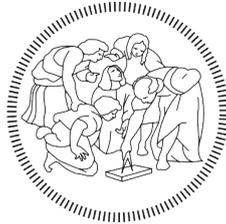


POLITECNICO DI MILANO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica
Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria



POLITECNICO
MILANO 1863

**Analisi agli elementi finiti di stabilità
e degli sforzi sulla strumentazione per
diverse tecniche di fissazione spinale**

Relatore: Prof. Ing. Tomaso Maria Tobia Villa

Correlatori: Dr. Ing. Fabio Galbusera, Dr. Ing. Matteo Panico,
Dott. Enrico Gallazzi

Tesi di Laurea di:
Bertoli Marco
Matricola: 921420

Anno Accademico 2020-2021

Indice

Elenco delle figure	V
Sommario	VII
Summary	XX
1 Introduzione	1
1.1 Sagittal imbalance	1
1.2 Correzione chirurgica	2
1.3 Scopo del progetto di tesi	2
2 Stato dell'arte	5
2.1 Anatomia della colonna vertebrale	6
2.2 Sagittal balance ed imbalance	9
2.3 ALIF	12
2.3.1 Procedimento chirurgico	14
2.3.2 Rischi intraoperatori	15
2.4 ACR	16
2.4.1 Classificazione	16
2.4.2 Rischi intraoperatori	17
3 Materiali e Metodi	20
3.1 Modello di colonna toraco-lombare	20
3.1.1 Vertebre	21
3.1.2 Dischi intervertebrali	21
3.1.3 Legamenti	22
3.2 Discretizzazione del modello e contatti	23
3.3 Strumentazione spinale	23
3.3.1 Viti peduncolari	24
3.3.2 Barre spinali	25
3.3.3 Cage intervertebrale	25

3.4	Modelli della strumentazione spinale	26
3.4.1	Disegno in Solidworks	27
3.4.2	Realizzazione della mesh	28
3.5	Simulazioni numeriche	31
3.6	Visualizzazione dei risultati	32
4	Risultati	34
4.1	Modello intatto	34
4.1.1	Validazione	34
4.2	Modello strumentato T9-L5	36
4.2.1	Range of Motion	36
4.2.2	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre spinali	38
4.3	Modello strumentato T9-S1	42
4.3.1	Range of Motion	42
4.3.2	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre spinali	43
5	Discussione	51
5.1	Modello T9-L5	51
5.1.1	Range of Motion	51
5.1.2	Sforzi di Von Mises	52
5.1.3	Analisi di stabilità e degli sforzi massimi . .	54
5.2	Modello T9-S1	54
5.2.1	Range of Motion	54
5.2.2	Sforzi di Von Mises	54
5.2.3	Analisi di stabilità e degli sforzi massimi . .	55
5.3	Confronto tra i modelli T9-L5 e T9-S1	56
	Limiti e sviluppi futuri	60
	Conclusioni	63
	Bibliografia	65

Elenco delle figure

1	Curve fisiologiche del rachide (da Wikipedia)	VII
2	Colonna vertebrale, in ordine, da sinistra a destra: normale, ipercifotica, rettilinea (dorso piatto) (da Wikipedia).	VIII
3	Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L4-L5	XIII
4	Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L3-L4	XIV
5	Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L4-L5	XV
6	Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L3-L4	XVI
7	Physiological curves of the spine (from Wikipedia) .	XX
8	Vertebral column, from left to right: physiological, hyperkyphotic, flat back syndrome (from Wikipedia).	XXI
9	Von Mises maximum stresses in L4-L5 spinal segment	XXVI
10	Von Mises maximum stresses in L3-L4 spinal segment	XXVII
11	Von Mises maximum stresses in L4-L5 spinal segment	XXVIII
12	Von Mises maximum stresses in L3-L4 spinal segment	XXIX
2.1	Vista frontale, posteriore e laterale della colonna vertebrale [32]	5
2.2	Vertebra vista dall'alto [32]	7
2.3	Vista laterale e in sezione di un tratto vertebrale [32]	8
2.4	In ordine, da sinistra a destra: colonna vertebra- le normale; ipercifosi toracica; "dorso piatto" (da Wikipedia).	10
2.5	ALIF in L5-S1: vista anteriore della zona discale [20]	15
3.1	Vista frontale e laterale del modello di colonna toraco- lombare [21]	20
3.2	Struttura del disco intervertebrale [21]	22
3.3	Vite pedunculare di riferimento e sua rappresen- tazione in Solidworks	24
3.4	Cage di riferimento per ALIF e la sua rappresen- tazione su Solidworks	26

3.5	Discretizzazione delle viti peduncolari e della cage per ALIF	28
3.6	Vista posteriore (a), laterale (b) e frontale (c) del modello T9-S1 con ALIF in L5-S1	30
3.7	Esempi di visualizzazione dei risultati dal file .odb .	32
4.1	Confronto dei valori di ROM del modello inatto con la letteratura	35
4.2	ROM del modello T9-L5 (e derivati) e intatto . . .	37
4.3	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L4-L5 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f).	39
4.4	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L3-L4 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f).	41
4.5	ROM del modello T9-S1 (e derivati) e intatto	43
4.6	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L4-L5 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f)	44
4.7	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L3-L4 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f)	46
4.8	Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L5-S1 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f)	49
5.1	Posizioni degli sforzi sulle barre spinali in questa analisi (a,b,c) e nello studio di Villa (et al.)[30] . . .	53
5.2	Confronto tra i valori massimi di sforzo nel tratto L4-L5	56

Sommario

Introduzione

La colonna vertebrale è una struttura ossea presente all'interno dell'organismo che svolge funzioni fondamentali per lo stesso: sostegno, protezione del midollo spinale, sopportazione dei carichi, movimento e mantenimento dell'equilibrio. Per poter svolgere correttamente quest'ultima funzione, in condizioni fisiologiche la colonna vertebrale presenta sul piano sagittale delle curve a livello cervicale, toracico, lombare e, infine, sacrale (Fig. 1), che assicurano il corretto posizionamento dell'asse di simmetria del corpo nel piano sagittale. Tale situazione è definita "sagittal balance" [15].

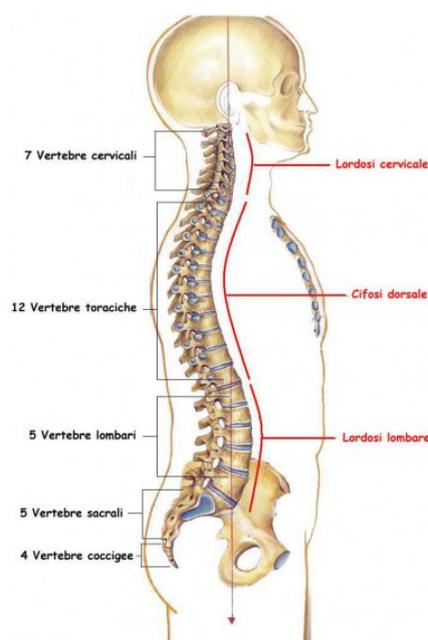


Figura 1: Curve fisiologiche del rachide (da Wikipedia)

Particolari deformazioni della colonna stessa possono compromettere tale situazione di equilibrio fisiologico: in questo caso si parla di "sagittal imbalance". I casi patologici principali legati alla deformazione del rachide nel piano sagittale sono (Fig. 2):

- ipercifosi, caratterizzata da un'eccessiva curva cifotica toracica;
- dorso piatto, ovvero una rettilineizzazione dell'intera colonna nel piano considerato, risultato della combinazione di un'ipocifosi toracica e un'ipolordosi lombare [5].

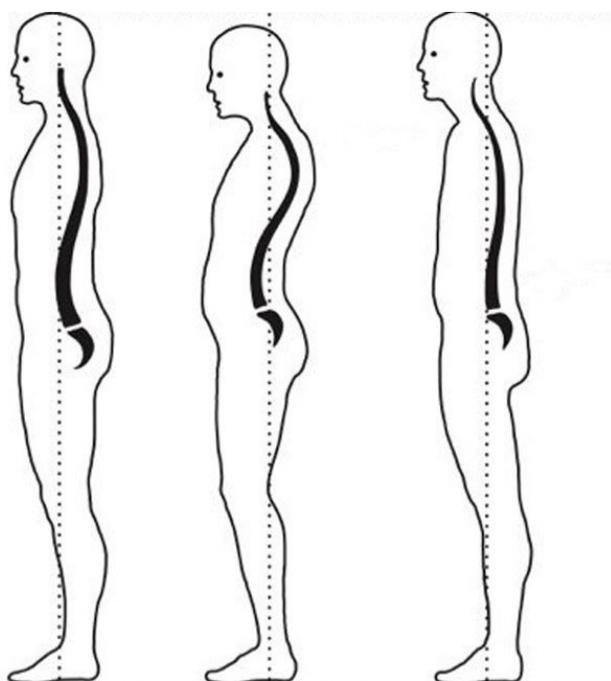


Figura 2: Colonna vertebrale, in ordine, da sinistra a destra: normale, ipercifotica, rettilinea (dorso piatto) (da Wikipedia).

In casi patologici gravi, la soluzione più adottata per correggere le deformità spinali è l'intervento chirurgico, che comprende, per ogni caso citato, la fissazione posteriore bilaterale tramite l'inserimento di viti peduncolari e barre. Inoltre, principalmente nel tratto lombare, possono essere utilizzate anteriormente cage intervertebrali, le quali, inserite al posto del disco intervertebrale, permettono di ristabilire la curvatura fisiologica del tratto corrispondente della colonna vertebrale. In particolare, in questo progetto di tesi si studia-

no due tecniche chirurgiche che prevedono, attraverso un approccio anteriore, l'inserimento di cage intervertebrali iperlordotiche:

- Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF);
- Anterior Column Realignment (ACR).

Nell'analisi svolta, tali tecniche sono state applicate al tratto lombare della colonna, per la precisione:

- l'ALIF è stata effettuata in L5-S1;
- l'ACR, invece, in L3-L4.

Scopo della tesi

Questo progetto di tesi si pone come obiettivo quello di verificare quale soluzione di fissazione spinale sia più adeguata tra T9-L5 e T9-S1, confrontandole dal punto di vista della stabilità spinale e degli sforzi massimi di Von Mises presenti sulle barre. Inoltre, questa tesi vuole anche verificare se vi sia, effettivamente, una differenza dal punto di vista biomeccanico tra l'applicazione dell'ALIF in L5-S1 e l'esecuzione dell'ACR in L3-L4, che vada a rispecchiare le discrepanze riscontrate, dal punto di vista clinico, tra queste due tecniche chirurgiche.

Stato dell'arte

ALIF

Questa tecnica chirurgica può essere utilizzata per un gran numero di patologie legate alla colonna vertebrale, ma prevalentemente viene eseguita per ripristinare la curva lordotica lombare nei casi di deformità spinale che colpiscono tale zona. In particolare, l'ALIF viene eseguita maggiormente nel tratto vertebrale L5-S1, poichè la particolare anatomia vascolare di questa zona consente una certa facilità di accesso al sito di impianto.

Per ripristinare la corretta curvatura lombare, nell'ALIF si utilizza una cage iperlordotica, solitamente realizzata in titanio: essa funge da sostituto del disco intervertebrale, rimosso durante la procedura chirurgica. La cage può essere impiantata con un approccio

di tipo "stand alone", ovvero inserita senza fissazione spinale ne' anteriore (placca intervertebrale) ne' posteriore (viti peduncolari e barre spinali), oppure con l'aggiunta della strumentazione anteriore, posteriore o, in certi casi, entrambe. L'inserimento della strumentazione aumenta la sicurezza dell'impianto e la sua efficacia, poichè:

- accresce la capacità e il tasso di fusione ossea [3];
- limita le degenerazioni del tratto in cui l'ALIF è eseguita [20];
- aumenta la stabilità.

Tuttavia, questa tecnica chirurgica presenta alcuni svantaggi:

- prima di tutto, la procedura è estremamente complicata e richiede grande esperienza, conoscenza e capacità al chirurgo;
- presenta numerosi rischi intraoperatori, legati principalmente a possibili danni vascolari, intestinali e peritoneali. Nonostante questo, con una certa accortezza e abilità del chirurgo, questi rischi possono essere fortemente ridotti.

ACR

La procedura chirurgica ACR viene utilizzata come alternativa alla osteotomie della colonna posteriore, tra cui la osteotomia di sottrazione peduncolare (PSO), nei casi di deformità spinale lombare tali da richiedere una correzione maggiore. Questa tecnica prevede un accesso anteriore alla colonna vertebrale e possiede una capacità angolare di correzione lordotica paragonabile a quella della PSO. Inoltre, presenta dei vantaggi rispetto a quest'ultima, dovuti prevalentemente all'utilizzo della cage iperlordotica:

- una migliore stabilità;
- una migliore distribuzione degli sforzi sulle barre spinali e del carico gravante sulla colonna tra parte anteriore e posteriore della stessa: dato che, pertanto, il carico viene sopportato in percentuale maggiore dalla parte anteriore rispetto alla PSO, l'ACR presenta sforzi inferiori sulla strumentazione posteriore, in particolare sulle barre spinali.

Tuttavia, data la complessità di esecuzione dell'intera procedura chirurgica, ad essa sono legati numerosi rischi intraoperatori, tra i quali [13]:

- danni vascolari;
- danni viscerali;
- danni neurologici;
- complicazioni di tipo meccanico, che rendono necessario un intervento di revisione.

Materiali e metodi

Modelli FE utilizzati per l'analisi

Per questa analisi, si è utilizzato un modello ad elementi finiti di colonna vertebrale toraco-lombare T9-S1, già sviluppato in un lavoro di tesi precedente [21]. A partire da questo modello, definito come "intatto", si sono costruiti ulteriori modelli attraverso l'inserimento della strumentazione spinale: viti peduncolari, barre spinali e cage intervertebrali. In particolare, i modelli analizzati possono essere divisi in due grandi gruppi in base al tipo di fissazione effettuata:

- T9-L5, che indica una fissazione spinale a partire da T9 fino ad arrivare ad L5;
- T9-S1, che indica una fissazione spinale a partire da T9 fino ad arrivare ad S1, ovvero il sacro.

Inoltre, in entrambi i modelli citati sono state effettuate, nel tratto lombare, due tecniche chirurgiche che prevedono l'utilizzo di cage intervertebrali:

- ALIF in L5-S1;
- ACR in L3-L4.

Modelli della strumentazione spinale

Per rappresentare in Solidworks le viti peduncolari e le cage intervertebrali, ci si è basati su di un oggetto reale di riferimento. Nel caso delle cage, però, si è fatto riferimento a due oggetti differenti:

- per l'ALIF è stata utilizzata una cage iperlordotica in titanio avente un angolo di correzione lordotica pari a 26 gradi;
- per l'ACR, invece, è stata utilizzata una cage dello stesso materiale ma con angolo di correzione lordotico di 30 gradi.

Una volta terminata la modellizzazione, si è svolta la discretizzazione e, infine, la strumentazione spinale è stata inserita in posizione corretta nel modello intatto di base, definendone i diversi tipi di contatto con esso. In questo modo si sono ottenuti tutti i modelli strumentati citati in precedenza.

Risultati

I risultati delle simulazioni effettuate attraverso il software Abaqus CAE 2018 (Dassault Systemes, Simulia, Johnston, RI, USA) riguardano, principalmente, i valori di Range of Motion (ROM) e gli sforzi massimi di Von Mises sulle barre.

Le simulazioni sono state svolte applicando, alternativamente, un momento puro M_x , M_y e M_z pari a 7,5 Nm uniformemente distribuito sulla superficie superiore della vertebra toracica T9. In particolare, prima di eseguire le simulazioni sui modelli strumentati, è stata effettuata la validazione del modello intatto riguardo ai valori di ROM in flessione-estensione, lateral bending e in rotazione assiale: i valori numerici ottenuti sono risultati conformi a quelli già presenti in letteratura.

Modello T9-L5

Range of Motion

Il modello T9-L5, a partire dal tratto T9-T10 fino a L4-L5, presenta valori di ROM significativamente inferiori rispetto all'intatto, sia in flessione-estensione, sia in lateral bending, sia in rotazione assiale. Tale caratteristica è comune anche con i modelli con ALIF e con ACR.

Nel valore di ROM relativo al tratto L5-S1, invece, i modelli T9-L5 e T9-L5 con ACR si differenziano rispetto al modello T9-L5 con ALIF:

- per i modelli con fissazione semplice e con ACR, il valore di ROM risulta confrontabile con quello relativo al medesimo

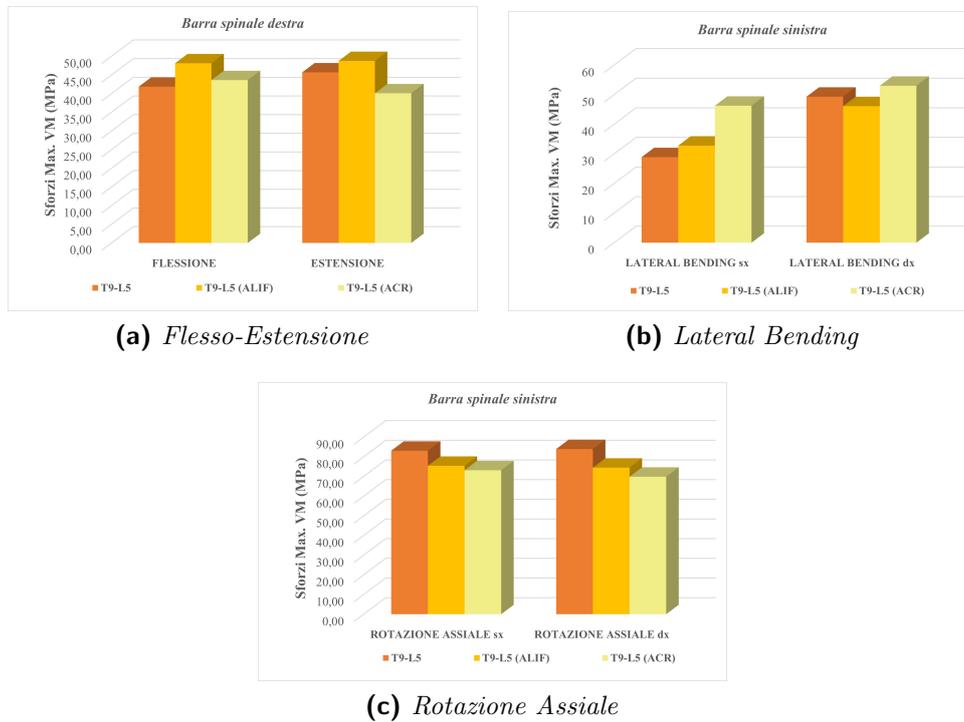


Figura 3: Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L4-L5

tratto del modello intatto, in tutti i movimenti considerati della colonna;

- per il modello con ALIF, invece, il ROM diminuisce di circa un ordine di grandezza rispetto al modello intatto, in tutti i movimenti considerati della colonna.

Sforzi massimi di Von Mises

Tratto L4-L5

In flesso-estensione, il caso peggiore è rappresentato dalla barra destra, che presenta sforzi complessivamente più elevati rispetto alla sinistra, nel tratto spinale preso in esame. Tuttavia, tra i diversi modelli fissati posteriormente fino ad L5 non si osservano significative variazioni del valore massimo di sforzo, sebbene gli sforzi nel modello con ALIF aumentino rispetto al modello con fissazione semplice (Fig. 3(a)).

In lateral bending, la barra sinistra è quella che possiede gli sforzi più elevati. In particolare, in lateral bending destro il mo-

dello con ACR risulta quello con il valore di sforzo maggiore, il quale, però, risulta comunque confrontabile con quelli ottenuti per gli altri modelli analizzati. In lateral bending sinistro, invece, sebbene sia sempre il modello con ACR quello che presenta lo sforzo massimo più elevato, la differenza rispetto ai valori ottenuti per i modelli T9-L5 e T9-L5 con ALIF è più significativa (Fig. 3(b)).

Analogamente, anche in rotazione assiale la barra sinistra rappresenta il caso peggiore. In questa situazione, sia in rotazione assiale sinistra che destra, il modello che presenta gli sforzi più elevati è quello con fissazione semplice, mentre quello con gli sforzi più bassi è il modello con ACR (Fig. 3(c)).

Tratto L3-L4

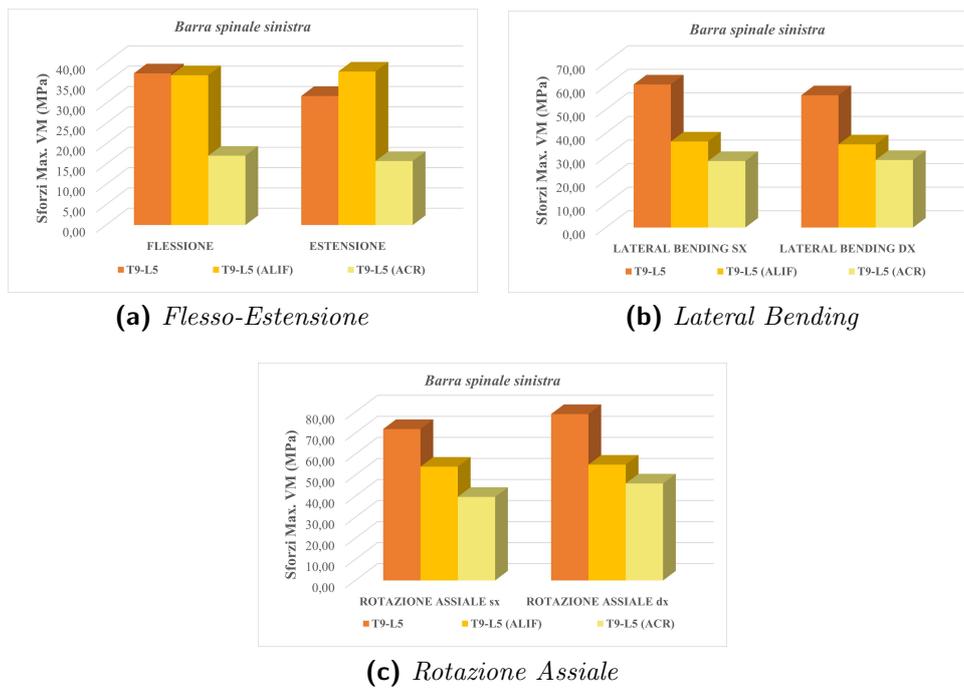


Figura 4: Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L3-L4

In questo tratto, la barra sinistra presenta i valori massimi di sforzo più elevati sia in flesso-estensione, sia in lateral bending, sia in rotazione assiale (Fig. 4). Si può facilmente identificare un pattern comune tra tutti i movimenti considerati: il modello con ACR è, in tutti i casi, quello che possiede gli sforzi più bassi, mentre il modello con fissazione semplice presenta i valori massimi di sforzo

maggiori, eccezion fatta per il caso di estensione (Fig. 4(a)), dove è il modello con ALIF quello con lo sforzo più elevato.

Modello T9-S1

Range of Motion

Il modello T9-S1 presenta valori di ROM notevolmente inferiori rispetto al modello intatto in tutti i tratti vertebrali considerati, sia in flessione-estensione, sia in lateral bending che, infine, in rotazione assiale. Tale caratteristica è comune anche con i modelli corrispondenti con ALIF e con ACR.

