

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
DIPARTIMENTO DI
INGEGNERIA DELL'ENERGIA ELETTRICA E DELL'INFORMAZIONE
“GUGLIELMO MARCONI”

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**EFFETTO DELL'EMILAMINECTOMIA
SUL RACHIDE LOMBARE:
UN'ANALISI BIOMECCANICA *IN VITRO***

Tesi in
Meccanica dei Tessuti Biologici

Relatore

Chiar.mo Prof. Luca Cristofolini

Presentata da

Sara Di Santo

Correlatrice

Dott.ssa Sara Montanari

Anno Accademico 2021/2022

*C'è una forza motrice
più forte del vapore,
dell'elettricità e
dell'energia atomica:
la volontà.*

A.E.

Indice

Abstract.....	7
Capitolo 1: INTRODUZIONE	8
1.1 Anatomia del rachide	8
1.1.1 Struttura della vertebra.....	9
1.1.2 Struttura del disco intervertebrale	10
1.1.3 Degenerazione del disco intervertebrale	12
1.1.4 Osteofiti vertebrali	13
1.1.5 Legamenti intervertebrali.....	15
1.2 Compressione del midollo spinale.....	16
1.2.1 Diagnosi e prognosi della stenosi spinale lombare	17
1.3 Tecniche chirurgiche di decompressione.....	18
1.4 Effetti biomeccanici delle tecniche di decompressione.....	19
1.4.1 Analisi <i>in vitro</i>	19
1.4.2 Analisi agli elementi finiti	22
1.4.3 Effetto dell'emilaminectomia	25
1.5 Misura delle deformazioni nell'analisi <i>in vitro</i>.....	25
1.5.1 Digital Image Correlation.....	26
1.5.2 Utilizzo della DIC per l'analisi della biomeccanica spinale	28
1.6 Obiettivo dello studio	29
Capitolo 2: MATERIALI E METODI	31
2.1 Preparazione dei provini.....	31
2.1.1 Scansioni TC dei provini.....	32
2.1.2 Pulizia dei provini.....	33
2.1.3 Processo di allineamento del provino	34

2.1.4	Rimozione degli osteofiti	35
2.1.5	Misura delle dimensioni dei provini da immagini TC	36
2.1.6	Preparazione del pattern sulla superficie dei provini	37
2.1.7	Simulazione dell'intervento di emilaminectomia	38
2.2	Prova meccanica	40
2.2.7	Set-up della macchina di prova	40
2.2.8	Protocollo di prova meccanica	42
2.3	Acquisizione dei fotogrammi e dei dati di forza e spostamento	44
2.3.1	Ottimizzazione dei parametri di correlazione	46
2.3.2	Protocollo di acquisizione dei dati con la Digital Image Correlation	47
2.4	Analisi dei dati	47
2.4.1	Analisi in condizione di <i>Zero Strain</i>	48
2.4.2	Selezione del fotogramma da analizzare	48
2.4.3	Range of Motion	49
2.5	Analisi statistica	50
Capitolo 3: RISULTATI		51
3.1	Scelta dei parametri <i>Facet size</i> e <i>Point distance</i>	51
3.2	Analisi nella condizione <i>Zero Strain</i>	52
3.3	Range of Motion	52
3.3.1	Flessione	53
3.3.2	Estensione	55
3.3.3	Flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia	57
3.3.4	Flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia	59
3.4	Distribuzione delle deformazioni	61
3.5	Deformazioni sul disco intervertebrale tra le vertebre L4 e L5	66
Capitolo 4: DISCUSSIONI		69

Capitolo 5: CONCLUSIONI	73
BIBLIOGRAFIA	75

Abstract

La stenosi spinale lombare (LSS) è un processo degenerativo molto frequente nell'attuale popolazione anziana e può essere considerata come la causa principale di chirurgia spinale nei pazienti di età superiore ai sessantacinque anni. Comporta un restringimento del forame vertebrale, che, nei casi più gravi, causa una compressione del midollo spinale e degli elementi neurali e vascolari situati nel tratto lombo-sacrale.

Uno dei trattamenti chirurgici di decompressione utilizzato in ambito clinico è l'emilaminectomia, che, prevedendo la resezione della lamina di un solo lato della vertebra e di parte del legamento giallo, può portare a una riduzione della stabilità spinale.

L'obiettivo di questo studio *in vitro* è quello di analizzare l'impatto dell'emilaminectomia sulla biomeccanica del rachide.

Sei provini, estratti da rachide umano e costituiti da quattro vertebre lombari e una sacrale (L2-S1), sono stati testati meccanicamente in flessione, estensione e flessione laterale sinistra e destra in due condizioni di prova: intatti e post emilaminectomia.

La stabilità spinale è stata valutata calcolando il Range of Motion tra le vertebre L2 e S1 agli estremi dei provini.

Mediante l'algoritmo di *Digital Image Correlation* (DIC), sono state estratte e valutate le distribuzioni delle deformazioni dell'intero provino, valutando, in particolare, le deformazioni principali massime e minime sulla superficie del disco intervertebrale L4-L5. I risultati hanno mostrato che l'emilaminectomia ha causato una diminuzione significativa della stabilità spinale solo in flessione, con un aumento del Range of Motion del 54%.

L'emilaminectomia non ha causato variazioni nelle distribuzioni delle deformazioni in ogni configurazione di carico. Le deformazioni principali minime sul disco intervertebrale L4-L5, tra le due vertebre in cui è stata eseguita l'emilaminectomia, sono aumentate, in modo statisticamente significativo, del 38% nella flessione nel lato in cui è stato svolto l'intervento di emilaminectomia.

Capitolo 1

INTRODUZIONE

1.1 Anatomia del rachide

Il rachide, noto anche come colonna vertebrale o spina dorsale, è una struttura meccanica complessa [1]. È una colonna di sostegno che contribuisce al mantenimento della postura eretta del corpo, supporta il peso della testa, del tronco e del bacino e trasmette i relativi carichi allo scheletro appendicolare degli arti inferiori per garantire equilibrio, stabilità e mobilità. La sua struttura è tale da consentire di proteggere il midollo spinale che passa al suo interno [1].

La morfologia del rachide è influenzata esternamente da fattori meccanici e ambientali e internamente da fattori genetici, metabolici e ormonali. Tutti questi influiscono sulla sua capacità di reagire alle sollecitazioni dinamiche della vita quotidiana, come compressione, trazione e taglio, che possono variare con la locomozione e la postura [2].

Generalmente, il rachide adulto è costituito da trentatré vertebre, presenta una specifica curvatura sul piano sagittale e si divide in tre regioni principali (*Figura 1.1*):

- Regione cervicale: è composta da sette vertebre (C1 – C7) che formano il collo e si estendono inferiormente verso il tronco. Tali vertebre generano la curva cervicale, che è una lordosi, ovvero presenta una convessità in avanti ed è la meno marcata.
- Regione toracica: è composta da dodici vertebre (T1 – T12) che formano la parte superiore del dorso e si articolano con le dodici coppie di coste. La curva toracica è una cifosi, ovvero è convessa dorsalmente.
- Regione lombare: è composta da cinque vertebre (L1 – L5) che formano la parte inferiore del dorso e si articolano in una lordosi di maggiore convessità rispetto alle precedenti.

La quinta vertebra lombare si articola con il sacro che, a sua volta, si articola con il coccige.

Le regioni cervicale, toracica e lombare sono formate da singole vertebre, mentre il sacro e il coccige sono costituiti, rispettivamente, da cinque e quattro vertebre che tendono a fondersi nella fase dello sviluppo. Tali vertebre generano la curva sacrale convessa dorsalmente [3].

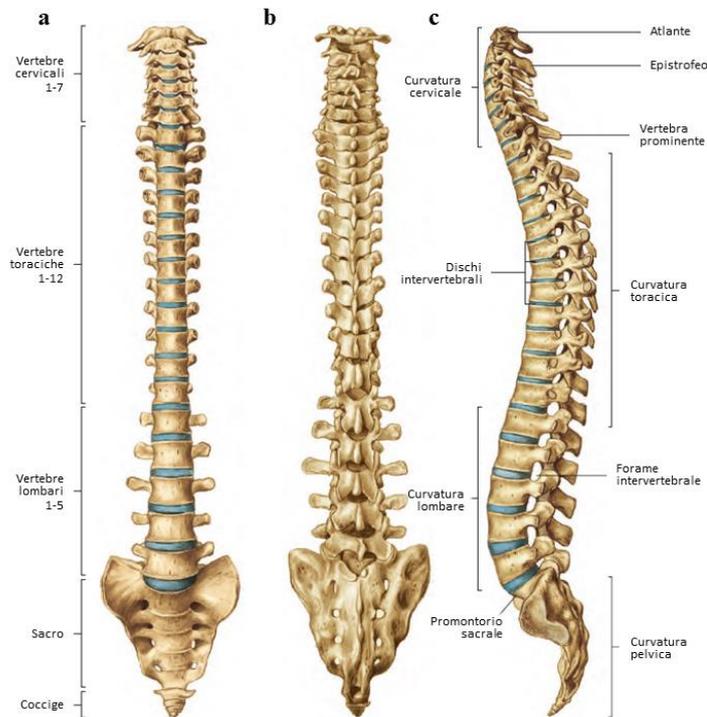


Figura 1.1. Anatomia del rachide. (a) Vista anteriore. (b) Vista posteriore. (c) Vista laterale [2].

1.1.1 Struttura della vertebra

Ogni vertebra è costituita da un *corpo vertebrale*, un *forame vertebrale* e un *arco vertebrale* [2]. Le vertebre si differenziano in base alla regione del rachide a cui appartengono. In tale trattazione, è di maggior interesse soffermarsi sulla struttura delle vertebre lombari (*Figura 1.2*).

