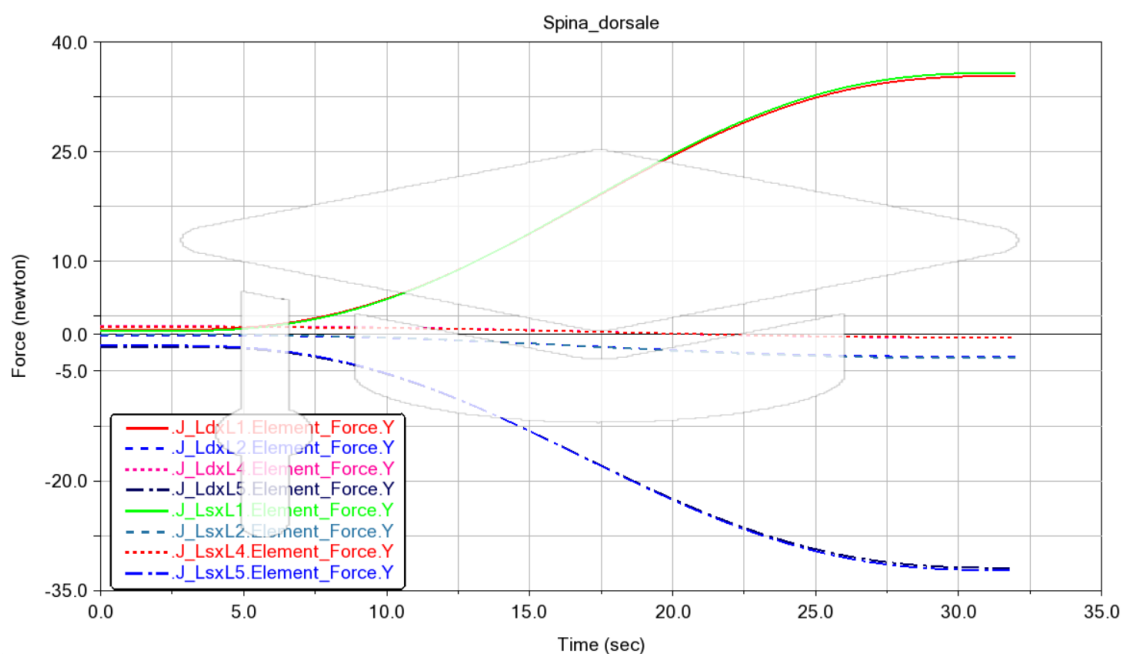


Figura 65. Andamento delle forze sull'asse Y degli incastrati del modello lungo.

Analizzando i grafici di Figura 64 e Figura 65, relativi alla medesima prova di flessione, nel caso dell'impianto di fissaggio costituito da due barre corte, le due viti sulla vertebra L4 sono soggette ad una forza di trazione, mentre le due viti ancorate alla vertebra L2 sono soggette ad un carico di compressione. Anche in questo caso le forze agenti sugli incastrati hanno un andamento speculare tra le due estremità e, inoltre, si può notare come gli incastrati appartenenti alla stessa vertebra siano soggetti a forze praticamente identiche. La massima forza di compressione che agisce sulla vertebra L2 è pari a 32 N, mentre la massima forza di trazione che agisce sulla vertebra L4 è pari a - 32 N.

Nel caso invece dell'impianto costituito dalle due barre più lunghe è possibile apprezzare come le viti inserite nelle vertebre più estreme, in questo caso la L1 e la L5, siano soggette alle forze maggiori. Le viti ancorate alla vertebra L1 sono soggette a compressione e i valori di forza raggiunti dagli incastrati sono i

massimi in assoluto e coincidono (35.6N). Le viti posizionate sulla vertebra L5 sono soggette a forze di trazione identiche e il valore finale che raggiungono è -32 N. E' possibile notare come le sollecitazioni che agiscono sugli incastrati centrali (L2 ed L4) siano nettamente inferiori rispetto alle forze degli incastrati alle estremità e abbiano un andamento quasi costante.

Nel caso dell'impianto corto le viti posizionate su L2 erano di compressione, mentre nel caso dell'impianto lungo sono di trazione: è avvenuta un'inversione della sollecitazione. Le uniche forze di compressione risultano in questo caso quelle posizionate sulla vertebra L1. I risultati ottenuti sull'asse delle Y permettono di comprendere a quali incastrati corrispondono i carichi maggiori che possono essere trasmessi alla barra. Nel caso delle barre corte si ha compressione negli incastrati più in basso e trazione in quelle più in alto, ma il carico è equamente distribuito. Il caso dell'impianto con le barre lunghe non presenta simmetria nella distribuzione dei carichi.

Nel grafico a barre sottostante vengono riportate le medie dei valori di forza finali ottenuti in corrispondenza dell'asse Y degli incastrati su ciascuna vertebra. Ricordando che con il modello corto il ROM ottenuto in seguito all'applicazione di un momento di flessione pari a 5Nm è maggiore rispetto a quello ottenuto dal modello con le barre lunghe, ci si aspetta di trovare sugli incastrati di quest'ultimo delle forze minori.

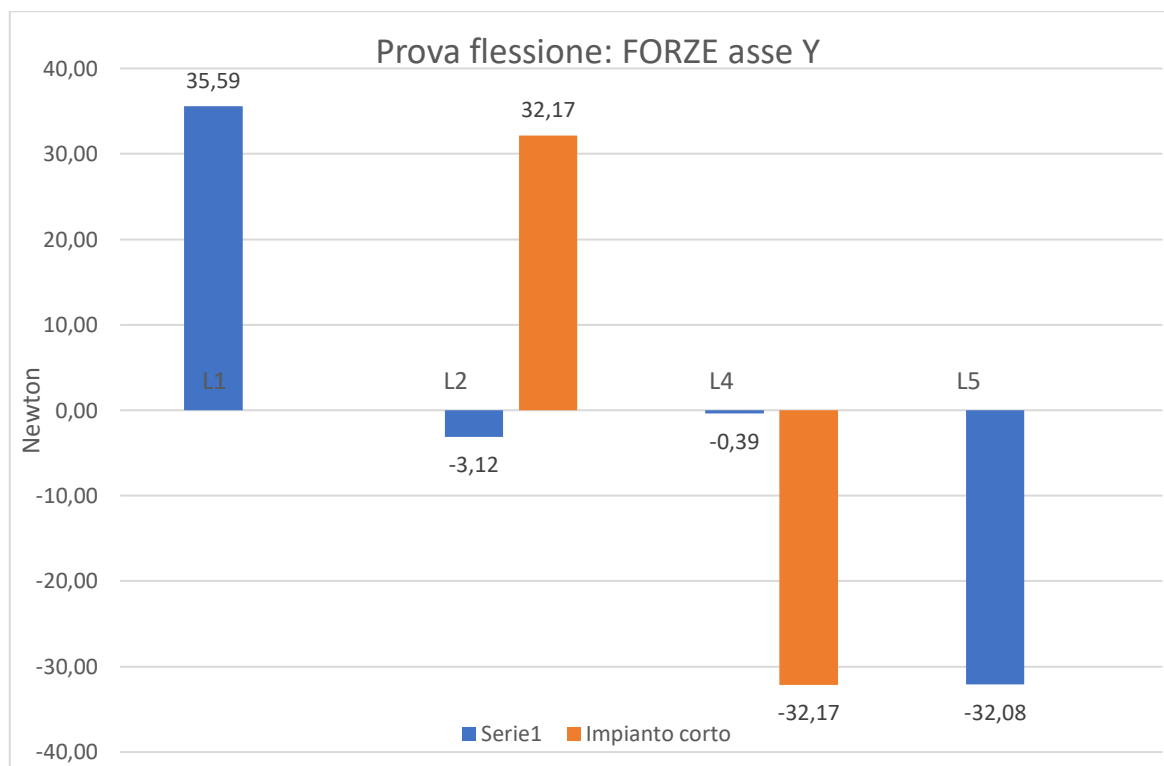


Figura 66. Forze sull'asse Z degli incastrati: confronto tra modello corto e modello lungo.

Nel complesso qui si può affermare che le forze sull'impianto corto sono minori di quelle dell'impianto lungo. In corrispondenza delle estremità inferiori, entrambi gli impianti raggiungono -32 N.

Per effettuare un ulteriore confronto che permetta di stabilire quale impianto risulti più adeguato, è stato valutato anche il momento torcente che agisce in corrispondenza di ciascun incastro.

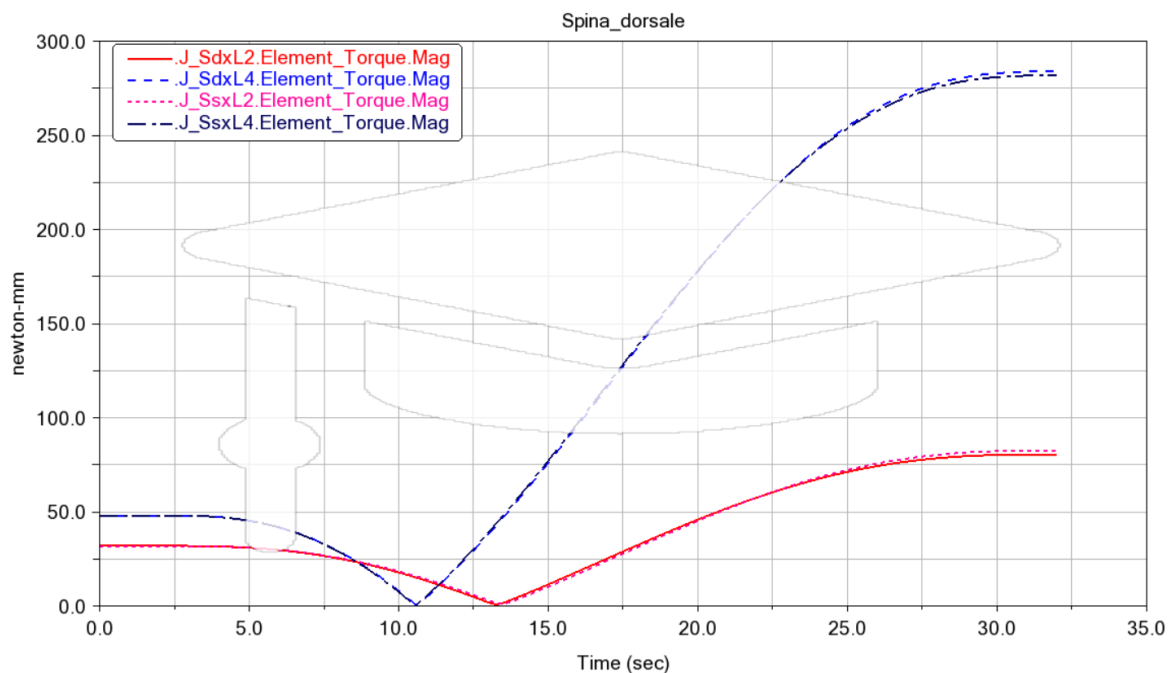


Figura 67. Andamento del momento torcente sugli incastri dell'impianto corto.

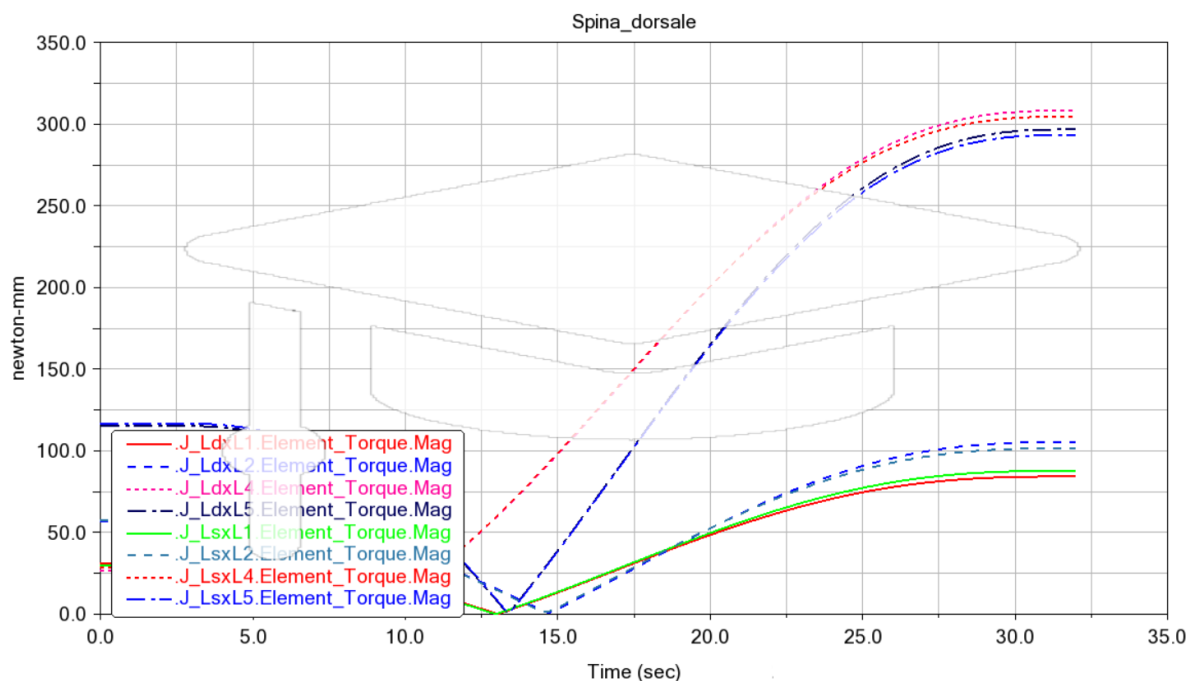


Figura 68. Andamento del momento torcente sugli incastri dell'impianto lungo.

Come si può notare dai grafici di fig. 67 e fig. 68 complessivamente i momenti generati nel modello con le barre lunghe sono maggiori rispetto a quelli generati nel modello con le barre corte, nonostante il ROM di quest'ultimo sia più ampio. In entrambi i casi i valori di momento sono molto simili tra gli incastri appartenenti alla stessa vertebre. Inoltre, è possibile notare che in entrambi gli impianti il momento crescere all'aumentare della distanza dal cranio e in particolare raggiunge un valore massimo di 282 Nmm, per l'impianto corto (su L4) e 309 Nmm per l'impianto lungo (su L4).

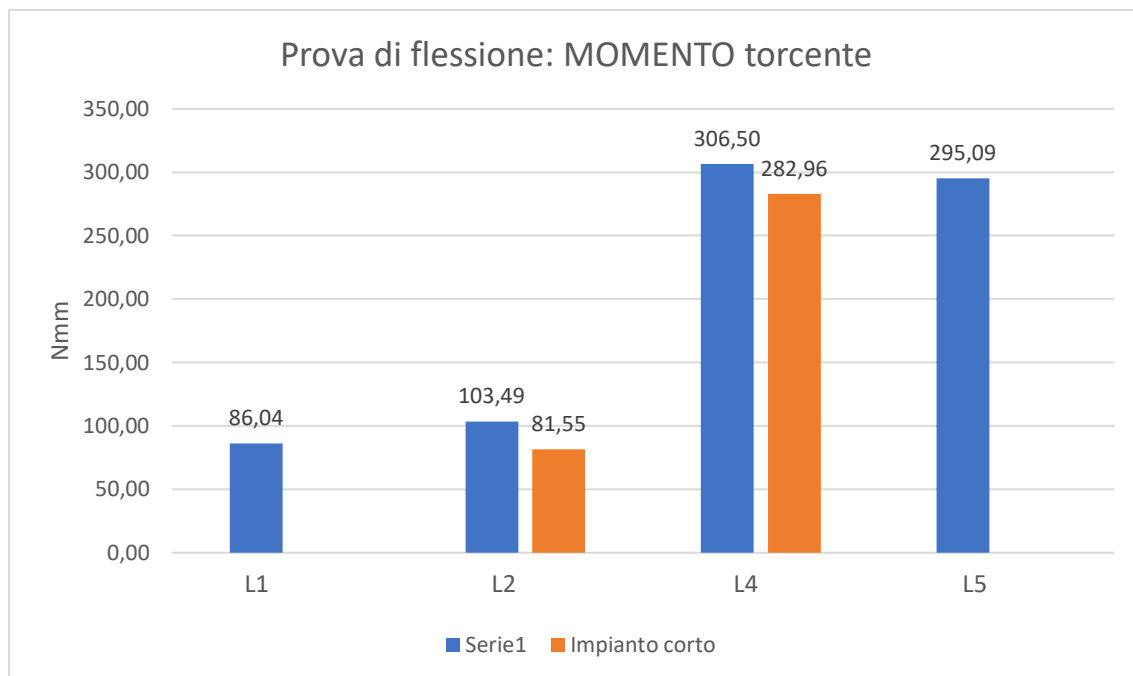


Figura 69. Momento torcente sugli incastri: confronto tra modello corto e modello lungo.

Nel grafico a barre di fig. 69 vengono riportate le medie dei valori di momento torcente finali ottenuti in corrispondenza degli incastri su ciascuna vertebra. Ricordando che con il modello corto il ROM ottenuto in seguito all'applicazione di un momento di flessione pari a 5Nm è maggiore rispetto a quello ottenuto dal modello con le barre lunghe, ci si aspetta di trovare sugli incastri di quest'ultimo delle momenti minori. Tuttavia i momenti applicati sull'impianto corto sono più piccoli di quelli sull'impianto lungo. Data la grande mole di dati ottenuti per la valutazione delle forze nelle viti, in entrambi gli impianti esaminati, è stato ritenuto opportuno raccogliere in due tabelle i valori delle forze agenti sulle viti alla fine delle simulazioni prima discusse (Tabella 7 e Tabella 8).