Sforzi massimi di Von Mises

Tratto L4-L5

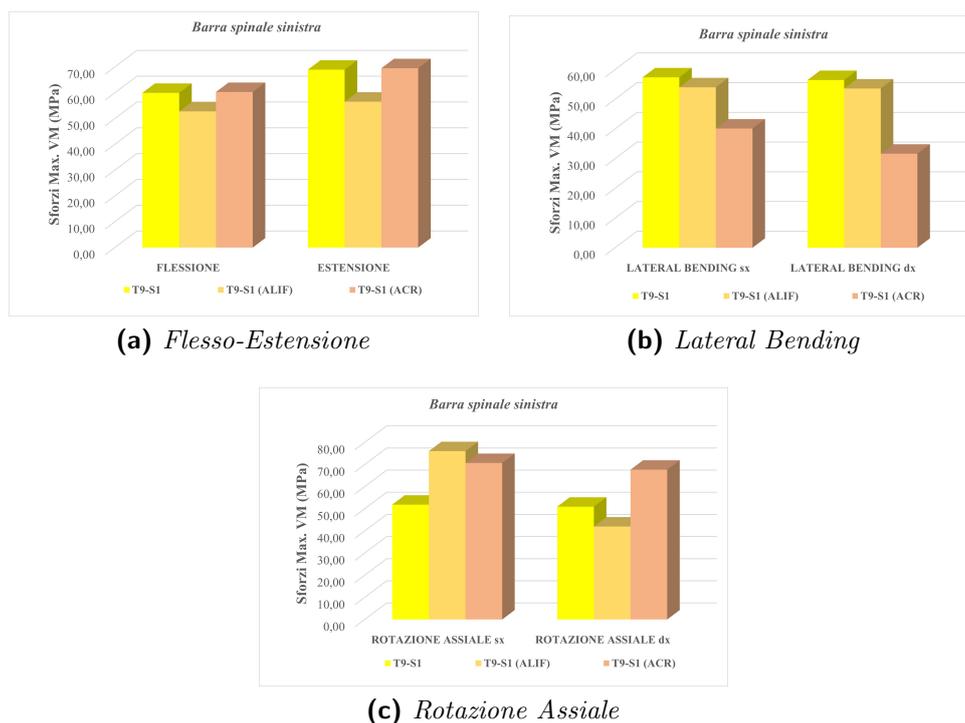


Figura 5: Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L4-L5

Il caso peggiore in questo tratto è rappresentato dalla barra sinistra, che presenta valori massimi di sforzo più elevati rispetto alla destra in tutti i movimenti considerati.

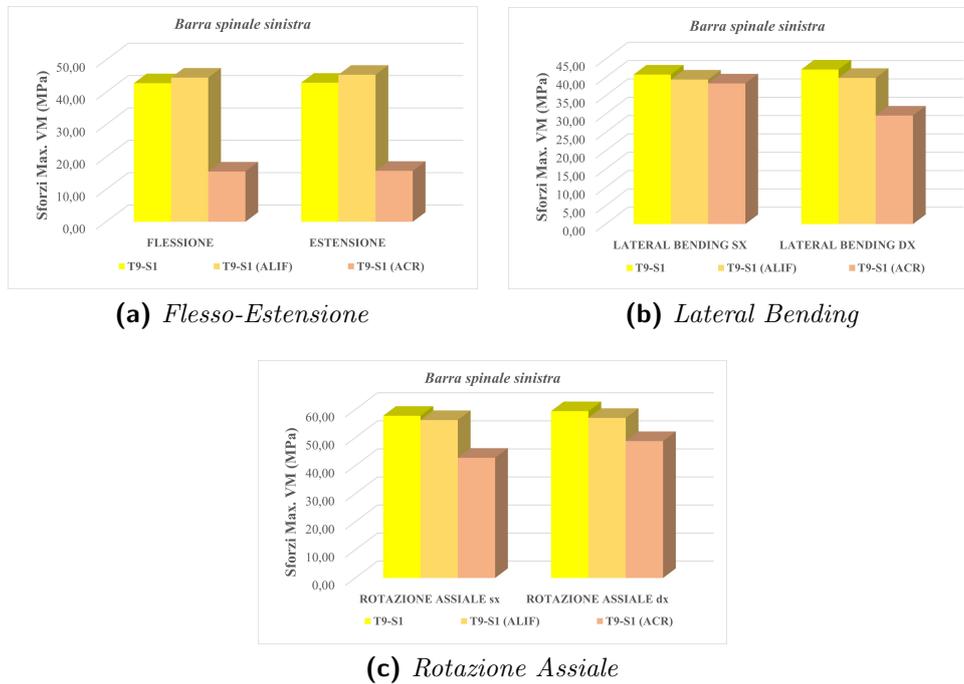


Figura 6: Sforzi massimi di Von Mises nel tratto L3-L4

In flessione-estensione, il modello con ACR risulta avere gli sforzi massimi maggiori, sebbene siano confrontabili con quelli del modello con fissazione semplice. Il modello con ALIF, invece, possiede gli sforzi più bassi (Fig. 5(a)).

In lateral bending, al contrario, il modello con ACR presenta gli sforzi più bassi, mentre T9-S1 possiede i valori massimi di sforzo più elevati, anche se dello stesso ordine di grandezza di quelli relativi al modello con ALIF (Fig. 5(b)).

In rotazione assiale si assiste ad una situazione differente: in rotazione assiale sinistra, è il modello con ALIF quello che presenta lo sforzo più elevato, il quale risulta confrontabile con quello del modello con ACR e significativamente maggiore rispetto allo sforzo massimo relativo al modello con fissazione semplice. In rotazione assiale destra, invece, il modello con ACR possiede lo sforzo massimo maggiore, nel quale si evidenzia un aumento significativo rispetto agli altri due modelli strumentati considerati (Fig. 5(c)).

Tratto L3-L4

Analogamente al tratto vertebrale descritto in precedenza, anche in L3-L4 il caso peggiore è rappresentato dalla barra spinale sinistra.

Tra tutti i movimenti considerati può essere facilmente evidenziato un pattern comune: il modello con ACR è, in tutti i casi, quello che presenta gli sforzi massimi di Von Mises più bassi. La discrepanza tra i valori massimi di sforzo di quest'ultimo modello rispetto agli altri è particolarmente significativa in flessione-estensione (Fig. 6(a)), mentre in lateral bending e rotazione assiale i valori di sforzo risultano confrontabili tra tutti i modelli strumentati analizzati (Fig. 6(b,c)).

Tratto L5-S1

Anche per il tratto L5-S1 è la barra spinale sinistra che presenta sforzi massimi complessivamente maggiori rispetto alla destra e rappresenta, quindi, il caso peggiore.

Si osserva una caratteristica comune a tutti i movimenti considerati: il modello con ACR risulta essere quello con gli sforzi massimi più elevati, mentre il modello con ALIF possiede gli sforzi più bassi, eccezion fatta per il lateral bending sinistro dove lo sforzo massimo del modello T9-S1 è inferiore ad entrambi gli sforzi relativi ai modelli con ALIF e con ACR.

Discussione

I modelli sono stati confrontati tra di loro sulla base dei valori relativi di ROM, per valutarne la stabilità, e degli sforzi massimi di Von Mises sulla strumentazione spinale, in particolare sulle barre.

A questo proposito:

- per i modelli con fissazione spinale posteriore bilaterale T9-L5, in ognuno dei tratti vertebrali, a partire da T9-T10 fino a L4-L5, il ROM si riduce in maniera significativa rispetto al modello intatto: si ha, pertanto, un aumento di stabilità. Per i modelli con fissazione semplice e ACR, nel tratto L5-S1, il ROM risulta inferiore a quello del modello intatto, ma confrontabile. Il modello con ALIF, invece, riduce significativamente il ROM del tratto L5-S1, aumentando così la stabilità spinale rispetto agli altri due modelli. Dal punto di vista degli

sforzi, il modello con ACR ne riduce significativamente i valori massimi nel tratto L3-L4 rispetto alla fissazione semplice e all'ALIF. Nel tratto L4-L5, invece, essi risultano confrontabili tra i corrispondenti modelli.

- per i modelli con fissazione spinale posteriore bilaterale T9-S1 la stabilità è garantita in tutti i tratti vertebrali analizzati. In particolare, in tutti i modelli considerati, in L5-S1 il ROM si riduce in maniera significativa rispetto al corrispondente valore del modello intatto. In questo tratto nel modello con ALIF il ROM risulta essere inferiore rispetto al corrispondente con fissazione spinale fino a L5, il che comporta un ulteriore incremento di stabilità: pertanto, il modello con ALIF risulta essere il più stabile anche in questo caso. Per quanto riguarda gli sforzi, analogamente alla fissazione fino a L5, il modello con ACR presenta i valori più bassi nel tratto L3-L4 e nel tratto L4-L5 gli sforzi risultano confrontabili tra i diversi modelli. Nel tratto L5-S1, ovvero laddove si osservano i valori massimi di sforzo più elevati, invece, il modello con ALIF riduce in maniera più significativa gli sforzi rispetto ai modelli corrispondenti.
- dal punto di vista della stabilità spinale, la fissazione spinale posteriore bilaterale fino a S1 comporta un aumento di stabilità rispetto a quella eseguita fino a L5, in tutti i modelli analizzati. D'altra parte, è importante sottolineare che tale tecnica risulta, però, più invasiva. Dal punto di vista degli sforzi massimi di Von Mises, invece, non si evidenzia in maniera significativa una tecnica più adeguata tra i modelli corrispondenti con fissazione spinale posteriore bilaterale fino a L5 e fino a S1.

Conclusioni

Lo scopo principale di questo progetto era determinare la fissazione spinale più adeguata tra quella eseguita fino alla vertebra lombare L5 e quella fino al sacro, dal punto di vista della stabilità spinale e degli sforzi massimi di Von Mises. Inoltre, si volevano verificare, dal punto di vista biomeccanico, le differenze evidenziate in ambito clinico tra la tecnica dell'ACR e dell'ALIF.

Dal confronto eseguito tra i modelli si è concluso che:

- per la fissazione spinale fino a L5, il modello con ALIF risulta avere la maggiore stabilità; dal punto di vista degli sforzi massimi, invece, il modello con ACR risulta essere la soluzione più adeguata;
- per la fissazione spinale eseguita fino a S1, la soluzione più adeguata è risultata essere il modello con ALIF, sia dal punto di vista della stabilità spinale che dei valori massimi di sforzo;
- complessivamente, dal punto della stabilità, la soluzione più consona è rappresentata dalla fissazione fino a S1. Riguardo agli sforzi, invece, non è possibile identificare una tecnica di fissazione spinale più adeguata rispetto all'altra.

Per concludere, è importante sottolineare che il progetto svolto è soggetto a dei limiti, principalmente legati ai fattori considerati e alle simulazioni svolte, che possono dare seguito al lavoro svolto permettendone sviluppi futuri.

Summary

Introduction

The spine is the main bone structure in the organism. It performs important functions, such as body support, load bearing, spinal cord protection, upper body movement and body's balance maintenance. In physiological case, body's balance is kept thanks to the sagittal characteristic curves of the spine, which are the cervical, thoracic, lumbar and sacral (Fig. 7). These curves assures the correct position of the body's axis of symmetry in the sagittal plane [15]. This particular situation is named as "sagittal balance". Pathological spinal deformities can compromise the physiological

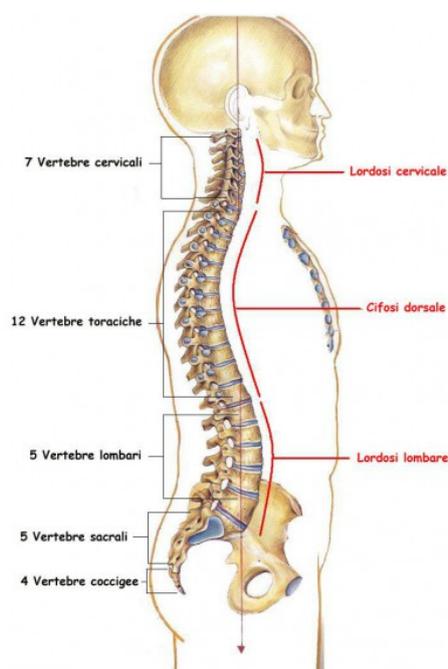


Figure 7: Physiological curves of the spine (from Wikipedia)

equilibrium: this case is called "sagittal imbalance". The main spinal deformities in the sagittal plane are (Fig. 8):

- hyperkyphosis, which is characterized by a prominent kyphotic thoracic curve;
- flat back syndrome, which involves a straightness of the entire spine. Flat back syndrome derives from the combination of thoracic hypokyphosis and lumbar hypolordosis [5].

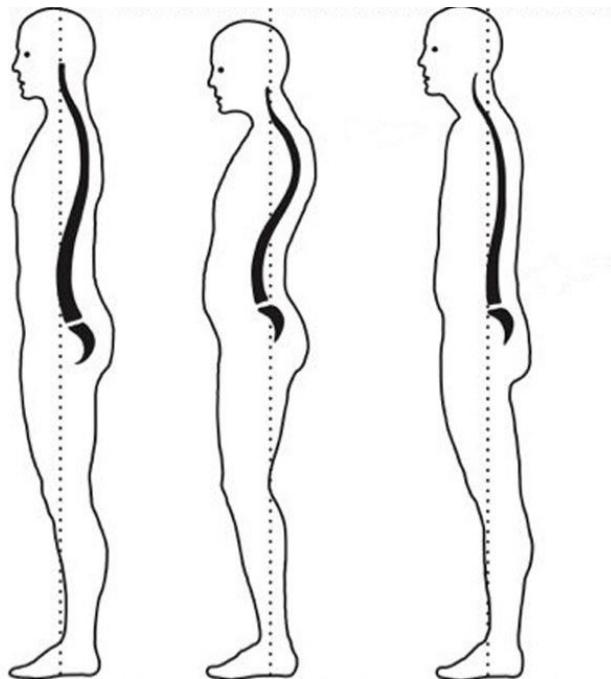


Figure 8: Vertebral column, from left to right: physiological, hyperkyphotic, flat back syndrome (from Wikipedia).

In severe pathological cases, the most adopted solution to correct spinal deformities is surgery. In most cases, surgical procedure is mainly based on posterior bilateral fixation through the insertion of pedicle screws and spinal rods. In the anterior part of the column, mainly in the lumbar spine, intervertebral cages can also be used, which replace the intervertebral disc and allow the reestablishment of the physiological curve of the spine. Moreover, in this study two surgical techniques that use hyperlordotic intervertebral cages have been analyzed, which are:

- Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF);

- Anterior Column Realignment (ACR).

In our study, these techniques were applied to the lumbar spine, precisely:

- ALIF was performed in L5-S1;
- ACR was done in L3-L4 instead.

Aim of the study

This project aims to verify which spinal fixation is better between T9-L5 and T9-S1, by comparing their Von Mises maximum stresses. Furthermore, this study also wants to verify, once the most adequate spinal fixation has been defined, which is the best solution and if exist a difference between the ALIF in L5-S1 and the ACR in L3-L4 from a biomechanical point of view, because some clinical evidences showed significant differences between these two surgical techniques.

State of art

ALIF

This surgical technique can be used for a large number of spinal pathologies, but it's mainly performed in cases of lumbar spinal deformities to restore the lordotic curve. Although it can also be used in other spinal segments, in most cases ALIF is performed in L5-S1, since the particular vascular anatomy of this area allows an easier access to the implant site.

In order to restore the lumbar characteristic curve, an hyperlordotic cage is used, usually made of titanium, as a replacement of the intervertebral disc, since the latter it is removed during surgery. The hyperlordotic cage can be inserted with a "stand alone" approach, i.e. without spinal fixation, neither anterior (intervertebral plate) nor posterior (pedicle screws and spinal rods), or with anterior, posterior spinal instrumentation or, in some cases, both. Instrumentation increases the safety of the system and its effectiveness, as:

- it increases the capacity and rate of bone fusion [3];

- it limits degeneration of the spinal segment in which ALIF is performed [20];
- it increases stability.

However, this surgical technique shows some issues:

- first of all, the procedure is extremely complicated and requires great experience, knowledge and skills from the surgeon;
- it has many intraoperative risks, mainly linked to vascular, intestinal and peritoneal damage. Despite this, with the surgeon's foresight and skills, these risks can be severely reduced.

ACR

ACR is an alternative treatment to posterior osteotomies, such as Pedicle Subtraction Osteotomy (PSO), in cases of lumbar spinal deformities where higher surgical lordotic correction is needed. This technique is based on an anterior access to the spine and it has an angular lordotic correction comparable to PSO. Moreover, ACR has many benefits over the latter, mainly due to the insertion of an hyperlordotic cage:

- better stability;
- a better distribution of the stresses on the rods and higher capacity of load-bearing. Therefore, ACR presents lower stresses on the posterior instrumentation, especially on the spinal rods, with respect to PSO.

However, ACR is a very complex surgical technique and it is linked to many intraoperative risks, including [13]:

- vascular damage;
- visceral damage;
- neurological deficits;
- mechanical complications, which can lead to revision surgery.

Materials and methods

To perform the analysis, a finite element model of the thoracolumbar spine was used, which was defined in a previous study [21]. Starting from this model, defined as "intact", further models were built through the insertion of spinal instrumentation: pedicle screws, spinal rods and intervertebral cages. In addition, models can be divided into two groups based on the fixation performed:

- T9-L5, which stands for a spinal fixation starting from T9 up to L5;
- T9-S1, that indicates a spinal fixation starting from T9 up to the sacrum, named as S1.

Moreover, in both models two surgical techniques that need the intervertebral cages were applied to the lumbar spine, precisely:

- ALIF was done in L5-S1;
- ACR in L3-L4 instead.

Spinal instrumentation's models

Pedicle screws, spinal rods and intervertebral cages were represented in Solidworks. In order to model the pedicle screws, a real one was used as a reference. However, two different cages were used as a reference for modeling:

- an hyperlordotic titanium cage with a lordotic correction angle of 26 degrees was used for ALIF;
- on the other hand, an hyperlordotic cage made of the same material but with a different lordotic correction angle of 30 degrees was used to perform ACR.

Once the modeling phase was completed, the discretization of the spinal instrumentation models was made. Then, finally, right just after defining the relative contacts between the screws, the cages and the vertebral column and also the contacts between screws and rods, the spinal instrumentation was inserted into the intact model. All the instrumented models mentioned above were obtained with this procedure.

Results

Results were obtained by submitting the simulation through Abaqus CAE 2018 software (Dassault Systemes, Simulia, Johnston, RI, USA). They concern ROM values and Von Mises maximum stresses on spinal rods.

The simulations were carried out by applying, alternatively, a 7,5 Nm pure moment M_x , M_y and M_z , which was uniformly distributed on the upper surface of T9 thoracic vertebra. Anyway, before starting any simulation, intact model went into a validation process, which regarded its ROM values in flexion-extension, lateral bending and axial rotation. These values, after being compared to the ones already available in literature, they resulted consistent with them.

T9-L5 model

Range of Motion

Starting from the T9-T10 segment up to the L4-L5 segment, T9-L5 model has significantly lower ROM values with respect to the intact one both in flexion-extension, in lateral bending and also in axial rotation. This feature is also in common with T9-L5 ALIF model and T9-L5 ACR model.

On the other hand T9-L5 and ACR models differ in the L5-S1 ROM value from ALIF model:

- ROM value of T9-L5 and ACR models is comparable with the one of the intact model in the same spinal segment. This characteristic is valid in all the column considered rotations;
- on the other hand, in the ALIF model the ROM value decreases by an order of magnitude compared to the intact model and this happens in all the column considered rotations.

Von Mises maximum stresses

L4-L5 spinal segment

In flexion-extension, the worst case is represented by the right rod, which has overall higher stresses than the left one.

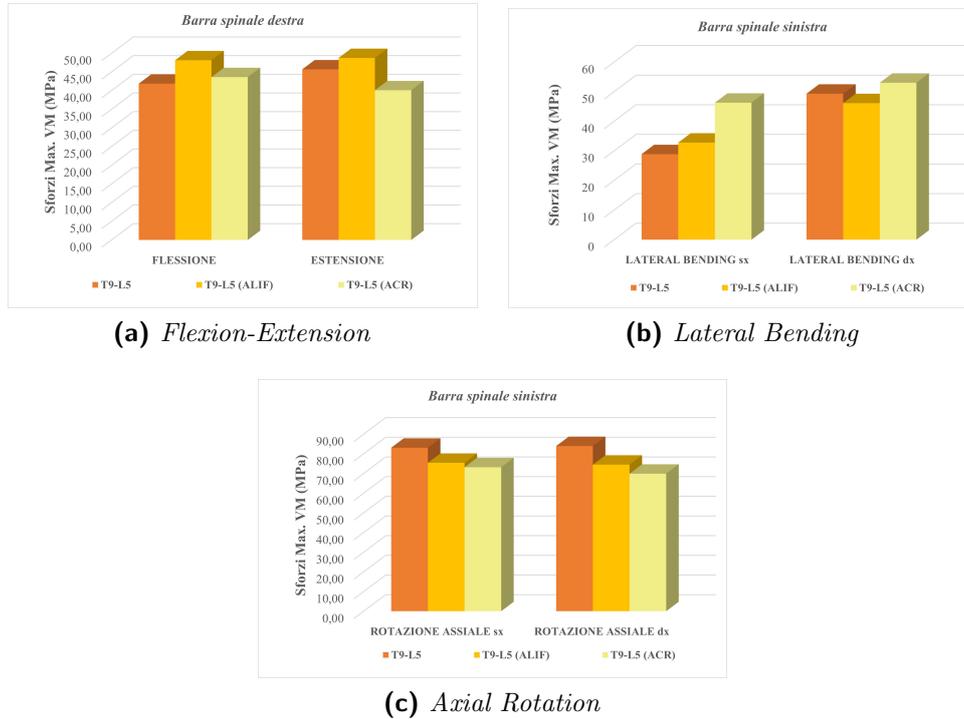


Figure 9: Von Mises maximum stresses in L4-L5 spinal segment

However, no significant variations in the maximum stress value are observed between the different model. Anyway, it is important to underline that the stresses in the ALIF model are higher than in T9-L5 model (Fig. 9(a)).

In lateral bending, left spinal rod has the highest stresses. To be precise, in right lateral bending the ACR model is the one with the greatest maximum stress value, which, however, is still comparable with the values obtained for the other models. On the other hand, in left lateral bending, although the ACR model has the highest stress value, the discrepancy between its stress values and the ones of T9-L5 and ALIF models is more significant (Fig. 9(b)).

Similarly, left spinal rod represents the worst case in axial rotation also. In this situation, both in left and right axial rotation, T9-L5 has the highest maximum stress values, while the one with the lowest stresses is the ACR model (Fig. 9(c)).