Le cinque vertebre lombari sono le più grandi. Anteriormente, presentano un corpo vertebrale più massiccio rispetto alle vertebre cervicali e alle toraciche, con superfici superiore e inferiore di forma ovale. Posteriormente al corpo vertebrale si estende il forame, uno spazio vuoto di forma triangolare che, allineandosi con i forami delle vertebre superiori e inferiori, permette il passaggio del midollo spinale. Il foro è circondato dall'arco vertebrale

composto da *peduncoli*, *processi*, *lamine* e *faccette* e responsabile della stabilità dell'intero rachide [3].

I processi trasversi si proiettano dorso-lateralmente, il processo spinoso è tozzo e si proietta dorsalmente, i processi articolari, invece, si dividono in superiori e inferiori [3].

I processi spinoso e trasversi sono i siti di inserzione dei muscoli che connettono le vertebre contigue e limitano i movimenti di flessione-estensione. Tali processi sono connessi mediante le lamine che permettono di distribuire le forze nel modo adeguato sulle faccette articolari inferiori e superiori, principali responsabili della stabilità durante il movimento. I peduncoli sono la radice dell'arco vertebrale; rappresentano il ponte tra la parte posteriore e la parte anteriore della vertebra e trasmettono forze e tensioni al corpo vertebrale [4].

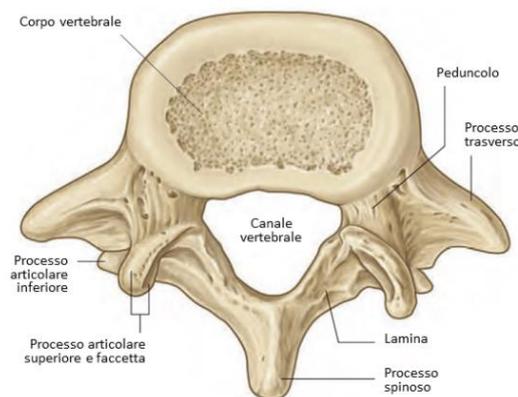


Figura 1.2. Vista superiore di una vertebra lombare [2].

1.1.2 Struttura del disco intervertebrale

Le vertebre sono separate da *dischi intervertebrali* (IVD): cuscinetti di fibrocartilagine che ammortizzano gli urti e riducono la trasmissione di sollecitazioni. Distribuiscono il carico di compressione sui corpi vertebrali adiacenti e consentono i movimenti relativi tra le singole vertebre, permettendo al rachide di piegarsi e torcersi [5].

I dischi intervertebrali formano circa un quarto della lunghezza del rachide.

Nelle regioni cervicale e lombare, i dischi sono più spessi anteriormente, favorendo la convessità anteriore del rachide, mentre nella regione toracica sono quasi uniformi. Gli IVD lombari sono i più spessi del rachide e sono considerati i più grandi organi avascolarizzati del corpo umano.

Il disco intervertebrale aderisce ai due corpi vertebrali adiacenti mediante gli *end-plates*, sottili strati di cartilagine, ed è costituito di due elementi strutturali (*Figura 1.3*):

- *Nucleo polposo* (NP);
- *Anello fibroso* (AF).

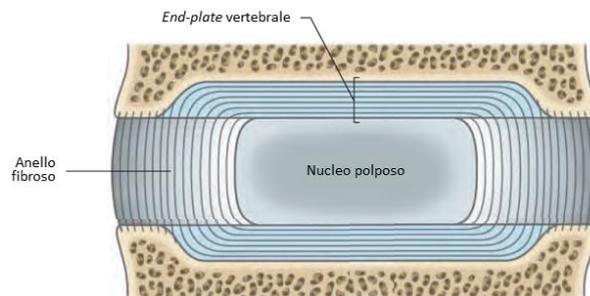


Figura 1.3. Struttura di un disco intervertebrale [2].

Il nucleo polposo è una struttura soffice e gelatinosa che occupa circa il 40-50% del volume del disco adulto. È costituito principalmente da proteoglicani, fibre di collagene di tipo II e acqua [6].

Il NP ha un contenuto d'acqua alto (circa il 70% del peso del NP), tale da mostrare un aumento di pressione idrostatica in risposta al carico di compressione; questa pressione genera una tensione uniforme sull'AF circostante. Le sottili fibrille di collagene di tipo II, che rappresentano il 5-20% del peso del NP, forniscono una rete di fibre lassa e tridimensionale, che tiene insieme il nucleo. Il resto del peso del NP è costituito da proteine ed elastina [6].

L'anello fibroso è una struttura cava e porosa che circonda il nucleo polposo. È costituito da acqua, proteoglicani e fibre di collagene, ma la percentuale di proteoglicani e acqua è molto inferiore rispetto al NP. Sono presenti circa 15-25 strati concentrici orientati di lamelle, che hanno uno spessore crescente dall'esterno verso l'interno. Circa il 48% degli strati lamellari sono circonferenzialmente incompleti e la percentuale di strati incompleti aumenta con l'età. Ogni strato è costituito da fasci di fibre di collagene di tipo I, grosse e forti, inclinate di circa 45°- 60° rispetto al piano verticale, alternando un orientamento destro e sinistro nelle lamelle adiacenti [6] (*Figura 1.4*).

Percorrendo l'anello dall'esterno verso l'interno, il contenuto di proteoglicani, acqua e collagene di tipo II aumenta, mentre il contenuto di collagene di tipo I diminuisce. Meccanicamente, il collagene di tipo I fornisce resistenza in tensione, mentre il collagene di tipo II forma una rete sottile che si lega ai proteoglicani, e quindi all'acqua, consentendo al tessuto di resistere a grandi forze di compressione. Tra lamelle adiacenti è concentrata una certa quantità di elastina che favorisce il ritorno elastico a seguito di grandi deformazioni. La complessa organizzazione delle fibre di collagene nell'AF consente di sviluppare un'adeguata resistenza alle tensioni circonferenziali causate dalla pressione nel nucleo e un solido ancoraggio al corpo vertebrale [6].

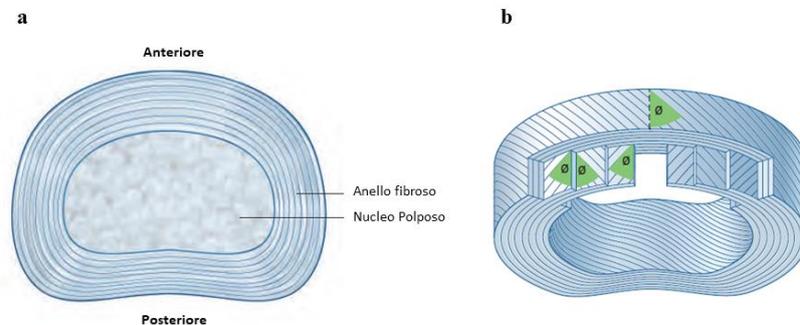


Figura 1.4. (a) Disco intervertebrale lombare. (b) Struttura dell'anello fibroso [2].

1.1.3 Degenerazione del disco intervertebrale

L'avanzare dell'età, unita a fattori genetici e metabolici e a cattive abitudini come il fumo, causa a una progressiva degenerazione del disco intervertebrale che si ripercuote anche sulle strutture vicine, come legamenti, articolazioni e muscoli vertebrali [7].

Il nucleo polposo diventa gradualmente meno idratato e sempre più fibroso [2]. La quantità di proteoglicani diminuisce, e si verifica un aumento della reticolazione tra il collagene e i proteoglicani rimanenti: il disco perde la sua capacità di legare l'acqua, diventando sempre più rigido e più soggetto a lesioni. La mancanza di acqua influisce sulle proprietà meccaniche del disco, in quanto porta a una caduta di pressione osmotica e a una perdita di altezza [6].

Le fibre di collagene dell'anello fibroso diventano sempre più disorientate, variando la loro posizione e il loro orientamento, e la rete di elastina e collagene si deteriora gradualmente. Inoltre, compaiono piccoli difetti strutturali che rendono l'anello fibroso meno resistente e tendono a espandersi verso il nucleo polposo [7].

Quindi, complessivamente un disco intervertebrale degenerato è più rigido e più basso del normale; questo porta a una diminuzione del Range of Motion (ROM) e a una degenerazione osteoartritica dovuta al sovraccarico delle articolazioni [6] [7].

La degenerazione del disco intervertebrale, insieme a un elevato carico di compressione da parte del rachide e ai nodi di Schmorl, sono i principali responsabili della comparsa di *osteofiti* [8].

Quando la comparsa di osteofiti riguarda la parte posteriore del corpo vertebrale nella zona lombo-sacrale, si genera un processo degenerativo di compressione del midollo spinale e dei nervi passanti nel canale vertebrale. L'aumento dell'obesità e della popolazione geriatrica continuerà a causare una serie di alterazioni degenerative osteoartritiche tra cui la formazione di osteofiti [9].

1.1.4 Osteofiti vertebrali

Gli osteofiti sono piccole escrescenze osteocartilaginee che si sviluppano lentamente in corrispondenza delle vertebre, generando spesso dei ponti sul disco.

Si possono trovare osteofiti su almeno un corpo vertebrale nel 25% dei rachidi di età compresa tra 20 e 29 anni e nel 90% dei rachidi di età superiore ai 60 anni [10].

Gli osteofiti possono essere interpretati come un effetto degenerativo o come un adattamento che segue i principi del rimodellamento osseo in base alle loro conseguenze meccaniche che attualmente sono ancora poco chiare [8] [11].