IMPIANTO				LUNGO				
Sollecitazioni	L1_DX (N)	L2_DX (N)	L4_DX (N)	L5_DX (N)	L1_SX (N)	L2_SX (N)	L4_SX (N)	L5_SX (N)
Asse Z	7,55	1,65	7,06	-16,27	7,41	1,84	6,91	-16,15
Asse Y	35,38	-3,04	-0,42	-31,91	35,81	-3,21	-0,36	-32,24
Momento	84,29	105,39	308,35	296,76	87,78	101,58	304,65	293,43

Tabella 7. Sollecitazioni sugli incastri del modello lungo nel caso di flessione.

		IMPIANTO		CORTO	
Sollecitazioni		L2_DX (N)	L4_DX (N)	L2_SX (N)	L4_SX (N)
Asse Z		10,22	-10,22	10,22	-10,22
Asse		32,00748	-32,0075	32,33912	-32,3391
Momento		80,54151	284,0144	82,5579	281,9026

Tabella 8. Sollecitazioni sugli incastri del modello corto nel caso di flessione.

Dalle tabelle riportate sopra è possibile avere una visione globale dello stato di sollecitazione delle due configurazioni di impianto. Nell'impianto lungo, gli incastrì che risentono delle forze più elevate sono:

- sull'asse Z: le forze sugli incastrì sono uguali e contrarie. Su L1 ci sono massime forze di compressione e su L5 massimi carichi di trazione;
- sull'asse Y: le forze sugli incastrì sono uguali e contrarie. Su L1 ci sono massime forze di compressione e su L5 massimi carichi di trazione
- per quanto riguarda il momento: entrambi gli incastrì di L4.

Nell'impianto corto, gli incastrì che risentono delle forze più elevate sono:

- sull'asse Z: su L2 si hanno valori massimi di compressione e su L4 si hanno massimi di trazione (forze uguali e contrarie);
- sull'asse Y: su L2 si hanno valori massimi di compressione e su L4 si hanno massimi di trazione (forze uguali e contrarie);
- per quanto riguarda il momento: entrambi gli incastrì di L4.

Da questi risultati è possibile concludere che, in entrambi gli impianti le viti più sollecitate sono quelle alle estremità, in particolare quella inferiore. Per tutti i tipi di sollecitazioni è possibile affermare che, nonostante l'impianto corto sia quello che garantisce di ottenere un ROM maggiore, le forze che si generano alle sue estremità sono inferiori o di valore confrontabile con quello delle forze negli incastrì estremi dell'impianto lungo. Le viti risultano, quindi, meno sollecitate nell'impianto corto, riducendo il rischio di fallimento dello stesso. Questo, unitamente al fatto che l'impianto corto permette alla porzione di rachide lombare di assumere un comportamento simile a quello fisiologico, lo rende il miglior impianto da utilizzare.

7.4 Confronto ROM in estensione tra i modelli con impianto e modello fisiologico

La stessa simulazione di estensione eseguita nel modello patologico con i due impianti è stata effettuata anche nel modello fisiologico. È importante tener conto di quale sistema di fissaggio garantisca, una volta impiantato, di ottenere Range Of Motion più simili possibili a quelli fisiologici. Di seguito vengono analizzati i ROM ottenuti applicando un momento puro di estensione pari a - 5Nm.

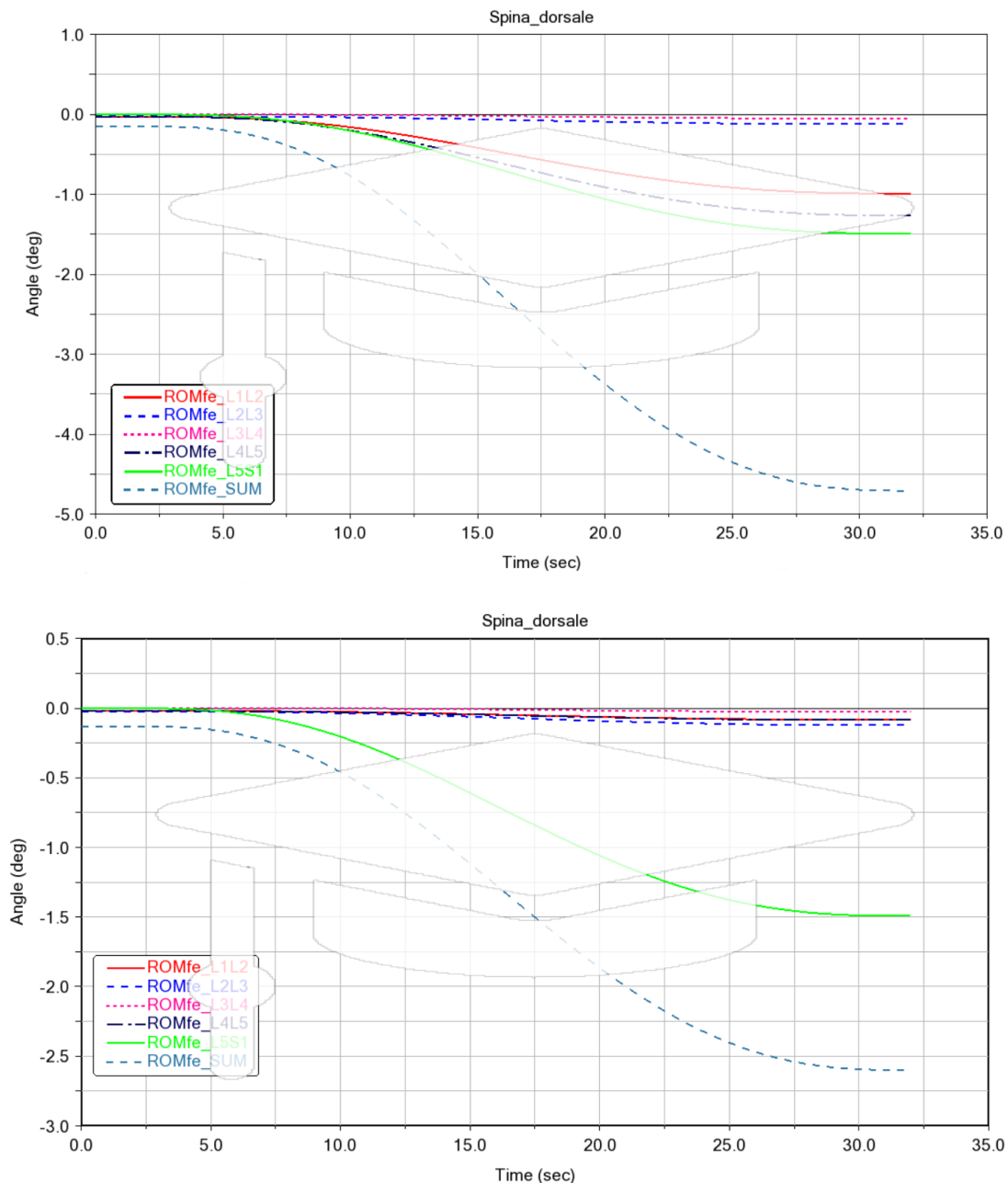


Figura 70. ROM ottenuti dai due impianti a parità di carico applicato: caso dell'impianto corto sopra e caso dell'impianto lungo sotto.

Come si può vedere in fig. 70 il ROM totale raggiunto dal modello corto è maggiore (circa - 4.7°) di quello dal modello lungo (circa - 2.6°). Questo sicuramente è dato dal fatto che nel caso dell'impianto con le barre lunghe le vertebre L1 ed L5 risultano vincolate, mentre nel caso con le barre corte esse sono libere di muoversi. Infatti, nel caso delle barre corte il ROM relativo tra L1 ed L2 è circa - 1° mentre nel caso delle barre lunghe il ROM è praticamente nullo. Anche il ROM tra L4 ed L5 è diverso da zero nel modello corto ed è pari a - 1.25°. Il ROM relativo tra la vertebra L5 e la vertebra S1 risulta identico nei due casi (pari a - 1.5°).

Da questi risultati si evince quindi che il modello corto consente di eseguire un movimento di estensione più ampio. Il movimento dei due modelli viene paragonato al ROM del modello fisiologico riportato nella figura sottostante.

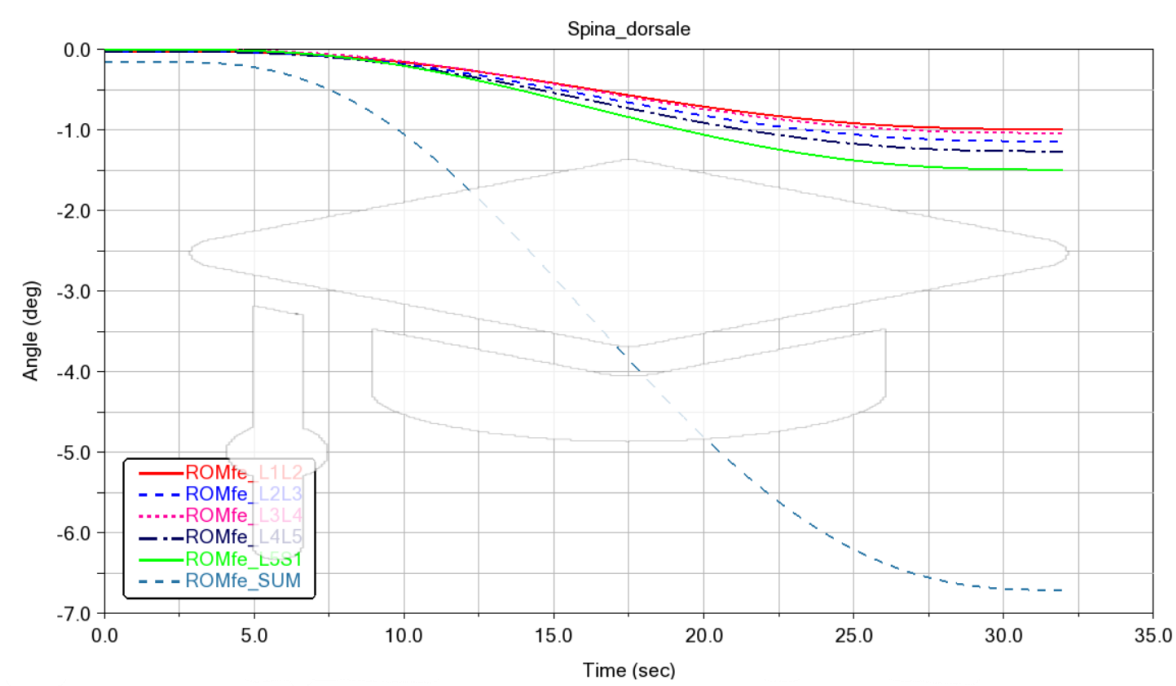


Figura 71 Figura 55. ROM fisiologico ottenuto applicando un carico pari a -5Nm.

Come si può vedere dalla fig. 71 il ROM totale del modello fisiologico ottenuto applicando un momento di 5000 N*mm risulta pari a circa - 6.7°. Il movimento relativo tra le altre vertebre assomiglia maggiormente a quello delle barre corte.

I valori finali di ROM ottenuti sui vari livelli vertebrali sono stati confrontati in un grafico a barre.

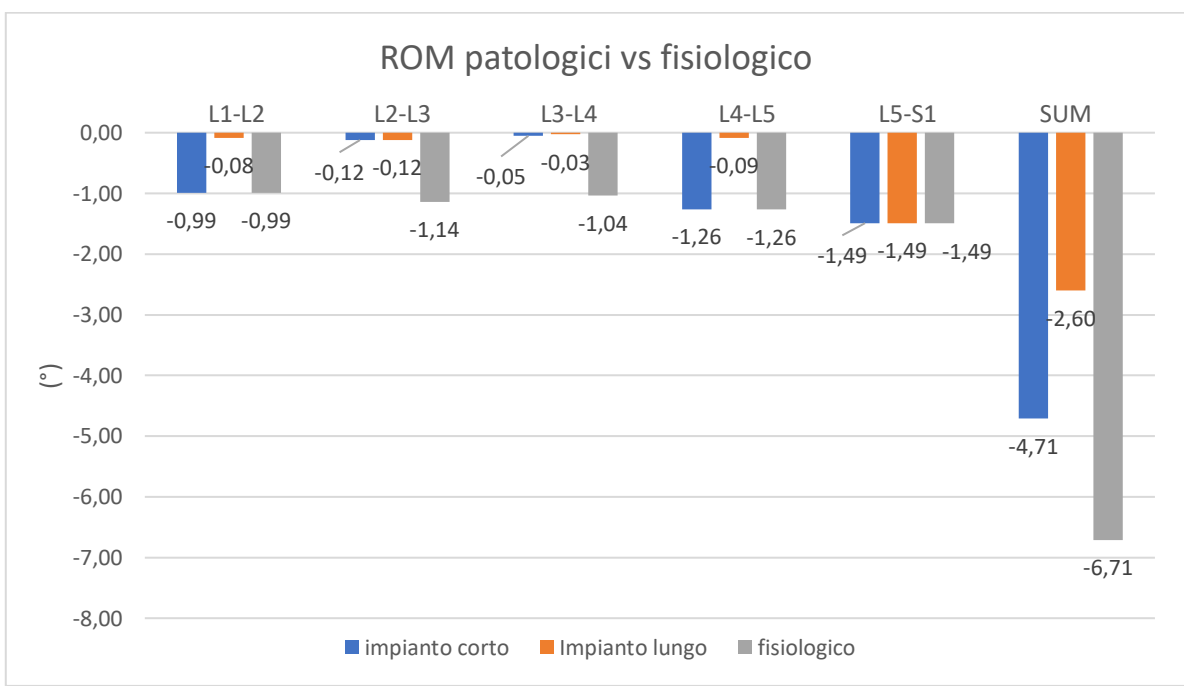


Figura 72. Confronto ROM fisiologico vs ROM patologici ottenuti a parità di carico applicato (-5Nm).

Come si evince dalla fig. 72 i valori di ROM compresi tra le vertebre L2-L3 e L3-L4 sono circa uguali, essendo bloccate in entrambi gli impianti. Nel caso delle barre corte il ROM tra L1-L2 e L4-L5 coincide con quello del modello fisiologico. In tutti e 3 i casi coincide il valore tra le vertebre L5-S1. Nel complesso il ROM che maggiormente si avvicina a quello fisiologico risulta quindi quello dell'impianto corto.

7.5 Confronto momenti di estensione applicati a parità di ROM

Attraverso un metodo "trial and error" la stessa simulazione è stata eseguita diverse volte per i due modelli patologici variando il valore del momento puro di estensione applicato, fino a quando non è stato individuato il valore di carico che consente di ottenere lo stesso ROM del modello fisiologico (-6.7°) raggiunto con -5Nm . Nel caso delle barre corte il valore da attribuire al momento puro corrisponde a -7.59 Nm . Nel caso dell'impianto con barre lunghe il valore da attribuire al momento puro risulta pari a -15.7 Nm .

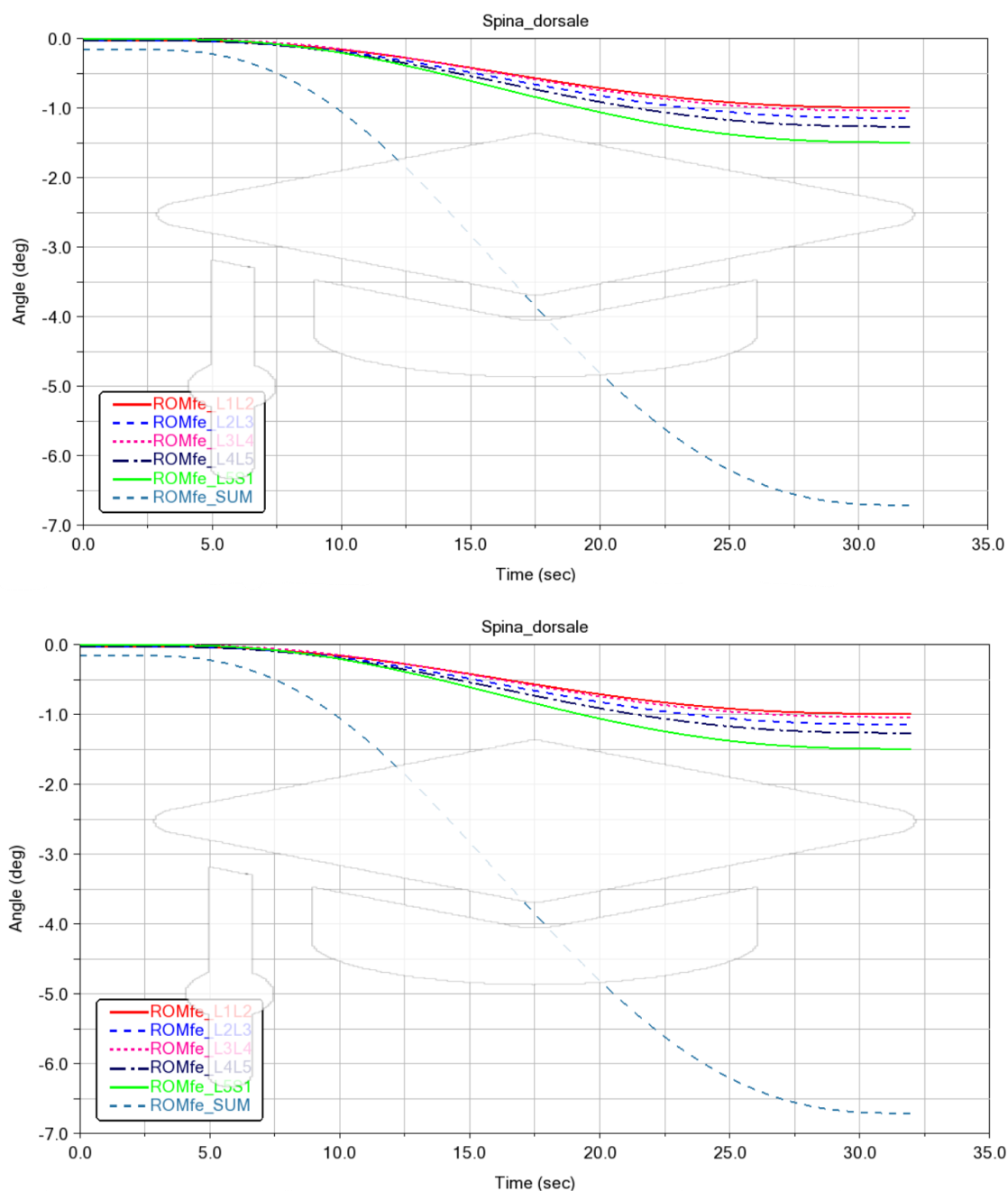


Figura 73. ROM raggiunti applicando -6.88 Nm nel caso delle barre corte (sopra) e -15.7 Nm nel caso delle barre lunghe (sotto).