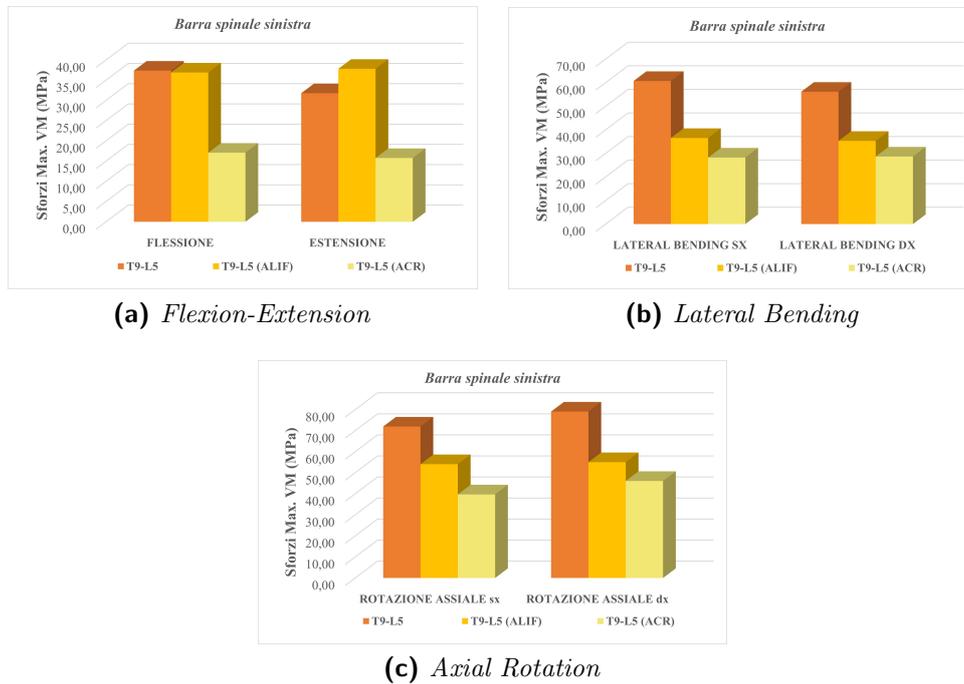


Figure 10: Von Mises maximum stresses in L3-L4 spinal segment

L3-L4 spinal segment

In this spinal segment, the left spinal rod has the highest maximum stress values both in flexion-extension, in lateral bending and also in axial rotation (Fig. 10). It's easy to identify a common pattern among all the considered movements: ACR model is, in all cases, the one that has the lowest stresses, while simple fixation model has the highest maximum stresses values, except made for the extension case (Fig. 10(a)), where the ALIF model is the one with the highest stress.

T9-S1 model

Range of Motion

Compared to the intact model, T9-S1 model has significantly lower ROM values in all the spinal segments considered, both in flexion-extension, in lateral bending and, finally, in axial rotation. This feature is also common with T9-S1 ALIF and T9-S1 ACR models.

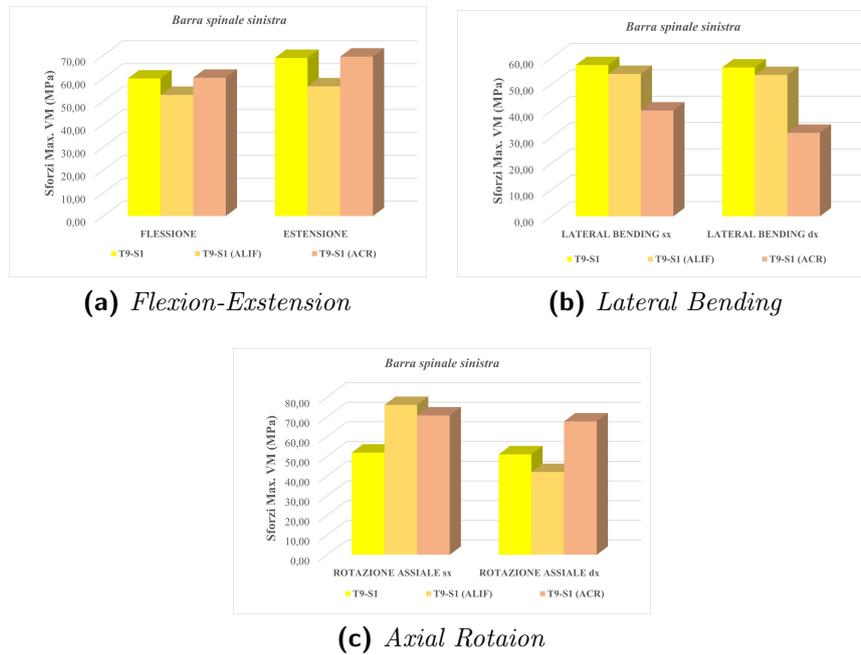


Figure 11: Von Mises maximum stresses in L4-L5 spinal segment

Von Mises maximum stresses

L4-L5 spinal segment

The worst case in this spinal segment is represented by the left spinal rod, which shows higher maximum stresses than the right one, in all the considered movements.

In flexion-extension, the ACR model appears to have the highest maximum stresses, although they are comparable with those of the T9-S1 model. On the other hand, the ALIF model has the lowest stresses (Fig. 11(a)).

Nonetheless, in lateral bending the ACR model shows the lowest stresses, while the simple fixation model has the highest stress values, even if they belong to the same order of magnitude as those of the ALIF model (Fig. 11(b)).

Regarding axial rotation: in left axial rotation, the ALIF model shows the highest stresses, which are comparable with ACR model's stresses and significantly greater than simple fixation model's ones. In left axial rotation, on the contrary, the ACR model has the highest maximum value of stress, in which it can be seen a significant increase compared to the other two models (Fig. 11(c)).

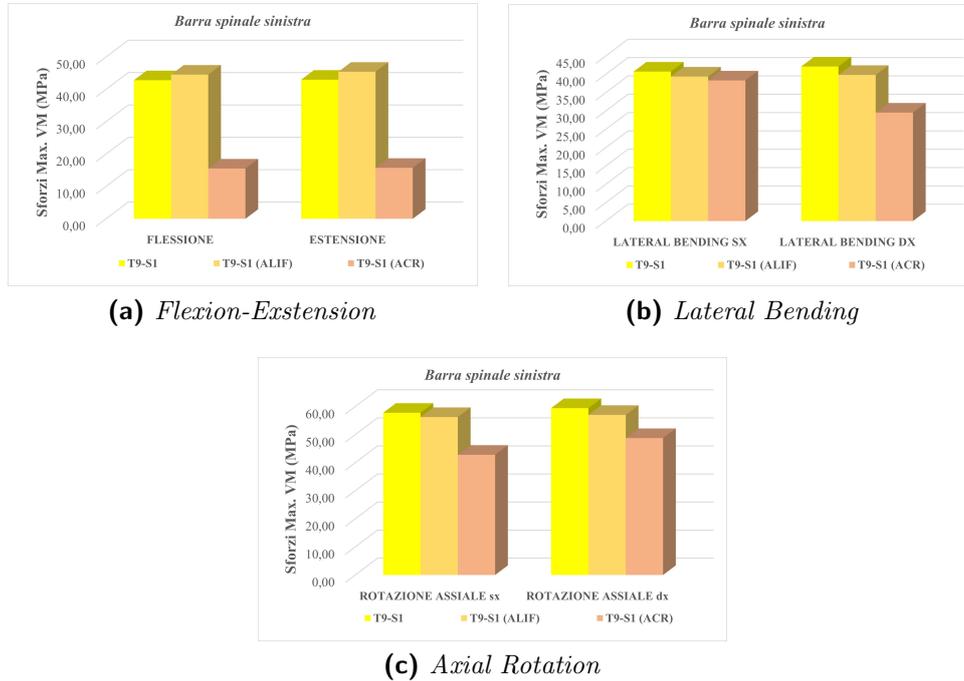


Figure 12: Von Mises maximum stresses in L3-L4 spinal segment

L3-L4 spinal segment

Similarly to all the spinal segments of T9-S1 models, the left spinal rod is the worst case in L3-L4.

Among all the considered movements, a common pattern can be easily highlighted, namely that the ACR model has, in all cases, the lowest maximum values of Von Mises stresses. The discrepancy between the maximum stress values of the latter model with respect to T9-S1 and ALIF models is particularly significant in flexion-extension (Fig. 11(a)), while in lateral bending and axial rotation the maximum values are comparable among all the models (Fig. 11(b,c)).

L5-S1 spinal segment

Left spinal rod in L5-S1 spinal segment presents higher maximum values of Von Mises stresses than the right one. Therefore, it represents the worst case.

A common pattern is observed in all the considered movements: the ACR model is the one with the highest maximum stresses, while the ALIF model has the lowest stresses, except for left lateral

bending, where the maximum stress of the simple fixation model is less than both ALIF and ACR stresses.

Discussion

The models were compared one another by ROM values, in order to evaluate their stability, and by the maximum Von Mises stresses on the rods.

Moreover:

- in T9-L5 bilateral posterior fixation models, ROM is significantly reduced compared to the intact model in each vertebral tract, starting from T9-T10 up to L4-L5: therefore, stability increases. In L5-S1 spinal segment of simple fixation and ACR models, ROM is lower than the intact model's one, but comparable. On the other hand, the ALIF model significantly reduces the ROM of L5-S1, thus increasing spinal stability, compared to the other two models. From a Von Mises stresses point of view, the ACR model significantly reduces their maximum values in the L3-L4 spinal segment, compared to simple fixation and ALIF. Conversely, in L4-L5 segment the stresses are comparable between the corresponding models.
- in T9-S1 bilateral posterior fixation models, stability is guaranteed in all the spinal segments. In particular, in every model, the ROM value of L5-S1 is significantly reduced, compared to the intact model. In ALIF model, ROM is lower than the corresponding one with spinal fixation up to L5 in this segment, which entails a further increase in stability: therefore, the ALIF model is the most stable in this case. Regarding the stresses, similarly to T9-L5 fixation, the ACR model has the lowest values in L3-L4 and the stresses are comparable between the different models in L4-L5. However, in the L5-S1 spinal segment, where the highest maximum stresses values are observed, the ALIF model significantly reduces them, compared to the corresponding models.
- from the spinal stability point of view, bilateral posterior spinal fixation up to S1 involves an increased stability compared to T9-L5 fixation, in all the models considered. However, it is important to underline that this technique is more

invasive. Concerning the Von Mises maximum stresses, there is no significant evidence of a more suitable technique among the T9-L5 and T9-S1 fixation models.

Conclusions

The main purpose of this project was to determine the best solution of spinal fixation between the one up to L5 and the other which is up to the sacrum, based on spinal stability and Von Mises maximum stresses analysis. Furthermore we wanted to verify, from a biomechanical point of view, the differences highlighted by clinical evidences between ACR and ALIF techniques.

By comparing the different models, it was concluded that:

- in spinal fixation up to L5, the ALIF model has the highest stability; from the maximum stresses point of view, on the other hand, the ACR model is the most suitable solution;
- in spinal fixation up to S1, ALIF model results as the most suitable solution, both from the spinal stability and maximum stresses values point of view;
- overall, concerning spinal stability, the most adequate solution is represented by fixation up to S1. However, regarding the stresses, it is not possible to identify a more suitable spinal fixation technique among the other.

To conclude, it is important to underline that this study has some limits, mainly linked to the factors considered and the performed simulations, which can lead this project to future developments.

Capitolo 1

Introduzione

In condizioni fisiologiche, la colonna vertebrale garantisce l'equilibrio dell'intero organismo con un ruolo di primaria importanza: le curvature caratteristiche del rachide nel piano sagittale, infatti, permettono di mantenere l'asse di simmetria corporeo posizionato anteriormente rispetto al rachide stesso e passante per la vertebra cervicale C7 [17]. Tale condizione è definita "sagittal balance".

1.1 Sagittal imbalance

Se la condizione di equilibrio fisiologico di "sagittal balance" non viene soddisfatta, si parla, in questi casi, di "sagittal imbalance". Tale situazione patologica comporta una variazione di posizione dell'asse di simmetria corporeo nel piano sagittale. Questo squilibrio può derivare da un gran numero di fattori, tra i quali si ricordano:

- traumi o fratture;
- tumori ossei;
- deformità spinali, dovute all'età del soggetto, ad un fattore congenito o a patologie degenerative.

Contestualmente, le deformità spinali più comuni, legate alla condizione di squilibrio patologico definita come "sagittal imbalance", sono:

- ipercifosi, caratterizzata da un'eccessiva curvatura cifotica toracica;

- iperlordosi, caratterizzata da un'eccessiva curvatura lordotica lombare;
- "dorso piatto", che è la combinazione di un'ipolordosi lombare e di un'ipocifosi toracica.

1.2 Correzione chirurgica

Nei casi di deformità spinale più gravi, la correzione viene effettuata attraverso l'intervento chirurgico. L'obiettivo principale di tale soluzione è quello di ripristinare le curve caratteristiche del rachide in modo da riposizionare correttamente l'asse di simmetria corporeo e restaurarne la condizione di equilibrio fisiologico.

In particolare, questo progetto di tesi si concentra sulle procedure chirurgiche adottate per il ripristino della curvatura lordotica lombare. Una delle tecniche chirurgiche più effettuate in questi casi è l'osteotomia di sottrazione peduncolare (PSO), la quale è basata sulla resezione posteriore di una vertebra lombare. Successivamente, essa viene fissata posteriormente attraverso l'inserimento di viti peduncolari e barre. Sebbene tale tecnica chirurgica garantisca una notevole capacità di ripristino della curvatura lombare, essa è anche legata ad un elevato tasso di fallimento dell'impianto [18], con conseguente necessità di intervento di revisione chirurgica. Per questo motivo, negli ultimi anni, si sono sviluppati approcci chirurgici alternativi per risolvere il medesimo problema, i quali spesso prevedono l'utilizzo di cage intervertebrali. In particolare, in questo progetto di tesi verranno analizzate in modo dettagliato le seguenti tecniche:

- Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF);
- Anterior Column Realignment (ACR).

1.3 Scopo del progetto di tesi

Questo progetto di tesi si pone come obiettivo quello di verificare quale soluzione di fissazione spinale sia più adeguata tra T9-L5 e T9-S1, confrontandole dal punto di vista della stabilità spinale e degli sforzi massimi di Von Mises presenti sulle barre. Inoltre, questa tesi vuole anche verificare se vi sia, effettivamente, una differenza dal punto di vista biomeccanico tra l'applicazione dell'ALIF

in L5-S1 e l'esecuzione dell'ACR in L3-L4, che vada a rispecchiare le discrepanze riscontrate dal punto di vista clinico tra queste due tecniche chirurgiche. Alcune evidenze cliniche, infatti, hanno messo in luce migliori condizioni post operatorie nel paziente su cui è stata eseguita l'ALIF rispetto all'ACR, che si traducono in un maggiore benessere e in un miglioramento generale della qualità della vita del paziente.

Capitolo 2

Stato dell'arte

La colonna vertebrale, o "rachide", è una struttura ossea che svolge un ruolo fondamentale all'interno dell'organismo, adempiendo a diverse funzioni: sostegno, mantenimento dell'equilibrio, movimento della parte superiore del corpo, protezione del midollo spinale, sopportazione e trasferimento dei carichi gravanti su di essa.

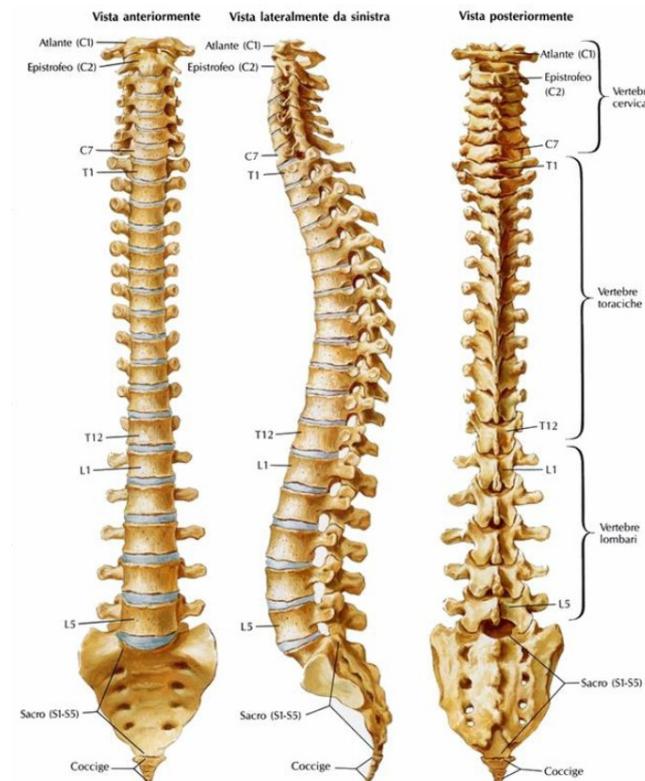


Figura 2.1: Vista frontale, posteriore e laterale della colonna vertebrale [32]

2.1 Anatomia della colonna vertebrale

La colonna vertebrale è costituita da diverse componenti, divise in elementi attivi e passivi. Gli elementi attivi del rachide sono essenzialmente i muscoli, mentre quelli passivi sono i legamenti, le faccette articolari, i dischi intervertebrali e le vertebre. Le vertebre sono ossa corte con caratteristiche comuni e indipendenti dalla zona della colonna vertebrale in cui esse si trovano. Anteriormente, esse sono caratterizzate da una struttura cilindrica (Fig. 2.2) composta da:

- osso corticale, che è lo strato più esterno della vertebra e ha uno spessore di circa 2 mm;
- osso trabecolare, che compone la parte più interna della vertebra, il corpo vertebrale; l'osso trabecolare è quello volto alla resistenza dei carichi in compressione.

Posteriormente, invece, la vertebra presenta un gran numero di strutture diverse tra di loro (Fig. 2.2), che svolgono le funzioni più disparate:

- dalla parte posteriore del corpo vertebrale si estende l'arco neurale, il quale delimita i margini del foro vertebrale, che serve a proteggere e contenere il midollo spinale. La successione contigua dei fori vertebrali forma il canale midollare;
- i peduncoli hanno origine dalla zona postero-laterale del corpo vertebrale e formano delle giunzioni che permettono all'arco neurale di unirsi al corpo;
- a livello delle giunzioni tra i peduncoli e le lamine, si formano i cosiddetti processi articolari. Su ogni vertebra sono presenti processi articolari superiori e inferiori: ognuno di questi presenta una superficie liscia costituita da un rivestimento cartilagineo, detta faccetta articolare. Le vertebre articolano tra di loro proprio grazie alla presenza delle faccette articolari. Esse, inoltre, svolgono un ruolo di primaria importanza nella limitazione del movimento della colonna, in particolare in flessione-estensione e in rotazione assiale.

Complessivamente, il rachide si compone di 33 vertebre, di cui 7 cervicali, le quali si estendono dalla base del cranio fino all'estremità inferiore del collo, che vanno a comporre il tratto cervicale

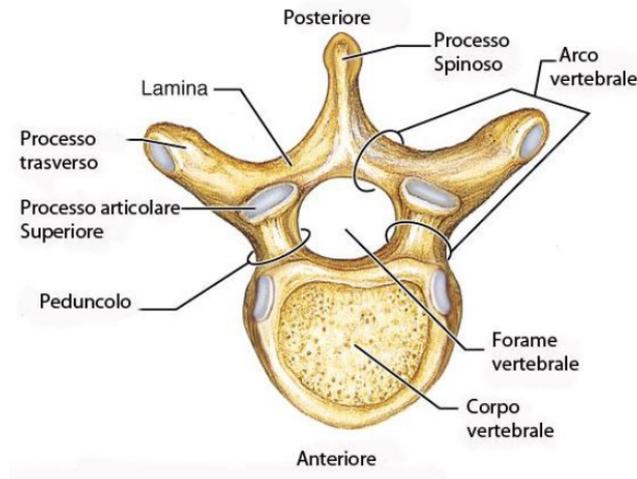


Figura 2.2: Vertebra vista dall'alto [32]

della colonna, 12 toraciche, che compongono il tratto toracico e che si estendono fin oltre la curvatura cifotica, e 5 lombari, che compongono la caratteristica curva lordotica lombare alla base del rachide fino al sacro e definiscono la zona, appunto, lombare. Ulteriori 9 vertebre si trovano a livello del sacro e a livello coccigeo: in particolare, 5 di esse sono fuse tra loro nel sacro e 4 a livello coccigeo (Fig. 2.1).

Ad intervallare le vertebre tra di loro si trovano i dischi intervertebrali (Fig. 2.3). Essi sono composti da due strutture differenti tra loro:

- il nucleo fibroso, ricco di acqua (oltre il 90 %) e di proteoglicani, che ha la capacità di assorbire acqua e rigonfiarsi.
- l'anulus fibroso, costituito da una struttura lamellare formata da fibre di collagene che connettono il disco all'endplate vertebrale.

Attraverso la loro capacità di deformazione e di distribuzione della pressione lungo l'endplate, anche i dischi intervertebrali svolgono un ruolo importante nella sopportazione dei carichi, in particolare in caso di compressione.

Oltre alle vertebre, alle faccette articolari ed ai dischi intervertebrali, l'unità funzionale spinale (Functional Spinal Unit, FSU) è costituita anche dai legamenti. Essi svolgono un ruolo importante

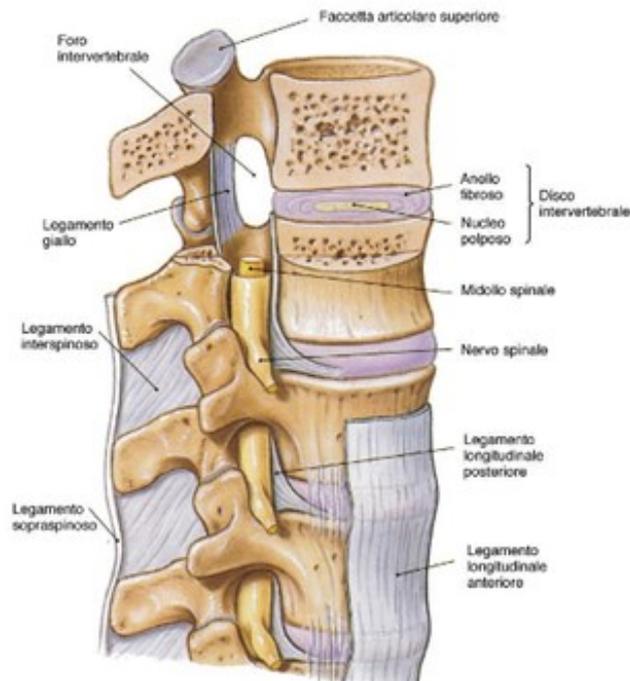


Figura 2.3: Vista laterale e in sezione di un tratto vertebrale [32]

nel guidare il movimento della colonna e limitarne l'ampiezza. I legamenti spinali sono sette (Fig. 2.3):

- legamento longitudinale posteriore, che è il più rigido. A livello dei dischi intervertebrali si allarga per rinforzare la struttura dell'anello fibroso;
- legamento longitudinale anteriore, elastico, copre la parte anteriore delle vertebre arrivando fino al sacro. Al contrario del posteriore, è più spesso a livello dei corpi vertebrali e meno sui dischi;
- legamento intertrasversario, il quale prevalentemente si trova in zona toracica e connette i processi trasversali delle vertebre;
- legamento flavo (o legamento giallo), è il più elastico. Tuttavia, con il processo di degenerazione spinale, tende ad irrigidirsi ed a diventare più fibroso. Questo legamento è presente su tutta la colonna, a partire dal tratto cervicale fino al primo segmento sacrale, e connette le lamine di due vertebre adiacenti;

- legamento interspinoso, connette i processi spinosi delle vertebre tra loro, è delimitato anteriormente dal legamento flavo e posteriormente da quello sovraspinoso;
- legamento sovraspinoso, il quale, analogamente a quello interspinoso, aumenta la sua tensione durante la flessione del rachide;
- legamento capsulare, è composto da due strati: uno, esterno, costituito da fibre di collagene che contornano i margini delle articolazioni intervertebrali e uno, interno, costituito da una membrana che produce liquido sinoviale per la nutrizione e lubrificazione delle articolazioni.