Al-Rawahi et al. [8] hanno condotto prove meccaniche sul tratto toraco-lombare di rachidi di cadavere per studiare gli effetti degli osteofiti. Confrontando i risultati prima e dopo la rimozione degli osteofiti, si è osservato che:

- Applicando un carico di compressione e osservando i risultati a uno spostamento costante (0,43 mm), si registra una diminuzione della resistenza del tratto spinale al carico di compressione del 17-18% dopo la rimozione dell'osteofita (*Figura 1.5 (a)*);
- Applicando un momento flettente e osservando i risultati a un angolo di rotazione costante (2,5°), si nota una riduzione della resistenza del tratto spinale alla flessione del 49-50% dopo la rimozione dell'osteofita (*Figura 1.5 (b)*).

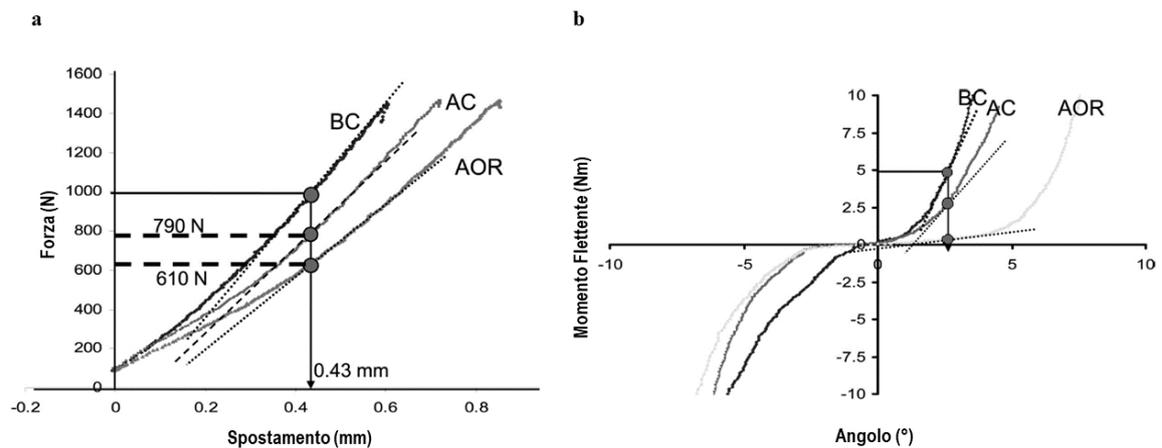


Figura 1.5. (a) Grafico forza-spostamento del tratto spinale sottoposto a un carico di compressione, prima (AC) e dopo (AOR) la rimozione degli osteofiti. (b) Grafico momento flettente-angolo di rotazione del tratto spinale sottoposto a un carico di compressione eccentrico, prima (AC) e dopo (AOR) la rimozione degli osteofiti. In entrambi i grafici è riportata una "baseline" (BC) che rappresenta la condizione del tratto spinale analizzato prima della rimozione degli osteofiti e prima di una fase di preconditionamento dovuta all'applicazione di un carico di compressione costante [8].

Quindi il ruolo degli osteofiti nella resistenza alla compressione può essere legato alla rigidità complessiva che assume il rachide umano con l'invecchiamento e alla progressiva degenerazione del disco. Inoltre, la degenerazione del disco aumenta la tensione sull'anello fibroso e la perdita di altezza e di pressione interna nel nucleo polposo, portando a un rigonfiamento radiale soprattutto in prossimità di angoli di curvatura elevati. Questo spiega perché gli osteofiti contrastano maggiormente la flessione rispetto alla compressione e potrebbe spiegare anche il motivo per cui gli osteofiti tendono ad essere più grandi anteriormente [8].

Marras et al. [11], in uno studio più recente, hanno condotto prove meccaniche sul tratto toraco-lombare di rachidi di cadavere per valutare il comportamento meccanico indotto dagli osteofiti, analizzando le deformazioni superficiali durante prove di flessione e compressione. In entrambi i casi, confrontando le deformazioni sulla superficie del corpo vertebrale sottostante all'osteofita e sulla superficie del corpo vertebrale di controllo, sono state riscontrate perturbazioni significative della distribuzione di deformazione. Tali perturbazioni, però, non sono coerenti, in quanto a volte l'osteofita concentra le deformazioni sul corpo vertebrale sottostante, altre volte, invece, le riduce.

1.1.5 Legamenti intervertebrali

Numerosi legamenti sono collegati ai processi e ai corpi vertebrali, con l'obiettivo di tenere unite le singole vertebre e di dare stabilità al rachide, prevenendo iperestensione, iperflessione e rotazione eccessiva.

I principali legamenti che uniscono le vertebre adiacenti sono (*Figura 1.6*):

- *Legamento longitudinale anteriore*: lega le superfici anteriori dei corpi di vertebre adiacenti, limitando il movimento di estensione del rachide.
- *Legamento longitudinale posteriore*: decorre parallelamente al legamento longitudinale anteriore e unisce le superfici posteriori dei corpi di vertebre adiacenti, limitando la flessione del rachide.
- *Legamenti gialli*: (dal latino *ligamenta flava*) uniscono le lamine di vertebre adiacenti e contribuiscono fortemente alla resistenza al movimento di flessione.
- *Legamenti intertrasversari*: uniscono gli apici dei processi trasversi.
- *Legamento interspinoso*: unisce i processi spinosi di vertebre adiacenti. Le fibre di collagene di tale legamento formano una complessa rete che, se intatta, fornisce una resistenza ottimale alla flessione. Lesioni parziali del legamento riducono notevolmente la rigidità e la resistenza.
- *Legamento soprspinoso*: unisce le punte dei processi spinosi da C7 al sacro [3] [4].

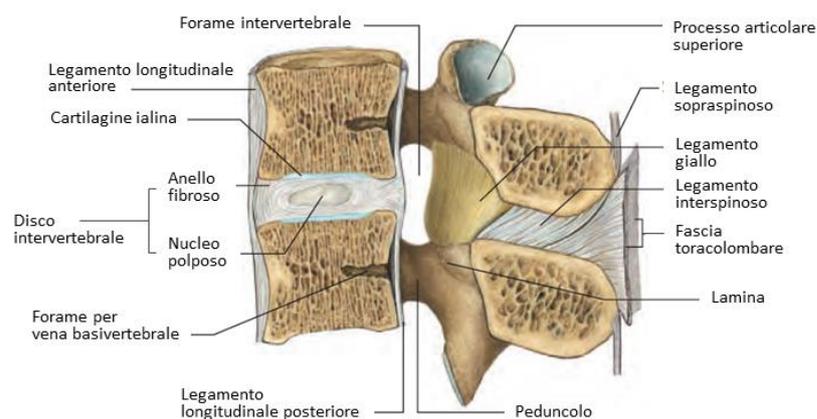


Figura 1.6. Vista laterale del rachide lombare che mostra dischi e legamenti [2].

1.2 Compressione del midollo spinale

La compressione del midollo spinale è causata più frequentemente da lesioni extramidollari che da lesioni intramidollari. La compressione può essere di due tipi:

- Acuta: si sviluppa a causa di un tumore metastatico, di un ascesso o un ematoma subdurale o di un trauma, come fratture vertebrali da schiacciamento, ernie del disco, gravi lesioni ossee o legamentose [12].
- Cronica: si sviluppa a causa di protrusioni ossee all'interno del canale spinale, come osteofiti o spondilosi, che generano un progressivo restringimento del canale spinale, noto come stenosi [13].

In tale elaborato è opportuno soffermarsi sulla condizione di compressione midollare cronica.

La *stenosi spinale lombare* (LSS) è una condizione debilitante associata alla degenerazione del rachide con l'invecchiamento: gli elementi ossei, legamentosi e sinoviali della parte inferiore del rachide collassano o crescono eccessivamente, comprimendo progressivamente gli elementi neurali e vascolari nel canale spinale [14].

La compressione può essere asintomatica, se lieve, oppure può causare una serie di sintomi, tra cui mal di schiena, dolore e formicolio alle gambe e ridotta funzionalità fisica. Per i pazienti con LSS il dolore può essere debilitante e spesso può portare a debolezza, difficoltà nella deambulazione e nello svolgimento delle normali attività della vita quotidiana, comportando uno stile di vita sempre più sedentario [14].

È importante fare una distinzione tra stenosi spinale lombare congenita e acquisita, poiché hanno eziologie e gestioni differenti; spesso, però, queste due condizioni possono coesistere [14].

La stenosi spinale lombare congenita è stata studiata per la prima volta da Verbiest [15], nel 1954, come un restringimento preesistente del canale spinale osseo dovuto, per esempio, a una certa predisposizione genetica.

La stenosi spinale lombare acquisita deriva da una serie di cambiamenti a cascata indotti dalla degenerazione del nucleo polposo del disco intervertebrale a causa dell'età, dell'obesità o di uno stress spinale ripetitivo. Il collasso dello spazio discale destabilizza e accorcia la parte anteriore del rachide, spostando lo tensione assiale verso gli elementi posteriori della

vertebra. Questo stress cronico anormale provoca l'ipertrofia sinoviale, l'ipertrofia delle faccette articolari e del legamento giallo e la formazione di cisti sinoviali e osteofiti, inducendo l'instabilità e l'ispessimento del legamento posteriore. Tali fattori si combinano causando il restringimento del canale spinale [14] [13] (*Figura 1.7*).