Per confrontare meglio anche i ROM relativi ai vari livelli vertebrali ottenuti raggiungendo lo stesso ROM totale, mediante l'applicazione di due carichi differenti nei due impianti, è stato realizzato il seguente grafico a barre.

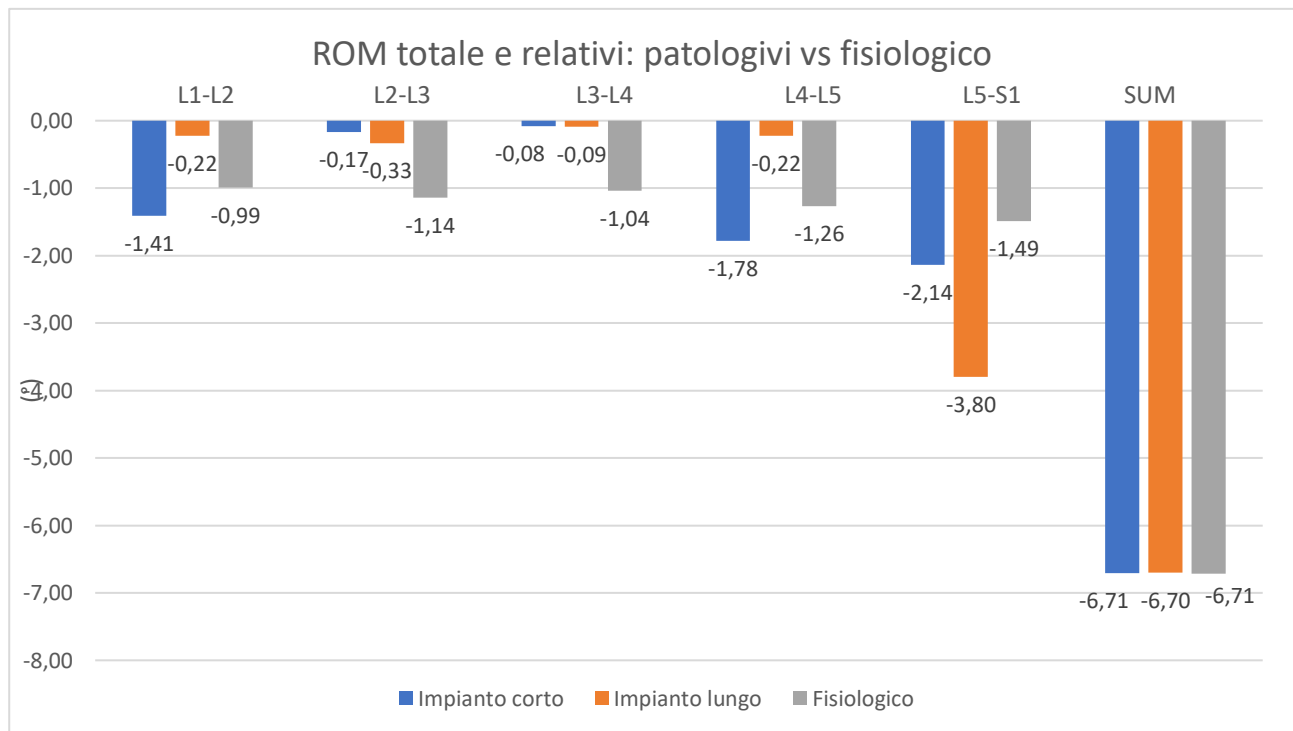


Figura 74. Confronto dei ROM relativi tra le vertebre a parità di ROM totale.

Per arrivare ad un ROM pari a quello fisiologico, il ROM relativo tra le vertebre che non sono bloccate dall'impianto deve essere maggiore di quello fisiologico. Infatti, mentre in quest'ultimo il ROM è equamente distribuito su tutti i livelli vertebrali, nel caso patologico il ROM è concentrato nelle vertebre non vincolate. Nel caso dell'impianto lungo il ROM è concentrato tutto nel livello vertebrale L5-S1, mentre nell'impianto corto il ROM si distribuisce anche nelle vertebre svincolate.

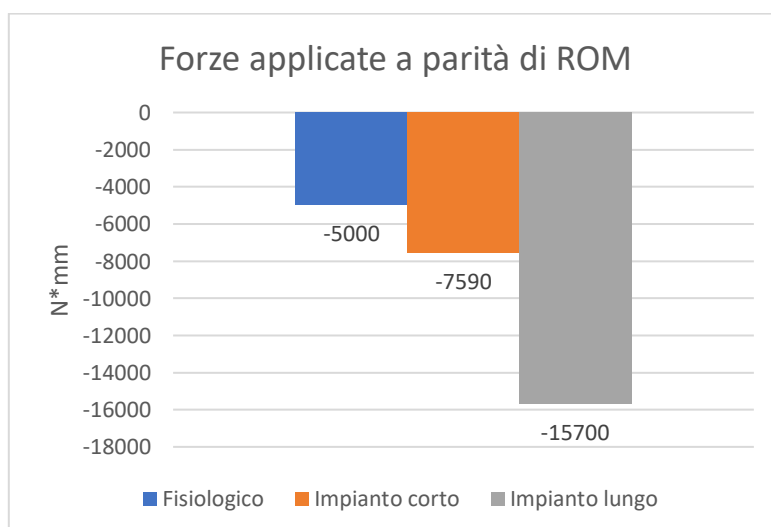


Figura 75.. Confronto dei momenti di estensione applicati a parità di ROM totale.

7.6 Confronto delle forze agenti in sulle viti in estensione (- 5Nm)

In questa simulazione viene applicato un momento diretto in verso opposto (-5Nm) rispetto a quello della flessione e vengono valutate le sollecitazioni in corrispondenza degli impianti nei modelli patologici. Come è già stato fatto per la prova di flessione, anche nell'estensione sono state valutate le forze che agiscono lungo l'asse Z di ciascun incastro, ovvero le forze che sono nella direzione in cui viene inserita la vite nel corpo vertebrale. Sono riportati di seguito i grafici relativi ai due modelli che mostrano l'andamento della forza sull'asse Z dell'incastro.

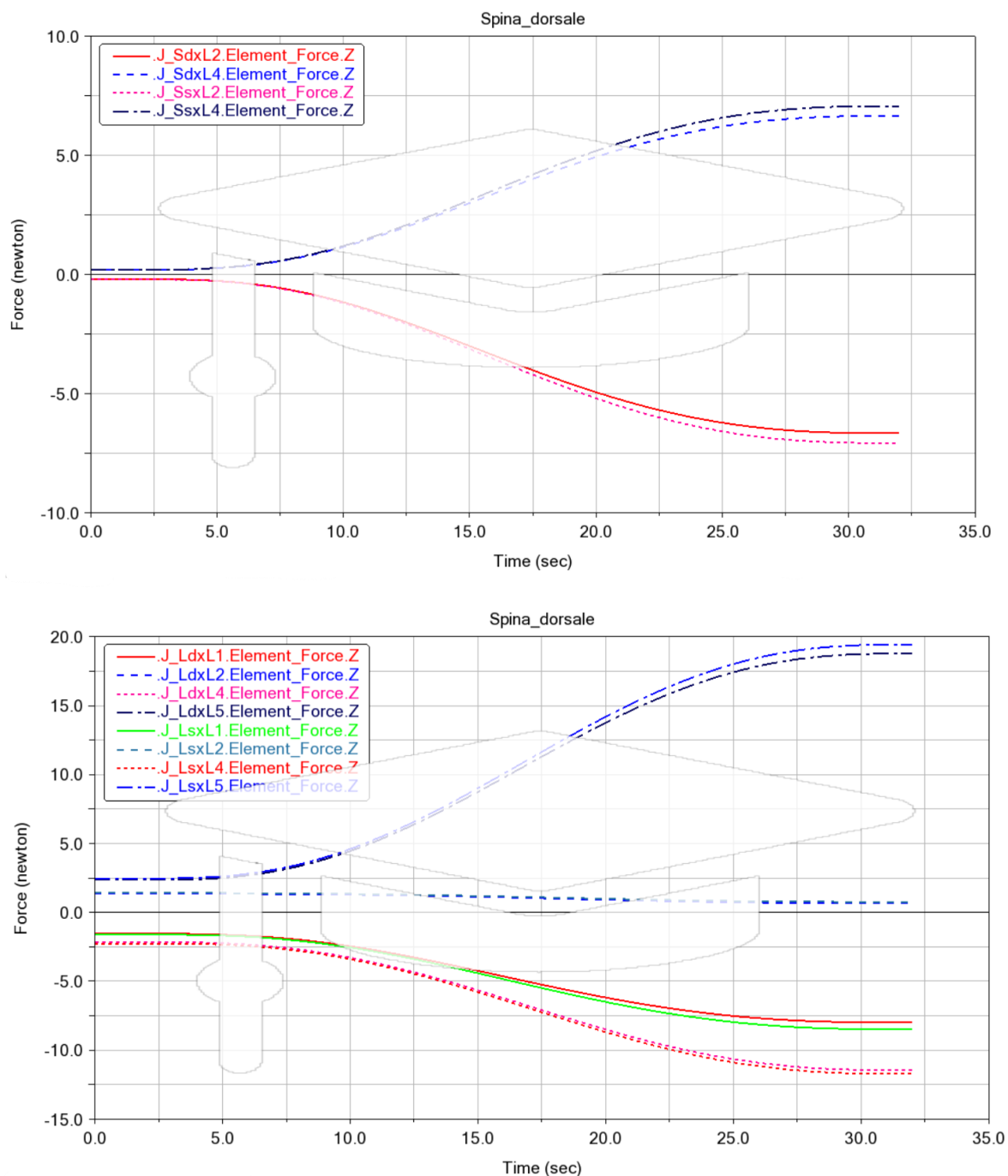


Figura 76. Andamento delle forze sull'asse Z degli incastri. Sopra è riportato il caso delle barre corte, sotto quello delle barre lunghe.

Analizzando i due grafici di fig. 76 relativi alla prova di estensione, nel caso dell'impianto di fissaggio costituito da due barre corte, le due viti sulla vertebra L4 sono soggette ad una forza di compressione che tende a spingerle verso il corpo vertebrale, mentre le due viti ancorate alla vertebra L2 sono soggette ad un carico di trazione che le allontana dalla la vertebra stessa. Nel caso dell'impianto corto le forze agenti sugli incastri hanno un andamento speculare: la massima forza di compressione (7 N) si misura in corrispondenza dell'incastro sinistro sulla vertebra L4, mentre la massima forza di trazione (- 7 N) si ha in corrispondenza dell'incastro sinistro posizionato sulla vertebra L2.

Nel caso invece dell'impianto costituito dalle due barre più lunghe è possibile apprezzare come le viti che si trovano a distanza maggiore dal cranio (L4 ed L5) siano soggette a forze maggiori. Il valore di forza di compressione raggiunto dalle viti su L5 è pari a 19.4 N. Il valore massimo di trazione raggiunto da L4 è pari a -11.7 N. Sulla vertebra L1 si hanno valori di trazione paragonabili a quelli della vertebra L4. In corrispondenza degli incastri posizionati sulla vertebra L2 le forze sono di trazione e rimangono costanti durante tutta la simulazione e possiedono valori molto bassi. Si evince, inoltre, che nel caso dell'impianto corto le viti posizionate su L2 erano soggette a trazione e quelle su L4 erano soggette a compressione, mentre nel caso dell'impianto lungo si ha un'inversione di sollecitazione: le prime risultano soggette a compressione e le seconde a trazione.

Ciò che emerge dall'analisi dei risultati lungo l'asse Z del sistema di riferimento degli incastri è che le sollecitazioni raggiungono valori più elevati nel caso dell'impianto con le barre lunghe, nonostante il ROM sia minore rispetto a quello dell'impianto corto.

Nel grafico a barre sottostante vengono riportate le medie dei valori di forza finali ottenuti in corrispondenza dell'asse Z degli incastri su ciascuna vertebra.

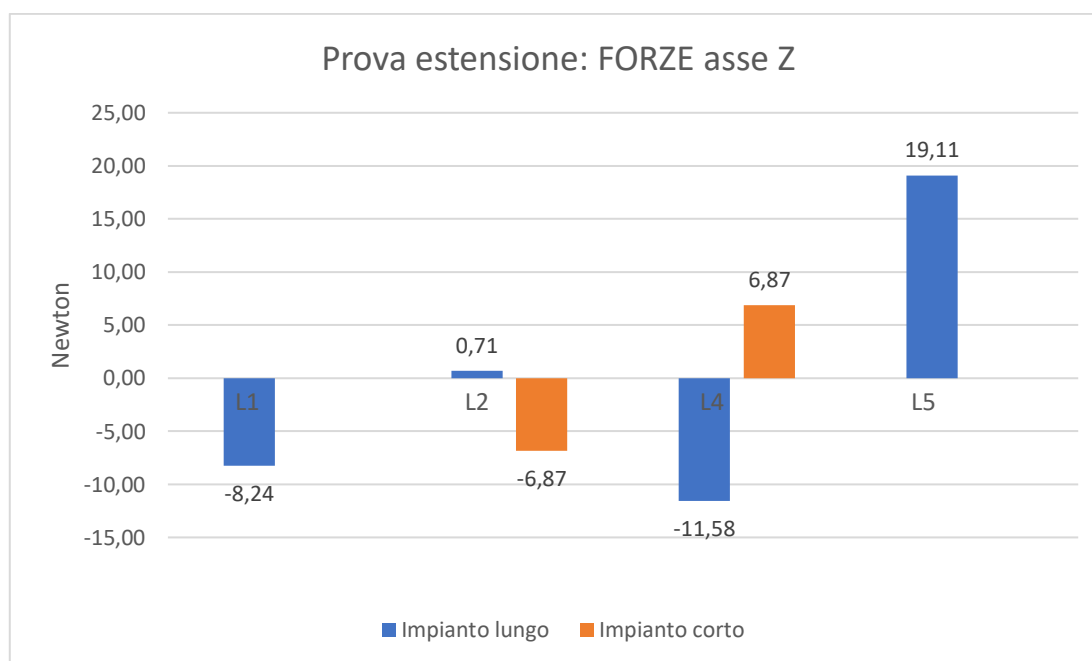


Figura 77. Forze sull'asse Z degli incastri: confronto tra modello corto e modello lungo.

Il valore massimo di trazione in assoluto è raggiunto dall'impianto lungo in corrispondenza degli incastri alle estremità inferiori sulla vertebra L5. La forza che agisce sugli incastri alle estremità inferiori dell'impianto lungo, sulla vertebra L4, raddoppia quasi quella dell'impianto corto. Le forze su L2 e L4 nell'impianto corto risultano uguali e contrarie, per questo motivo non vi è una zona dell'impianto maggiormente sollecitata.

Anche in questa prova di estensione, per analizzare le sollecitazioni che agiscono sulle barre dell'impianto, vengono osservate anche le forze dirette lungo il loro asse longitudinale, che corrisponde all'asse Y del sistema di riferimento di ciascun incastro.