2.2 Sagittal balance ed imbalance

Come già evidenziato in precedenza, una delle funzioni fondamentali della colonna vertebrale riguarda il controllo della postura del corpo ed il mantenimento dell'equilibrio. In caso fisiologico, infatti, le curve caratteristiche del rachide nel piano sagittale, in particolare quella toracica e quella lombare, sono in grado di mantenere l'asse di simmetria del corpo posizionato anteriormente rispetto alla colonna stessa: l'asse risulta passante per il centro di C7, per l'angolo postero-superiore del sacro a livello del disco intervertebrale L5-S1 e collineare all'asse longitudinale femorale, per poi terminare perpendicolarmente al suolo [15, 17]. Tale condizione di equilibrio fisiologico è definita come "sagittal balance" e viene mantenuta in modo tale da massimizzare l'efficacia dell'azione dei muscoli spinali agonisti ed antagonisti, minimizzandone la richiesta energetica (Fig. 2.4).

In casi patologici, questo tipo di equilibrio può venire meno: si parla perciò di "sagittal imbalance". Esempio di tale squilibrio può essere l'ipercifosi (Fig. 2.4): il soggetto affetto da questa patologia presenta un'eccessiva curvatura cifotica toracica, che si traduce in una flessione marcata in avanti del tronco, che causa una situazione di sovraccarico sulla colonna e dolore al soggetto stesso [5]. Un'altra condizione patologica è, ad esempio, la cosiddetta "flat back", o "dorso piatto": in questo caso lo squilibrio non fisiologico è dato da un'ipocifosi toracica ed un'ipolordosi lombare, il che comporta una rettilineizzazione della colonna in questi due tratti [5].

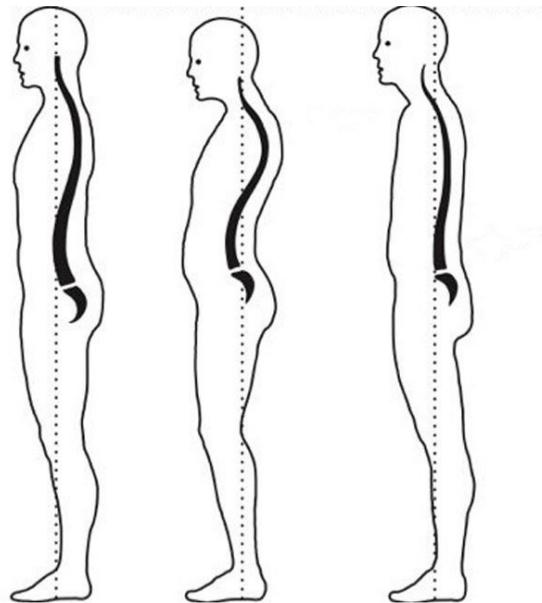


Figura 2.4: In ordine, da sinistra a destra: colonna vertebrale normale; ipercifosi toracica; "dorso piatto" (da Wikipedia).

In particolare, la perdita della lordosi lombare e il conseguente squilibrio sagittale sono stati definiti come una delle principali cause di dolore e disabilità nella colonna vertebrale degenerativa [6, 7].

In generale, le condizioni patologiche del rachide che hanno come risultato finale uno squilibrio, portano ad un abbassamento considerevole della qualità della vita del paziente, il quale prova un dolore cronico a livello dorsale, e richiedono l'attivazione di meccanismi di compensazione patologici che gravano su diversi livelli ossei:

- spesso nei pazienti ipercifotici a livello cervicale può crearsi un'iperlordosi, ovvero un'iperestensione del tratto cervicale del rachide. Questa compensazione viene attivata per mantenere l'orizzontalità dello sguardo, con conseguente dolore al collo e possibili degenerazioni della colonna cervicale;
- sempre in caso di ipercifosi, per compensare inizialmente la flessione del tronco, è comune in molti pazienti la retroversione del bacino, che però comporta poi uno squilibrio del tronco stesso;

- un ulteriore meccanismo di compensazione è costituito dalla flessione del ginocchio e dall'estensione dell'articolazione della caviglia, come conseguenza all'avanzamento dell'asse di equilibrio che in pazienti ipercifotici si trova anteriormente rispetto al rachide. Tale meccanismo comporta uno stato di sovraccarico sull'articolazione che provoca dolore localizzato nel paziente e può condurre all'accelerazione dei processi degenerativi ossei.

Se le condizioni patologiche si rivelassero gravi, la soluzione più adottata per la correzione della deformità spinale è l'intervento chirurgico. In particolare, esistono diverse tecniche chirurgiche che hanno come scopo ristabilire la condizione di sagittal balance:

- osteotomia di sottrazione peduncolare (Pedicule Subtraction Osteotomy, PSO), la quale viene applicata solitamente sul tratto lombare della colonna per correggerne l'ipolordosi [4]. Essa viene effettuata attraverso un approccio posteriore e consiste nella resezione di una vertebra e nel fissaggio, solitamente due livelli al di sopra e due al di sotto dell'osteotomia, tramite strumentazione spinale composta da viti peduncolari e barre. Tale tecnica permette un grado di correzione molto elevato (fino a circa 35 gradi di lordosi), ma diversi studi hanno evidenziato che essa possiede un tasso di complicanze post-operatorie più alto rispetto ad altre tecniche, come conseguenza di un'elevata instabilità introdotta dalla resezione vertebrale. Spesso, infatti, porta a pseudoartrosi ed alla rottura delle barre spinali [8] in corrispondenza del livello dove è stata effettuata l'osteotomia e, di conseguenza, ciò comporta il fallimento dell'impianto, rendendo necessario un intervento chirurgico di revisione [26];
- Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF): questa tecnica chirurgica consente di correggere l'ipolordosi della zona lombare. Essa viene applicata principalmente nel tratto L5-S1: essendo una tecnica mininvasiva, essa permette di accedere direttamente al sito di impianto, minimizzando i rischi neurologici e consente, per questo, di operare anche pazienti anziani, oncologici o comunque che presentano condizioni cliniche piuttosto gravi. Tale tecnica consiste nella rimozione del disco intervertebrale e nell'inserimento, al suo posto, di una cage intervertebrale iperlordotica che permette di ristabilire così la

curva lordotica lombare caratteristica. La procedura può concludersi (o meno) con la fissazione posteriore tramite l'utilizzo di viti peduncolari e barre spinali (o anteriore, attraverso l'uso di placche intervertebrali);

- **Anterior Column Realignment (ACR):** tale tecnica è caratterizzata da un approccio anteriore al sito di impianto e, analogamente al caso dell'ALIF, si ha la rimozione (totale o parziale) del disco, che viene poi sostituito con una cage intervertebrale. Infine, il tutto viene fissato posteriormente con viti peduncolari e barre. Questa tecnica è principalmente utilizzata per correggere le deformità spinali della zona lombare, ma può anche essere applicata nella zona cervicale, dove la fissazione viene effettuata anteriormente utilizzando placche intervertebrali connesse alle vertebre tramite viti.

2.3 ALIF

La tecnica chirurgica ALIF si è sviluppata in maniera sempre più rapida negli ultimi anni. Tale tecnica può essere utilizzata per un gran numero di patologie legate alla colonna vertebrale: disturbi degenerativi del disco [23], spondilolistesi, pseudoartrosi [12, 27], deformità del tratto cervicale e, inoltre, anche come soluzione nell'intervento chirurgico di revisione in caso di fallimento della fissazione spinale posteriore bilaterale [7]. Nel caso tale tecnica fosse effettuata nel tratto cervicale del rachide, per favorire la fusione ossea ed evitare il movimento della cage nel sito di impianto (loosening), può essere aggiunta anteriormente una placca intervertebrale, che viene poi fissata alle vertebre con delle viti.

L'utilizzo preponderante della tecnica ALIF avviene però nei casi in cui si rende necessario il restauro della curvatura lordotica della zona lombare del rachide, poichè risulta essere la soluzione più adatta per questo tipo di deformità spinale [1]. In particolare, l'ALIF è la soluzione migliore da adottare per il tratto L5-S1 grazie all'anatomia vascolare che garantisce una certa facilità di accesso al sito di impianto. Essa, comunque, può essere utilizzata anche nel tratto L4-L5 mentre, per i tratti lombari superiori, è limitata dalla retrazione del rene e del peritoneo oltre che dal rischio di ischemia mesenterica acuta [20].

La stabilità dell'impianto deve essere garantita anche nel tratto spinale lombare e, soprattutto, deve essere favorita la ricrescita ossea. Sebbene, infatti, la sicurezza e l'efficacia dell'approccio cosiddetto "stand alone", ovvero laddove la cage è inserita senza fissazione ne' anteriore ne' posteriore, sia verificata, è stato dimostrato anche che l'utilizzo della strumentazione spinale posteriore accresce la capacità e il tasso di fusione ossea [3] oltre che evitare degenerazioni del tratto lombare, come ad esempio la spondilolistesi istmica [20]. Oltre a questo, la fissazione spinale posteriore garantisce anche un significativo aumento della stabilità dell'intero impianto, la quale può essere anche favorita da:

- cage autofissanti, le quali presentano al loro interno viti che si andranno ad inserire negli endplate delle vertebre interessate dall'ALIF [7];
- placche intervertebrali posizionate anteriormente, le quali, analogamente alla procedura che si effettua per il tratto cervicale, vengono fissate alle vertebre tramite delle viti;
- un approccio sia anteriore che posteriore, utilizzando sia la placca intervertebrale sia la strumentazione spinale di fissazione: in questo caso la limitazione principale risulta essere la morbilità [27].

Per quanto riguarda il materiale della cage intervertebrale, quello più utilizzato è il titanio, principalmente a causa della sua elevata biocompatibilità, che favorisce la ricrescita ossea e la fusione intersomatica. Tuttavia, negli impianti aventi cage realizzate con questo materiale, si sono riscontrati alcuni problemi, quali, ad esempio, cedimenti nel corpo vertebrale adiacente, a causa dell'elevata durezza del materiale, artefatti metallici, rilevati sia nella tomografia computerizzata (TC) che nella risonanza magnetica nucleare (RMN), i quali possono alterare la valutazione della fusione ossea [7].

Per questi motivi, sono state introdotte le cage intervertebrali in PEEK (Poli-Etere-Etere-Chetone), un materiale polimerico che presenta un modulo elastico confrontabile con quello dell'osso corticale. Le analisi cliniche effettuate sulle cage in PEEK utilizzate per l'ALIF, tuttavia, hanno evidenziato elevati tassi di fallimento, dovuti, principalmente, all'idrofobicità del materiale, che comporta condizioni non ottimali per la fusione ossea [7, 29].

2.3.1 Procedimento chirurgico

La tecnica chirurgica ALIF, in passato, prevedeva l'accesso al sito di impianto tramite un approccio transperitoneale, mentre, al giorno d'oggi, viene maggiormente utilizzato l'approccio retroperitoneale sinistro. I vantaggi di questo tipo di approccio sono principalmente:

- l'accesso al sito di impianto dal lato sinistro è più sicuro poiché consente di avvicinarsi ai grandi vasi dal lato dell'arteria: a livello L5-S1 ciò favorisce un miglior controllo della vena iliaca, mentre a livelli L4-L5 e L3-L4 consente una minima mobilitazione della vena cava, riducendo così il rischio di lesioni [7];
- l'esposizione completa della zona discale, che facilita la discectomia completa e l'inserimento della cage intervertebrale;
- il mantenimento dei muscoli spinali posteriori e degli psoas anterolaterali, il che permette una riduzione del dolore postoperatorio [7].

La tecnica chirurgica è suddivisa in diverse fasi:

1. la zona discale L5-S1 viene identificata e, successivamente, viene effettuata su di essa un'incisione per poter accedere al sito di impianto;
2. dopo aver effettuato la dissezione del tessuto sottocutaneo, viene incisa la guaina anteriore del retto addominale e quest'ultimo, utilizzando dei divaricatori, viene spostato in zona mediale o laterale;
3. la guaina posteriore del muscolo retto dell'addome viene aperta, esponendo così il peritoneo: esso viene, quindi, reintrodotto accuratamente;
4. viene esposta la zona discale di interesse L5-S1 (Fig. 2.5), la quale, in questo caso, è accessibile al di sotto della biforcazione dei grandi vasi, in corrispondenza del corridoio interiliaco;
5. una volta estratto il disco intervertebrale e inserita, al suo posto, la cage iperlordotica, viene inserito un drenaggio retroperitoneale e la ferita viene suturata su diversi livelli.

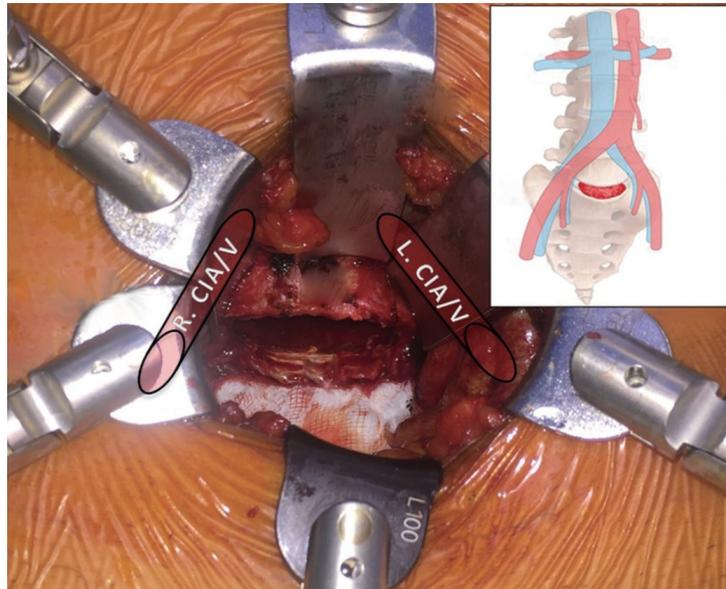


Figura 2.5: ALIF in L5-S1: vista anteriore della zona discale [20]

2.3.2 Rischi intraoperatori

La tecnica chirurgica ALIF risulta essere piuttosto complicata da eseguire sul paziente e richiede una grande esperienza e capacità da parte del chirurgo.

Tale procedura presenta un numero significativo di rischi intraoperatori, legati principalmente al tipo di approccio anteriore utilizzato, che possono essere:

- eiaculazione retrograda nei pazienti maschi;
- danni viscerali;
- lesioni vascolari;
- lesioni peritoneali.

Per quanto riguarda le lesioni vascolari, esse avvengono raramente in maniera diretta sui grandi vasi, in particolare l'incidenza varia tra il 2 % e l'8 % e riguarda principalmente la vena iliaca comune. Questi rischi possono essere limitati attraverso l'utilizzo di un sistema di retrazione e un'attenta manipolazione da parte del chirurgo [7].

Nel caso, invece, di lesioni peritoneali durante lo svolgimento della procedura chirurgica, esse devono essere immediatamente

identificate e riparate, poichè potrebbero causare ernie, ostruzioni, nonchè lesioni intestinali potenzialmente fatali per il paziente [7].

2.4 ACR

La tecnica chirurgica ACR viene utilizzata nei casi di deformità spinale che presentano nel piano sagittale una curva lordotica lombare non fisiologica: tale tecnica, in queste situazioni, è una valida alternativa alla PSO e ai rischi ad essa collegati [8, 26]. L'ACR, infatti, presenta una capacità di correzione angolare lordotica comparabile a quella della PSO, ma risulta essere una procedura sicuramente meno aggressiva di quest'ultima, principalmente per due motivi :

- l'ACR è una procedura mininvasiva, al contrario della PSO: questo fatto riduce consistentemente il dolore postoperatorio del paziente;
- l'approccio anteriore (o laterale) diminuisce la perdita di sangue durante l'intervento;

Come nel caso dell'ALIF, anche nell'ACR viene inserita una cage iperlordotica intervertebrale per ristabilire la corretta curvatura lombare. L'inserimento della cage comporta ulteriori vantaggi rispetto alla PSO, quali:

- una migliore stabilità dell'impianto: essa viene ulteriormente aumentata attraverso la fissazione spinale bilaterale posteriore [14];
- una miglior distribuzione del carico gravante sulla colonna tra parte anteriore di essa e parte posteriore, nella quale esso è principalmente sostenuto dalla strumentazione spinale: questo permette la riduzione degli sforzi sulle barre spinali, diminuendone, conseguentemente, il rischio di rottura [13].

2.4.1 Classificazione

A partire dalla classificazione effettuata da Schwab (et al.)[25], Uribe (et al.)[28] ha indicato sei diverse categorie per l'ACR, divise tra loro in base alla capacità di correzione angolare e alle possibili osteotomie svolte posteriormente alla colonna:

- Grado A (Grado 0 in [25]): eseguita con approccio anteriore o laterale, senza alcuna osteotomia posteriore svolta, utilizzando una cage iperlordotica con angolo di correzione tra i 20 e i 30 gradi;
- Grado 1 (Grado 1 in [25]): eseguita con l'inserimento di una cage iperlordotica avente angolo di correzione lordotico pari a 30 gradi e la resezione della faccetta inferiore e della capsula articolare. Questa operazione può essere eseguita con l'aggiunta della resezione del legamento interspinoso o meno;
- Grado 2 (Grado 2 in [25]): eseguita con l'inserimento della cage iperlordotica in combinazione con la resezione di entrambe le faccette articolari (superiore e inferiore) di uno specifico tratto vertebrale. Inoltre, altri elementi che caratterizzano l'unità funzionale spinale, quali i legamenti interspinoso e flavo e altre componenti posteriori della vertebra come i processi spinosi, possono essere rimossi;
- Gradi 3 e 4 (Gradi 3 e 4 in [25]): per il grado 3 dell'ACR, oltre all'inserimento della cage iperlordotica, viene effettuata posteriormente una PSO, in corrispondenza del corpo vertebrale adiacente al sito di impianto; per il grado 4, invece, tale procedura è svolta nelle due vertebre distali al sito di impianto della cage e comprende anche la zona del disco intervertebrale adiacente, per aumentare la correzione lordotica. Queste due tecniche sono molto invasive e vengono svolte nel caso fosse necessaria una correzione angolare lordotica di 30 gradi o superiore;
- Grado 5 (Grado 5 in [25]): questo grado comporta la rimozione completa del corpo vertebrale di uno specifico tratto e dei dischi intervertebrali ad esso adiacenti attraverso un approccio anteriore, laterale o posteriore.

2.4.2 Rischi intraoperatori

I numerosi rischi collegati all'esecuzione dell'ACR sono dovuti alla complessità di tale procedura chirurgica, che, analogamente all'ALIF, richiede al chirurgo una grande capacità e conoscenza delle caratteristiche anatomiche dell'area nella quale si esegue l'inter-

vento. Tra i danni principali che possono accadere a seguito dello svolgimento dell'ACR si ricordano [13]:

- danni ai grandi vasi, quali arteria e vena femorale;
- danni viscerali o retroperitoneali, sebbene piuttosto rari;
- danni neurologici, prevalentemente in caso di approccio laterale, temporanei e non invalidanti nella maggior parte dei casi;
- esistono poi complicazioni di tipo meccanico, come, ad esempio, la pseudoartrosi, che portano al fallimento dell'impianto e rendono necessario un intervento di revisione chirurgica.

Capitolo 3

Materiali e Metodi

3.1 Modello di colonna toraco-lombare

Tutte le simulazioni effettuate in questo lavoro di tesi sono state svolte con il software Abaqus CAE 2018 (Dassault Systemes, Simulia, Johnston, RI, USA) attraverso l'utilizzo di un modello ad elementi finiti di colonna toraco-lombare T9-S1 (Fig. 3.1). Il modello non è stato costruito e sviluppato in questo lavoro di tesi, bensì in un progetto precedente [21].



Figura 3.1: Vista frontale e laterale del modello di colonna toraco-lombare [21]

3.1.1 Vertebre

Le vertebre sono composte da:

- osso corticale;
- osso trabecolare;
- processi posteriori, composti essenzialmente dalle faccette articolari e dai peduncoli. Le faccette articolari sono state definite come uno strato cartilagineo di piccolo spessore attorno all'osso [21].

I materiali di tali componenti sono stati definiti tutti come elastici isotropi, tranne l'osso trabecolare che è stato definito come materiale trasversalmente isotropo, ovvero un materiale in cui, in ciascun punto, sono presenti dei piani di simmetria elastica nei quali, lungo tutte le direzioni, le caratteristiche dello stesso materiale non cambiano [21]. In particolare:

- l'osso corticale possiede un modulo elastico E pari a 12 GPa e un coefficiente di Poisson ν pari a 0,3;
- l'osso trabecolare possiede un modulo elastico $E_x=E_y$ pari a 140 MPa ed E_z pari a 200 MPa; il coefficiente di Poisson ν_x è pari a 0,45, mentre $\nu_y=\nu_z$ è pari a 0,315.

3.1.2 Dischi intervertebrali

I dischi intervertebrali si inseriscono tra una vertebra e l'altra, e sono composti da:

- endplates (Fig. 3.2(a)), nei quali viene considerata, per semplicità, unicamente la parte ossea [21]; il modulo elastico E è di 100 MPa e il coefficiente di Poisson ν vale 0,4 [24].
- nucleo polposo (Fig. 3.2(b)), localizzato in maniera leggermente posteriore al centro del disco [11], che ha un modulo elastico E pari a 1 MPa e un coefficiente di Poisson ν pari a 0,49 [24].
- anulus fibroso, diviso a sua volta in:
 - matrice (Fig. 3.2(c)), con un modulo elastico E pari a 2 MPa e un coefficiente di Poisson ν di 0,45 [10];

- fibre di collagene (Fig. 3.2(d)), con un modulo elastico E pari a 300 MPa e un coefficiente di Poisson ν di 0,3 [10].

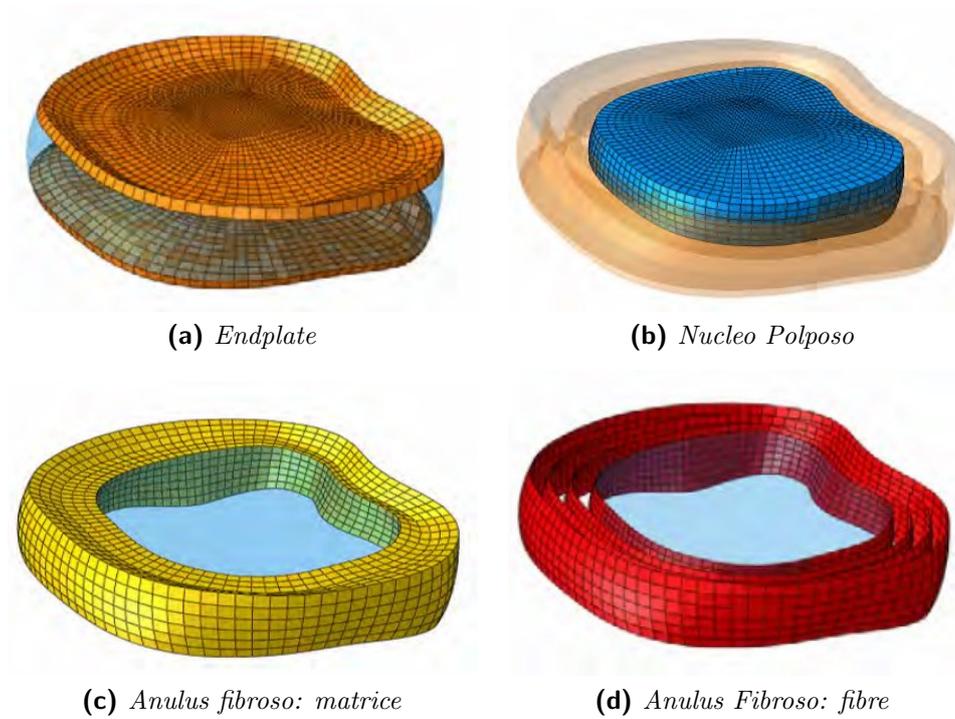


Figura 3.2: Struttura del disco intervertebrale [21]

3.1.3 Legamenti

I legamenti sono stati definiti attraverso l'utilizzo di elementi lineari che rappresentano il comportamento di una molla, in cui all'applicazione di una forza è direttamente connessa una deformazione [21]. Questi elementi vengono definiti, in Abaqus, come "Springa" e sono stati utilizzati per rappresentare i sette diversi legamenti relativi alla colonna vertebrale:

- legamento longitudinale anteriore;
- legamento longitudinale posteriore;
- legamento intertrasversario;
- legamento interspinoso;

- legamento sovraspinoso;
- legamento flavo (o legamento giallo);
- legamento capsulare.