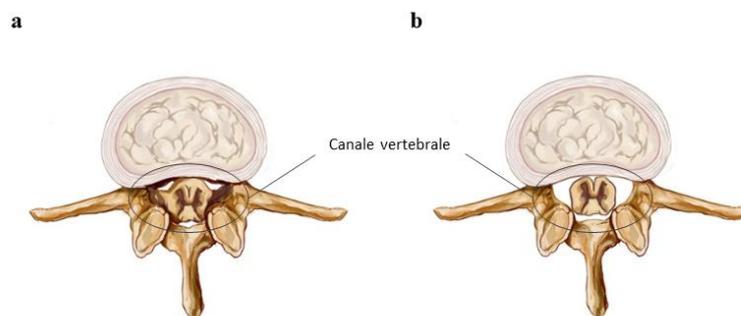


Figura 1.7. Confronto tra (a) canale vertebrale stenotico e (b) canale vertebrale normale.

1.2.1 Diagnosi e prognosi della stenosi spinale lombare

La risonanza magnetica (MRI) è il principale strumento di imaging diagnostico per la LSS, grazie alla sua alta risoluzione per i tessuti molli. Se la risonanza magnetica è controindicata, si ricorre alla tomografia computerizzata (CT), più invasiva e ionizzante [14].

Le tecniche di imaging, da sole, non sono sufficienti a diagnosticare la stenosi spinale lombare, ma devono essere correlate con l'analisi neurologica e l'anamnesi del paziente. Tuttavia, gli studi svolti finora riportano una scarsa correlazione tra le immagini radiografiche di stenosi lombare e i sintomi clinici e la mancanza di un criterio radiologico formalmente standardizzato che permetta di riconoscere la LSS e di pianificare il trattamento più adeguato [14].

Le opzioni di trattamento della LSS variano ampiamente nella pratica clinica e possono includere farmaci, tutori, esercizi, fisioterapia, stimolazione nervosa elettrica transcutanea (TENS), iniezioni epidurali di steroidi (ESI) o decompressione chirurgica.

L'obiettivo dell'approccio chirurgico è decomprimere gli elementi neurali compromessi e fornire sollievo al dolore e ai sintomi neurologici, rimuovendo porzioni di elementi spinali posteriori, come lamine, faccette o osteofiti, e prevenendo un'ulteriore degenerazione che destabilizza il rachide. Spesso, infatti, la rimozione di queste strutture compressive può

causare instabilità o esacerbare l'instabilità esistente [13]. Si raccomanda l'intervento chirurgico quando il paziente non migliora con la terapia conservativa o presenta sintomi gravi.

Tradizionalmente, la decompressione chirurgica si ottiene attraverso la laminectomia, anche se, negli ultimi anni, stanno prendendo piede approcci chirurgici minimamente invasivi [14]. Ad oggi, non è noto un unico approccio per il trattamento della stenosi spinale lombare e non si può trarre alcuna conclusione su quale sia il trattamento con meno effetti collaterali. In letteratura, infatti, sono state studiate le conseguenze a lungo termine dei diversi trattamenti solo con strumenti di esito soggettivo, come scale del dolore e questionari relativi alla disabilità, alla funzione motoria, ai sintomi e alla qualità della vita, che rendono difficile il confronto dei risultati [13].

1.3 Tecniche chirurgiche di decompressione

L'entità dell'instabilità meccanica a seguito di trattamenti chirurgici di decompressione spinale è stata poco indagata in letteratura.

Le opzioni di trattamento chirurgico più studiate sono:

- *Emifacetektomia*: asportazione di un processo articolare superiore di una vertebra con il corrispettivo legamento.
- *Facetektomia*: asportazione di entrambi i processi articolari superiori di una vertebra con i corrispettivi legamenti (*Figura 1.8 (b)*).
- *Emilaminectomia*: asportazione di una sola lamina della vertebra e di una parte, più o meno grande, dei processi articolari superiore e inferiore confinanti. Tale procedura comporta il distacco tra il processo spinoso e il processo articolare della vertebra trattata e la rimozione di una parte del legamento giallo (*Figura 1.8 (c)*).
- *Laminectomia*: asportazione di entrambe le lamine della vertebra e di una parte, più o meno grande, dei processi articolari di destra e sinistra. Tale procedura comporta la rimozione del processo spinoso e di una porzione dei legamenti gialli, interspinoso e sopraspinoso (*Figura 1.8 (a)*).
- *Laminectomia a due livelli*: è una procedura analoga alla laminectomia, ma comporta la rimozione degli elementi ossei e legamentosi di due vertebre adiacenti [16].

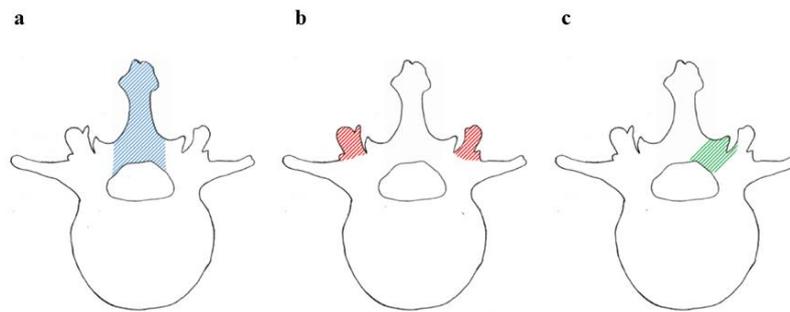


Figura 1.8. Rappresentazione schematica degli interventi chirurgici sulle strutture posteriori della vertebra. (a) Laminectomia. (b) Facetectomia. (c) Emilaminectomia [4].

1.4 Effetti biomeccanici delle tecniche di decompressione

È stata eseguita un'approfondita ricerca in letteratura per comprendere come, negli ultimi anni, sia stato studiato l'effetto sulla biomeccanica del rachide dell'emilaminectomia e degli altri trattamenti di decompressione chirurgica. Sono stati cercati articoli scientifici che trattano studi *in vitro* su preparati anatomici ottenuti da donatori anziani e analisi basate su modelli a elementi finiti (FEM), ponendo maggiore attenzione alla sperimentazione sul tratto spinale lombare.

Negli articoli selezionati è stato riscontrato che la laminectomia altera il comportamento biomeccanico del rachide, soprattutto in prossimità della vertebra trattata, e riduce la stabilità spinale. Una riduzione della stabilità, da un punto di vista meccanico, comporta l'incapacità di sostenere i carichi spinali fisiologici [17].

1.4.1 Analisi *in vitro*

Nelle analisi *in vitro* analizzate [18] [19] [20], sono stati testati tratti spinali lombari composti da cinque o sei vertebre. È stata valutata la stabilità spinale mediante la misura del Range of Motion (ROM), l'analisi della zona neutra e il calcolo della rigidità durante i movimenti di flesso-estensione, flessione laterale e torsione.

Quint et al. [18], nel 1998, hanno condotto esperimenti su sei segmenti lombari (L2-S2) estratti da cadavere e sono stati tra i primi a studiare gli effetti dei muscoli lombari

intersegmentali agonisti e antagonisti nelle diverse condizioni di prova: provino intatto, instabile post laminectomia e stabilizzato strumentalmente. La forza muscolare è stata riprodotta *in vitro* mediante l'utilizzo di cavi metallici fissati con viti all'area di inserzione dei muscoli.

Dopo la laminectomia di L4, il ROM tra L4 e L5 è aumentato in tutte le condizioni di carico: del 14,3% nella flessione laterale, del 32% nella flessione, del 35% nell'estensione e del 117,4% nella rotazione. La co-contrazione muscolare ha contribuito significativamente aumentando la stabilità durante la flessione laterale e la torsione, mentre si è osservato un ulteriore leggero aumento del ROM durante la flessione.

Bisschop et al. [19] [20] hanno condotto una serie di studi correlati su dodici segmenti lombari (L1-L5) per valutare l'effetto della laminectomia a livello singolo di L2 o di L4, con conservazione delle faccette articolari, in termini di ROM tra la vertebra trattata e la successiva e tra le due vertebre adiacenti a quella trattata.

Sono stati applicati carichi fino a raggiungere momenti flettenti compresi tra -4 Nm e 4 Nm. I movimenti di L2, L3 e L4 sono stati registrati mediante dei LED posizionati sulle vertebre stesse e un sistema optoelettronico di registrazione del movimento tridimensionale composto da un array di tre telecamere. Un programma Matlab ha calcolato le curve carico-spostamento, da cui è stato estratto il comportamento biomeccanico del segmento lombare studiato.

Nel primo studio [19], prima dell'esecuzione della laminectomia, sono stati registrati valori di ROM in flessione-estensione di circa 6–7°, in flessione laterale di circa 5–6° e in torsione di circa 3°, che corrispondono a circa il 50% del ROM massimo calcolato precedentemente *in vivo* in giovani adulti sani da Mellor et al. [21] e Zhang et al. [22]. La laminectomia ha provocato un aumento significativo del Range of Motion tra la vertebra trattata e la successiva in ogni configurazione di carico: 7,3% in flessione-estensione, 7,5% in flessione laterale e 12,2% in torsione. In tale situazione, l'entità dell'aumento del ROM non è sufficientemente ampia da aumentare drasticamente il rischio di instabilità [19].

Nel secondo studio [20], sono stati registrati valori di ROM pre-laminectomia confrontabili con quelli dello studio [19], ma si è osservato un aumento significativo del ROM solo durante la torsione (19,4%). In questo caso, lo studio *in vitro* ha previsto l'impianto di barre e viti

posteriori che ha comportato una diminuzione significativa del ROM in ogni configurazione di carico: del 74,3% in flessione-estensione, del 71,6% in flessione laterale e del 59,8% in torsione.