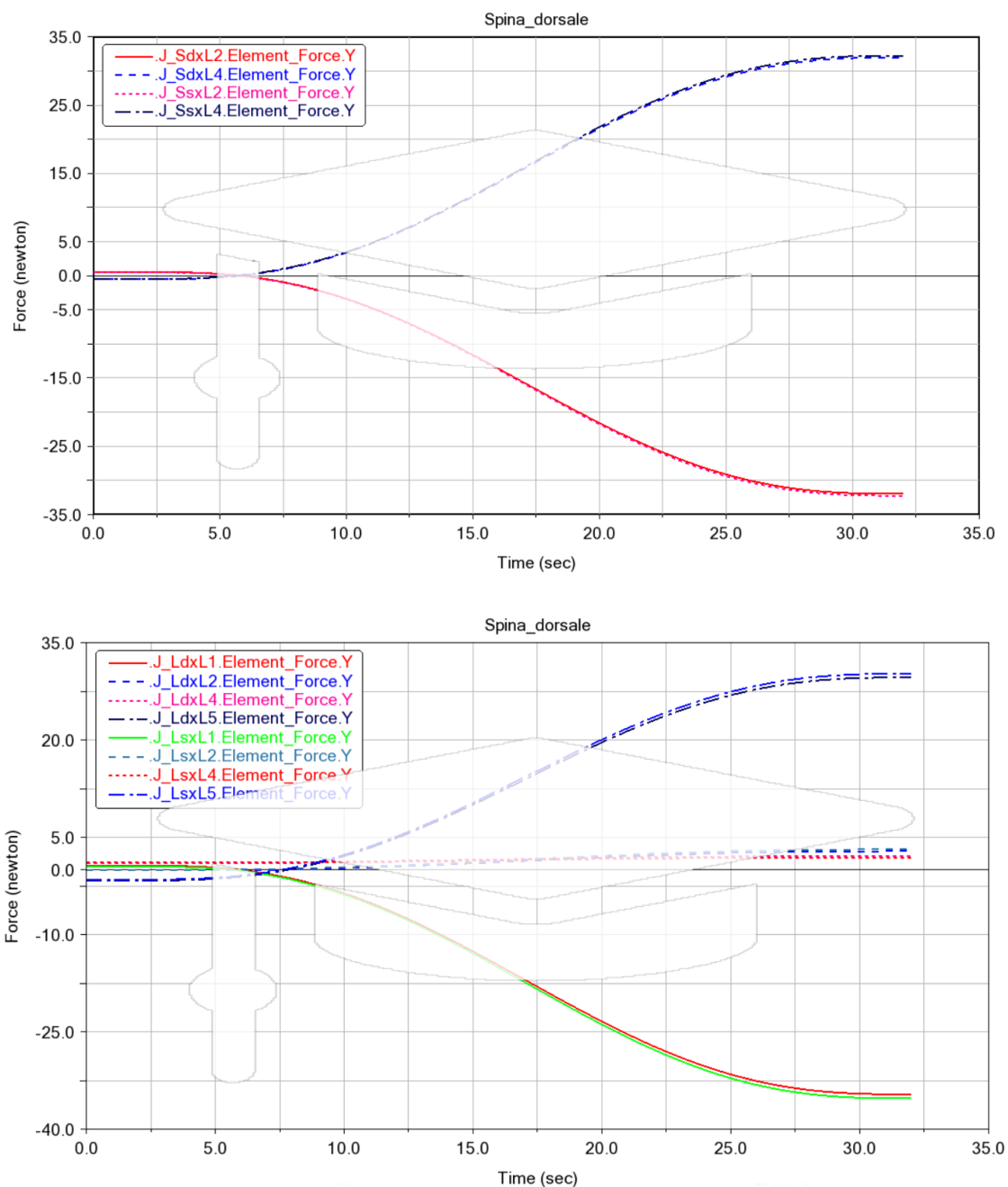


Figura78. Andamento delle forze sull'asse Y degli incastri del modello corto (sopra) e del modello lungo (sotto).

Analizzando i grafici di fig. 78, relativi alla medesima prova di estensione, nel caso dell'impianto di fissaggio costituito da due barre corte, le due viti sulla vertebra L4 sono soggette ad una forza di compressione, mentre le due viti ancorate alla vertebra L2 sono soggette ad un carico di trazione. Nel caso dell'impianto corto le forze agenti sugli incastri hanno un andamento speculare. La massima forza di compressione (32 N) si misura in corrispondenza dell'incastro sinistro sulla vertebra L4, mentre la massima forza di trazione (- 32 N) si ha in corrispondenza dell'incastro sinistro posizionato sulla vertebra L2.

Nel caso invece dell'impianto costituito dalle due barre più lunghe è possibile apprezzare come le viti inserite nelle vertebre più estreme, in questo caso la L1 e la L5, siano soggette alle forze maggiori. Le viti ancorate alla vertebra L5 sono soggette a compressione e i valori di forza raggiunti dagli incastrici coincidono (30 N). Le viti posizionate sulla vertebra L1 sono soggette a forze identiche di trazione e il loro valore è il massimo in assoluto -35 N. E' possibile notare come le sollecitazioni che agiscono sugli incastrici centrali (L2 ed L4) siano nettamente inferiori rispetto alle forze degli incastrici alle estremità e hanno un andamento quasi costante. Nel caso dell'impianto corto le viti posizionate su L2 erano di trazione, mentre nel caso dell'impianto lungo avviene un'inversione della sollecitazione: risultano di compressione. Al termine della simulazione si può notare che i valori delle forze risultanti sono tutti di compressione, tranne che per la vertebra L1. Nel caso delle barre corte si ha compressione negli incastrici più in basso e trazione in quelle più in alto, ma il carico è equamente distribuito. Il caso dell'impianto con le barre lunghe non presenta simmetria nella distribuzione dei carichi.

Nel grafico a barre sottostante vengono riportate le medie dei valori di forza finali ottenuti in corrispondenza dell'asse Y degli incastrici su ciascuna vertebra .

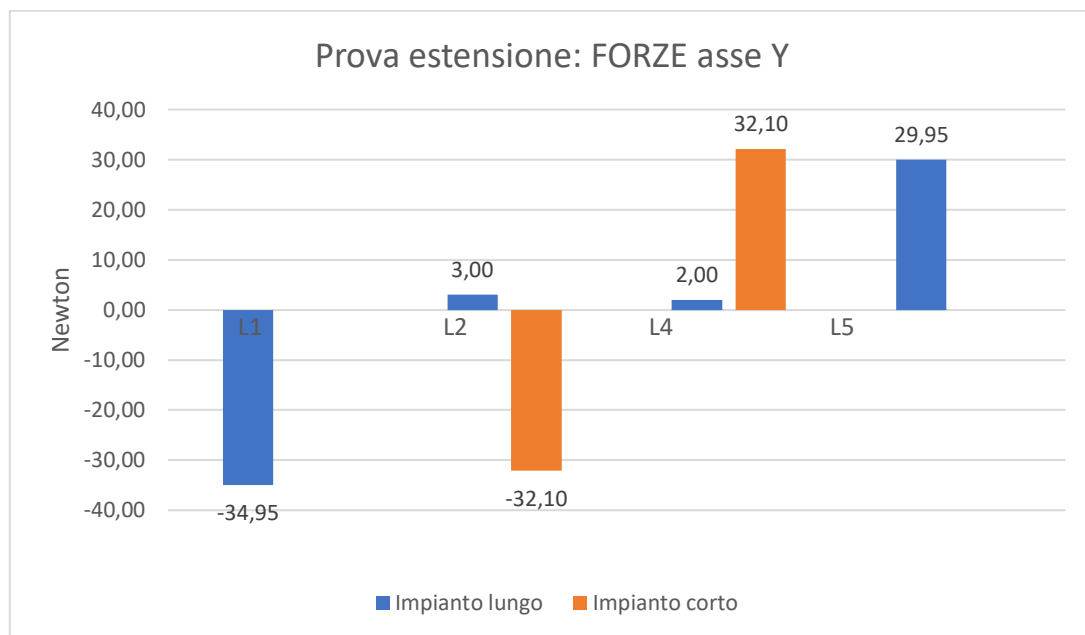


Figura 79. Forze sull'asse Y degli incastrici: confronto tra modello corto e modello lungo.

Nel complesso si può affermare che le forze che agiscono sulle estremità dell'impianto corto sono minori di quelle che agiscono sulle estremità dell'impianto lungo, nonostante il corto permetta di ottenere ROM maggiori.

Per effettuare un ulteriore confronto che permetta di stabilire quale impianto risulti più adeguato, è stato valutato anche il momento torcente che agisce in corrispondenza di ciascun incastro.

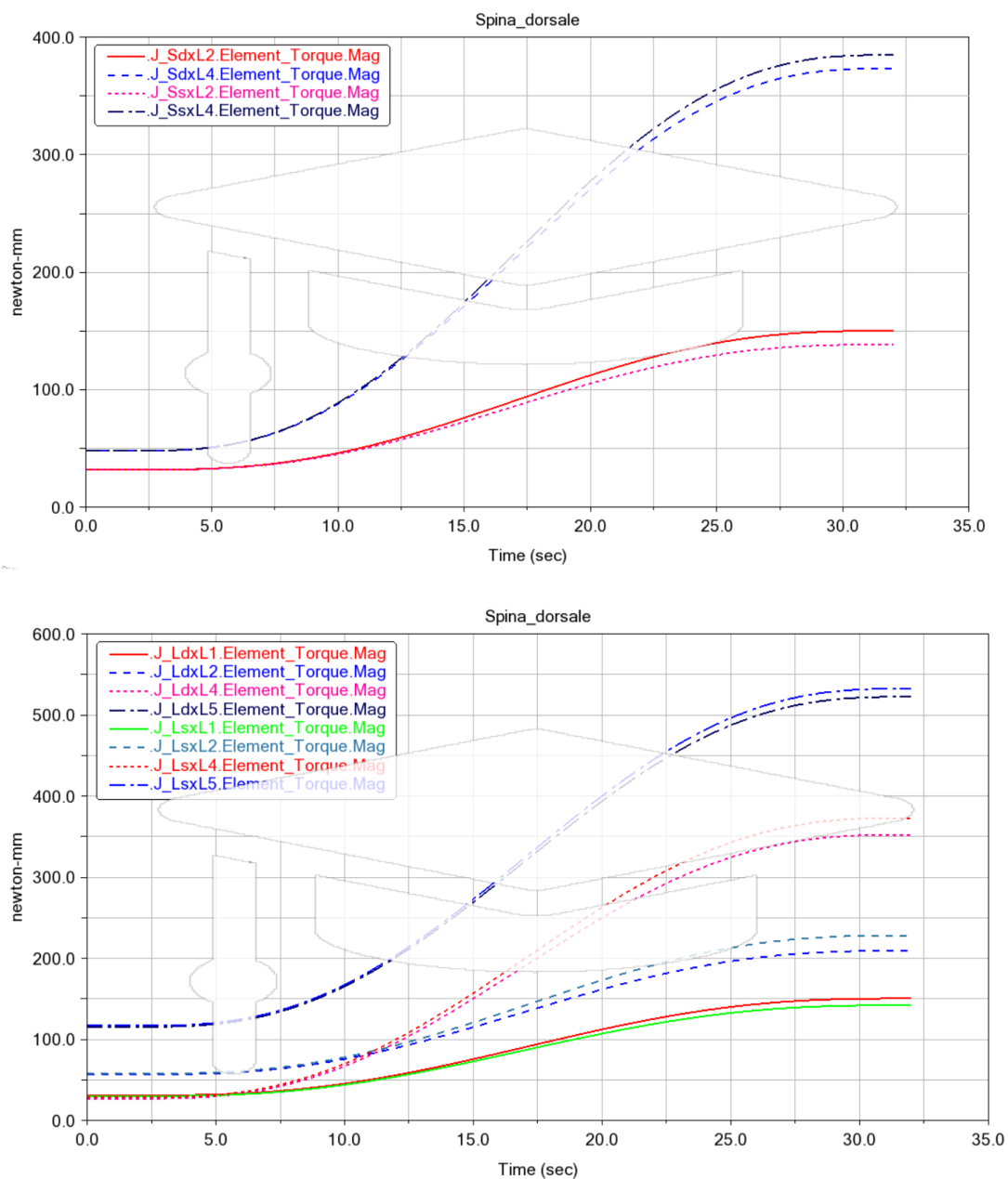


Figura 80. Andamento del momento torcente sugli incastri dell'impianto corto (sopra) e dell'impianto lungo (sotto).

Come si può notare dai grafici di fig. 80 complessivamente i momenti generati nel modello con le barre lunghe sono maggiori rispetto a quelli generati nel modello con le barre corte, nonostante il ROM di quest'ultimo sia più ampio. Il momento raggiunge un valore massimo di 385 Nmm nell'impianto corto e circa 532.7 Nmm nell'impianto lungo.

Nel grafico a barre sottostante vengono riportate le medie dei valori di momento torcente finali ottenuti in corrispondenza degli incastri su ciascuna vertebra . Ricordando che con il modello corto il ROM ottenuto in seguito all'applicazione di un momento di estensione pari a - 5Nm è maggiore rispetto a quello ottenuto dal modello con le barre lunghe, ci si aspetta di trovare sugli incastri di quest'ultimo delle momenti minori. Tuttavia i momenti applicati sull'impianto corto sono più piccoli di quelli sull'impianto lungo. Questo risultato permette di stabilire che anche in questo caso il modello corto risulta migliore.

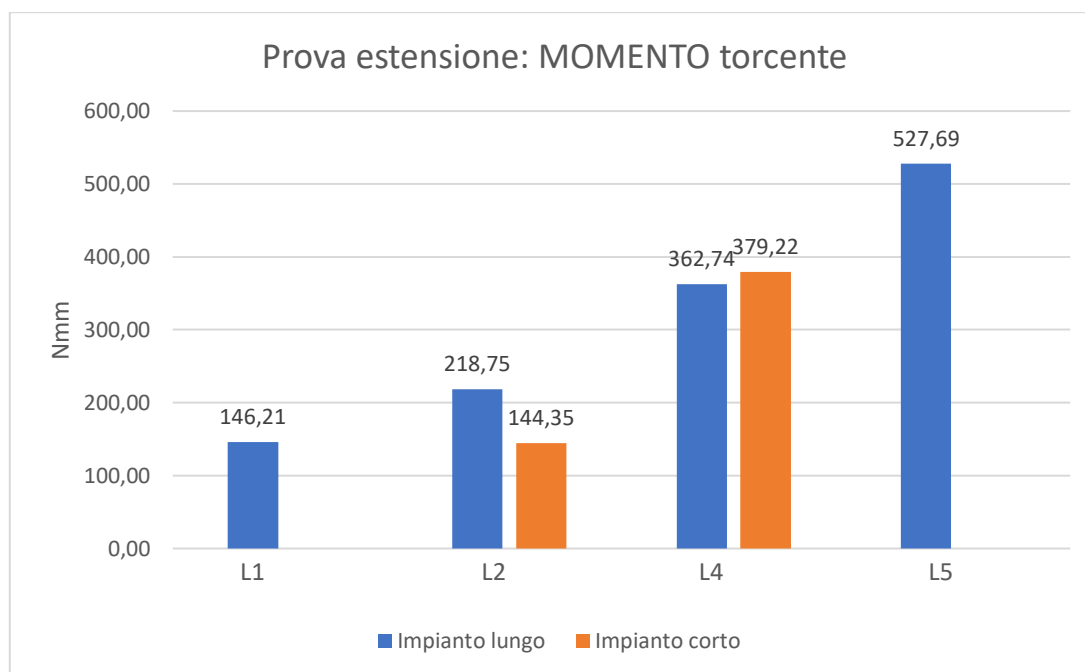


Figura 81. Momento torcente sugli incastri: confronto tra modello corto e modello lungo.

Nelle tabelle seguenti sono stati raccolti tutti i dati ottenuti per la valutazione delle forze nelle viti, in entrambi gli impianti esaminati.

IMPIANTO LUNGO								
	L1_DX (N)	L2_DX (N)	L4_DX (N)	L5_DX (N)	L1_SX (N)	L2_SX (N)	L4_SX (N)	L5_SX (N)
Asse Z	-7,99	0,66	-11,45	18,78	-8,49	0,77	-11,71	19,43
Asse Y	-34,64	2,86	2,12	29,66	-35,26	3,14	1,89	30,24
Momento	150,39	209,38	352,42	522,67	142,03	228,11	373,07	532,70

Tabella 9. Sollecitazioni sugli incastri del modello lungo nel caso di estensione.

IMPIANTO CORTO			
	L2_DX (N)	L4_DX (N)	L4_SX (N)
Asse Z	-6,66	6,66	7,07
Asse Y	-31,96	31,96	32,24
Momento	150,21	373,47	384,97

Tabella 10. Sollecitazioni sugli incastri del modello corto nel caso di estensione.

Dalle tabelle riportate sopra è possibile avere una visione globale dello stato di sollecitazione delle due configurazioni di impianto, ottenuto nella prova di estensione. Nell'impianto lungo, gli incastrì che risentono delle forze più elevate sono:

- sull'asse Z: entrambi gli incastrì di L5 (il massimo si trova sull'incastrì sinistro);
- sull'asse Y: entrambi gli incastrì di L1 (il massimo si trova sull'incastrì sinistro);
- per quanto riguarda il momento: entrambi gli incastrì di L5 (il massimo si trova sull'incastrì destro).

Nell'impianto corto, gli incastrì che risentono delle forze più elevate sono:

- sull'asse Z: gli incastrì a sinistra sulla vertebra L2 e sulla L4 (i valori coincidono);
- sull'asse Y: gli incastrì a sinistra sulla vertebra L2 e sulla L4 (i valori coincidono);
- per quanto riguarda il momento: entrambi gli incastrì di L4 (il massimo si trova sull'incastrì destro).

Anche in questo caso, come per la prova di flessione, è possibile concludere che in entrambi gli impianti le viti più sollecitate sono quelle alle estremità. Per tutti i tipi di sollecitazioni è possibile affermare che, nonostante l'impianto corto sia quello che garantisce di ottenere un ROM maggiore, le forze che si generano alle sue estremità sono inferiori o di valore confrontabile con quello delle forze negli incastrì estremi dell'impianto lungo. Le viti risultano, quindi, meno sollecitate nell'impianto corto, riducendo il rischio di fallimento dello stesso. Dal momento che si ottengono risultati simili sia nella prova di flessione che in quella di estensione, il fatto che l'impianto corto garantisca un ROM simile a quello fisiologico con forze agli incastrì minori, lo rende il miglior impianto da utilizzare.