La rigidità iniziale di tali legamenti è stata definita attraverso i valori trovati in letteratura [2, 21].

3.2 Discretizzazione del modello e contatti

La mesh non è uniforme per tutto il modello, bensì varia tra le diverse componenti. Ad esempio, le vertebre sono state discretizzate attraverso l'utilizzo di elementi tetraedrici lineari a 4 nodi (C3D4), mentre per il corpo vertebrale e i dischi intervertebrali sono stati utilizzati elementi esaedrici lineari a 8 nodi (C3D8) [21].

Per quanto riguarda i contatti tra le varie componenti del modello:

- per le faccette articolari è stato utilizzato un tipo di contatto "Surface to Surface", il quale permette il movimento relativo tra le superfici che lo caratterizzano [21];
- per le vertebre e i dischi, invece, è stato utilizzato un contatto di tipo "Tie", il quale permette di unire due superfici tra loro separate, anche con mesh differenti l'una dall'altra, di modo che non ci sia movimento relativo tra loro [21].

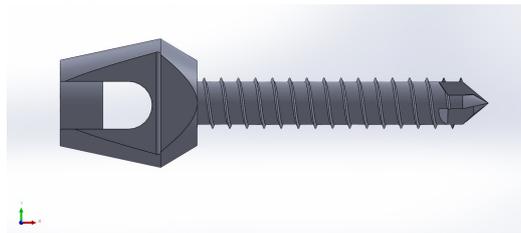
3.3 Strumentazione spinale

A partire dal modello di base, definito come modello "intatto" e descritto in precedenza nei paragrafi 3.1 e 3.2, si sono costruiti ulteriori modelli, cosiddetti "strumentati", attraverso la rappresentazione, la modellazione e, infine, l'inserimento all'interno del modello originario, della strumentazione spinale. In particolare, la strumentazione spinale è composta da:

- viti peduncolari;
- barre spinali;
- cages intervertebrali.



(a) Vite peduncolare: vista frontale



(b) Modello vite peduncolare: vista frontale

Figura 3.3: Vite peduncolare di riferimento e sua rappresentazione in Solidworks

3.3.1 Viti peduncolari

Le viti peduncolari si inseriscono in coppia posteriormente alla vertebra, precisamente nei peduncoli, e la filettatura raggiunge la parte anteriore della vertebra stessa. La procedura di inserimento avviene tramite intervento chirurgico, il quale può risultare necessario per diversi motivi, come già accennato nel capitolo 1. Le viti, poi, sono connesse tra di loro dalle barre spinali, le quali si posizionano all'interno della testa della vite peduncolare: l'insieme di viti e barre compone la struttura base posteriore che serve, principalmente, per la trasmissione del carico da una vertebra all'altra.

Il materiale di cui sono composte le viti peduncolari è, nella maggior parte dei casi, il titanio. Il titanio viene molto spesso utilizzato per soluzioni chirurgiche impiantabili, poichè è un materiale altamente biocompatibile. Questa caratteristica del materiale si rivela molto importante per raggiungere lo scopo principale della fissazione spinale, ovvero la fusione vertebrale: infatti, il carico a cui è sottoposta la vertebra sarà equamente distribuito tra quest'ultima e la strumentazione posteriore, in modo da favorire la crescita ossea.

Le dimensioni della vite di riferimento scelta (Fig. 3.3(a)), che poi verranno utilizzate per la rappresentazione delle viti nel modello, sono le seguenti:

- passo: 2 mm;

- diametro testa: 6 mm;
- diametro esterno: 5 mm;
- diametro di nocciolo: 4 mm;
- lunghezza totale: 47 mm.

3.3.2 Barre spinali

Come già accennato nel paragrafo 3.3.1, le barre spinali vengono utilizzate nella fissazione per connettere tra loro le vertebre e per trasmettere il carico gravante sul rachide tra una vertebra e l'altra. Anche per le barre spinali si è scelto di utilizzare come materiale il titanio, in quanto è uno dei materiali più utilizzati per realizzarle.

La dimensione principale delle barre spinali è, ovviamente, il diametro, che è stato impostato al valore di 5,5 mm. La lunghezza, invece, dipende e varia con la fissazione: le barre spinali saranno più lunghe nella fissazione fino a S1 rispetto a quelle nella fissazione fino a L5.

3.3.3 Cage intervertebrale

La cage intervertebrale è stata utilizzata nei modelli con ALIF in L5-S1 e in quelli con ACR in L3-L4. Tuttavia, in questi modelli sono state utilizzate due cage differenti tra di loro in termini di dimensioni e di angolo di correzione lordotica, ma non in ambito di materiale, poichè entrambe sono state realizzate in titanio.

La cage relativa al modello con ALIF è una cage iperlordotica (Fig. 3.4(a,c)), la quale possiede due angoli di correzione:

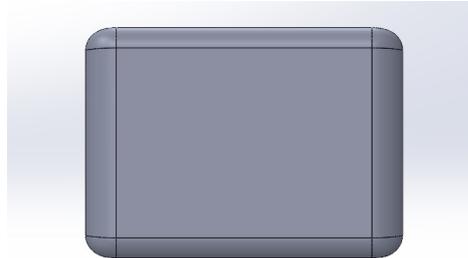
- un angolo pari a 15 gradi, che è relativo a quando la cage è "chiusa";
- un angolo pari a 26 gradi, relativo invece al caso in cui la cage si trovi nella sua configurazione iperlordotica, o "aperta".

Le dimensioni della cage di riferimento sono le seguenti:

- altezza massima: 2,4 cm;
- larghezza base maggiore: 3,2 cm;
- larghezza base minore: 2,2 cm;



(a) Cage ALIF: vista frontale



(b) Modello cage ALIF: vista frontale



(c) Cage ALIF: vista dall'alto



(d) Modello cage ALIF: vista dall'alto

Figura 3.4: Cage di riferimento per ALIF e la sua rappresentazione su Solidworks

- profondità: 2,7 cm.

Per quanto riguarda, invece, i modelli con ACR, è stata presa come riferimento una cage iperlordotica con un angolo di correzione pari a 30 gradi. Le dimensioni della cage di riferimento, in questo caso, sono le seguenti:

- altezza massima: 2 cm;
- larghezza base maggiore: 4,2 cm;
- larghezza base minore: 3,2 cm;
- profondità: 2,5 cm.

3.4 Modelli della strumentazione spinale

La realizzazione dei modelli della strumentazione spinale è stata eseguita in maniera analoga sia per le viti peduncolari, sia per le barre spinali che, infine, per la cage intervertebrale.

3.4.1 Disegno in Solidworks

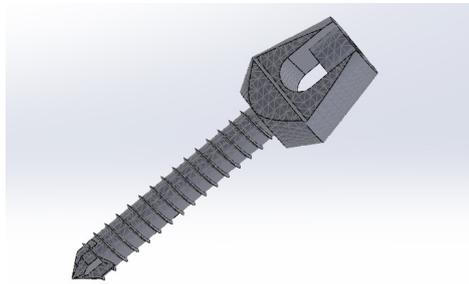
A partire dall'oggetto della strumentazione di riferimento, si è creata la sua rappresentazione attraverso il software di modellazione Solidworks, riportandone le caratteristiche morfologiche e le dimensioni.

Sono state effettuate, tuttavia, delle semplificazioni, in particolare nella rappresentazione delle viti peduncolari e della cage intervertebrale relativa all'ALIF:

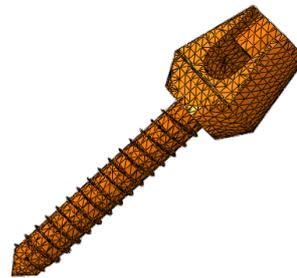
- la vite di riferimento originale è una vite multiassiale, ovvero la testa può ruotare e piegarsi lateralmente rispetto al corpo, ma nella sua rappresentazione risulta essere uniassiale, pertanto la testa risulta collegata al resto del corpo, in maniera collineare alla direttrice della vite, tramite un incastro. Questa semplificazione è stata fatta, oltre che per rendere meno complessa la modellazione della vite peduncolare, anche per il fatto che i gradi di libertà posseduti dalla vite di riferimento non comportano variazioni nella simulazione dal punto di vista meccanico.
- come già affermato nel paragrafo 3.3.3, la cage di riferimento possiede due configurazioni, una "chiusa" e una "aperta", tra le quali varia, oltre che l'altezza massima, anche l'angolo di correzione lordotica. La cage è stata rappresentata in Solidworks unicamente nella sua configurazione "aperta", cioè iperlordotica, con un unico grado di correzione pari, appunto, a 26 gradi.

Le barre spinali, infine, sono state modellizzate in due passaggi successivi, a partire da un modello di colonna vertebrale con già correttamente inserite le viti peduncolari:

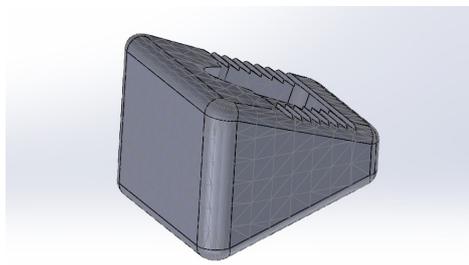
- per prima cosa, utilizzando la funzione di Solidworks "curva per punti di riferimento", si è disegnata una curva passante attraverso le teste delle viti peduncolari, che funge da asse attorno al quale si effettua l'estrusione in rivoluzione;
- utilizzando quest'ultima funzione ed impostando il valore di diametro desiderato, si completa la modellizzazione della barra spinale.



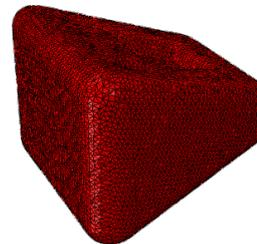
(a) Vite peduncolare: mesh superficiale



(b) Vite peduncolare: mesh volumetrica



(c) Cage ALIF: mesh superficiale



(d) Cage ALIF: mesh volumetrica

Figura 3.5: Discretizzazione delle viti peduncolari e della cage per ALIF

3.4.2 Realizzazione della mesh

Per poter meshare i componenti della strumentazione spinale, prima di tutto bisogna posizionarli correttamente all'interno del modello di colonna vertebrale. Per prima cosa, perciò, si inseriscono le viti peduncolari all'interno dei peduncoli e, successivamente, vengono posizionate all'interno delle loro teste le barre spinali.

La mesh volumetrica di ognuno dei componenti della strumentazione spinale è stata creata attraverso tre passaggi chiave in sequenza tra loro:

1. innanzitutto, in Solidworks, tramite la funzione "converti in corpo mesh", è stata creata per la strumentazione una mesh di superficie (Fig. 3.5(a,c)). Per definire tale mesh, si è massimizzato l'angolo di deviazione massima, in modo da ottenere una mesh più regolare, e minimizzato il valore della distanza massima, che serve per avere una mesh sufficientemente fitta. In altre parole, questo passaggio è stato eseguito per poter poi sviluppare una buona mesh volumetrica e ottenere, quindi, la distribuzione degli sforzi di Von Mises su di una superficie

più regolare. Infine, è stata assegnata una dimensione minima all'elemento base della mesh che ne garantisca una certa omogeneità e regolarità. Il file così ottenuto è stato esportato in formato "Polygon File Format" (.ply);

2. successivamente, attraverso il programma Meshlab, il file di output di Solidworks (.ply) è stato convertito in un file stl, che servirà come punto di partenza per la creazione della mesh volumetrica;
3. infine, il file stl è stato caricato in Titgen, un programma che, a partire da un oggetto avente una mesh di superficie, permette la costruzione di una mesh volumetrica (Fig. 3.5(b,d)). Una volta ottenuto il file del componente con la mesh volumetrica, sempre attraverso l'utilizzo di Titgen, si ottiene il file inp da importare in Abaqus nel modello desiderato.

Ottenuto il file inp, si è proceduto all'aggiunta in Abaqus delle nuove componenti del modello all'interno dello stesso, attraverso la definizione di nuove "parti". Definendo poi una nuova "Instance", la quale altro non è che la rappresentazione della parte all'interno del modello, per ogni componente della strumentazione spinale, il posizionamento della stessa nel modello avviene in maniera automatica.

Infine, sono stati definiti i vincoli di contatto tra la strumentazione e la colonna o, nel caso delle barre spinali, tra esse e la superficie interna delle teste delle viti peduncolari. In particolare:

- le viti peduncolari sono state collegate alle relative vertebre attraverso l'utilizzo degli "Embedded Elements". Gli "Embedded Elements" si utilizzano in Abaqus per definire un gruppo di elementi, o anche un singolo elemento, che giacciono inseriti all'interno di un elemento ospitante (definito come "Host"), il quale toglie i gradi di libertà legati alla traslazione agli elementi "Embedded". In particolare, come elemento "Host" è stata utilizzata la vertebra nella quale sono state inserite le viti e come "Embedded" la filettatura delle viti stesse.
- per la cage intervertebrale e per le barre spinali si è utilizzato, invece, il vincolo di tipo "Tie", il quale permette di unire insieme due superfici distinte per fare in modo che tra loro non

vi sia movimento relativo. Nel caso delle barre spinali, si sono collegate le superfici interne delle teste delle viti peduncolari con le loro corrispondenti sulle barre. Per quanto riguarda la cage, invece, distinguiamo i casi di ALIF e ACR:

- nei modelli con ALIF, la superficie superiore della cage è stata collegata con l'endplate inferiore di L5, mentre quella inferiore con l'endplate superiore del sacro;
- nei modelli con ACR, la superficie superiore della cage è stata collegata con l'endplate inferiore di L3, mentre quella inferiore con l'endplate superiore di L4.

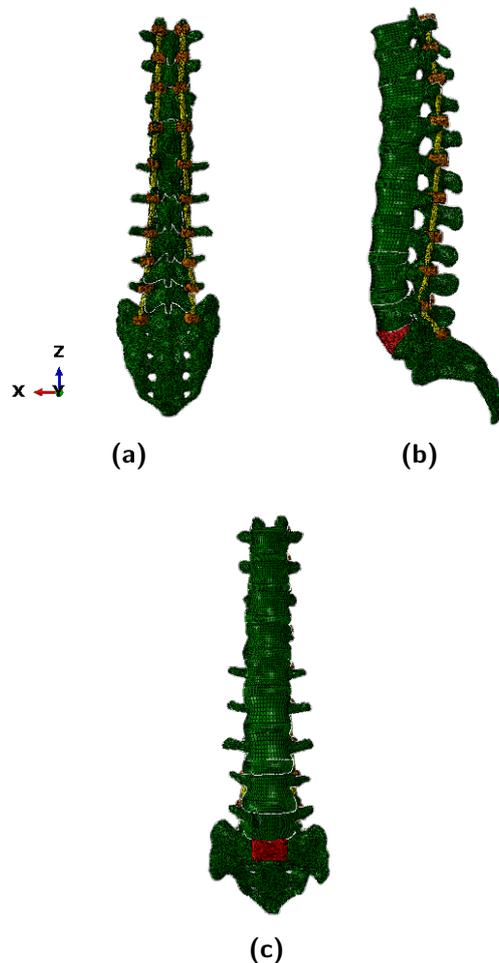


Figura 3.6: Vista posteriore (a), laterale (b) e frontale (c) del modello T9-S1 con ALIF in L5-S1

3.5 Simulazioni numeriche

Per effettuare le simulazioni numeriche, in tutti i modelli utilizzati si è applicato un momento puro pari a 7,5 Nm sulla superficie superiore della vertebra toracica T9. E' stato utilizzato un momento puro come carico principale del modello perchè esso ha due vantaggi importanti [16]:

1. è indipendente dalla geometria della colonna: il momento che viene applicato sulla superficie superiore della vertebra prossimale è applicato equamente a tutti i segmenti vertebrali della colonna;
2. durante la simulazione, il momento non cambia mentre la colonna si deforma.

In particolare, il momento è stato applicato ad un cosiddetto "Reference Point", definito a partire dalla perpendicolare all'endplate superiore di T9 e collegato alla superficie tramite un vincolo di tipo "Coupling" [21]. Il vincolo di tipo "Coupling", di tipo cinematico, permette che un insieme di nodi relativi ad una superficie di un oggetto esegua il medesimo movimento di un determinato nodo scelto come riferimento.

I movimenti analizzati per ogni modello sono 3 (pari a 6 simulazioni), i quali sono quelli fondamentali della colonna vertebrale nei differenti piani dello spazio:

- flesso-estensione nel piano sagittale: per tale simulazione si applica alla colonna un momento M_x ;
- lateral bending (sinistro e destro) nel piano frontale: in questo caso si applica un momento M_y ;
- rotazione assiale (sinistra e destra) nel piano trasversale: per tale rotazione si applica un momento M_z .

I valori numerici di output della simulazione riguardano i valori delle rotazioni del rachide e dei suoi tratti vertebrali, i quali serviranno per calcolare il ROM e, inoltre, i valori di sforzo massimo, calcolati attraverso il criterio di Von Mises. In particolare, gli sforzi massimi sono riferiti alle barre spinali dei modelli strumentati.

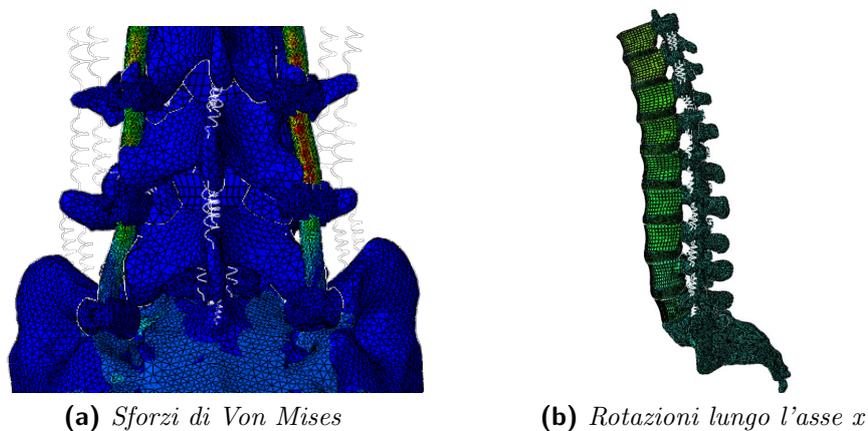


Figura 3.7: Esempi di visualizzazione dei risultati dal file .odb

3.6 Visualizzazione dei risultati

Il file odb rappresenta il file di output della simulazione terminata di Abaqus. Da questo file, si possono visualizzare ed estrarre i risultati: in questo caso, principalmente i valori di ROM e quelli massimi di sforzo di Von Mises.

Importante specificare che, però, i valori di ROM non si ottengono direttamente dall'output della simulazione, ma da esso possono essere estratti gli angoli di rotazione, in radianti, riferiti alle vertebre. Pertanto, dopo aver convertito i valori di rotazione in gradi, il ROM relativo ad un tratto vertebrale va calcolato sottraendo il valore di rotazione di una determinata vertebra al valore di quella precedente.

Per quanto riguarda gli sforzi, per ogni movimento considerato della colonna, si analizza la loro distribuzione sulle barre spinali attraverso una scala colorimetrica, che va dal blu (sforzi molto bassi) fino al rosso scuro (sforzi elevati): laddove si trova una zona o un elemento con un colore più intenso nella scala, lì si troverà lo sforzo massimo. Importante anche in questo caso aggiungere che le deformazioni delle barre spinali considerate sono elastiche, ovvero ci troviamo nel tratto rettilineo del grafico sforzo deformazione del titanio.

Capitolo 4

Risultati

I risultati ottenuti riguardano, essenzialmente, i valori di ROM e gli sforzi massimi di Von Mises relativi alle barre spinali. In entrambi i casi, il valore numerico si riferisce ad uno specifico tratto della colonna compreso tra due vertebre adiacenti.

Con il termine "Range of Motion" (ROM) si intende l'escursione massima di movimento della colonna, misurata in gradi. Esso viene calcolato sulla base delle rotazioni fondamentali della colonna vertebrale: flesso-estensione nel piano sagittale, lateral bending (destra e sinistra) nel piano frontale e rotazione assiale (destra e sinistra) nel piano trasversale. Come già spiegato nel paragrafo 3.6, il valore di ROM relativo ad un tratto specifico della colonna è calcolato mediante differenza tra il valore di rotazione relativo alla vertebra prossimale e quello relativo alla vertebra distale.

Gli sforzi ottenuti, invece, sono relativi alle barre spinali e vengono calcolati attraverso il criterio di Von Mises. I valori riportati sono valori massimi e riguardano, in entrambi i casi di fissazione analizzati, tratti specifici della colonna: L4-L5, L3-L4 e, infine, L5-S1. I grafici relativi ai valori massimi di sforzo sono stati riportati sia per la barra spinale destra che sinistra.