I risultati riportati sono in contrasto con quelli ottenuti in due studi precedenti [18] [23], in cui si sono registrati aumenti del ROM fino al 32% in flessione-estensione, fino al 14% in flessione laterale e fino al 117% in torsione. Tale differenza può essere spiegata dall'applicazione di momenti flettenti più elevati (7,5 Nm in [18] e 6-8 Nm in [23]).

Bisschop et al. [19] [20] hanno confermato che il ROM tra le vertebre adiacenti a quella trattata non varia significativamente in tutte le condizioni di carico testate, ad eccezione dei test in torsione.

Attualmente solo pochi studi hanno analizzato gli effetti della chirurgia decompressiva sulle vertebre adiacenti a quella trattata, tra cui quello di Cardoso et al. [24], che ha dimostrato che un comportamento biomeccanico alterato delle vertebre adiacenti si verifica, in genere, dopo un intervento chirurgico decompressivo più esteso, come la facetectomia.

La zona neutra è stata definita come il parametro più sensibile e rilevante per la definizione dell'instabilità del rachide lombare; la sua analisi è utilizzata per la misura della rigidità spinale ed è fortemente influenzata dalla geometria e dallo stato di degenerazione del disco [17].

Come è possibile osservare nella *Figura 1.9*, la curva forza-spostamento di un segmento spinale lombare ha un andamento non lineare, in quanto il segmento è più flessibile a carichi bassi e si irrigidisce a carichi più alti. È opportuno descrivere il comportamento biomeccanico con due valori di rigidità: uno all'interno della zona neutra e uno all'esterno. La zona neutra è definita, quindi, come la parte del ROM all'interno del quale il segmento lombare offre una minima resistenza al movimento intervertebrale, probabilmente perché attorno alla postura neutra il segmento è lasso e i legamenti posteriori non sono del tutto tesi [17].

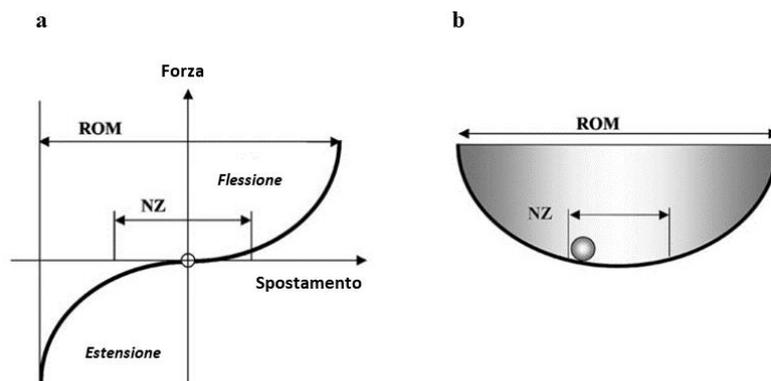


Figura 1.9. (a) Andamento non lineare della curva forza-spostamento di un segmento lombare durante il movimento di flessione-estensione, con evidenza sui parametri di zona neutra (NZ) e Range of Motion (ROM). (b) Curva forza-spostamento rappresentata utilizzando l'analogia della palla in una ciotola: la palla si muove facilmente all'interno della NZ (base della ciotola) ma richiede uno sforzo maggiore per spostarsi nelle regioni esterne del ROM (lati più ripidi della ciotola) [17].

La zona neutra può aumentare con lesioni al rachide e debolezza dei muscoli, causando quindi uno stato di instabilità [17].

Quint et al. [18], infatti, hanno registrato un notevole aumento della zona neutra, definita come la differenza tra la posizione angolare raggiunta dal segmento prima e dopo l'applicazione del carico, dopo la laminectomia, correlato a un forte aumento del ROM: 175% in flessione, 112.5% in estensione, 60% in flessione laterale e 100% in torsione.

Bisschop et al. [19] [20], invece, hanno stimato la rigidità mediante un'approssimazione ai minimi quadrati, calcolando la pendenza della retta tangente alla curva forza-spostamento mantenendo fissa la zona neutra tra -1 Nm e +1 Nm. In tale intervallo, la laminectomia non ha influenzato significativamente la rigidità in nessun punto del segmento lombare.

1.4.2 Analisi agli elementi finiti

I modelli agli elementi finiti (FEM) sono modelli numerici che, sin dagli anni '50, vengono utilizzati nella ricerca relativa alla biomeccanica del rachide. Questi modelli *in silico* hanno permesso di simulare una molteplicità di situazioni cliniche e di ripetere lo stesso esperimento un numero illimitato di volte sullo stesso modello, modificando i parametri e osservando i loro effetti attraverso deformazioni spinali.

I FEM sono ricreati partendo da immagini di tomografia computerizzata (CT) ad alta risoluzione; le geometrie delle vertebre e i materiali sono adattati sulla base di atlanti anatomici e di dati della letteratura precedente [25].

Gli articoli scientifici analizzati [16] [25] utilizzano i FEM per simulare diversi tipi di laminectomia in vertebre lombari, che prevedono diversi gradi di resezione delle parti ossee e legamentose posteriori, correlati a una progressiva diminuzione della stabilità.

Il grado di instabilità, quindi, può dipendere dall'entità della resezione, dalla situazione di carico e dalle condizioni dei dischi intervertebrali [26].

Per tale motivo, nei due articoli [16] [25] è stato analizzato l'effetto della laminectomia su un modello di segmento lombare multivertebrale, sia con dischi intervertebrali intatti che degenerati. Zander et al. [16] hanno simulato la degenerazione del disco tra L4 e L5 rimuovendo l'incomprimibilità del nucleo polposi, mediante un modulo elastico dell'anello fibroso doppio rispetto a quello del disco intatto, senza modificare la geometria del disco; mentre, Li et al. [25] hanno simulato la degenerazione dei dischi tra L3 e L4 e tra L4 e L5 diminuendo l'altezza dei dischi del 40%, riducendo l'area del nucleo polposi e modificando le proprietà dei materiali utilizzati nella modellazione (*Figura 1.10*).

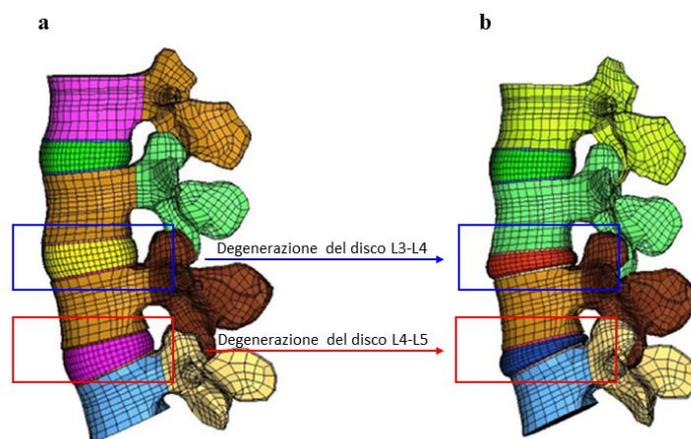


Figura 1.10. Modello FEM di un segmento lombare multivertebrale (L2-L5). (a) Modello sano. (b) Modello con dischi intervertebrali degenerati tra L3-L4 e L4-L5 [25].

Zander et al. [16] hanno simulato quattro diversi gradi di resezione ossea: facetectomia, emilaminectomia, laminectomia a singolo livello e laminectomia a due livelli. Hanno analizzato la stabilità del modello FEM del segmento lombare calcolando il ROM e misurando la tensione di Von Mises e le deformazioni degli anelli fibrosi dei dischi

intervertebrali. Sono stati imposti momenti di flessione, estensione, flessione laterale e torsione.

Sia per il modello sano che per quello con disco degenerato, le quattro tecniche di decompressione hanno riportato un aumento significativo del ROM tra L4 e L5 solo in torsione. In flessione, invece, il ROM tra L4 e L5 registrato post laminectomia è aumentato del 25% rispetto a quello riscontrato post emilaminectomia. Questo può essere interpretato come una progressiva perdita di stabilità dovuta all'asportazione della seconda lamina. Inoltre, è stato dimostrato che la resezione delle parti ossee e legamentose posteriori aumenta l'entità della tensione e delle deformazioni sull'anello fibroso ma non modifica la loro distribuzione.

I valori del ROM stimati nei modelli FEM con dischi degenerati sono molto minori rispetto a quelli registrati nei modelli con dischi intatti, mentre l'anello fibroso del disco L4-L5 degenerato mostra tensioni massime e deformazioni massime molto maggiori soprattutto in flessione. Questo perché il disco degenerato è più rigido e quindi più stressato a causa della mancanza di incomprimibilità del nucleo che aumenta il carico che deve essere sopportato dall'anello.

Inoltre, come per le analisi *in vitro* [19] [20] [24], la resezione degli elementi posteriori ossei e legamentosi ha solo un effetto minore sul comportamento biomeccanico della regione adiacente alla vertebra su cui viene eseguito il trattamento di decompressione [16].

Li et al. [25], circa quindici anni dopo, hanno confrontato i cambiamenti biomeccanici su un segmento lombare (L2-L5) prima e dopo l'esecuzione di una laminectomia su L3 e L4 misurando la tensione massima di Von Mises sull'anello fibroso. Sono stati imposti momenti di flessione, estensione, flessione laterale e torsione e sono stati riscontrati risultati coerenti con il lavoro appena descritto [16]. Sia per il modello sano che per quello con disco degenerato, in flessione, è stato osservato un forte incremento percentuale della tensione sull'anello fibroso dopo la laminectomia su L3 e L4: 97,4% nel modello sano e 78,1% nel modello con disco degenerato. Tuttavia, nonostante ci sia un incremento minore, sull'anello del disco L3-L4 degenerato, si registrano tensioni massime molto maggiori.