7.7 Analisi delle tensioni: confronto impianto lungo vs corto

Sfruttando il vantaggio dei corpi flessibili realizzati mediante la creazione di una mesh, è possibile andare ad analizzare su ADAMS la distribuzione degli stress attraverso dei *contour plot* animati, durante e al termine delle prove di flessione ed estensione. In particolare, andando a studiare le tensioni di Von Mises, gli stress di taglio e le tensioni lungo l'asse Y del sistema di riferimento globale sarà possibile, insieme alla conoscenza delle forze che agiscono sull'impianto, avere una visione completa delle sollecitazioni alle quali i due sistemi di fissaggio sono sottoposti. È importante, per evitare il fallimento dell'impianto, che barre e viti risultino meno soggette a grandi tensioni oltre che a carichi elevati.

7.7.1 Confronto delle tensioni agenti in flessione (5Nm) sugli impianti

In questo paragrafo vengono riportate le tensioni analizzate nel caso in cui si applichi al modello un momento puro di flessione pari a 5 Nm.

- **VON MISES**

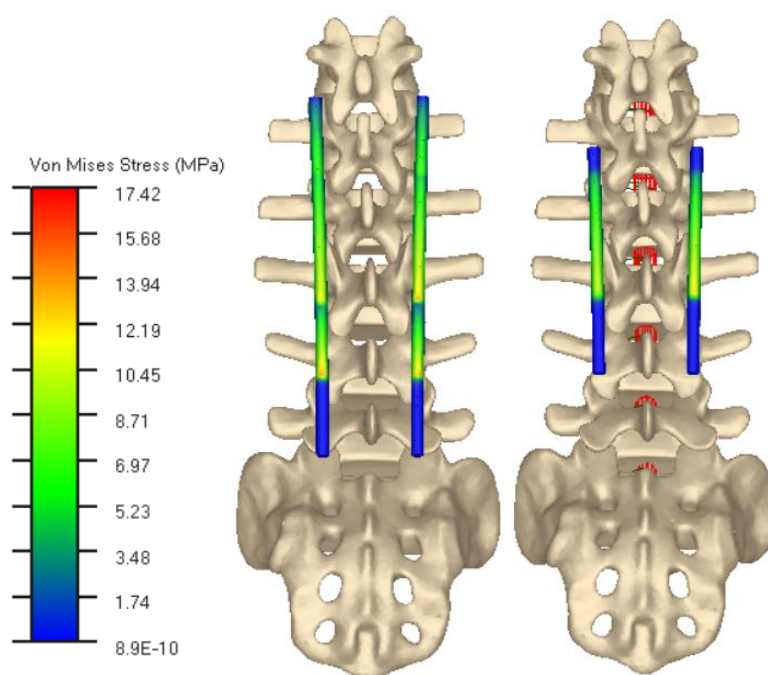


Figure 82 Distribuzione delle tensioni di Von Mises nel caso di flessione (5Nm)

Come si può vedere dalla fig.82 le barre dei sistemi di fissaggio sono maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri: toni di colore più caldo si concentrano rispettivamente tra la vertebra L2 e la L4 per l'impianto corto e tra la vertebra L1 e la L5 nell'impianto lungo. Le tensioni di Von Mises che si possono trovare sulle barre sono tutte positive e quindi ciò indica che esse sono soggette esclusivamente a trazione. Dal momento che i dati relativi alle tensioni ricavati dalle barre appartenenti allo stesso impianto coincidono, per ciascun impianto sono stati presi i valori di tensione agli incastri di una singola barra e sono stati confrontati nel seguente grafico.

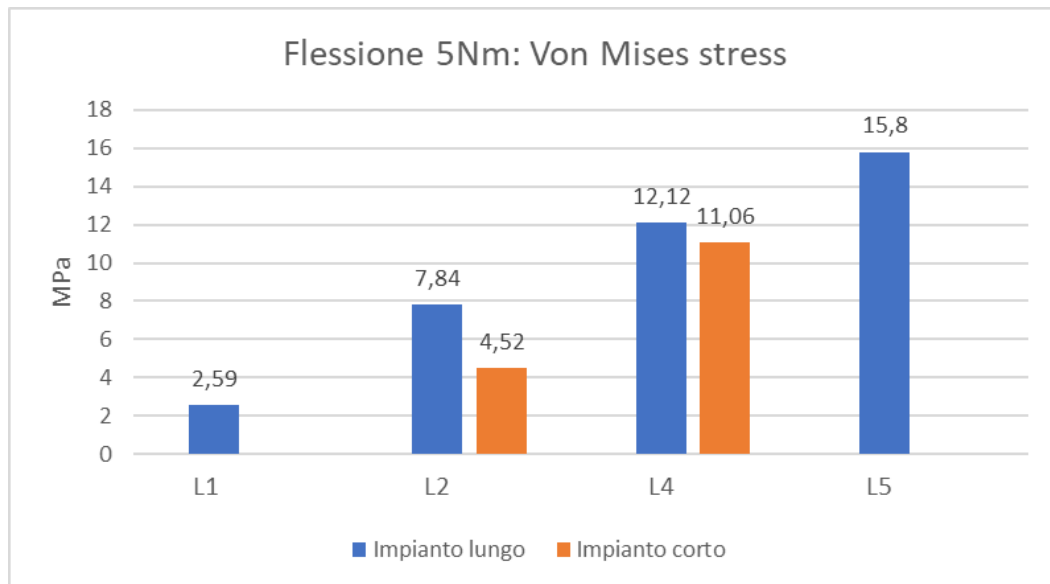


Figure 83. Tensioni di Von Mises in flessione: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può vedere dalla figura 83, i valori di tensione in corrispondenza degli incastrati aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Inoltre, nel complesso, l'impianto lungo presenta tensioni di Von Mises maggiori rispetto a quelle dell'impianto corto. In corrispondenza dell'incastro posizionato sulla vertebra L4 l'impianto corto presenta un valore di tensione che si discosta di poco da quello dell'impianto lungo.

- **MAX SHEAR STRESS**

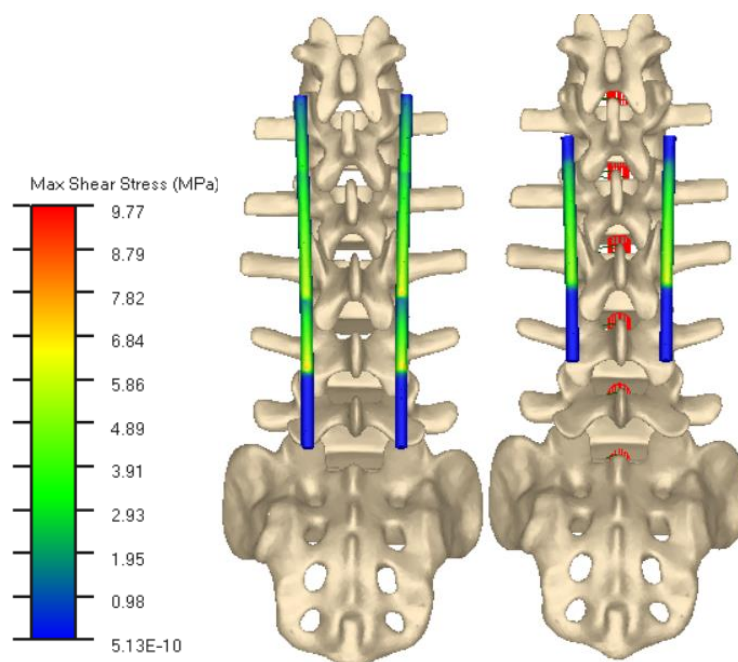


Figure 84. Distribuzione dei massimi sforzi di taglio nel caso di flessione (5Nm)

Per analizzare meglio a quali sollecitazioni siano soggette le due barre durante l'applicazione del momento di flessione, sono stati valutati anche i massimi sforzi di taglio che agiscono su di esse. Come si può notare dalla fig. 84 anche in questo caso le barre dei due impianti risultano maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastrati (dove si ha distribuzione di colori più caldi) e meno nelle due estremità libere

(dove prevalgono toni colore freddo). Dall'incastro appartenente alla vertebra L1 all'incastro appartenente alla L5 dell'impianto lungo i colori via via tendono a diventare sempre più caldi e, quindi, gli sforzi di taglio tendono ad aumentare. La stessa cosa succede dalla vertebra L2 alla L4 dell'impianto lungo. I valori assunti dagli sforzi di taglio sono tutti positivi e le barre dei due impianti risultano quindi soggette a trazione. Nel grafico seguente vengono confrontati i valori delle tensioni di taglio che agiscono sugli incastrati dei due impianti.

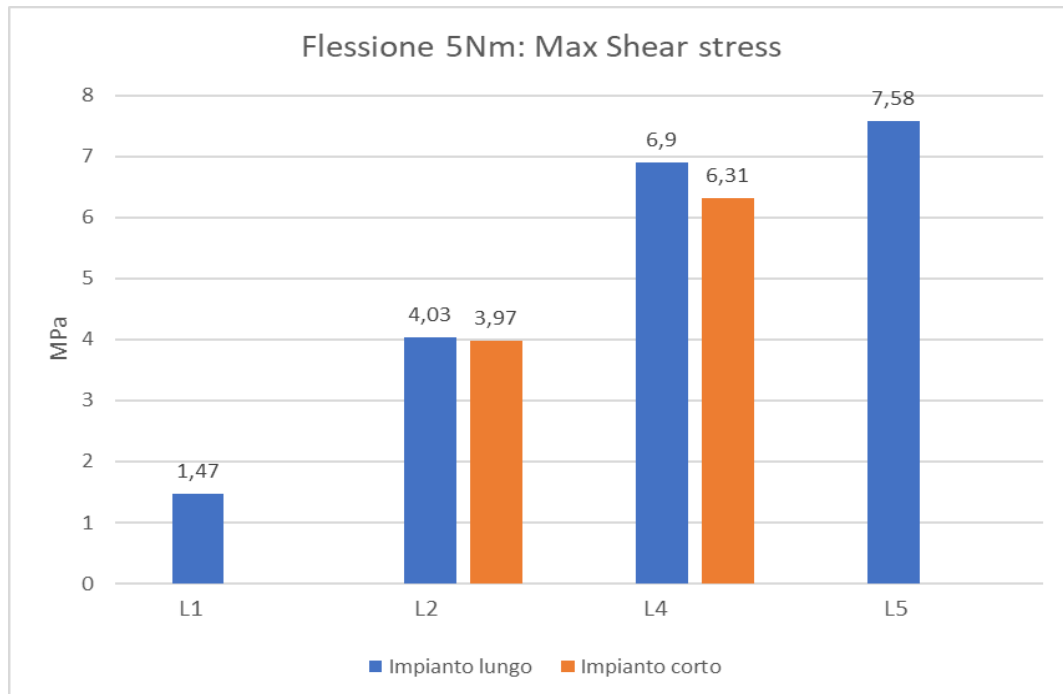


Figure 85. Max Shear stress in flessione: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può notare dalla figura 85 gli sforzi di taglio per entrambi gli impianti aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Nel complesso le tensioni che agiscono sull'impianto lungo risultano maggiori. In corrispondenza degli incastrati L2 ed L4 l'impianto lungo ha valori che non superano di molto quelli dell'impianto corto.

- **NORMAL-Y STRESS**

Per studiare le tensioni che agiscono longitudinalmente alla barra sono state osservati gli stress lungo Y.

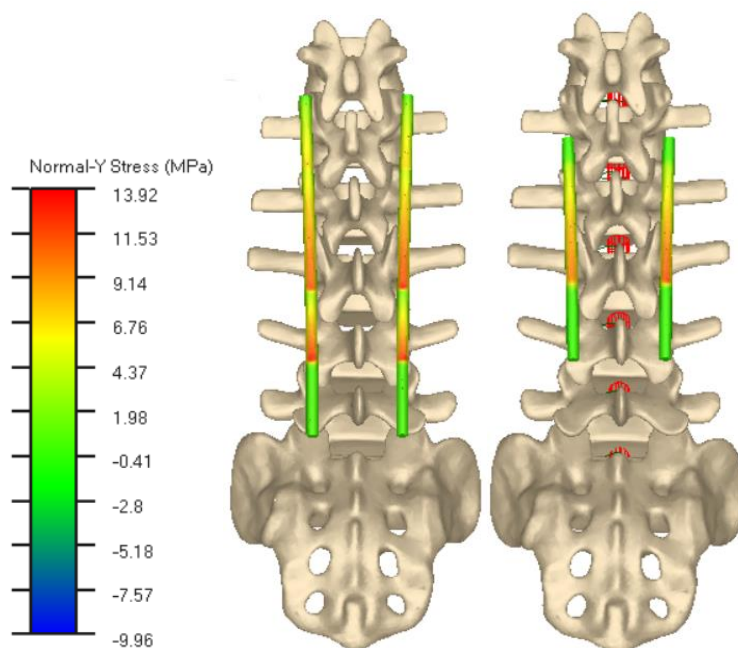


Figure 86. Distribuzione del normal-Y stress nel caso di flessione (5Nm)

Come si può notare dalla figura 85, per entrambi gli impianti le zone maggiormente sollecitate sono quelle in corrispondenza degli incastri. In questo caso le tonalità più fredde, sempre concentrate alle estremità libere della barra, possiedono valori di tensione negativi. Ciò sta ad indicare che in quelle zone le barre sono soggette a compressione. Questo aspetto è dovuto al verso del momento applicato. Di seguito vengono raccolti in un grafico a barre i valori di tensione lungo y concentrati in corrispondenza degli incastri dei due impianti.

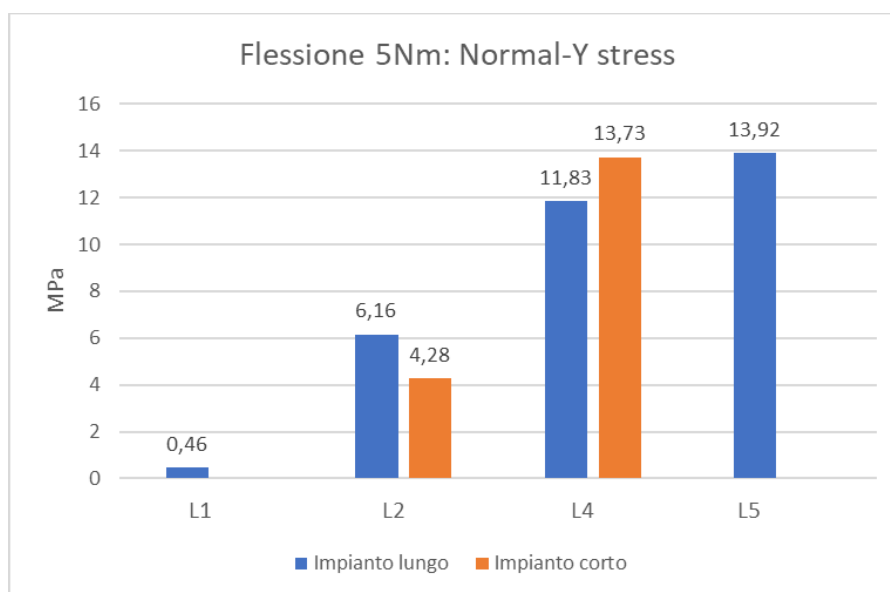


Figure 85. Normal-Y stres in flessione: confronto impianto corto e impianto lungo

Quello che si può notare è che anche qui, come per le altre tensioni osservate, lo stress possiede un andamento crescente andando da L1 a L5 per l'impianto lungo e da L2 a L4 per l'impianto corto. In generale, le tensioni lungo Y risultano maggiori nell'impianto lungo, anche se di poco per quanto riguarda l'incastro sulla vertebra L4.

7.7.2 Confronto delle tensioni agenti in estensione (-5Nm) sugli impianti

In questo paragrafo vengono riportate le tensioni analizzate nel caso in cui si applichi al modello un momento puro di estensione pari a -5 Nm.

- **VON MISES STRESS**

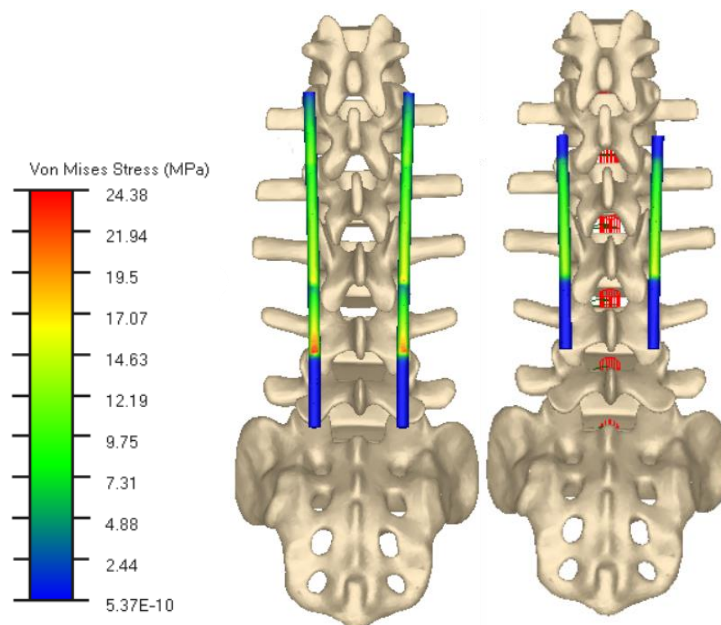


Figure 86. Distribuzione delle tensioni di Von Mises nel caso di estensione (-5Nm)

Come si può vedere dalla fig. 85 le barre dei sistemi di fissaggio sono maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri. Per quanto riguarda le barre dell'impianto corto le tensioni presentano in generale toni di colore meno caldo: questo indica che sono soggette a sollecitazioni minori. Nell'impianto lungo le tonalità di colore più caldo si trovano soprattutto in corrispondenza degli incastri su L4 ed L5. Le tonalità più fredde, associate a valori di tensione minore, in entrambi gli impianti sono localizzati alle estremità libere delle barre.