4.1 Modello intatto

4.1.1 Validazione

I valori di ROM ottenuti per il modello intatto di colonna toracolumbare T9-S1 risultano confrontabili con quelli presenti in letteratura. Le differenze più evidenti in questo senso si riscontrano

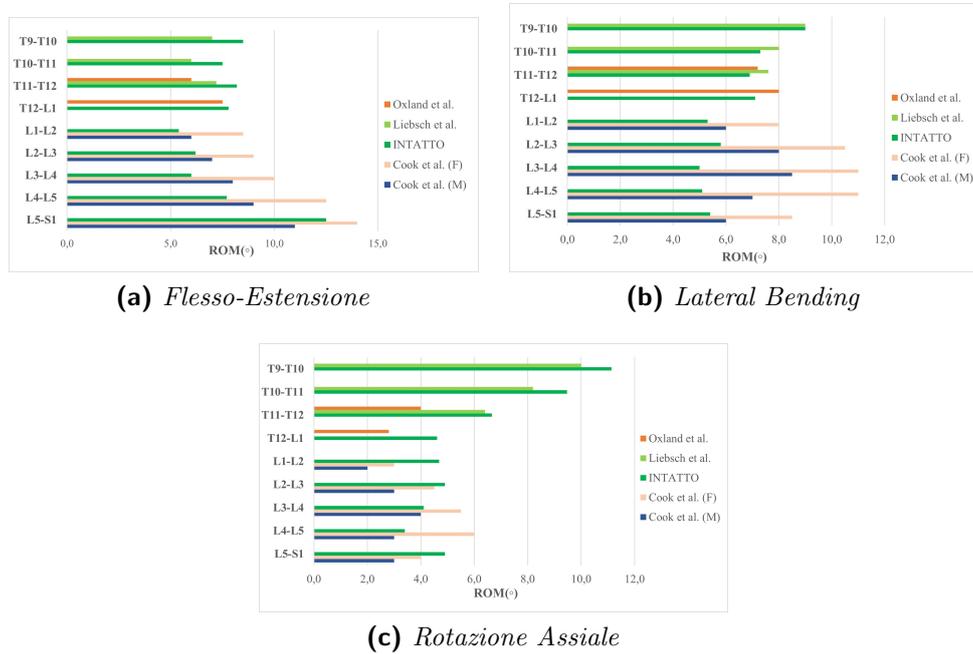


Figura 4.1: Confronto dei valori di ROM del modello intatto con la letteratura

nella zona lombare: il modello utilizzato risulta più rigido rispetto alla colonna di paziente femminile nell'analisi effettuata da Cook (et al.)[9]. In particolare:

- in flesso-estensione si ha una riduzione massima del valore di ROM pari a circa il 40 % nel tratto L3-L4 (Fig. 4.1(a));
- in lateral bending, nello stesso tratto, il valore di ROM diminuisce di circa il 55 % (Fig. 4.1(b));
- in rotazione assiale si osserva una situazione diversa: rispetto alle due rotazioni descritte in precedenza, non tutti i tratti vertebrali della zona lombare risultano essere più rigidi del valore di letteratura. Infatti, il tratto con maggior discrepanza, ovvero L1-L2, risulta essere più flessibile del 56 % (Fig. 4.1(c)).

Nel caso di paziente maschile, invece, nel tratto lombare la differenza è leggermente inferiore:

- in flesso-estensione il ROM del modello intatto risulta minore di circa il 25 % nel tratto L3-L4 (Fig. 4.1(a));
- in lateral bending troviamo la massima differenza sempre nel tratto L3-L4 e si ha una diminuzione di circa il 40 % (Fig. 4.1(b));

- in rotazione assiale, l'intero tratto lombare risulta meno rigido rispetto alla letteratura: in particolare, il tratto L1-L2 è quello che differisce maggiormente dal valore di letteratura e risulta maggiore di circa il 65 % (Fig. 4.1(c)).

Il tratto toracico in flessione-estensione e in rotazione assiale risulta essere più flessibile rispetto ai valori di letteratura: in particolare, si ha la massima variazione del valore di ROM in flessione-estensione nel tratto T10-T11, con un aumento di circa il 24 % [31]; in rotazione assiale, la variazione massima la si ha nel tratto T12-L1 ed è pari al 65 % [22]. In lateral bending, tuttavia, lo stesso tratto risulta più rigido rispetto alla letteratura, sebbene in maniera poco significativa: la riduzione massima di ROM la si ha nel tratto T12-L1 ed è pari all'11 % [22].

4.2 Modello strumentato T9-L5

4.2.1 Range of Motion

Il modello strumentato T9-L5 presenta dei valori di ROM significativamente inferiori rispetto al modello intatto (Fig. 4.2). Il ROM, a partire da T9-T10 fino a L4-L5, si riduce di circa un ordine di grandezza (oltre il 90 %) in ogni tratto considerato del rachide.

Diverso è il caso del tratto L5-S1: in flessione-estensione, lateral bending e rotazione assiale, il ROM risulta minore rispetto a quello del tratto corrispondente del modello intatto, ma rimane comunque confrontabile.

ALIF in L5-S1

A partire dal tratto T9-T10 fino al tratto L4-L5 i valori di ROM sono confrontabili con quelli ottenuti per il modello T9-L5: si nota una riduzione di oltre il 90 % del valore della rotazione in flessione-estensione, lateral bending e rotazione assiale rispetto al modello intatto.

La differenza principale tra il modello T9-L5 con ALIF in L5-S1 e quello con fissazione semplice, descritto in precedenza, è la riduzione del valore di ROM nel tratto L5-S1 in tutte le rotazioni considerate: si ha una diminuzione di oltre l'80 % in lateral bending (Fig. 4.2(b)) e oltre il 90 % in flessione-estensione (Fig. 4.2(a)) e rotazione assiale (Fig. 4.2(c)).

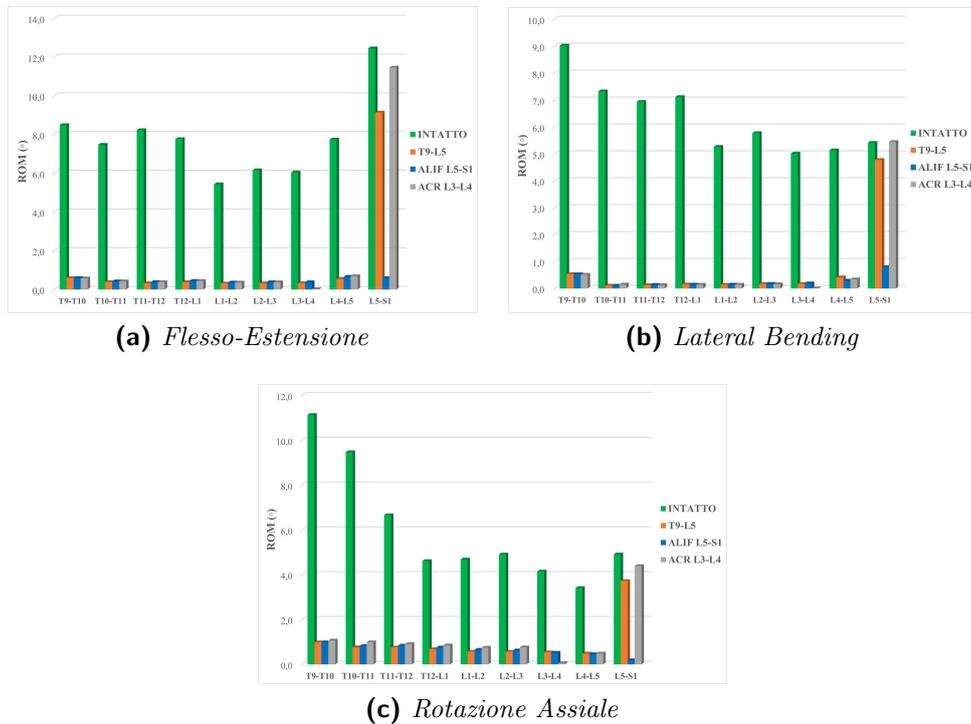


Figura 4.2: ROM del modello T9-L5 (e derivati) e intatto

Rispetto al modello intatto, infine, il valore di ROM del tratto L5-S1 risulta ridotto di oltre il 95 % sia in flessione-estensione, sia in lateral bending, sia in rotazione assiale.

ACR in L3-L4

Questo modello, analogamente a T9-L5, presenta valori di ROM notevolmente inferiori rispetto all'intatto: a partire dal tratto T9-T10 fino a L4-L5, il ROM si riduce di oltre il 90 % in flessione-estensione, lateral bending e rotazione assiale. Il ROM del tratto L5-S1 è, invece, confrontabile con il valore del tratto corrispondente nel modello intatto (Fig. 4.2).

Importante sottolineare che nel modello con ACR, il ROM relativo a tale tratto risulta essere inferiore rispetto al corrispondente nel modello T9-L5 di circa un ordine di grandezza, in tutti i casi di rotazione considerati.

Rispetto al modello intatto, inoltre, il ROM del tratto L3-L4 diminuisce di oltre il 95 % sia in flessione-estensione, sia in lateral bending che, infine, in rotazione assiale.

4.2.2 Sforzi massimi di Von Mises sulle barre spinali

Tratto L4-L5

In flessione-estensione, tra il modello T9-L5 ed i modelli con ALIF e con ACR non si osservano variazioni significative del valore massimo di sforzo, sia nella barra destra che nella sinistra (Fig. 4.3(a,b)). E' però importante sottolineare che gli sforzi nel modello con ALIF aumentano, seppur lievemente, rispetto al modello T9-L5: la massima variazione la si osserva nella barra sinistra in caso di flessione, dove lo sforzo massimo risulta maggiore di circa il 20 % rispetto al modello T9-L5 (Fig. 4.3(b)).

Al contrario, il modello con ACR presenta valori massimi di sforzo inferiori rispetto al modello T9-L5: unica eccezione risulta essere lo sforzo massimo relativo alla barra destra nel caso di flessione, dove si osserva un aumento di circa il 5 % (comunque non significativo) del valore massimo di sforzo in L4-L5 (Fig. 4.3(a)).

In caso di rotazione assiale, la situazione è molto differente: rispetto al modello T9-L5, nella barra sinistra si osserva una diminuzione del valore massimo di sforzo sia nel modello con ALIF, sia in quello con ACR (Fig. 4.3(f)). Importante specificare che il valore massimo diminuisce in maniera più significativa nel modello con ACR, ma con lo stesso ordine di grandezza del modello con ALIF. Nella barra destra, invece, lo sforzo massimo aumenta significativamente sia in rotazione assiale sinistra che destra nel modello con ACR: in rotazione assiale sinistra, infatti, si ottiene un valore massimo di sforzo che risulta essere più del doppio rispetto a quello del modello T9-L5. In rotazione assiale destra, invece, lo sforzo massimo risulta incrementato di circa il 60 % (Fig. 4.3(e)).

In rotazione assiale sinistra, il modello con ALIF presenta, sulla barra destra, uno sforzo massimo maggiore rispetto al modello T9-L5 (Fig. 4.3(e)). Tuttavia, il modello con ACR, nella rotazione considerata, possiede uno sforzo massimo maggiore rispetto al modello con ALIF: l'incremento dello sforzo massimo risulta essere superiore di un ordine di grandezza. In rotazione assiale destra, il modello con ALIF presenta nella barra destra uno sforzo massimo inferiore rispetto al modello T9-L5. Il modello con ACR, invece, possiede uno sforzo massimo maggiore di circa il 55 % rispetto al modello T9-L5 (Fig. 4.3(e)). Per quanto riguarda la barra sinistra, sia nel modello con ALIF, sia in quello con ACR, si hanno sforzi massimi inferiori rispetto al modello T9-L5 in rotazione assiale: la

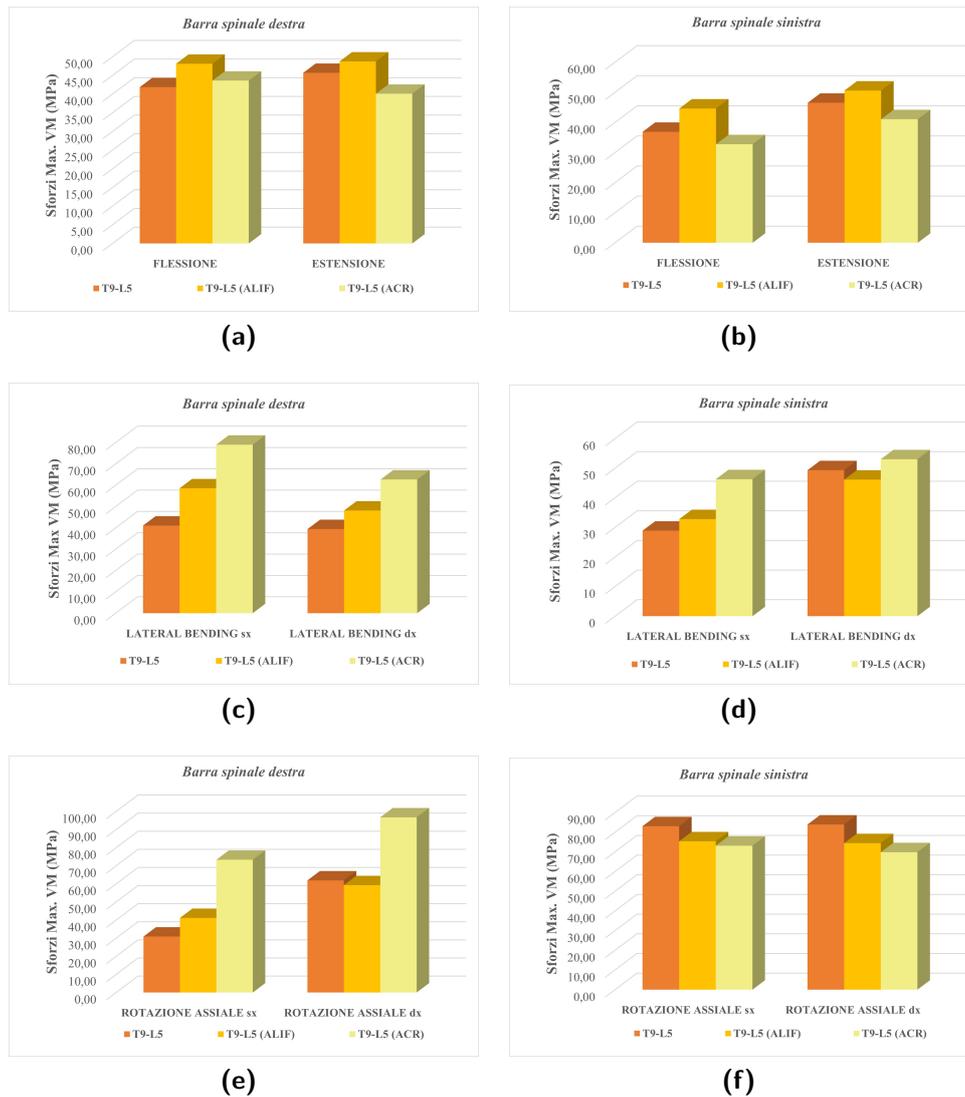


Figura 4.3: Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L4-L5 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f).

riduzione, in questo caso, è maggiore nel modello con ACR, ma gli ordini di grandezza sono confrontabili (Fig. 4.3(f)).

In lateral bending, sia nel modello con ALIF, sia nel modello con ACR, gli sforzi massimi risultano più elevati rispetto al modello T9-L5, eccezion fatta per il caso di lateral bending destro nella barra sinistra del modello con ALIF (Fig. 4.3(d)). Tuttavia, nel modello con ACR gli sforzi presentano valori notevolmente più elevati rispetto al modello con ALIF: il massimo aumento è pari a oltre il 90 % e riguarda la barra destra in lateral bending sinistro (Fig. 4.3(c)).

Tratto L3-L4

In flessione-estensione, sia nella barra sinistra che destra, rispetto al modello T9-L5, si osserva un aumento dei valori massimi di sforzo nel modello con ALIF (Fig. 4.4(a,b)): il massimo aumento lo si ha nella barra sinistra in caso di estensione ed è pari a circa il 20 % (Fig. 4.4(b)). Il modello con ACR, al contrario, in flessione-estensione presenta una significativa riduzione degli sforzi massimi, i quali risultano diminuire oltre il 40 %, con un massimo del 54 %, corrispondente al caso di flessione della barra sinistra (Fig. 4.4(b)).

In rotazione assiale, si osserva ad una riduzione del valore di sforzo massimo sia nel modello con ALIF, sia in quello con ACR (con un'eccezione corrispondente alla flessione della barra destra nel modello con ALIF, laddove cioè si verifica un aumento complessivo del valore di sforzo massimo pari a circa il 5 %, il quale risulta comunque non significativo (Fig. 4.4(e)). Tuttavia, si osserva che la diminuzione degli sforzi nel modello con ACR è più elevata rispetto al modello con ALIF: gli sforzi si riducono di oltre il 30 %, con un massimo pari a circa il 45 %, relativo al movimento di rotazione assiale sinistra della barra sinistra (Fig. 4.4(f)).

In lateral bending, si verificano due situazioni differenti per la barra destra e quella sinistra. Per quanto riguarda la barra destra, in lateral bending sinistro lo sforzo massimo nel modello con ACR diminuisce di circa il 16 % rispetto al modello T9-L5, mentre nel modello con ALIF rimane invariato (Fig. 4.4(c)). In lateral bending destro, invece, si osserva una diminuzione del valore massimo di sforzo pari a circa il 40 % sia nel modello con ALIF sia in quello con ACR (Fig. 4.4(c)). Nella barra sinistra, gli sforzi massimi, rispetto a quelli relativi al modello T9-L5, diminuiscono in entrambi i modelli: importante sottolineare però che gli sforzi del

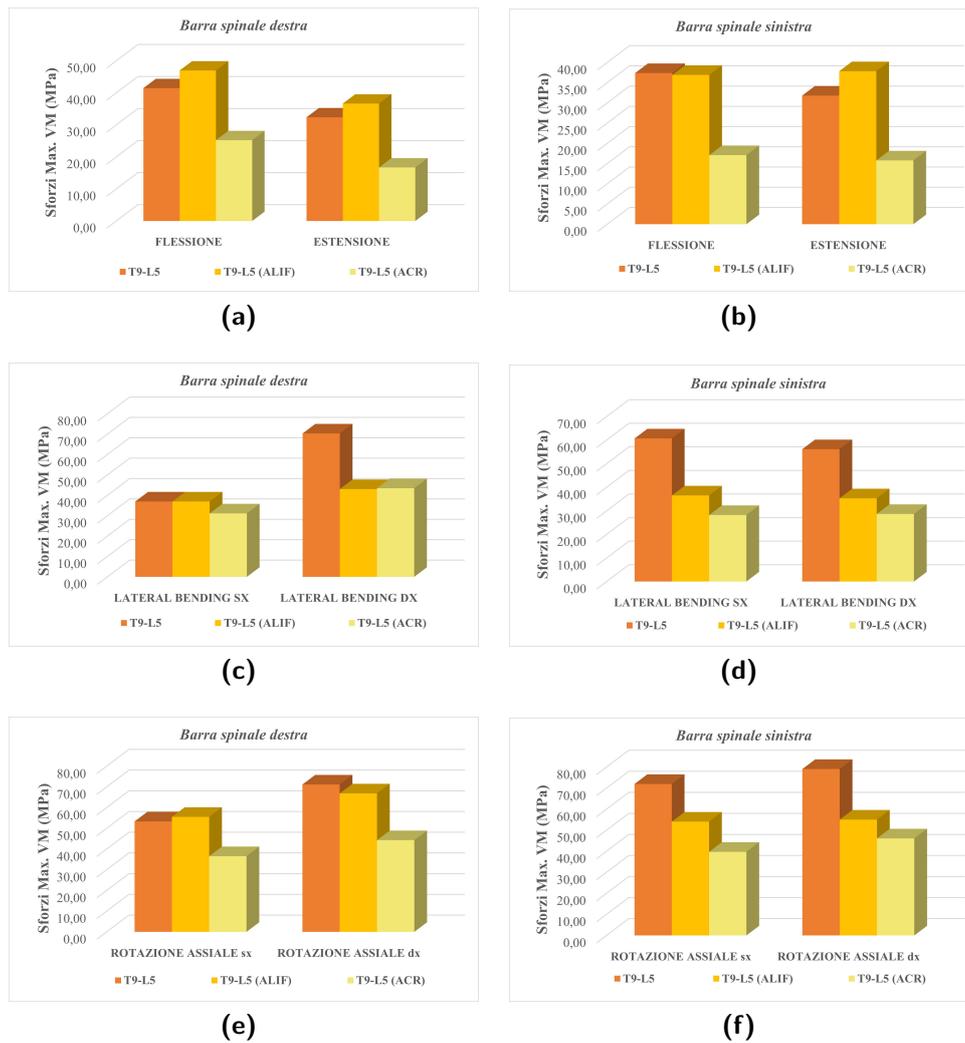


Figura 4.4: Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L3-L4 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f).

modello con ACR risultano inferiori a quelli del modello con ALIF (Fig. 4.4(d)).

4.3 Modello strumentato T9-S1

4.3.1 Range of Motion

Il modello strumentato T9-S1 presenta valori di ROM notevolmente inferiori rispetto al modello intatto: le rotazioni si riducono di oltre il 90 % sia in flessione-estensione (Fig. 4.5(a)), sia in lateral bending (Fig. 4.5(b)), sia in rotazione assiale (Fig. 4.5(c)).

In questo caso, a differenza di ciò che accade nel modello T9-L5, nel tratto L5-S1 i valori di ROM risultano essere inferiori di oltre il 90 % in tutti i casi di rotazione considerati (Fig. 4.5).

ALIF in L5-S1

Analogamente al modello T9-S1, il modello con ALIF presenta valori di ROM inferiori di oltre il 90 % rispetto al modello intatto sia in flessione-estensione, sia in lateral bending, che, infine, in rotazione assiale (Fig. 4.5).

Rispetto al modello T9-S1, inoltre, il ROM del tratto L5-S1 si riduce ulteriormente di circa il 90 % in flessione-estensione (Fig. 4.5(a)) e di oltre l'80 % in rotazione assiale (Fig. 4.5(c)). Nel caso di lateral bending, invece, il valore di ROM rimane invariato (Fig. 4.5(b)).

ACR in L3-L4

Il modello con ACR, a partire dal tratto T9-T10 fino a L5-S1 presenta valori di ROM ridotti di oltre il 90 % rispetto al modello intatto, in tutte le rotazioni del rachide considerate (Fig. 4.5).

Inoltre, in questo modello il valore di ROM del tratto L3-L4 risulta ridotto di oltre il 90 % in flessione-estensione, lateral bending e rotazione assiale sia rispetto al modello intatto, sia al modello T9-S1 e, infine, sia al modello con ALIF (Fig. 4.5).

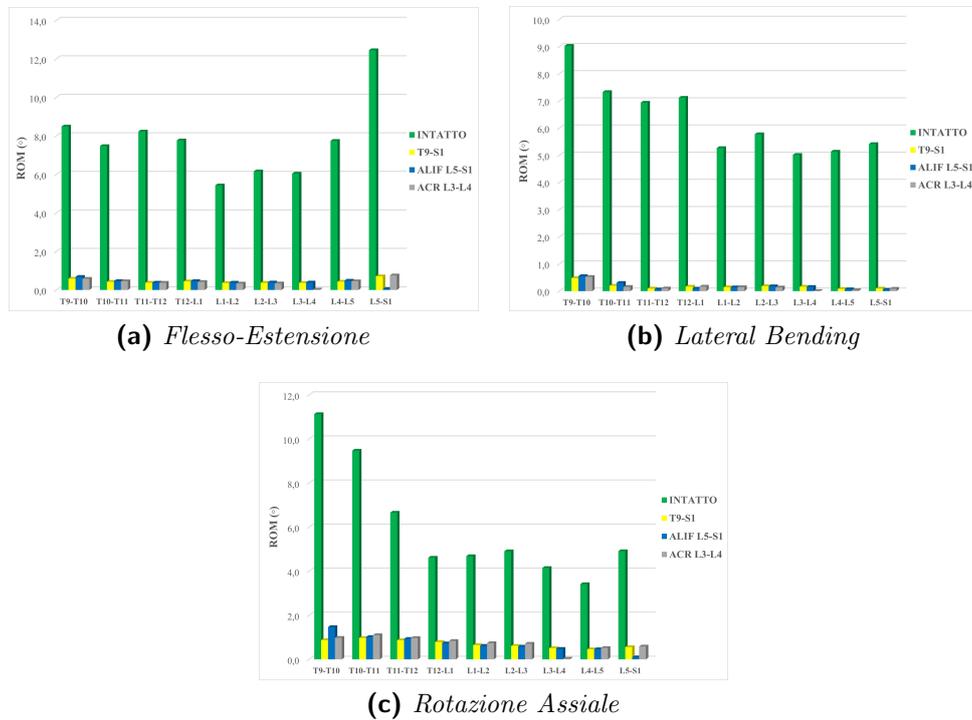


Figura 4.5: ROM del modello T9-S1 (e derivati) e intatto

4.3.2 Sforzi massimi di Von Mises sulle barre spinali

Tratto L4-L5

In flesso-estensione, si osservano situazioni differenti tra la barra destra e sinistra. Per quanto riguarda la barra destra, si ha una diminuzione del valore di sforzo massimo nel modello con ACR rispetto al modello T9-S1, sia in flessione, dove si ha la massima riduzione che risulta pari al 10 %, sia in estensione (Fig. 4.6(a)). Il modello con ALIF, invece, presenta uno sforzo pressochè equivalente a quello ottenuto per il modello T9-S1 in caso di flessione, mentre in estensione lo sforzo massimo risulta più elevato del 10 % circa (Fig. 4.6(a)). Nella barra sinistra, gli sforzi massimi relativi al modello con ACR sono uguali a quelli del modello T9-S1, mentre per il modello T9-S1 con ALIF si ottengono sforzi inferiori di circa il 10 % in flessione e di circa il 20 % in estensione (Fig. 4.6(b)).