Tali risultati dimostrano che i modelli con dischi degenerati sono meno influenzati dalle procedure di decompressione rispetto ai modelli intatti e questo può dipendere dalla condizione di rigidità associata alla degenerazione del disco [25].

I risultati riscontrati mediante un'analisi agli elementi finiti, necessitano di una conferma tramite esperimenti *in vitro*.

1.4.3 Effetto dell'emilaminectomia

Gli articoli scientifici pubblicati in letteratura hanno dimostrato che l'emilaminectomia è una tecnica di decompressione ancora poco studiata dal punto di vista biomeccanico.

Solo uno studio [16], descritto nel paragrafo precedente, ha analizzato l'effetto dell'emilaminectomia sul modello FEM di un segmento lombare. Fiss et al. [27], invece, hanno studiato il suo effetto testando meccanicamente provini composti da sei vertebre cervicali umane (C2-C7).

Altri studi [28] [29] hanno descritto l'emilaminectomia come un trattamento meno invasivo rispetto alle altre tecniche chirurgiche di decompressione, ma hanno analizzato i suoi effetti solo dal punto di vista clinico, in termini di tasso di soddisfazione dei pazienti, dolore lombare e dolore agli arti inferiori.

1.5 Misura delle deformazioni nell'analisi *in vitro*

Dagli articoli scientifici analizzati è evidente come uno dei modi più accurati per studiare gli effetti biomeccanici dei trattamenti di decompressione sul rachide, sia attraverso esperimenti *in vitro* condotti su preparati anatomici costituiti da segmenti di rachide estratti da cadavere umano. I test *in vitro* rappresentano uno scenario semplificato ma, l'utilizzo di provini che comprendono sia vertebre che tessuti molli intatti, come legamenti, dischi e superfici articolari, permette di riprodurre una condizione più fisiologica.

La valutazione dell'instabilità è strettamente correlata all'analisi di un'intera regione del rachide [30]. In genere, però, la biomeccanica del rachide è valutata sperimentalmente in termini di Range of Motion e rigidità complessiva. La quantificazione della distribuzione della deformazione superficiale è limitata alle sole vertebre o ai soli dischi, non c'è mai una misura della distribuzione delle deformazioni in tutto il segmento spinale.

Lo strumento più comune per lo studio delle deformazioni superficiali è l'estensimetro. Quest'ultimo è accurato e affidabile se si utilizza sulla superficie della vertebra, ma fornisce

solo misure a livello locale. Non è uno strumento idoneo per misurare le deformazioni di tutti gli elementi del rachide, in quanto il disco intervertebrale, così come gli altri tessuti molli, ha un modulo elastico troppo basso e l'estensimetro comporterebbe sul disco un effetto rinforzo. Infatti, solo pochi studi in letteratura segnalano l'utilizzo degli estensimetri sulle vertebre, tra cui quello di Frei et al. [31].

Le misure puntuali, come quelle fornite dagli estensimetri, non sono sufficienti a monitorare l'andamento delle deformazioni su una superficie durante un esperimento. Per questo, nei primi anni '80, hanno cominciato a prendere piede tecniche di misurazione ottica. Le tecniche ottiche prevedono una misura a tutto campo e senza contatto e una preparazione del provino che non ne altera le proprietà meccaniche [32].

Tra le diverse tecniche ottiche, una delle più utilizzate in campo biomeccanico per misurare le deformazioni sull'intera superficie dei provini è la *Digital Image Correlation* (DIC).

1.5.1 Digital Image Correlation

La *Digital Image Correlation* (DIC) è uno strumento che permette di acquisire fotogrammi a tutto campo e senza contatto e di misurare lo spostamento e la deformazione sulla superficie del provino. La DIC può essere implementata sia in versione bidimensionale (2D-DIC), mediante un'unica telecamera, che tridimensionale (3D-DIC), attraverso l'utilizzo di due o più telecamere [32].

L'algoritmo di base della DIC confronta un fotogramma digitale, che rappresenta lo stato di riferimento a provino scarico, con uno o più fotogrammi che rappresentano gli stati di deformazione dello stesso provino. Il confronto è realizzato dividendo il fotogramma di riferimento in sotto-porzioni, dette *facet*, e implementando un algoritmo di correlazione. Tale algoritmo determina la trasformazione di ciascuna *facet* per ogni fotogramma acquisito e permette di misurare le coordinate cartesiane delle *facet* rispetto al sistema di riferimento iniziale. Dalle coordinate si calcola il campo di spostamento e, per derivazione, il campo di deformazione [32]. L'algoritmo garantisce un'accuratezza e una precisione dell'ordine di 0.01 pixel nella definizione del campo di spostamento. La misura della distribuzione delle deformazioni, invece, presenta un'accuratezza e una precisione inferiori a causa del processo di differenziazione utilizzato, che amplifica il rumore presente nel campo di spostamento:

una precisione dell'ordine delle centinaia di microstrain può essere raggiunta solo in condizioni ottimali [32].

Per individuare in maniera univoca ciascuna *facet* è necessario realizzare sulla superficie del provino un pattern a puntini, che deve avere le seguenti caratteristiche [33]:

- Distribuzione casuale;
- Buon contrasto;
- Rapporto nero-bianco a 50:50;
- Bassa variabilità della dimensione dei puntini;
- Scarsa rugosità.

Prima di ogni test è fondamentale eseguire la calibrazione del sistema.

L'accuratezza e la precisione delle misure dipendono da alcuni parametri software e hardware della DIC. I parametri software più influenti sono [33] (*Figura 1.11*):

- *Facet size*: dimensione della *facet* che deve essere definita in base alla dimensione del provino, alla dimensione dei puntini del pattern e alle distribuzioni di deformazioni previste per la condizione di carico applicata. La *facet* deve essere più grande dei puntini del pattern ma non eccessivamente grande per evitare una perdita di risoluzione [34] [32].
- *Point distance*: descrive la distanza tra i centri di due *facet* adiacenti e quindi definisce la densità di *facet* sulla superficie del provino [32].
- Regressione locale utilizzata per il filtraggio del rumore.

La giusta combinazione di tali tre parametri definisce una risoluzione spaziale ottimale.

I parametri hardware più influenti sono [33]:

- Il guadagno applicato al segnale acquisito dal sensore della fotocamera;
- L'esposizione del fotogramma;
- L'effetto della distorsione delle lenti.

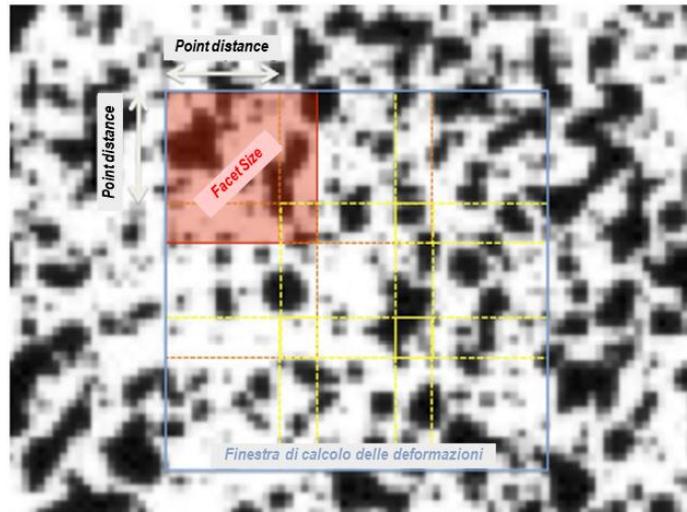


Figura 1.11. Dettaglio della superficie del provino preparata con un pattern random, vista da un fotogramma digitale, e illustrazione dei parametri software della DIC: facet size e point distance [32].

1.5.2 Utilizzo della DIC per l'analisi della biomeccanica spinale

In letteratura si trovano alcuni articoli, pubblicati negli ultimi anni, che utilizzano la DIC per valutare la distribuzione delle deformazioni su un segmento spinale multivertebrale, comprensivo di vertebre e tessuti molli. In alcuni casi, i provini prevedevano anche il mantenimento intatto di alcuni legamenti per preservare la cinematica naturale del rachide. Palanca et al. [35] e Ruspi et al. [36] hanno testato tratti di rachide suino in flessione e flessione laterale, per valutare, tramite l'utilizzo della DIC, l'andamento a tutto campo della distribuzione delle deformazioni sull'intero provino. I risultati di questi due studi [35] [36] hanno dimostrato che la DIC ha il grande vantaggio di analizzare simultaneamente, sullo stesso segmento multivertebrale, sia le deformazioni sui tessuti ossei che sui tessuti molli. Inoltre, dai risultati di Ruspi et al. [36] è emersa l'importanza dell'analisi biomeccanica a tutto campo su un segmento multivertebrale, in quanto su tessuti ossei e molli si sono registrate deformazioni che differiscono in valore e direzione (*Figura 1.12*).

La misura a tutto campo delle deformazioni è un valido strumento anche per identificare e analizzare eventuali concentrazioni di deformazioni.

È stato possibile utilizzare la DIC anche per lo studio delle deformazioni del legamento longitudinale anteriore senza separarlo dal tratto spinale in esame. Ruspi et al. [37] e Palanca et al. [38], tramite le misure a tutto campo effettuate con la DIC, hanno osservato sul

legamento longitudinale anteriore, una distribuzione delle deformazioni non omogenee e un campo di deformazione dipendente dalle diverse condizioni di carico.