Le tensioni di Von Mises che si possono trovare sulle barre sono tutte positive e quindi ciò indica che esse sono soggette esclusivamente a trazione. Dal momento che i dati relativi alle tensioni ricavati dalle barre appartenenti allo stesso impianto coincidono, per ciascun impianto sono stati presi i valori di tensione agli incastri di una singola barra e sono stati confrontati nel seguente grafico.

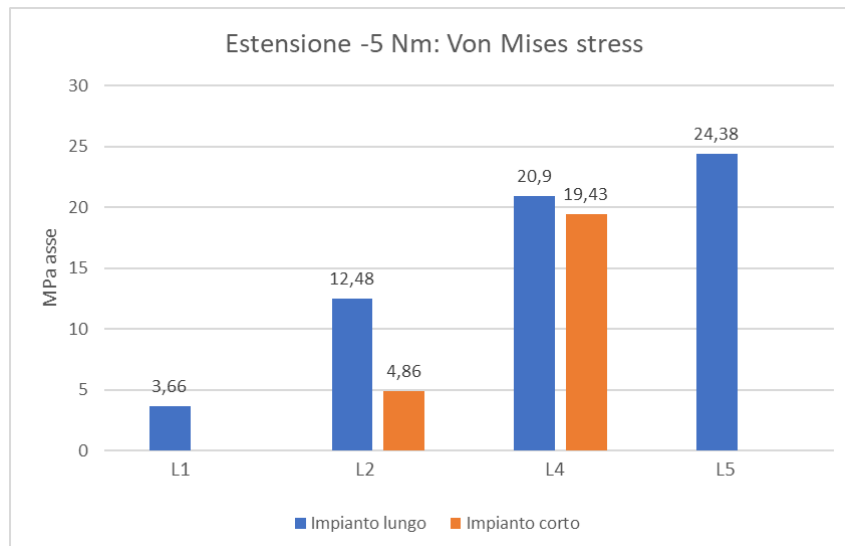


Figure 86. Tensioni di Von Mises in estensione: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può vedere dalla figura ??, anche nel caso della prova di estensione, i valori di tensione in corrispondenza degli incastri aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Inoltre, nel complesso, l'impianto lungo presenta tensioni di Von Mises maggiori rispetto a quelle dell'impianto corto. In corrispondenza dell'incastro posizionato sulla vertebra L4 l'impianto corto presenta un valore di tensione che si discosta di poco da quello dell'impianto lungo.

- **MAX SHEAR STRESS**

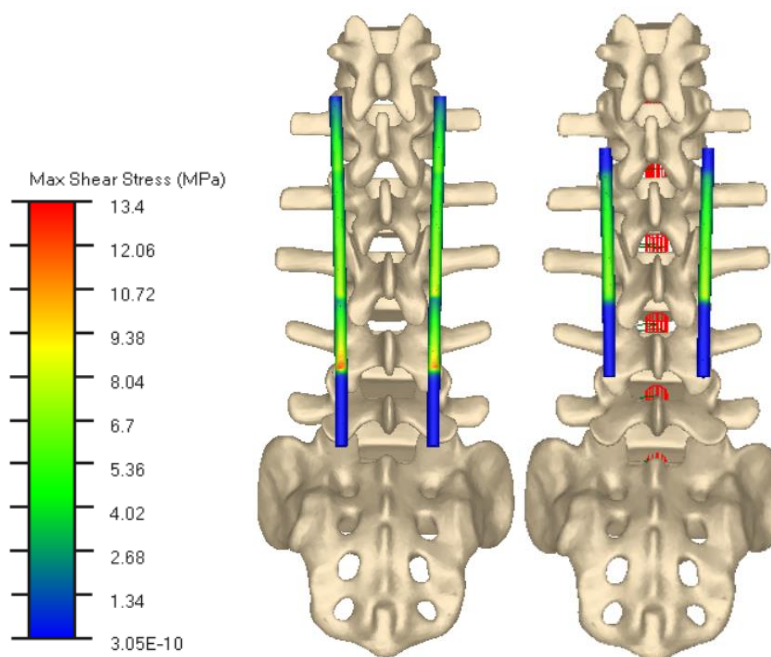


Figure 87. Distribuzione dei massimi sforzi di taglio nel caso di estensione (-5Nm)

Anche nella prova di estensione è stato approfondito l'aspetto della sollecitazione delle barre andando a studiare quali forze di taglio agiscono su di esse.

Le barre dei due impianti risultano ancora maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri (dove si ha distribuzione di colori più caldi) e meno nelle due estremità libere (dove prevalgono toni colore freddo). Dall'incastro appartenente alla vertebra L1 all'incastro appartenente alla L5 dell'impianto lungo i colori via via tendono a diventare sempre più caldi e, quindi, gli sforzi di taglio tendono ad aumentare. La stessa cosa succede dalla vertebra L2 alla L4 dell'impianto lungo. I valori assunti dagli sforzi di taglio sono tutti positivi e le barre dei due impianti risultano quindi soggette a trazione. Le tonalità di colori distribuiti sulle barre corte tendono di più al verde: questo indica che esse sono meno sollecitate in corrispondenza degli incastri rispetto a quelle dell'impianto lungo. Nel grafico seguente vengono confrontati i valori delle tensioni di taglio che agiscono sugli incastri dei due impianti.

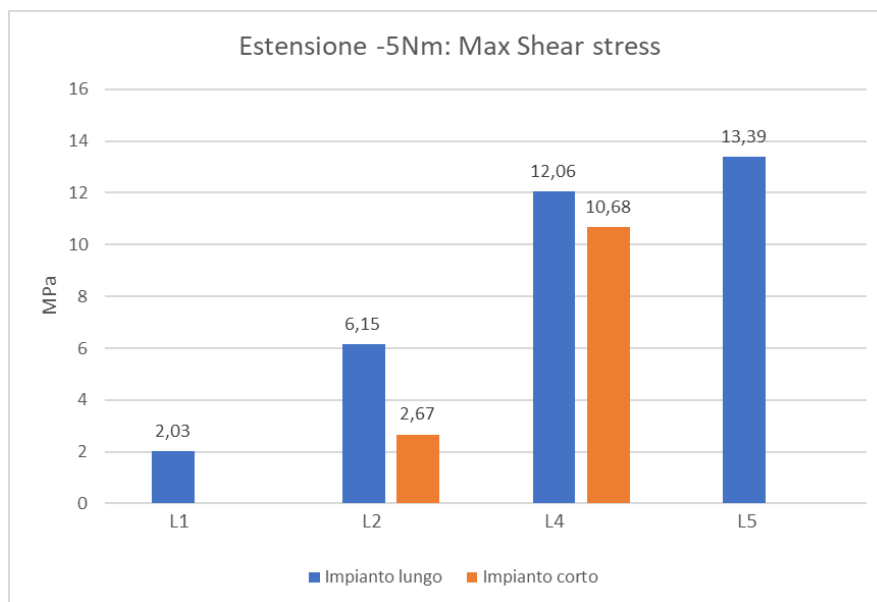


Figure 88. Max shear stress in estensione: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può notare dalla figura 88 gli sforzi di taglio per entrambi gli impianti aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Nel complesso le tensioni che agiscono sull'impianto lungo risultano maggiori. In corrispondenza dell'incastro L4 l'impianto lungo ha valori che non superano di molto quelli dell'impianto corto

- **NORMAL-Y STRESS**

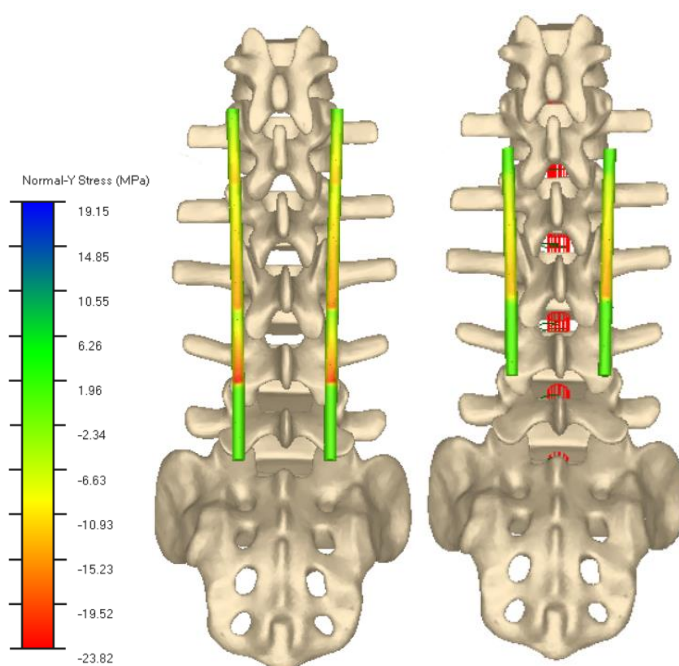


Figure 89. Distribuzione del normal-Y stress nel caso di estensione (-5Nm)

Per studiare le tensioni che agiscono longitudinalmente alla barra sono state osservati gli stress lungo Y. Come si può notare dalla figura 89, per entrambi gli impianti le zone maggiormente sollecitate sono quelle in corrispondenza degli incastrì. In questo caso le tonalità più fredde, sempre concentrate alle estremità libere della barra, possiedono valori di tensione positivi e sono quindi soggette a trazione. Al contrario le tonalità più calde, situate in corrispondenza degli incastrì possiedono valori negativi: ciò sta ad indicare che in quelle zone le barre sono soggette a compressione. Di seguito vengono raccolti in un grafico a barre i valori di tensione lungo y concentrati in corrispondenza degli incastrì dei due impianti.

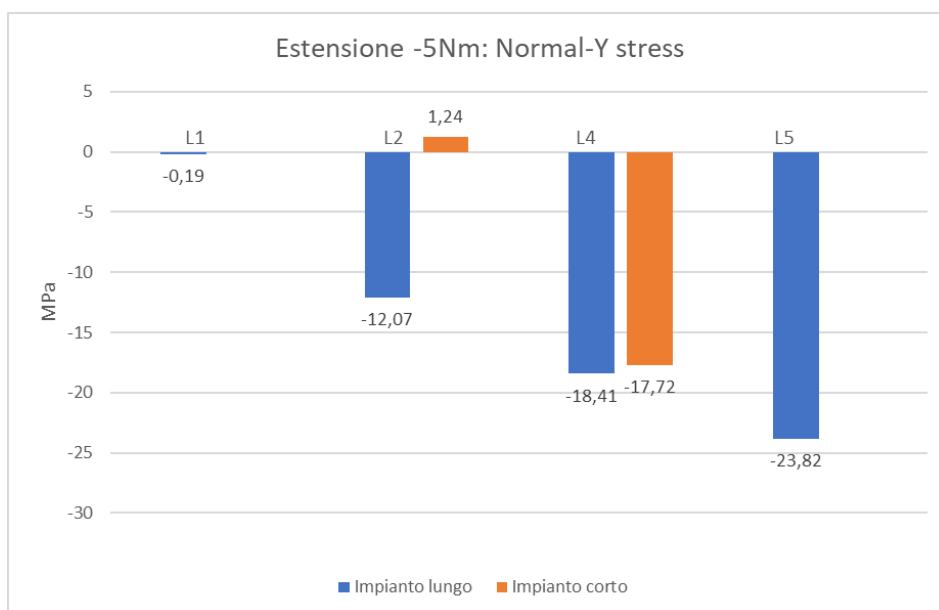


Figure 90. Normal-Y stress in estensione: confronto impianto corto e impianto lungo

Quello che si può notare è che anche qui, come per le altre tensioni osservate, lo stress possiede un andamento crescente andando da L1 a L5 per l'impianto lungo e da L2 a L4 per l'impianto corto. In generale, le tensioni lungo Y risultano maggiori nell'impianto lungo, anche se di poco per quanto riguarda l'incastro sulla vertebra L4.

7.7.3 Confronto delle tensioni agenti in flessione sugli impianti a parità di ROM

Il confronto delle tensioni nei due impianti è stato fatto anche nel caso in cui ad essi venga imposto un momento puro di flessione per ottenere come ROM totale uguale a quello del modello fisiologico (ottenuto con un carico di 5Nm). In particolare, al modello con l'impianto corto è stato imposto un momento pari a 6,88 Nm e al modello con l'impianto lungo è stato applicato un momento pari a 12,7 Nm. Di seguito vengono illustrate le tensioni su cui ci si è focalizzati.

- **VON MISES STRESS**

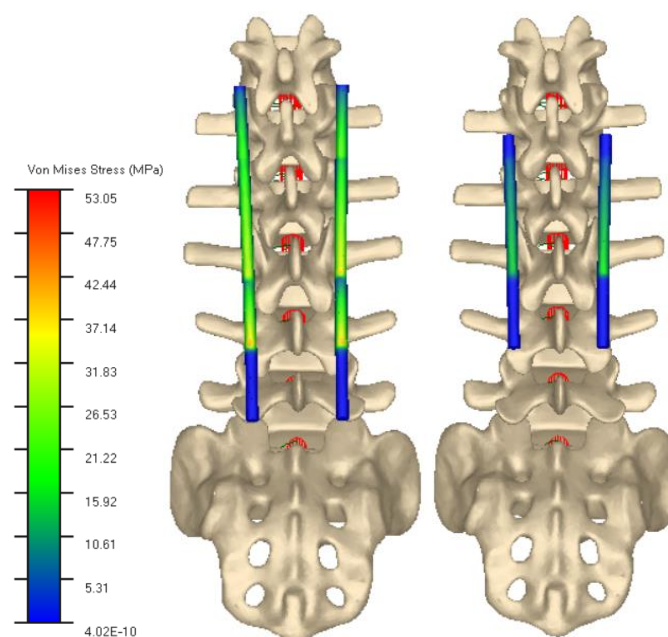


Figure 91. Distribuzione tensioni di Von Mises in flessione a parità di ROM: impianto vs lungo

Come si può vedere dalla fig. le barre dei sistemi di fissaggio sono maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri: toni di colore più caldo si concentrano tra la vertebra L1 e la L5 nell'impianto lungo. Le tensioni di Von Mises che si possono trovare sulle barre sono tutte positive e quindi ciò indica che esse sono soggette esclusivamente a trazione. Le barre dell'impianto corto sono soggette a tensioni minori perchè, come si può vedere, esse presentano poche tonalità calde. La zona più sollecitata nell'impianto corto si può trovare in corrispondenza di L4, dove le tensioni assumono tonalità tendenti al verde. Dal momento che i dati relativi alle tensioni ricavati dalle barre appartenenti allo stesso impianto coincidono, per ciascun impianto sono stati presi i valori di tensione agli incastri di una singola barra e sono stati confrontati nel seguente grafico.

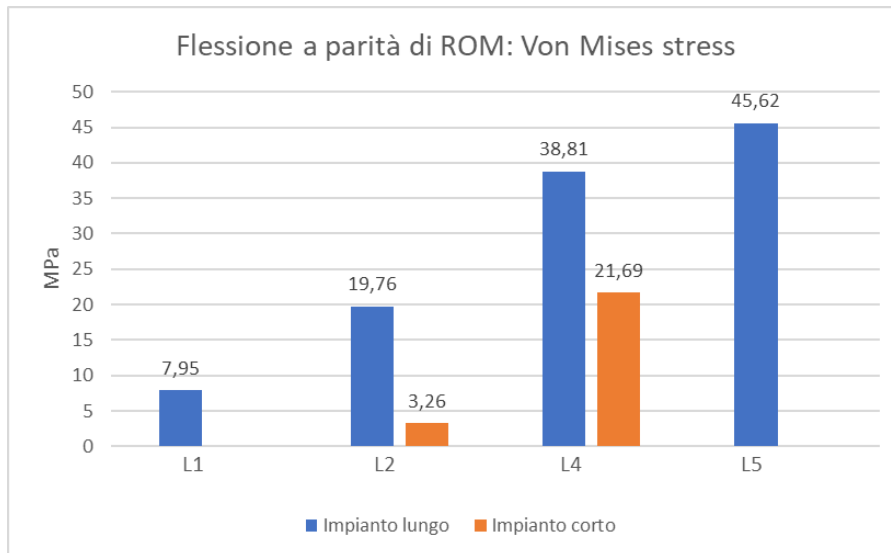


Figure 92. Tensioni di Von Mises in flessione: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può vedere dalla figura 92, i valori di tensione in corrispondenza degli incastrati aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Inoltre, nel complesso, l'impianto lungo presenta tensioni di Von Mises molto maggiori rispetto a quelle dell'impianto corto

- MAX SHEAR STRESS**

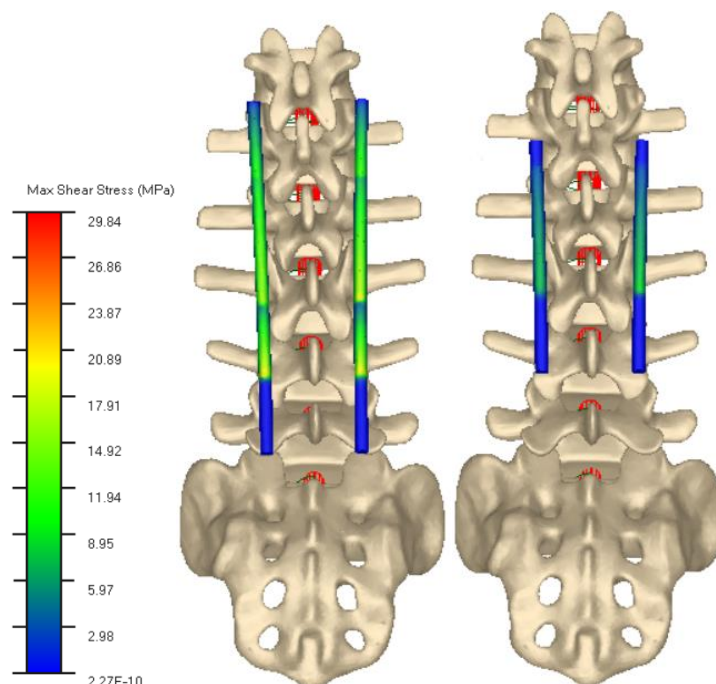


Figure 93. Distribuzione dei massimi sforzi di taglio in flessione a parità di ROM: impianto vs lungo

Nell'analisi degli sforzi di taglio che agiscono sulle barre, si può notare che le barre dei due impianti risultano maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri (dove si ha distribuzione di colori più caldi) e meno nelle due estremità libere (dove prevalgono toni colore freddo). Dall'incastro appartenente alla vertebra L1 all'incastro appartenente alla L5 dell'impianto lungo i colori via via tendono a diventare sempre più caldi e, quindi, gli sforzi di taglio tendono ad aumentare. La stessa cosa succede dalla vertebra L2 alla L4 dell'impianto lungo. I valori assunti dagli sforzi di taglio sono tutti positivi e le barre dei due impianti risultano quindi soggette a trazione. Nel caso dell'impianto corto però, non vi sono tonalità tendenti al caldo: vi sono in corrispondenza degli incastri di L4 i valori di tensione maggiore per l'impianto corto, ma comunque molto piccoli (tonalità verdi) rispetto a quelli dell'impianto lungo. Nel grafico seguente vengono confrontati i valori delle tensioni di taglio che agiscono sugli incastri dei due impianti.