Nel caso di rotazione assiale, il modello con ACR presenta valori di sforzo nettamente maggiori sulla barra destra rispetto al modello con ALIF: tali sforzi risultano più elevati anche di quelli ottenuti per il modello T9-S1, con un incremento massimo pari a oltre l'80 %

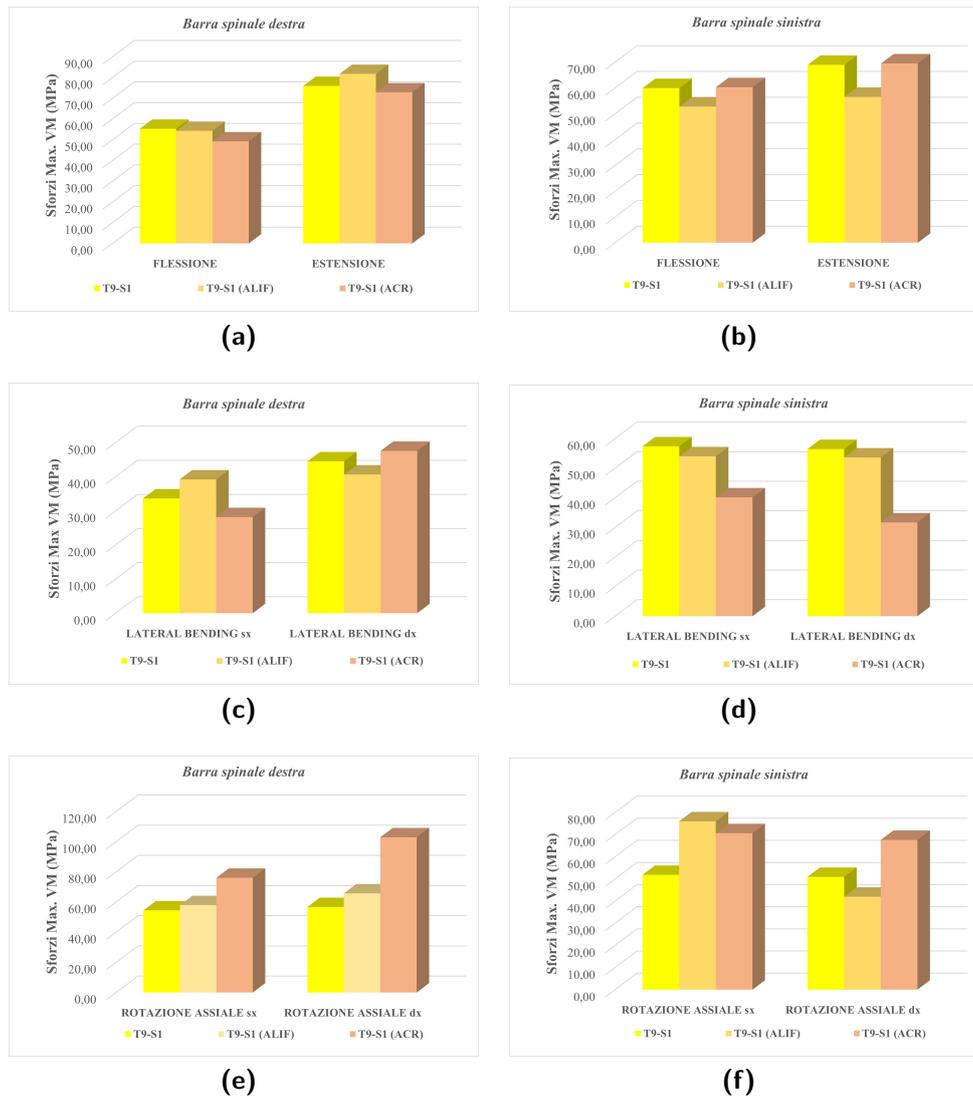


Figura 4.6: Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L4-L5 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f)

(Fig. 4.6(e)). La situazione è diversa per la barra sinistra: in caso di rotazione assiale sinistra, il modello con ALIF presenta un valore massimo di sforzo maggiore rispetto sia al modello T9-S1, sia al modello con ACR, il cui aumento è pari al 45 % del valore di sforzo relativo al modello T9-S1 (Fig. 4.6(f)). In rotazione assiale destra, al contrario, è il modello con ACR quello che risulta avere lo sforzo più elevato, con un incremento pari a circa il 30 % rispetto al valore di sforzo massimo del modello T9-S1 (Fig. 4.6(f)).

In lateral bending, nella barra sinistra si osserva una diminuzione del valore massimo di sforzo rispetto al modello T9-S1, sia nel modello con ALIF, sia nel modello con ACR (Fig. 4.6(d)). Tuttavia, i valori di sforzo relativi al modello con ACR sono inferiori di circa un ordine di grandezza rispetto al modello con ALIF. Nella barra destra, invece, rispetto al modello T9-S1, i modelli con ACR e con ALIF risultano avere sforzi più elevati o meno, alternativamente. In particolare:

- in rotazione assiale sinistra, lo sforzo massimo del modello con ALIF aumenta di circa il 15 % rispetto al modello T9-S1, mentre quello relativo al modello con ACR diminuisce dello stesso valore (Fig. 4.6(e));
- in rotazione assiale destra, rispetto al modello T9-S1 si ha una diminuzione del valore di sforzo massimo di circa il 10 % nel modello con ALIF e un aumento, dello stesso valore, nel modello con ACR (Fig. 4.6(e)).

Tratto L3-L4

In flessione-estensione, rispetto al modello T9-S1, nel modello con ACR gli sforzi si riducono in modo significativo, con una diminuzione di oltre il 55 % sia in flessione che in estensione per entrambe le barre ed una massima riduzione pari ad oltre il 70 % (Fig. 4.7(a,b)). Il modello con ALIF presenta, invece, sforzi pressochè identici rispetto al modello T9-S1 o comunque di poco superiori, come nel caso della barra sinistra dove sia in flessione che in estensione il valore massimo di sforzo cresce di circa il 5 % (Fig. 4.7(b)).

In rotazione assiale troviamo una situazione simile: nella barra sinistra, in particolare, si osservano sforzi inferiori di circa il 20 % nel modello con ACR, mentre nel modello con ALIF la riduzione degli sforzi è meno significativa ed è nell'ordine del 5 % circa (Fig. 4.7(f)).

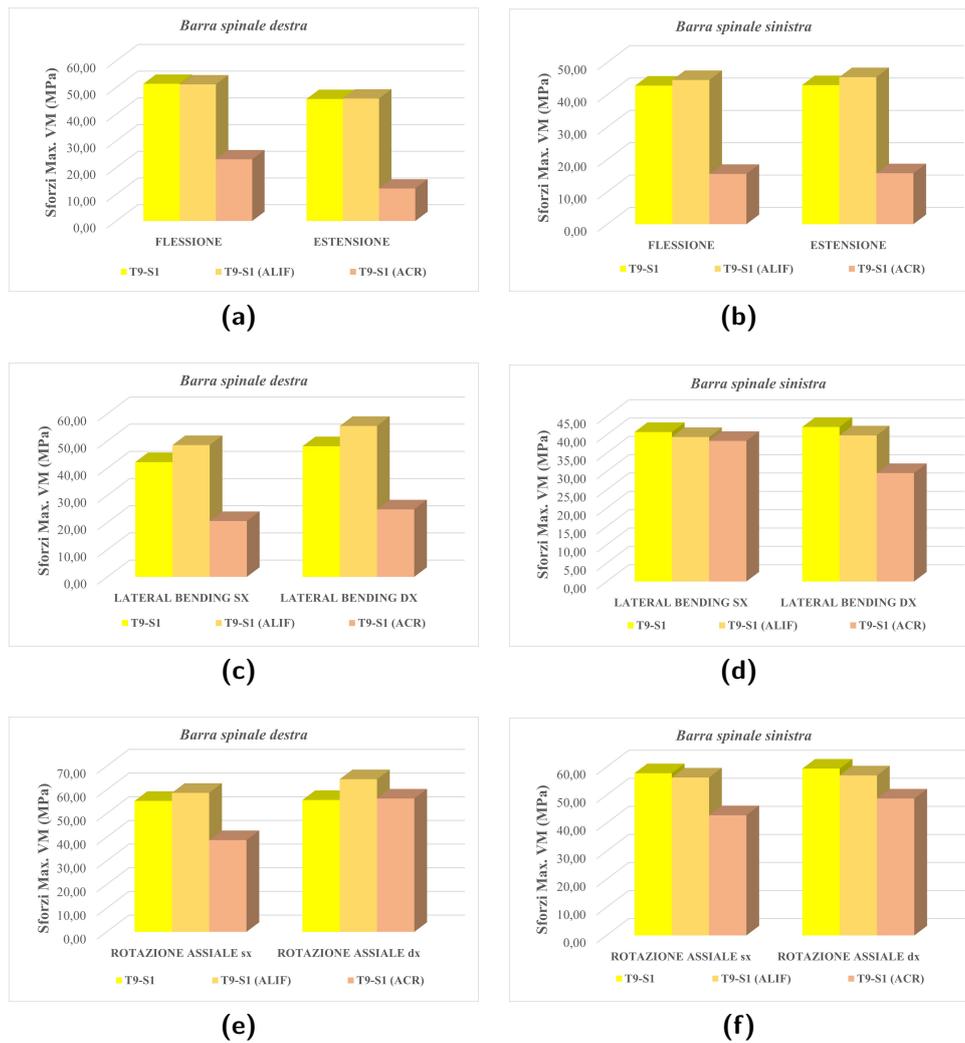


Figura 4.7: Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L3-L4 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f)

La barra destra mostra una situazione più particolare: in rotazione assiale sinistra, si ha un aumento degli sforzi nel modello con ALIF rispetto al modello T9-S1, pari a circa il 5 %, mentre nel modello con ACR il valore massimo diminuisce del 30 % (Fig. 4.7(e)). In rotazione assiale destra, infine, si ottiene un aumento del valore massimo dello sforzo nel modello con ALIF pari al 15 % rispetto al modello T9-S1, mentre nel modello con ACR lo sforzo massimo rimane pressochè invariato (Fig. 4.7(e)).

In lateral bending, si osservano due situazioni differenti per la barra destra e sinistra. Riguardo alla barra destra, nel modello con ALIF si ha un aumento del valore massimo di sforzo pari al 15 % sia in lateral bending sinistro che destro rispetto al modello T9-S1 (Fig. 4.7(c)). Nel modello con ACR, al contrario, si ha una significativa riduzione del valore massimo di sforzo, pari a circa il 50 % (Fig. 4.7(c)). La barra sinistra, invece, rispetto al modello T9-S1, presenta sforzi inferiori sia nel modello con ALIF che in quello con ACR: in lateral bending sinistro tale riduzione è confrontabile tra i due modelli ed è pari a circa il 5 %, mentre in lateral bending destro la diminuzione è più significativa nel modello con ACR, pari a circa il 30 % (Fig. 4.7(d)). Nel modello con ALIF, infine, si ha una riduzione del valore massimo di sforzo pari a circa il 5 % (Fig. 4.7(d)).

Tratto L5-S1

I valori massimi degli sforzi di Von Mises relativi al tratto L5-S1 delle barre spinali sono stati calcolati per i modelli T9-S1, T9-S1 con ALIF in L5-S1 e T9-S1 con ACR in L3-L4.

Rispetto al modello T9-S1, il modello con ALIF presenta una significativa diminuzione del valore massimo di sforzo sulle barre spinali sia nel caso di flessione che in quello di estensione. In particolare, in caso di flessione, si ha una riduzione del valore massimo di sforzo di circa il 50 % nella barra destra (Fig. 4.8(a)) e di circa il 30 % in quella sinistra (Fig. 4.8(b)). In estensione, invece, lo sforzo si riduce del 40 % nella barra destra (Fig. 4.8(a)) e del 15 % nella barra sinistra (Fig. 4.8(b)).

Anche nel caso di rotazione assiale, il modello con ALIF presenta valori massimi di sforzo inferiori rispetto al modello T9-S1: in rotazione assiale sinistra, lo sforzo massimo diminuisce del 60 % nella barra destra (Fig. 4.8(e)) e di circa il 20 % nella barra sinistra (Fig. 4.8(f)). In rotazione assiale destra, invece, lo sforzo massimo

diminuisce del 60 % nella barra destra (Fig. 4.8(e)) e del 35 % nella sinistra (Fig. 4.8(f)).

Diverso è il caso di lateral bending: nel modello con ALIF, la barra destra presenta sforzi massimi più elevati rispetto al modello T9-S1 sia in lateral bending sinistro che destro (Fig. 4.8(c)). La barra sinistra, invece, nel caso di lateral bending sinistro presenta un valore massimo di sforzo maggiore di circa il 20 % rispetto al modello T9-S1, mentre nel lateral bending destro lo sforzo massimo diminuisce del 10 % (Fig. 4.8(d)).

Riguardo al modello con ACR, si osserva un aumento generalizzato del valore massimo di sforzo nel tratto L5-S1 rispetto al modello T9-S1, in tutti i movimenti analizzati.

Nello specifico, si ha:

- per la barra destra, lo sforzo massimo aumenta del 30 % in flessione-estensione (Fig. 4.8(a)), di circa il 20 % in lateral bending sinistro e del 10 % in lateral bending destro (Fig. 4.8(c)), e, infine, aumenta del 35 % in rotazione assiale (sia destra che sinistra) (Fig. 4.8(e));
- per la barra sinistra, in flessione-estensione il valore massimo dello sforzo aumenta del 15 % (Fig. 4.8(b)), in lateral bending si ha una variazione del valore di sforzo massimo equivalente a quella che si osserva per la barra destra e in caso di rotazione assiale si verifica un aumento del valore massimo piuttosto esiguo, pari a circa il 4 % (Fig. 4.8(f)).

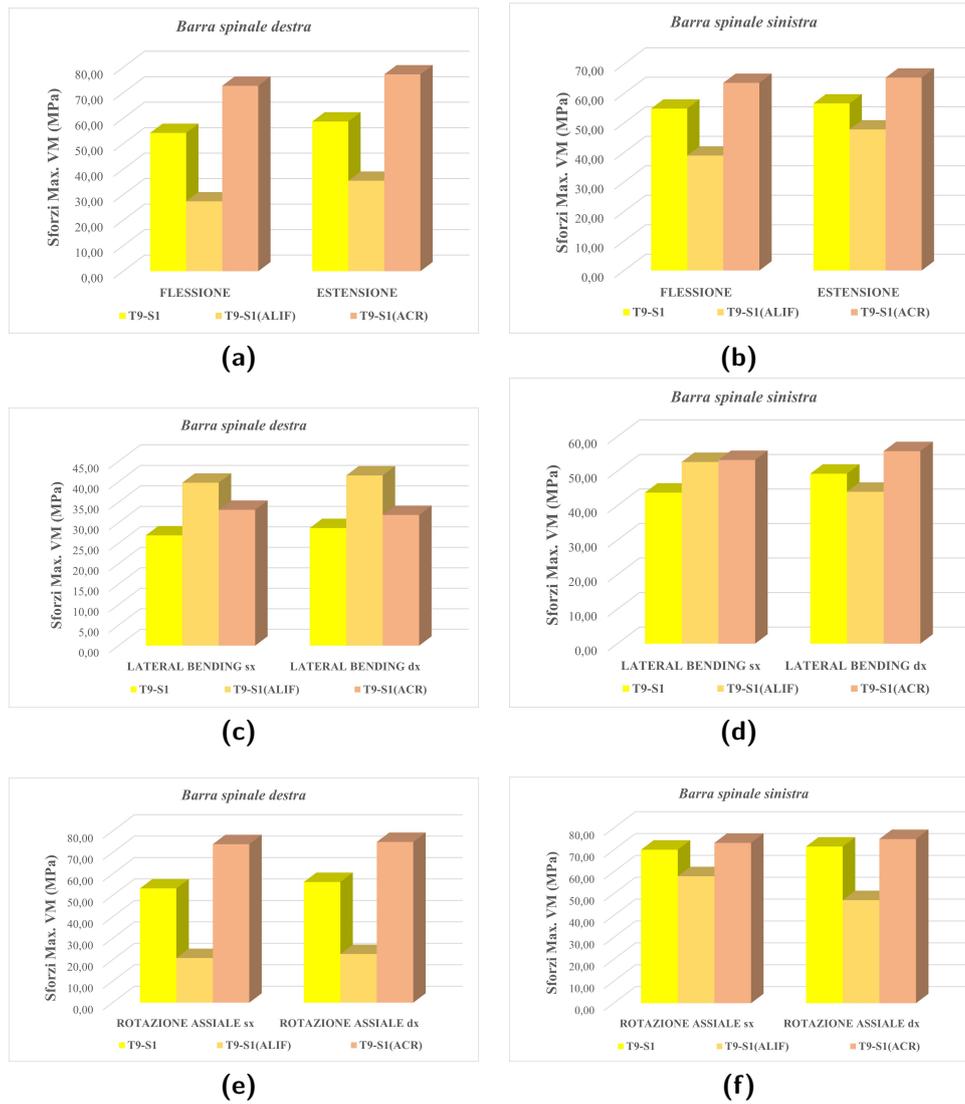


Figura 4.8: Sforzi massimi di Von Mises sulle barre nel tratto vertebrale L5-S1 in: flessione-estensione (a,b), lateral bending (c,d) e rotazione assiale (e,f)

Capitolo 5

Discussione

L'analisi svolta in questo progetto di tesi è servita a verificare, prima di tutto, la stabilità dei modelli con strumentazione spinale posteriore in termini di ROM, il quale è stato confrontato con il valore corrispondente ottenuto nel modello intatto. Successivamente, i modelli strumentati sono stati analizzati tra loro per verificare quale fosse la soluzione più adatta dal punto di vista della stabilità spinale e degli sforzi massimi di Von Mises presenti sulle barre spinali.

5.1 Modello T9-L5

5.1.1 Range of Motion

A partire dal tratto T9-T10 fino a L4-L5, il ROM dei modelli fissati posteriormente fino ad L5 è inferiore di circa un ordine di grandezza rispetto al modello intatto in tutti i movimenti considerati. Nel tratto L5-S1, il ROM risulta, invece, inferiore ma confrontabile con il valore corrispondente nel modello intatto, in particolare nei modelli con fissazione semplice e con ACR. La riduzione del ROM rispetto al valore ottenuto nel modello intatto evidenzia l'aumento di stabilità, la quale è garantita sia in caso di fissazione semplice [12], sia nel caso di ACR [14].

Il modello con ALIF presenta una buona stabilità in tutti i tratti vertebrali considerati, a conferma che la soluzione con cage iperlordotica "stand alone" è efficace [12]. Inoltre, diversamente dai modelli con fissazione semplice e con ACR, il valore di ROM del tratto L5-S1 risulta significativamente inferiore rispetto al corri-

spondente nel modello intatto: ciò significa che il modello con ALIF garantisce una migliore stabilità nel tratto preso in esame [12].

5.1.2 Sforzi di Von Mises

Gli sforzi di Von Mises relativi alle barre spinali, per i modelli strumentati T9-L5, sono stati valutati in due tratti vertebrali: L3-L4 e L4-L5.

Posizione sulle barre spinali

A seconda del movimento considerato, la zona superficiale della barra spinale nella quale viene a trovarsi lo sforzo massimo varia: in particolare, tali posizioni sono in accordo con lo studio effettuato da Villa (et al.)[30]. In questo studio, viene analizzata la distribuzione degli sforzi sulle barre spinali attraverso un modello ad elementi finiti di una porzione del tratto lombare della colonna (L2-L4): sebbene il momento applicato sia maggiore (pari a 10 Nm) rispetto al valore usato in questo studio (7,5 Nm), la fissazione spinale utilizzata è del tutto analoga a quella analizzata in questo progetto di tesi. In particolare, rispetto alla sezione trasversale della barra spinale, gli sforzi massimi in flessione risultano essere in posizione posteriore (P), quelli in lateral bending in posizione antero-laterale (A-L) e, infine, quelli relativi alla rotazione assiale si trovano in posizione antero-mediale (A-M) (Fig. 5.1).

L'unica differenza di posizione degli sforzi massimi che si riscontra tra questo studio ed il lavoro di Villa (et al.)[30] la si ha nel caso di estensione: lo sforzo massimo si trova nella zona posteriore della barra spinale nell'analisi svolta in questo progetto, mentre nel caso citato della letteratura viene a trovarsi nella parte anteriore.