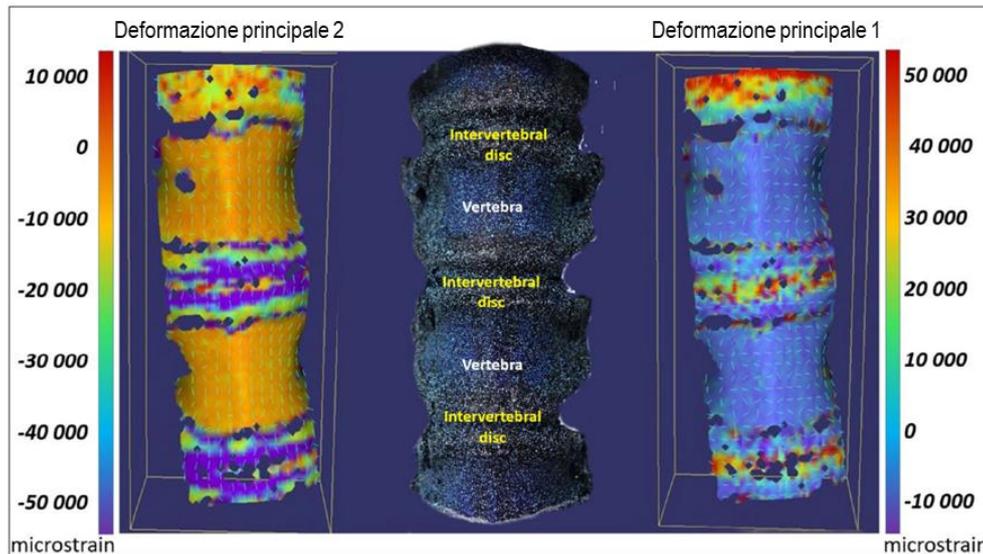


Figura 1.12. Diversa deformazione del corpo vertebrale, delle cartilagini di accrescimento e dei dischi intervertebrali durante un test di flessione di un provino (L2-L5) su suino. L'immagine a sinistra mostra le deformazioni principali minime (compressione), l'immagine centrale mostra il provino di suino visto dalle telecamere e l'immagine a destra mostra le deformazioni principali massime (tensione) [36].

1.6 Obiettivo dello studio

L'obiettivo generale di questo studio *in vitro* è quello di valutare l'impatto dell'emilaminectomia a due livelli, un trattamento chirurgico di decompressione del midollo spinale, sulla biomeccanica di un segmento di rachide lombare.

Per raggiungere tale obiettivo sarà utilizzato il sistema di Digital Image Correlation, al fine di ottenere una misura a tutto campo della distribuzione delle deformazioni su un provino di rachide umano.

In particolare ci si concentrerà:

- Sull'ottimizzazione dei parametri software di correlazione della DIC, al fine di ottenere un'accuratezza e una precisione accettabili per studiare la variazione delle distribuzioni delle deformazioni sulla superficie del provino;

- Sulla misura dei valori del Range of Motion tra le vertebre L2 e S1 agli estremi del provino, al fine di valutare le variazioni della stabilità spinale dopo la simulazione dell'emilaminectomia;
- Sull'analisi delle mappe di deformazione principali massime e minime sulla superficie del provino intatto e del provino post emilaminactomia, per valutare l'impatto del trattamento di decompressione sulla biomeccanica del rachide;
- Sulla valutazione e analisi dei picchi di deformazione sul disco intervertebrale tra le vertebre L4 e L5 trattate chirurgicamente.

Capitolo 2

MATERIALI E METODI

I test meccanici *in vitro* sono stati condotti nel Laboratorio di Biomeccanica del Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Alma Mater Studiorum - Università di Bologna. In tale studio, sono stati preparati e testati meccanicamente sei provini, costituiti da quattro vertebre lombari e una sacrale (L2-S1), estratti da sei rachidi interi di cadavere umano.

I provini sono stati testati prima e dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia. È stata analizzata la distribuzione delle deformazioni estratte mediante l'algoritmo di Digital Image Correlation ed è stata valutata la variazione di stabilità spinale in termini di Range of Motion.

2.1 Preparazione dei provini

I rachidi umani, da cui sono stati estratti i provini, sono stati selezionati in base ai seguenti criteri di inclusione: nessuna storia di lesione spinale, chirurgia spinale, tumore spinale o metastasi vertebrale. Inoltre, l'intero studio aveva avuto l'approvazione del comitato di Bioetica dell'Università di Bologna (Prot. n. 113043 del 10/05/2021).

I rachidi sono stati conservati tramite congelamento ad una temperatura di -28°C in una doppia busta di plastica e scongelati prima della preparazione di ciascun provino e prima dei test meccanici. È stato riportato che il congelamento e lo scongelamento a temperatura ambiente hanno scarso effetto sul comportamento biomeccanico dell'osso e del disco intervertebrale [39].

Tuttavia, poiché possono esserci delle ripercussioni sulle proprietà meccaniche se il provino rimane nello stato scongelato per un lungo periodo di tempo, è opportuno che il tempo di test non sia eccessivamente lungo e che i provini siano mantenuti idratati durante tutto lo svolgimento dei test [40].

Tutte le informazioni relative ai provini sono riassunte nella *Tabella 2.1*.

Provino	Id	Tratto spinale	Sesso	Età	Altezza (m)	Peso (kg)	BMI (kg/m ²)	Causa di decesso
#1	#897	L2 – S1	M	79	1.80	82	25	Ictus
#2	#899	L2 – S1	F	82	1.55	54	23	Infarto
#3	#900	L2 – S1	M	76	1.73	66	22	Arteriosclerosi
#4	#901	L2 – S1	M	74	1.80	88	27	Anossia cerebrale
#5	#902	L2 – S1	F	56	1.68	136	48	Sepsi
#6	#906	L2 – S1	F	62	1.63	113	43	Glioblastoma

Tabella 2.1. Informazioni sui donatori da cui sono stati ricavati i provini.

2.1.1 Scansioni TC dei provini

Prima di iniziare il processo di preparazione dei provini, sono state eseguite acquisizioni TC sui sei rachidi presso la Struttura Complessa di Radiologia diagnostica e interventistica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

Le immagini sono state acquisite con la macchina CT Multislice 64 banchi G.E. REVOLUTION HD 1700, impostando i seguenti parametri di scansione: tensione di 120 kV, corrente di 80 mA e slice thickness di 0,625 mm.

Le immagini CT sono state visualizzate con il software RadiaAnt DICOM Viewer 2022.1.1 e sono state utilizzate per:

- Osservare l'anatomia del rachide e scegliere il segmento da estrarre;
- Valutare lo stato del rachide in termini di degenerazione discale, presenza di osteofiti, calcificazione di legamenti, fusioni ossee;
- Confermare l'assenza di tumori e metastasi spinali;

Una seconda acquisizione TC è stata eseguita dopo aver concluso la pulizia e la preparazione dei sei provini. Le immagini sono state acquisite con gli stessi parametri della prima scansione e sono state utilizzate per:

- Analizzare gli osteofiti presenti e stabilire per quali di essi fosse necessaria una rimozione chirurgica;
- Effettuare le misure anatomiche della vertebra L4 e calcolare i valori di offset da imporre durante i test;

2.1.2 Pulizia dei provini

I rachidi interi (*Figura 2.1 (a)*) sono stati scongelati in acqua a temperatura ambiente e sono stati ripuliti in maniera grossolana dai tessuti molli e dal tessuto muscolare, mediante l'utilizzo di strumenti chirurgici come bisturi, pinze e cucchiai chirurgici. In tal modo si è ottenuta una visione più chiara dell'anatomia del rachide ed è risultato più semplice individuare il tratto lombare.

Quando presente, il bacino è stato disarticolato dal sacro incidendo con il bisturi l'articolazione sacro-iliaca e la sinfisi pubica (*Figura 2.1 (b)*). L'arco vertebrale posteriore è stato ripulito minuziosamente dai tessuti molli in prossimità della faccetta articolare inferiore di L1 e della faccetta articolare superiore di L2, in modo da disarticolare le due vertebre e separare il tratto lombare dal resto del rachide.

La pulizia del tratto lombare di interesse è stata ultimata rimuovendo il grasso e i muscoli più vicini alla parte ossea, facendo attenzione a non danneggiare dischi, legamenti, faccette articolari e processi. È stato ottenuto, quindi, un provino costituito dal tratto vertebrale L2-S1 in cui sono stati mantenuti intatti i legamenti longitudinali anteriore e posteriore, i legamenti interspinoso e sopraspinoso e i legamenti intertrasversari, in modo da replicare al meglio le condizioni fisiologiche durante i test (*Figura 2.2*).

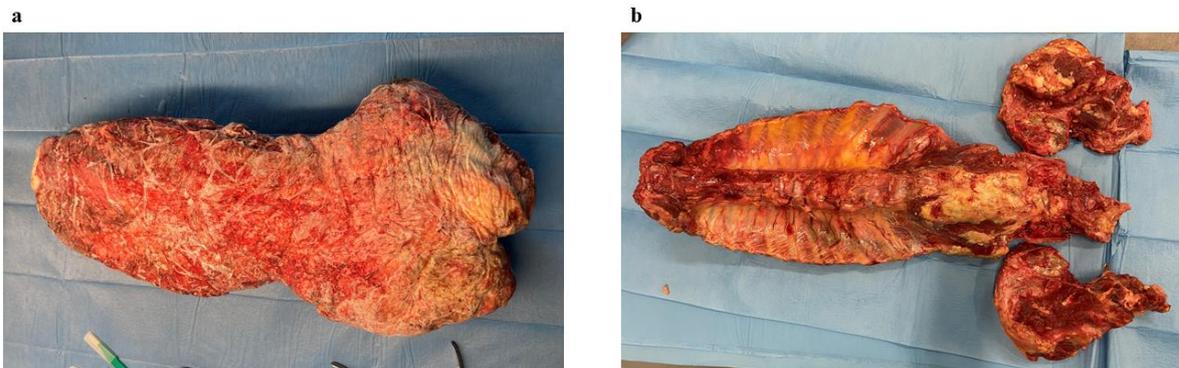


Figura 2.1. Provino #3. (a) Vista posteriore del rachide intero, prima dello scongelamento. (b) Vista anteriore, dopo la prima fase di pulizia e dopo la disarticolazione del bacino.