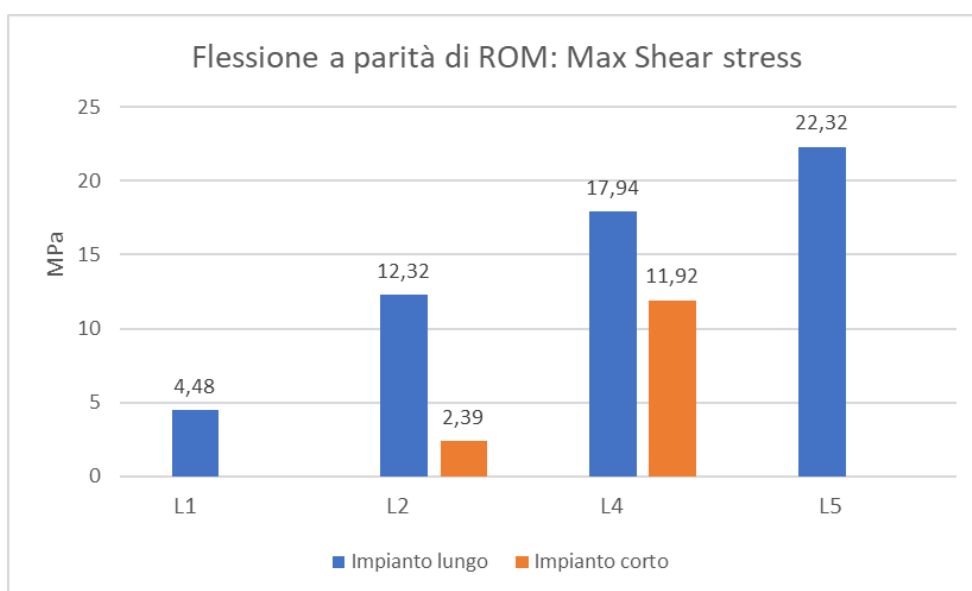


Figure 94. Max Shear stress: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può notare dalla figura 94 gli sforzi di taglio per entrambi gli impianti aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Nel complesso le tensioni che agiscono sull'impianto lungo risultano molto maggiori di quelle dell'impianto corto.

- **NORMAL-Y STRESS**

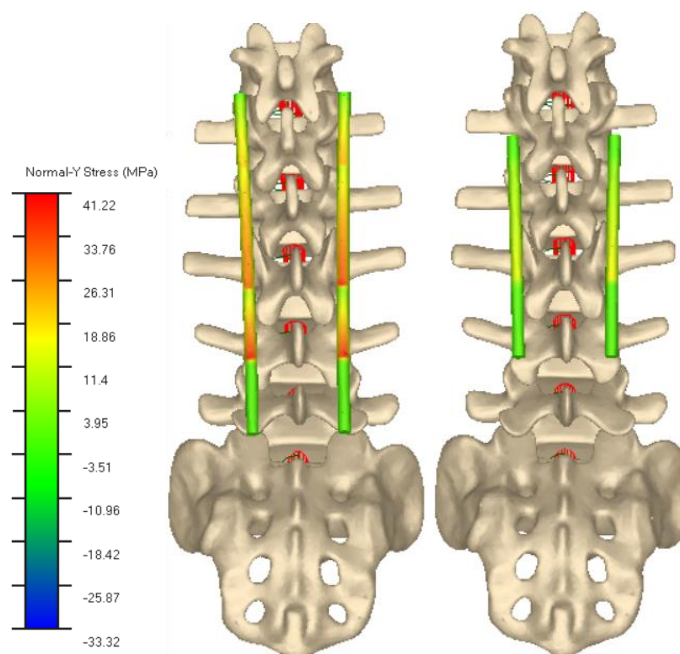


Figure 95. Distribuzione del Normal-Y stress in flessione a parità di ROM: impianto vs lungo

Per studiare le tensioni che agiscono longitudinalmente alla barra sono state osservati gli stress lungo Y. Come si può notare dalla figura 95, per entrambi gli impianti le zone maggiormente sollecitate sono quelle in corrispondenza degli incastrì. In questo caso alle estremità libere delle barre vi sono tonalità meno fredde (sul verde). Qui vi sono tensioni che possiedono valori di tensione negativi e indicano che le barre sono soggette a compressione. Le tensioni sulle barre corte hanno valori meno tendenti a tonalità calde e quindi indicano la presenza di tensioni minori in corrispondenza degli incastrì. Di seguito vengono raccolti in un grafico a barre i valori di tensione lungo y concentrati in corrispondenza degli incastrì dei due impianti.

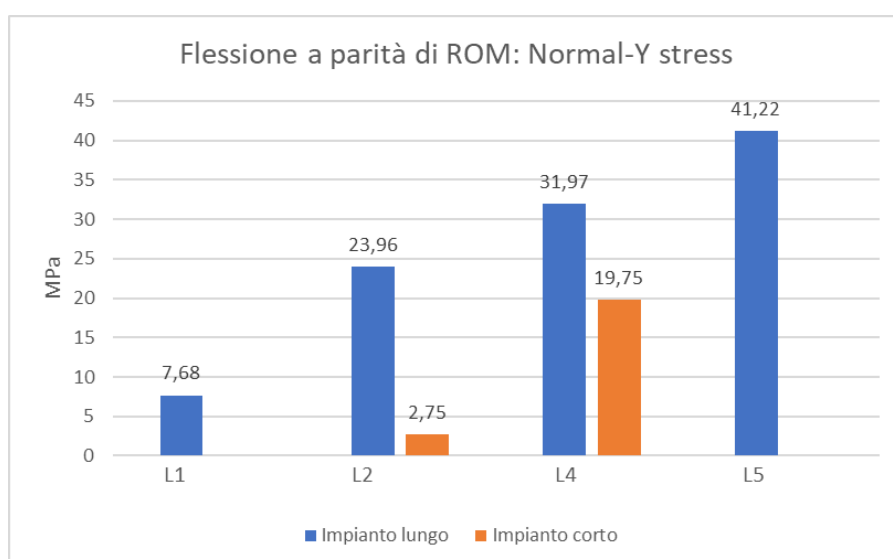


Figure 96. Normal-Y stress: confronto impianto corto e impianto lungo

Quello che si può notare è che anche qui, come per le altre tensioni osservate, lo stress possiede un andamento crescente andando da L1 a L5 per l'impianto lungo e da L2 a L4 per l'impianto corto. In generale, le tensioni lungo Y risultano molto maggiori nell'impianto lungo.

7.7.4 Confronto delle tensioni agenti in estensione sugli impianti a parità di ROM

Il confronto delle tensioni nei due impianti è stato fatto anche nel caso in cui ad essi venga imposto un momento puro di estensione per ottenere come ROM totale uguale a quello del modello fisiologico (ottenuto con un carico di -5Nm). In particolare, al modello con l'impianto corto è stato imposto un momento pari a -7,59 Nm e al modello con l'impianto lungo è stato applicato un momento pari a -15,7 Nm. Di seguito vengono illustrate le tensioni su cui ci si è focalizzati.

- **VON MISES STRESS**

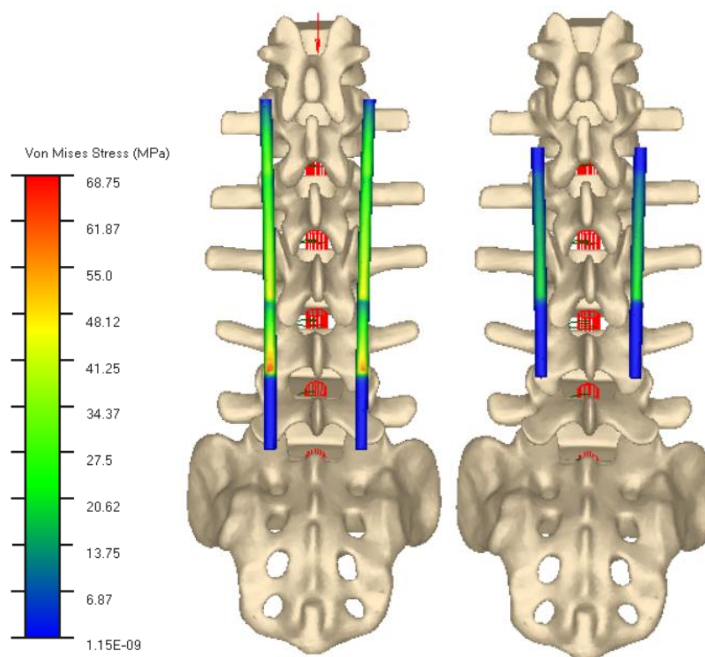


Figure 97. Distribuzione tensioni di Von Mises in estensione a parità di ROM: impianto vs lungo

Come si può vedere dalla fig. 97 le barre dei sistemi di fissaggio sono maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri. Per quanto riguarda le barre dell'impianto corto le tensioni presentano in generale toni di colore meno caldo: questo indica che sono soggette a sollecitazioni minori. Nell'impianto lungo le tonalità di colore più caldo si trovano soprattutto in corrispondenza degli incastri su L4 ed L5. Le tonalità più fredde, associate a valori di tensione minore, in entrambi gli impianti sono localizzati alle estremità libere delle barre.

Le tensioni di Von Mises che si possono trovare sulle barre sono tutte positive e quindi ciò indica che esse sono soggette esclusivamente a trazione. Dal momento che i dati relativi alle tensioni ricavati dalle barre appartenenti allo stesso impianto coincidono, per ciascun impianto sono stati presi i valori di tensione agli incastri di una singola barra e sono stati confrontati nel seguente grafico.

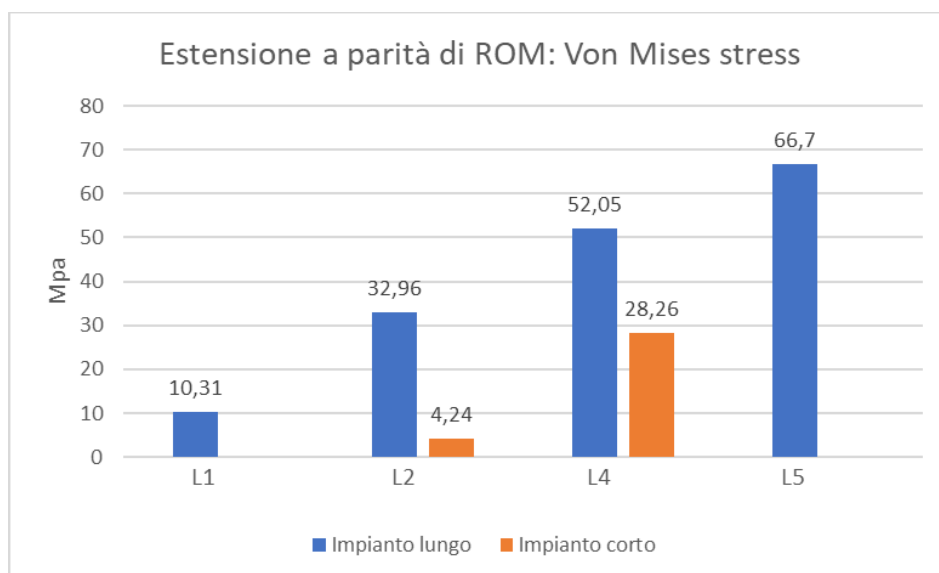


Figure 98. Tensioni di Von Mises in estensione: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può vedere dalla figura 98, anche nel caso della prova di estensione a parità di ROM, i valori di tensione in corrispondenza degli incastrati aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Inoltre, nel complesso, l'impianto lungo presenta tensioni di Von Mises molto maggiori rispetto a quelle dell'impianto corto.

- MAX SHEAR STRESS**

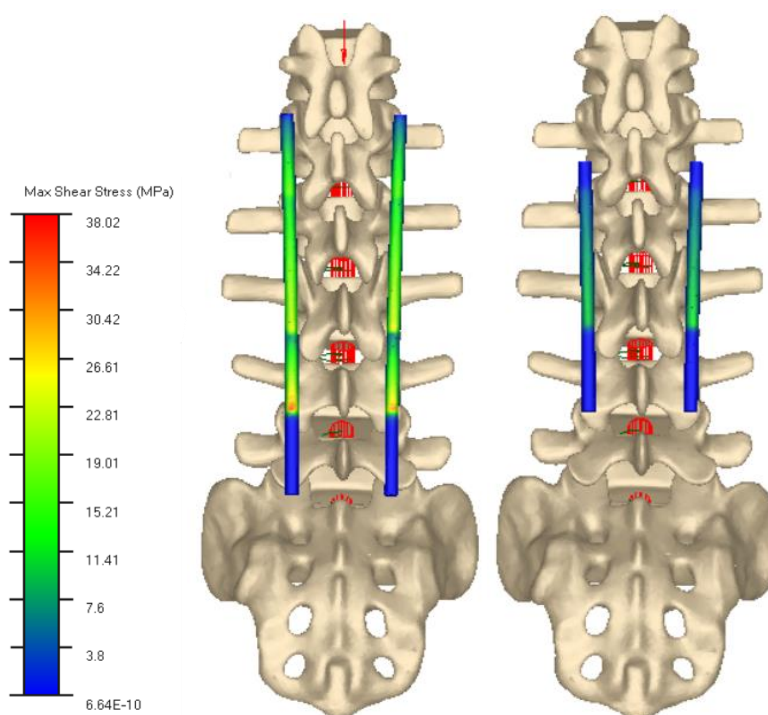


Figure 99. Distribuzione dei massimi sforzi di taglio in estensione a parità di ROM: impianto vs lungo

Anche nella prova di estensione a parità di ROM è stato approfondito l'aspetto della sollecitazione delle barre andando a studiare quali forze di taglio agiscono su di esse.

Le barre dei due impianti risultano ancora maggiormente sollecitate in corrispondenza degli incastri (dove si ha distribuzione di colori più caldi) e meno nelle due estremità libere (dove prevalgono toni colore freddo). Dall'incastro appartenente alla vertebra L1 all'incastro appartenente alla L5 dell'impianto lungo i colori via via tendono a diventare sempre più caldi e, quindi, gli sforzi di taglio tendono ad aumentare. La stessa cosa succede dalla vertebra L2 alla L4 dell'impianto corto, anche se essi presentano tonalità più tendenti al verde. I valori assunti dagli sforzi di taglio sono tutti positivi e le barre dei due impianti risultano quindi soggette a trazione. Nel grafico seguente vengono confrontati i valori delle tensioni di taglio che agiscono sugli incastri dei due impianti.