Sforzi massimi del tratto L3-L4

Nel tratto L3-L4, il modello con ACR presenta sforzi inferiori rispetto agli altri due modelli considerati: ciò è in accordo con il fatto che la cage intervertebrale, nel tratto vertebrale in cui è inserita, riduce gli sforzi sulla strumentazione spinale, in particolare sulle barre. Oltre a questo, l'inserimento della cage riduce il valore di ROM del tratto vertebrale considerato, aumentandone, quindi, la stabilità [12]. I valori massimi di sforzo in flesso-estensione dei modelli con fissazione semplice e con ALIF sono confrontabili tra

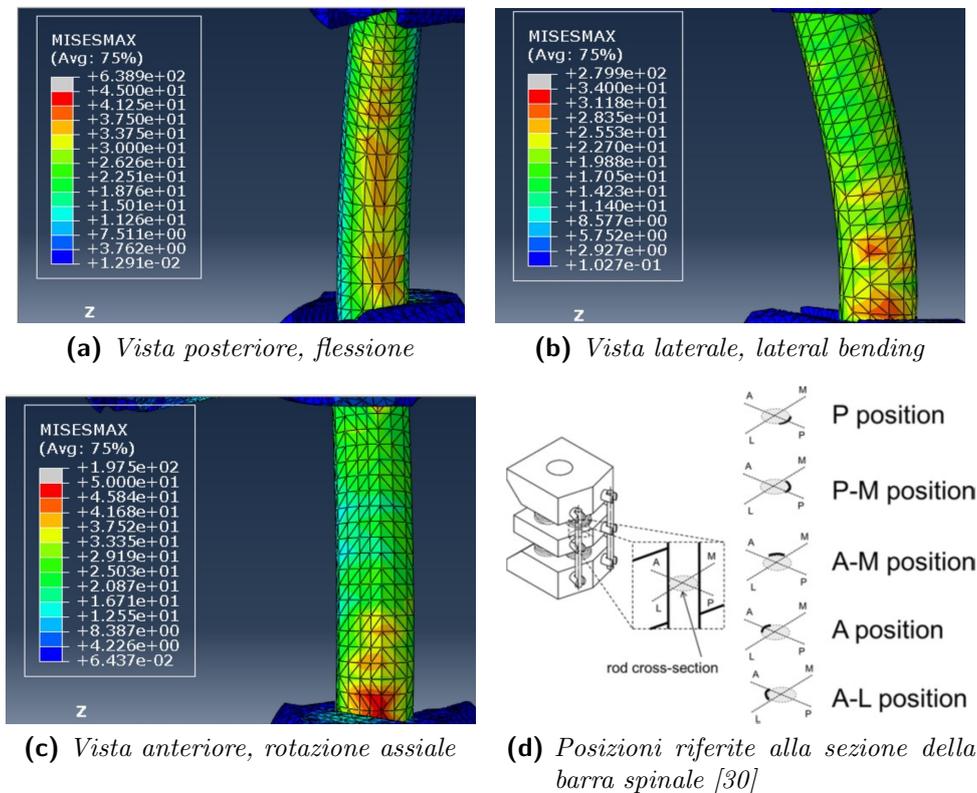


Figura 5.1: Posizioni degli sforzi sulle barre spinali in questa analisi (a,b,c) e nello studio di Villa (et al.)[30]

loro, ma in lateral bending e in rotazione assiale gli sforzi relativi al modello T9-L5 sono significativamente maggiori rispetto al modello con ALIF.

Sforzi massimi del tratto L4-L5

Il modello con ACR nel tratto vertebrale L4-L5 presenta, in flessione-estensione, valori massimi di sforzo confrontabili con quelli degli altri due modelli considerati. In lateral bending e rotazione assiale, invece, i valori relativi di sforzo massimo nel modello con ACR risultano più elevati rispetto ai modelli con fissazione semplice e con ALIF. Questi ultimi possiedono valori massimi di sforzo confrontabili tra loro in tutti i movimenti considerati.

5.1.3 Analisi di stabilità e degli sforzi massimi

Alla luce delle analisi effettuate sulla stabilità delle diverse modalità di fissazione spinale e del confronto incrociato svolto tra i valori massimi relativi di sforzo, si può dire che:

- il modello T9-L5 con ALIF presenta valori di ROM confrontabili con i modelli T9-L5 e T9-L5 con ACR nei tratti a partire da T9-T10 fino a L4-L5. Nel tratto L5-S1, invece, il valore di ROM del modello con ALIF risulta notevolmente inferiore rispetto ai corrispondenti: grazie all'inserimento della cage nel tratto L5-S1, tale modello aumenta la stabilità spinale;
- nel tratto L4-L5 i valori massimi di sforzo ottenuti sono simili in tutti i modelli considerati, mentre nel tratto L3-L4 il modello con ACR risulta avere gli sforzi più bassi.

5.2 Modello T9-S1

5.2.1 Range of Motion

Il ROM dei modelli strumentati T9-S1 è significativamente inferiore rispetto al modello intatto in tutti i tratti vertebrali considerati: infatti, anche nel modello con fissazione spinale semplice e in quello con ACR, grazie alla presenza della strumentazione posteriore che aumenta la rigidità del tratto, nel tratto L5-S1 il ROM assume valori notevolmente inferiori al modello intatto, in tutti i movimenti considerati [12]. Essi risultano, inoltre, confrontabili con i valori corrispondenti ottenuti nel modello con ALIF, i quali, però, risultano comunque inferiori. Con la fissazione spinale posteriore bilaterale estesa fino ad S1, pertanto, in tutti i modelli analizzati si ottiene una maggiore stabilità [14, 27].

5.2.2 Sforzi di Von Mises

Gli sforzi massimi di Von Mises per i modelli strumentati T9-S1 sono stati valutati nei seguenti tratti vertebrali: L3-L4, L4-L5 e L5-S1.

Sforzi del tratto L3-L4

Analogamente al corrispondente modello con fissazione spinale fino ad L5, il modello T9-S1 con ACR nel tratto L3-L4 presenta i valori massimi di sforzo più bassi [12]. In questo caso, però, la differenza con i valori di sforzo ottenuti per i modelli con fissazione semplice e con ALIF è significativa solo in flessione-estensione: in lateral bending e rotazione assiale, nel caso peggiore, i valori massimi di sforzo sono confrontabili tra i vari modelli.

Sforzi del tratto L4-L5

Il modello T9-S1 con ACR presenta gli sforzi più elevati in questo tratto, in particolare in rotazione assiale. In flessione-estensione, i valori massimi di sforzo del modello con ACR sono confrontabili con il modello T9-S1, mentre il modello con ALIF presenta valori di sforzo inferiori. In generale, i valori di sforzo massimo del modello con ALIF, seppur sempre inferiori, risultano confrontabili con quelli del modello T9-S1 in questo tratto.

Sforzi del tratto L5-S1

In questo tratto si evidenziano le maggiori differenze tra i modelli per quanto riguarda i valori massimi di sforzo. Importante sottolineare, inoltre, che i valori massimi ottenuti in questo tratto risultano maggiori rispetto a quelli relativi al tratto L3-L4.

I modelli T9-S1 e T9-S1 con ACR presentano i valori massimi più elevati e risultano confrontabili tra loro, in tutti i movimenti considerati. Il modello T9-S1 con ALIF risulta essere il modello con gli sforzi più bassi: ciò è dovuto, principalmente, alla presenza della cage intervertebrale nel tratto preso in esame [12].

5.2.3 Analisi di stabilità e degli sforzi massimi

Dai confronti effettuati sulla base dei risultati ottenuti relativi alla stabilità e ai valori massimi di sforzo, tra i diversi modelli con fissazione spinale posteriore bilaterale fino ad S1, si può dire che:

- il valore di ROM nel tratto L5-S1 relativo al modello con ALIF risulta essere, seppur confrontabile, inferiore rispetto ai valori corrispondenti dei modelli con fissazione semplice e con

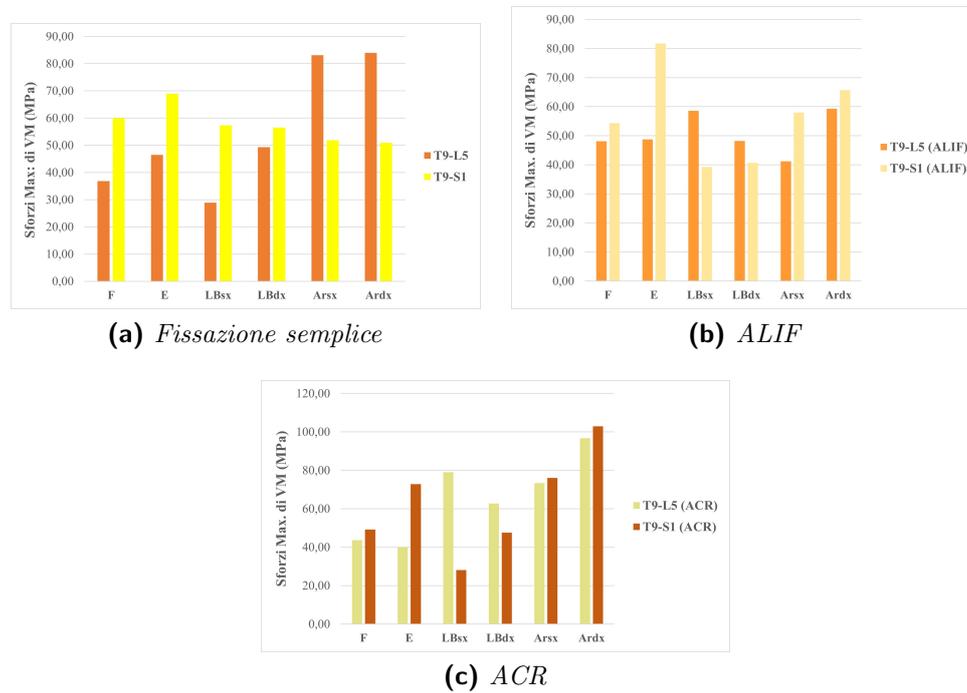


Figura 5.2: Confronto tra i valori massimi di sforzo nel tratto L4-L5

ACR: pertanto, il modello con ALIF presenta una maggiore stabilità;

- nel tratto L4-L5 i valori massimi di sforzo risultano confrontabili in tutti i modelli considerati, mentre nel tratto L3-L4 il modello con ACR presenta gli sforzi più bassi. Nel tratto L5-S1, infine, dove gli sforzi sono complessivamente più elevati rispetto al tratto L3-L4, il modello con ALIF risulta essere quello con gli sforzi più bassi.

5.3 Confronto tra i modelli T9-L5 e T9-S1

Dal punto di vista della stabilità spinale, si può affermare che, in generale, la fissazione spinale posteriore bilaterale eseguita fino al sacro comporta un aumento della stabilità rispetto a quella fino a L5, dovuto alla presenza della strumentazione posteriore anche nel tratto L5-S1, che ne riduce ulteriormente il ROM. Questo è valido per tutti i modelli analizzati e risulta in maniera più evidente nel caso di fissazione semplice e di ACR.

Inoltre, nel modello T9-L5 con ALIF si ha una maggior stabilità rispetto ai corrispondenti modelli con fissazione semplice e con ACR. Questo è evidenziato dalla riduzione del valore di ROM relativo al tratto L5-S1, dovuta alla presenza della cage intervertebrale [3, 12]. Nel rispettivo modello con fissazione fino a S1, il ROM del tratto preso in esame diminuisce ulteriormente [14, 27].

D'altra parte, la fissazione spinale fino ad S1 risulta essere più invasiva rispetto a quella fino a L5, in quanto prevede l'inserimento di una coppia di viti peduncolari in più, posizionate nel sacro, e barre spinali più lunghe [27]. Dal punto di vista degli sforzi massimi di Von Mises, invece, non si evidenzia in maniera significativa una tecnica più adeguata tra i modelli corrispondenti con fissazione spinale posteriore bilaterale fino a L5 e fino a S1 (Fig. 5.2).

Limiti e sviluppi futuri

L'analisi svolta in questo progetto di tesi presenta alcuni limiti, quali:

- per svolgere le simulazioni è stato utilizzato un modello ad elementi finiti di colonna toraco-lombare. Tale modello, tuttavia, non tiene conto di determinati fattori che possono contribuire a definire il comportamento della colonna e, quindi, anche i risultati ottenuti. Questi fattori possono essere, ad esempio: la forza di gravità, gli effetti demografici, parametri personali del soggetto quali sesso, età, etnia;
- per quanto riguarda la strumentazione spinale, è stato utilizzato il titanio come materiale di base. Diversi studi hanno, però, evidenziato come il materiale possa influenzare il fallimento dell'impianto: ad esempio, i valori massimi degli sforzi di Von Mises sulle barre spinali potrebbero variare se si utilizzassero barre di un altro materiale (come il CrCo) così come la loro posizione e distribuzione [19];
- i modelli strumentati non sono stati sottoposti ad un carico ciclico. Poichè, principalmente, la rottura delle barre spinali avviene a fatica, non avendo effettuato questo tipo di analisi non è possibile stabilire in quanto tempo le barre spinali possono spezzarsi e, soprattutto, con quale indice di rischio clinico;
- non sono stati, inoltre, considerati gli sforzi residui introdotti nella procedura intra-operatoria dovuti al piegamento delle barre spinali da parte del chirurgo tramite l'utilizzo del French Bender: questi sforzi possono risultare molto importanti nella determinazione della vita a fatica delle barre spinali.

Pertanto, i possibili sviluppi di approfondimento di questo lavoro potrebbero essere:

- utilizzare un materiale diverso per la strumentazione spinale (Cr-Co per le barre spinali, PEEK per la cage intervertebrale), dimensioni (angolo di correzione lordotica della cage e diametro delle barre) e configurazioni differenti (barre spinali satelliti o doppie barre), per poter verificare l'influenza di tutte queste variabili sui valori di ROM e sugli sforzi massimi di Von Mises;
- eseguire un'analisi a fatica sui modelli con strumentazione spinale, per poter determinare la vita a fatica della strumentazione stessa (in particolare delle barre spinali) e poterne stimare il rischio di rottura.

Conclusioni

Questo progetto aveva come scopo principale quello di determinare la fissazione spinale posteriore bilaterale più adeguata, dal punto di vista della stabilità spinale e dei valori massimi di sforzo sulla strumentazione spinale, tra quella fino ad L5 e quella fino al sacro. Inoltre, si poneva l'obiettivo di verificare, nel caso fosse presente, una differenza dal punto di vista biomeccanico tra la tecnica di ALIF effettuata in L5-S1 e l'ACR svolta, invece, in L3-L4, che rispecchiasse le discrepanze tra queste due tecniche chirurgiche messe in luce da evidenze cliniche.

In particolare, nel caso di fissazione spinale posteriore bilaterale fino a L5, la soluzione più adeguata dal punto di vista della stabilità è rappresentata dall'ALIF: l'inserimento della cage nel tratto L5-S1 riduce il ROM dello stesso in modo più significativo rispetto ai modelli con fissazione semplice e con ACR, favorendo un aumento di stabilità spinale. Dal punto di vista degli sforzi massimi sulle barre, invece, la soluzione più adeguata risulta essere l'ACR, in quanto esso risulta essere il modello con i valori di sforzo più bassi nel tratto in cui viene eseguita, ovvero L3-L4. Nel caso, invece, di fissazione spinale eseguita fino al sacro, l'ALIF risulta essere la tecnica più consona sia dal punto di vista della stabilità spinale, per motivi analoghi al caso del modello T9-L5 con ALIF, che da quello degli sforzi, in quanto la cage favorisce la riduzione degli stessi nel tratto L5-S1, ovvero laddove gli sforzi risultano essere più elevati.

Complessivamente, dal punto di vista della stabilità, la fissazione spinale posteriore bilaterale fino al sacro appare come la soluzione più adeguata rispetto alla fissazione fino a L5: la presenza della strumentazione posteriore nel tratto L5-S1 riduce ulteriormente il valore di ROM corrispondente, aumentando la stabilità spinale. Questa caratteristica è riscontrabile in tutti i modelli analizzati in questo progetto di tesi.

D'altra parte, è importante sottolineare come la fissazione spi-

nale fino ad S1 risulti essere più invasiva rispetto a quella fino a L5, in quanto prevede l'inserimento di un tratto aggiuntivo di barre, oltre che una coppia di viti peduncolari in più [27].

Dal punto di vista degli sforzi massimi di Von Mises sulle barre, invece, non è identificabile una tecnica più adeguata tra la fissazione spinale fino a L5 e quella fino a S1.

Bibliografia

- [1] S. Ahlquist, H. Y. Park, J. Gatto, A. N. Shamie, and D. Y. Park. Does approach matter? A comparative radiographic analysis of spinopelvic parameters in single-level lumbar fusion. *Spine J*, 18(11):1999–2008, 11 2018.
- [2] Mina Alizadeh, Mohammed Rafiq Abdul Kadir, and Saturnino Saldanha. Biomechanical effects of short construct spine posterior fixation, in thoracolumbar region with l1 burst fracture. In *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, pages 454–459, 2010.
- [3] N. K. Anjarwalla, R. K. Morcom, and R. D. Fraser. Supplementary stabilization with anterior lumbar intervertebral fusion—a radiologic review. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(11):1281–1287, May 2006.
- [4] P. Berjano and M. Aebi. Pedicle subtraction osteotomies (PSO) in the lumbar spine for sagittal deformities. *Eur Spine J*, 24 Suppl 1:49–57, Jan 2015.
- [5] Norbert Boos and Max Aebi. Spinal Disorders: Fundamentals of Diagnosis and Treatment. *American Journal of Neuroradiology*, 30(3):1166, Mar 2009.
- [6] K. C. Booth, K. H. Bridwell, L. G. Lenke, C. R. Baldus, and K. M. Blanke. Complications and predictive factors for the successful treatment of flatback deformity (fixed sagittal imbalance). *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(16):1712–1720, Aug 1999.
- [7] M. Brayda-Bruno, E. Gallazzi, and A. Lovi. Anterior Lumbar Interbody Fusion. *Spine Care Group, Milano, Italy, Spine Surgery III and Scoliosis, IRCSS Galeazzi Orthopedic Institute, Milano, Italy.*

-
- [8] S. Charosky, P. Moreno, and P. Maxy. Instability and instrumentation failures after a PSO: a finite element analysis. *Eur Spine J*, 23(11):2340–2349, Nov 2014.
- [9] D. J. Cook, M. S. Yeager, and B. C. Cheng. Range of motion of the intact lumbar segment: a multivariate study of 42 lumbar spines. *Int J Spine Surg*, 9:5, 2015.
- [10] D. Dabirrahmani, S. Becker, M. Hogg, R. Appleyard, G. Baroud, and M. Gillies. Mechanical variables affecting balloon kyphoplasty outcome—a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15(3):211–220, 2012.
- [11] R. Eberlein, G.-A. Holzapfel, and M. Frohlich. Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus. *Computational Mechanics*, 34(2):147–163, 4 2004.
- [12] G. Giang, R. Mobbs, S. Phan, T. M. Tran, and K. Phan. Evaluating Outcomes of Stand-Alone Anterior Lumbar Interbody Fusion: A Systematic Review. *World Neurosurg*, 104:259–271, Aug 2017.
- [13] J. Godzik, B. A. Pereira, C. Hemphill, C. T. Walker, J. T. Wewel, J. D. Turner, and J. S. Uribe. Minimally Invasive Anterior Longitudinal Ligament Release for Anterior Column Realignment. *Global Spine J*, 10(2 Suppl):101S–110S, Apr 2020.
- [14] J. Godzik, B. A. Pereira, A. G. U. S. Newcomb, J. N. Lehrman, G. M. Mundis, R. J. Hlubek, J. S. Uribe, B. P. Kelly, and J. D. Turner. Optimizing biomechanics of anterior column realignment for minimally invasive deformity correction. *Spine J*, 20(3):465–474, 03 2020.
- [15] S. J. Hyun, Y. J. Kim, and S. C. Rhim. Spinal pedicle subtraction osteotomy for fixed sagittal imbalance patients. *World J Clin Cases*, 1(8):242–248, Nov 2013.
- [16] J. Januszewski, J. M. Beckman, J. E. Harris, A. W. Turner, C. P. Yen, and J. S. Uribe. Biomechanical study of rod stress after pedicle subtraction osteotomy versus anterior column reconstruction: A finite element study. *Surg Neurol Int*, 8:207, 2017.

- [17] J. C. Le Huec, W. Thompson, Y. Mohsinaly, C. Barrey, and A. Faundez. Sagittal balance of the spine. *Eur Spine J*, 28(9):1889–1905, Sep 2019.
- [18] A. Luca, A. Lovi, F. Galbusera, and M. Brayda-Bruno. Revision surgery after PSO failure with rod breakage: a comparison of different techniques. *Eur Spine J*, 23 Suppl 6:610–615, Oct 2014.
- [19] A. Luca, C. Ottardi, M. Sasso, L. Prosdocimo, L. La Barbera, M. Brayda-Bruno, F. Galbusera, and T. Villa. Instrumentation failure following pedicle subtraction osteotomy: the role of rod material, diameter, and multi-rod constructs. *Eur Spine J*, 26(3):764–770, 03 2017.
- [20] R. J. Mobbs, K. Phan, G. Malham, K. Seex, and P. J. Rao. Lumbar interbody fusion: techniques, indications and comparison of interbody fusion options including PLIF, TLIF, MI-TLIF, OLIF/ATP, LLIF and ALIF. *J Spine Surg*, 1(1):2–18, Dec 2015.
- [21] C. Ottardi, T. Villa, F. Galbusera, M. Soncini, and A. Aliverti. Strategies for the biomechanical evaluation of spine surgery: computational models and experimental testing. *Politecnico di Milano, Italy, PhD in Bioengineering*, 2015.
- [22] T. R. Oxland, R. M. Lin, and M. M. Panjabi. Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res*, 10(4):573–580, Jul 1992.
- [23] H. Pinson, G. Hallaert, P. Herregodts, K. Everaert, T. Couvreur, J. Caemaert, J. P. Kalala, and D. Van Roost. Outcome of Anterior Lumbar Interbody Fusion: A Retrospective Study of Clinical and Radiologic Parameters. *World Neurosurg*, 103:772–779, Jul 2017.
- [24] A. Rohlmann, T. Zander, and G. Bergmann. Spinal loads after osteoporotic vertebral fractures treated by vertebroplasty or kyphoplasty. *Eur Spine J*, 15(8):1255–1264, Aug 2006.
- [25] F. Schwab, B. Blondel, E. Chay, J. Demakakos, L. Lenke, P. Tropiano, C. Ames, J. S. Smith, C. I. Shaffrey, S. Glassman, J. P. Farcy, and V. Lafage. The comprehensive anatomical

- spinal osteotomy classification. *Neurosurgery*, 74(1):112–120, Jan 2014.
- [26] J. S. Smith, E. Shaffrey, E. Klineberg, C. I. Shaffrey, V. Lafage, F. J. Schwab, T. Protopsaltis, J. K. Scheer, G. M. Mundis, K. M. Fu, M. C. Gupta, R. Hostin, V. Deviren, K. Kebaish, R. Hart, D. C. Burton, B. Line, S. Bess, and C. P. Ames. Prospective multicenter assessment of risk factors for rod fracture following surgery for adult spinal deformity. *J Neurosurg Spine*, 21(6):994–1003, Dec 2014.
- [27] P. M. Udby and R. Bech-Azeddine. Clinical outcome of stand-alone ALIF compared to posterior instrumentation for degenerative disc disease: A pilot study and a literature review. *Clin Neurol Neurosurg*, 133:64–69, Jun 2015.
- [28] J. S. Uribe, F. Schwab, G. M. Mundis, D. S. Xu, J. Januszewski, A. S. Kanter, D. O. Okonkwo, S. S. Hu, D. Vedat, R. Eastlack, P. Berjano, and P. V. Mummaneni. The comprehensive anatomical spinal osteotomy and anterior column realignment classification. *J Neurosurg Spine*, 29(5):565–575, Nov 2018.
- [29] M. van Dijk, T. H. Smit, S. Sugihara, E. H. Burger, and P. I. Wuisman. The effect of cage stiffness on the rate of lumbar interbody fusion: an in vivo model using poly(l-lactic Acid) and titanium cages. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(7):682–688, Apr 2002.
- [30] T. Villa, L. La Barbera, and F. Galbusera. Comparative analysis of international standards for the fatigue testing of posterior spinal fixation systems. *Spine J*, 14(4):695–704, Apr 2014.
- [31] H. J. Wilke, A. Herkommer, K. Werner, and C. Liebsch. In vitro analysis of the segmental flexibility of the thoracic spine. *PLoS One*, 12(5):e0177823, 2017.
- [32] L. Zaccara, L. Cristofolini, and M. Palanca. Caratterizzazione biomeccanica di vertebre umane. *Alma Mater Studiorum, Bologna, Italy*, 2015.