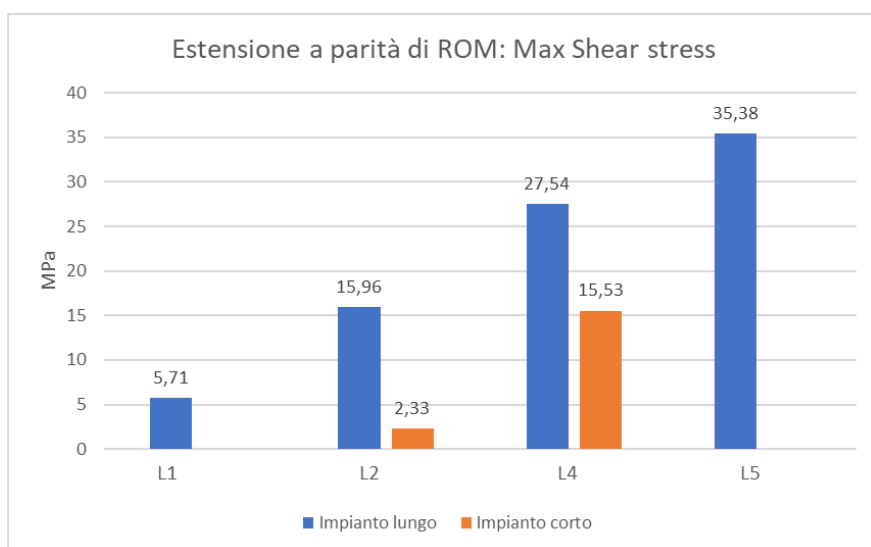


Figure 100. Max Shear stress: confronto impianto corto e impianto lungo

Come si può notare dalla figura 100 gli sforzi di taglio per entrambi gli impianti aumentano man mano che aumenta la distanza dal cranio. Nel complesso le tensioni che agiscono sull'impianto lungo risultano maggiori.

- **NORMAL-Y STRESS**

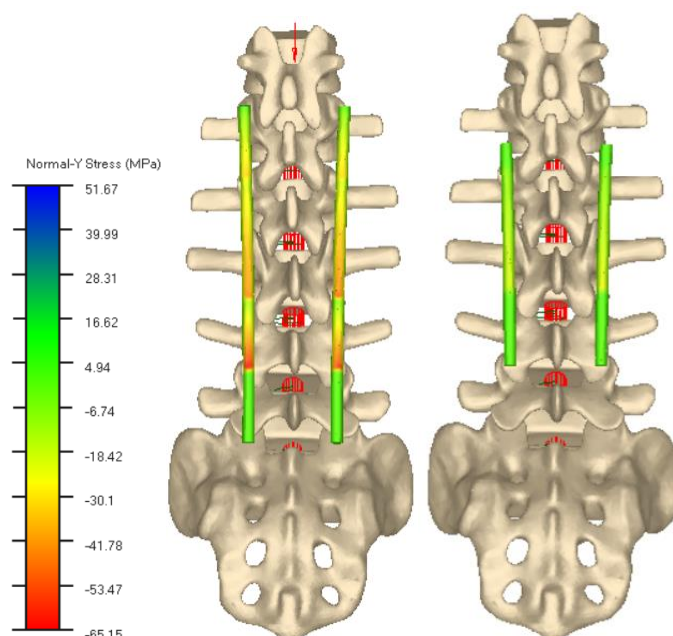


Figure 101. Distribuzione del Normal-Y stress in estensione a parità di ROM: impianto vs

Per studiare le tensioni che agiscono longitudinalmente alla barra sono state osservate gli stress lungo Y. Come si può notare dalla figura 101, per entrambi gli impianti le zone maggiormente sollecitate sono quelle in corrispondenza degli incastri. In questo caso le tonalità più fredde, sempre concentrate alle estremità libere della barra, possiedono valori di tensione positivi e sono quindi soggette a trazione. Al contrario le tonalità più calde, situate in corrispondenza degli incastri possiedono valori negativi: ciò sta ad indicare che in quelle zone le barre sono soggette a compressione. Di seguito vengono raccolti in un grafico a barre i valori di tensione lungo y concentrati in corrispondenza degli incastri dei due impianti.

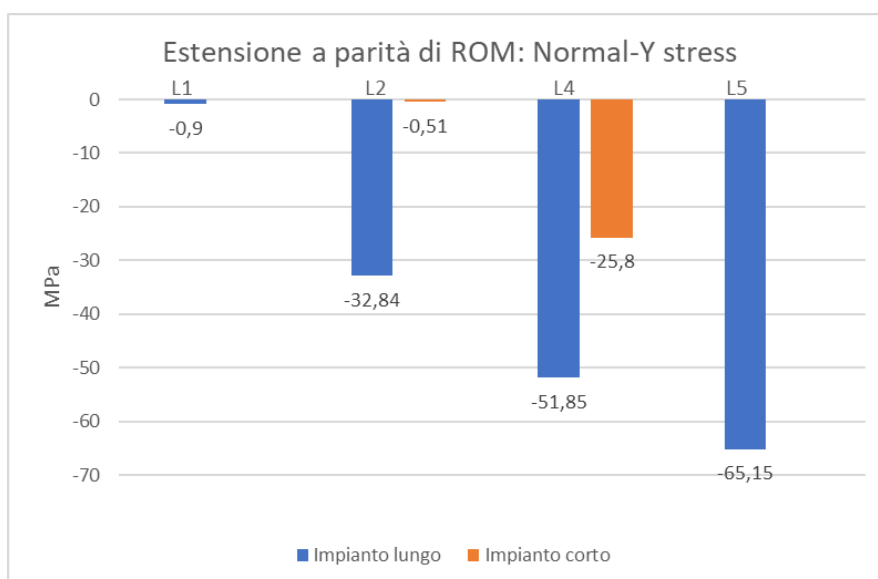


Figure 102. Normal-Y stress:: confronto impianto corto e impianto lungo

Quello che si può notare è che anche qui, come per le altre tensioni osservate, lo stress possiede un andamento crescente andando da L1 a L5 per l'impianto lungo e da L2 a L4 per l'impianto corto. In generale, le tensioni lungo Y risultano molto maggiori nell'impianto lungo.

8. Conclusioni

Tra i tumori che possono colpire la spina dorsale, le metastasi vertebrali sono le più diffuse. La strategia alla quale si ricorre è di tipo chirurgico e consiste nella rimozione parziale o totale del corpo vertebrale patologico e la successiva stabilizzazione del rachide mediante artrodesi. Questa tecnica consiste nell'inserimento di viti peduncolari in corrispondenza dei processi articolari superiori di ciascuna vertebra, alle quali verranno fissate delle barre longitudinali.

Il primo obiettivo di questa tesi è stato quello di riprodurre, attraverso un modello numerico, il test di flessione a 4 punti che è stato eseguito *in vitro* sulle barre utilizzate in questi tipi di impianti. La barra flessibile è stata creata usando il metodo di ADAMS dell'Fe part: a partire da un arco è stata generata una *Spline* che viene usata come *centerline* per la creazione della barra Fe part. Al termine della simulazione della prova di flessione, i valori di rigidità della barra flessibile modellata sono stati confrontati con quelli sperimentali ed è stata trovata una buona corrispondenza.

Il secondo obiettivo è stato quello di valutare due configurazioni di sistema di fissaggio differenti, una con le barre lunghe e l'altra con le barre corte.

Partendo da un modello multi-body preesistente del tratto lombare della colonna vertebrale, sono state modellate su ADAMS le faccette articolari mediante l'utilizzo di una molla inserita tra i processi articolari inferiori di una vertebra e i superiori della vertebra sottostante. Per modellare i dischi intervertebrali, invece, è stato scelto come equivalente meccanico il bushing insieme ad una GFORCE, inseriti nel baricentro del piatto del corpo vertebrale.

Il passaggio successivo è stato quello della modellazione dell'impianto. Per quanto riguarda la realizzazione delle barre flessibili sono stati adottati due metodi differenti: in un caso è stata utilizzata una Fe Part e nell'altro è stata creata una vera e propria mesh. Il primo metodo viene utilizzato per strutture di tipo beams ed è adatto per modellare parti geometricamente non lineari. Il secondo metodo permette di modellare parti geometricamente lineari e permette, in fase di simulazione, di visualizzare la distribuzione delle deformazioni e delle tensioni sul corpo flessibile, attraverso un contour plot animato.

Nella tecnica che utilizza la Fe part le barre sono state realizzate a partire da marker posizionati sul ground in maniera da riprodurre la curvatura desiderata, che meglio si adatta all'outcome chirurgico. Da questi marker è stata generata una *Spline*, utilizzata come *centerline* per la creazione dell'Fe part. Per le barre flessibili costituite da una mesh, è stata creata una geometria solida su SOLIDWORKS per entrambi gli impianti ed è stata successivamente resa flessibile su ADAMS mediante la creazione di un .MNF. In entrambe le tecniche è stata simulata una condizione patologica in corrispondenza della vertebra L3; le barre degli impianti corto e lungo sono state ancorate rispettivamente un livello sopra e sotto L3 (da L2 a L4) e due livelli sopra e sotto L3 (da L1 a L5). Le barre create sono successivamente state caratterizzate con il valore del modulo di Young ottenuto nella prima parte di questo lavoro di tesi.

Per la modellizzazione delle viti si è ricorsi all'utilizzo di incastri fissi inseriti tra le barre longitudinali e i processi articolari superiori delle vertebre. Dal momento che ciascun incastro possiede un proprio sistema di riferimento, essi sono stati orientati in modo tale che l'asse Z sia nello stesso verso in cui viene inserita la vite peduncolare durante l'intervento, cioè diretta all'interno del corpo vertebrale. L'asse Y, invece, è stato orientato parallelamente all'asse longitudinale delle barre. In questo modo è stato possibile analizzare sia le forze che agiscono sul sistema di fissaggio sia quelle che agiscono all'interfaccia osso-vite.

Per valutare quale dei due impianti si avvicini di più ad una situazione fisiologica (in termini di ROM e forze) sono stati riprodotti numericamente i movimenti di flesso-estensione del rachide. Questo è stato possibile mediante l'applicazione di un momento puro in controllo di forza in corrispondenza della vertebra T12 (nel suo centro di massa).

Il ROM del modello fisiologico al quale è stato applicato lo stesso momento di flesso-estensione, è stato preso come riferimento e confrontato con i ROM dei due modelli patologici. Risulta che il modello con l'impianto lungo abbia una rigidità maggiore rispetto a quella del fisiologico a causa del fatto che le barre lunghe bloccano più vertebre rispetto all'impianto corto. Quest'ultimo mostra, infatti, una rigidità più simile a quella del modello fisiologico, dovuta ad una lunghezza minore delle barre che rendono più flessibile la porzione di rachide lombare. Dalle stesse prove di flesso-estensione è stato possibile anche valutare i momenti le forze agenti sull'asse Y e Z delle viti dei due impianti. Nel caso dell'impianto corto le viti più sollecitate sono quelle collegate alla vertebra L4, ossia all'estremità inferiore dell'impianto. Nell'impianto lungo invece le viti maggiormente sollecitate, risultano essere, in generale, quelle alle due estremità dell'impianto, sulle vertebre L1 ed L5.

In generale, valutando i carichi agenti sugli incastri è possibile notare come, nel caso dell'impianto corto, essi siano molto più bassi di quelli nell'impianto lungo. Da questi primi risultati numerici si evidenzia come il modello con le barre corte possieda non solo una minor sollecitazione sulle viti peduncolari, che permette di prevenire il fallimento biomeccanico dell'impianto, ma anche un range di movimento che si discosta meno da quello fisiologico. Sulla base di queste considerazioni la scelta tra i due impianti ricade su quello costituito dalle barre corte.

Per verificare che l'impianto corto sia il meno sollecitato è stata eseguita anche un'analisi degli stress che agiscono sulla barra. In particolare, sono state studiate le tensioni di Von Mises, le massime tensioni di taglio e le tensioni lungo Y (quindi dirette longitudinalmente alla barra). Le tensioni sono state studiate nel caso delle prove di flessione ed estensione, applicando un momento puro pari, rispettivamente a 5 Nm ed a -5 Nm. Successivamente sono state esaminate anche le tensioni che agiscono in flesso-estensione sulle barre dei due impianti nel caso in cui vengano applicati due momenti diversi che consentono ai modelli con gli impianti di raggiungere il ROM fisiologico del rachide. Al termine di queste valutazioni è stato possibile notare come, in tutti i casi, le tensioni maggiori siano concentrate in corrispondenza degli incastri e come esse aumentino all'aumentare della distanza dal punto di applicazione del momento puro. Infine, è stato notato che le tensioni che agiscono sulle barre dell'impianto corto sono complessivamente minori di quelle dell'impianto lungo. In base ai risultati ottenuti dal seguente studio, è possibile affermare che l'impianto corto risulta la scelta migliore.

Bibliografia

- [1] G.Tedesco, A.Gasbarrini, S.Bandiera, R.Ghermandi, S.Boriani, *Composite PEEK/Carbon fiber implants can increase the effectiveness of radiotherapy in the management of spine tumors*, J. Spine Surg., vol.3, no. 3, pp. 323-329, 2017, doi: 10.21037/jss.2017.06.20
- [2] A. Formaggio, *Analisi degli effetti del "Follower load" su modello Multi-Body di rachide lombare* [tesi di Laurea Magistrale], Torino: Politecnico di Torino, 2020.
- [3] G. Gigante, *Validazione e verifica di strategie di modellazione del giunto intervertebrale* [tesi di Laurea Magistrale], Torino: Politecnico di Torino, 2022.
- [4] A.Takayanagi, I. Siddiqi, H.Ghanchi, J.Lischalk, F.Vrionis, J.Ratliff, M.Bilsky, O. R. Hariri, *Radiolucent Carbon Fibre Reinforced Implants for Treatment of Spinal Tumors: Clinical, Radiographic, and Dosimetric Considerations*, vol. 152, pp. 61-70, 2021, doi:10.1016/j.wneu.2021.05.100.
- [5] F. T Delaney, H. Denton, M. Dodds, E. C. Kavanagh, *Multimodal imaging of composite carbon fiber-based implants for orthopedic spinal fixation*, Skeletal Radiology, vol.50, pp.1039-1045, 2021.
- [6] Christoph J. Laux, Sandro M. Hodel, Mazda Farshad and Daniel A. Müller, *Carbon fibre/polyether ether ketone (CF/ PEEK) implants in orthopaedic oncology*, World Journal of Surgical Oncology, 16:241, 2018, doi: 10.1186/s12957-018-1545-9.
- [7] Steven M. Kurtz, John N. Devine, *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*, vol.28, pp, 4845-4869, 2007, doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.07.013.
- [8] Y. Li, D. Wang, W. Qin, H.Jia, Y.Wu, J. Ma, B.Tang, *Mechanical properties, hemocompatibility, cytotoxicity and systemic toxicity of carbon fibers/poly(ether-ether-ketone) composites with different fiber lengths as orthopedic implants*, Journal of Biomaterials Science Polymer Edition, vol. 30, no. 2, pp. 1-16, 2019, doi: 10.1080/09205063.2019.1659711.
- [9] S.Boriani, G.Tedesco, Lu Ming, R. Ghermandi, M. Amichetti, P. Fossati, M. Krengli, L.Mavilla, A. Gasbarrini, *Carbon-fiber-reinforced PEEK fixation system in the treatment of spine tumors: a preliminary report*, European Spine Journal, vol. 27, pp 874-881, 2018.
- [10] Andreas F. Mavrogeni, C. Vottis, G. Triantafyllopoulos, P. J. Papagelopoulos, S. G. Pneumaticos, *PEEK rod systems for the spine*, European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology, Sonderheft, 2014.
- [11] L. A. Luciano, *Analisi Computazionale Di Configurazioni di Fissaggio Alternative Per L'Artrodesi Strumentata Del Rachide Lombare* [tesi di Laurea Magistrale], Torino: Politecnico di Torino, 2019.
- [12] João Subtil Lobo, *Study of four point bending specimen geometry* [tesi di Laurea Magistrale], Lisbona: Tecnico Lisboa, 2020.
- [13] Nicolas V. Jaumard, William C. Welch, Beth A. Winkelstein, *Spinal Facet Joint Biomechanics and Mechanotransduction in Normal, Injury and Degenerative Conditions*, J Biomech Eng. Jul 2011, 133(7): 071010 (31 pages), doi: 10.1115/1.4004493.
- [14] Modulo elasticità s.d, 2019, WIKIPEDIA, https://it.wikipedia.org/wiki/Modulo_di_elasticit%C3%A0.
- [15] M. G. Gardner-Morse, Ian A.F. Stokes, *Structural behavior of human lumbar spinal motion segments*, Department of Orthopaedics and Rehabilitation, Volume 37, Issue 2, February 2004, Pages 205-212.
- [16] Joana Filipa Ferreira de Matos, *Development of a 3D multibody system of the human lumbar spine* [tesi di laurea magistrale], Universidade do Minho, 2013.

- [17] F. A. Pinar, N. Yoganandan, T. Myers, A. Elhagediab, and A. Sances, *Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments*, J. Biomech., Volume 25, Issue 11, 1992, Pages 1351-1356, doi:10.1016/0021-9290(92)90290-H.
- [18] S. Oikonomidis, J. Grevenb, J. Bredowa, M. Eha, A. Prescher, H. Fischer, J. Thüring, P. Eysela, F. Hildebrand, P. Kobb, M. J. Scheyerer, C. Herrenb, *Biomechanical effects of posterior pedicle screw-based instrumentation using titanium versus carbon fiber reinforced PEEK in an osteoporotic spine human cadaver model*, vol.80, 2020.
- [19] Gardner-Morse, M. G., and Stokes, I. A., 2004, *Structural Behavior of Human Lumbar Spinal Motion Segments*, J. Biomech., 37(2), pp. 205–212, 2004.
- [20] Penn Center for Musculoskeletal Disorders, Three Point and Four Point Bending, Perelman school of medicine, <https://www.med.upenn.edu/pcmd/3pt-4pt-bending.html>
- [21] S. Borrelli, A. Formaggio, V. Civilini & A. T. Lugas, *Phantom-based lumbar spine experimental investigation and validation of a multibody model*, Volume 9 (2021), Issue 3, pp. 226 – 238, doi: 10.2495/CMEM-V9-N3-226-238.