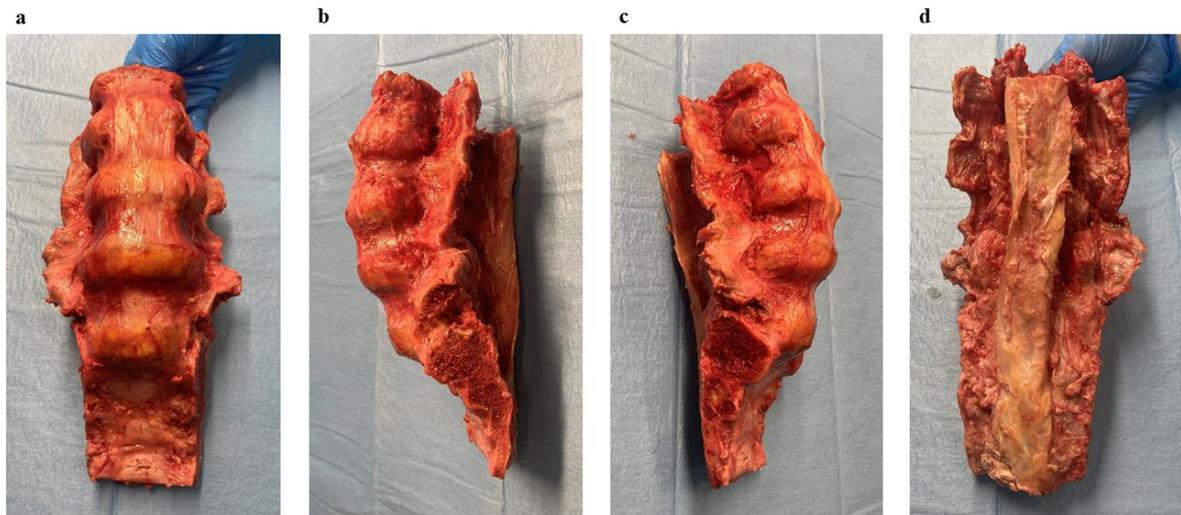


Figura 2.2. Provino #3 al termine del processo di pulizia. (a) Vista anteriore. (b) Vista laterale sinistra. (c) Vista laterale destra. (d) Vista posteriore.

2.1.3 Processo di allineamento del provino

I provini devono essere inseriti saldamente nella macchina di prova durante i test meccanici e il carico deve essere applicato in modo replicabile e ben definito [39]. Per tale motivo, le estremità dei provini sono state cementate utilizzando la resina Technovit 4071, nota per il suo breve tempo di polimerizzazione, ottenuta miscelando la polvere con il relativo monomero, con un rapporto in peso Polvere/Liquido di 5/3. Tale miscela deve aderire alle due estremità del provino ben ripulite dal disco intervertebrale e dai tessuti legamentosi rimasti.

Per garantire un pottaggio efficace e ottenere risultati comparabili dai test meccanici sotto le stesse condizioni di carico, tutti i provini sono stati allineati in modo che la vertebra L4 risultasse allineata orizzontalmente sia sul piano coronale che sul piano sagittale, mediante un posizionatore a sei gradi di libertà (6 DoF) seguendo una procedura riproducibile già esistente.

Inizialmente, il provino è stato inserito nel posizionatore con l'estremità caudale in alto. Sfruttando le manopole del posizionatore, il provino è stato ruotato fino ad ottenere un allineamento orizzontale della vertebra L4 sul piano frontale. Successivamente, con l'ausilio di un set di righelli e squadre, la vertebra L4 è stata allineata orizzontalmente anche sul piano sagittale. Il provino allineato è stato posizionato al centro del primo pot metallico, all'interno

del quale è stata colata la miscela di resina e lasciata solidificare per circa 30 minuti (*Figura 2.3 (a)*). L'intero procedimento è stato ripetuto inserendo il provino nel posizionatore con l'estremità craniale già pottata verso l'alto e allineando il secondo pot metallico al primo con l'aiuto di un set di squadre. Sono state quindi ottenute due basi di resina alle estremità di ciascun provino, allineate orizzontalmente con la vertebra L4 (*Figura 2.3 (b)*).

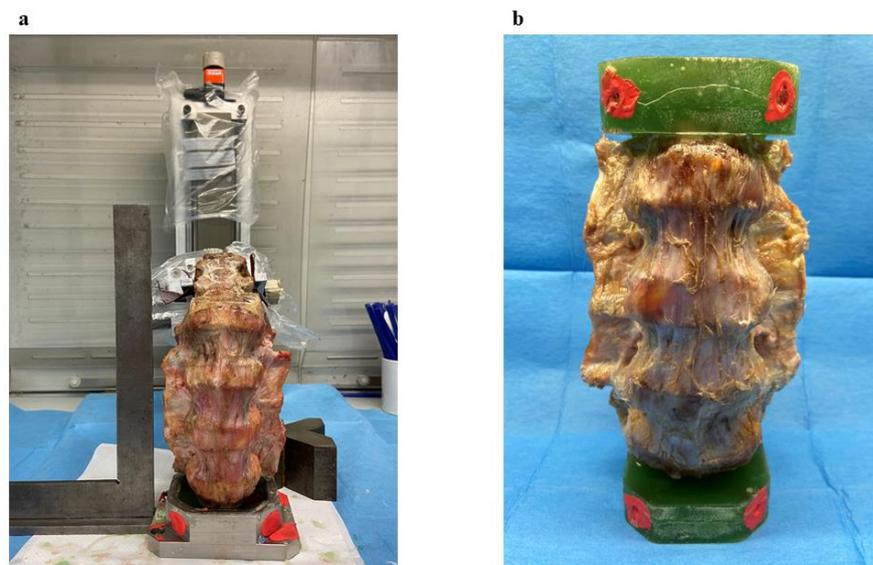


Figura 2.3. (a) Provino #5 montato nel posizionatore con l'estremità craniale inserita nel pot metallico contenente la resina in fase di polimerizzazione. (b) Provino #5 con entrambe le basi cementate.

2.1.4 Rimozione degli osteofiti

Dalle immagini TC, nei provini è stata rilevata la presenza di osteofiti di diverse dimensioni, sulla superficie anteriore del corpo vertebrale, in corrispondenza dei dischi intervertebrali.

Dopo aver valutato tutti gli osteofiti, la Dottoressa Serchi Elena, neurochirurgo dell'Ospedale Bellaria (Bologna), ha rimosso chirurgicamente solo gli osteofiti che ostacolavano in maniera significativa la mobilità del provino.

Sono stati rimossi gli osteofiti anteriori a ponte sul disco L5-S1 nei provini #1, #5 e #6 e sul disco L4-L5 nei provini #1 e #4 (*Figura 2.4*).

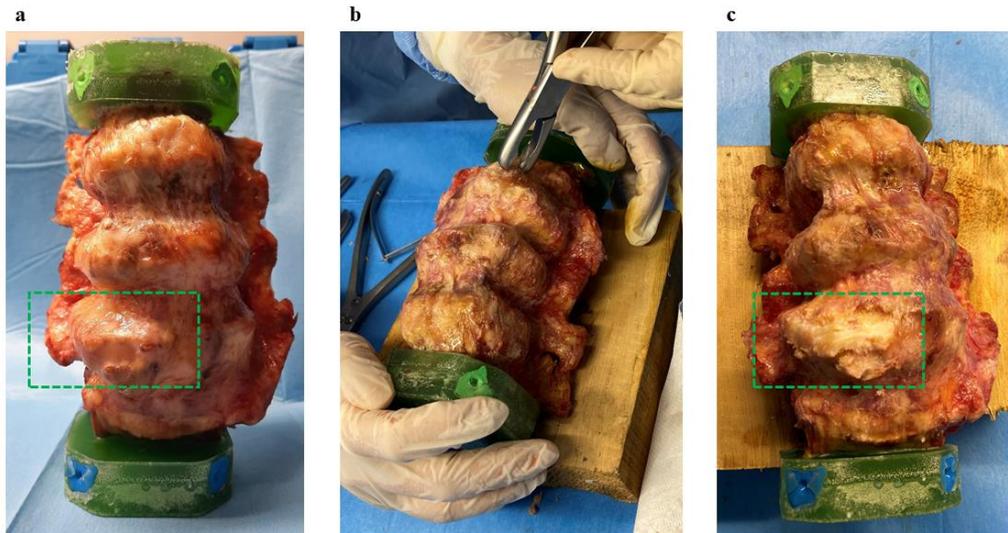


Figura 2.4. Processo di rimozione chirurgica dell'osteofita a ponte su disco L4-L5 del provino #4. (a) Provino con osteofita identificato dal riquadro verde tratteggiato. (b) Immagine scattata durante il processo di rimozione. (c) Stato del provino dopo la rimozione dell'osteofita.

2.1.5 Misura delle dimensioni dei provini da immagini TC

Per simulare i movimenti di flesso-estensione e di flessione laterale durante i test meccanici è stato applicato un carico assiale con un offset.

Per sottoporre tutti i provini alle stesse condizioni di carico e rendere riproducibile il punto di applicazione del carico, l'offset è stato definito come una percentuale della lunghezza e larghezza della vertebra L4. Sono state effettuate, quindi, delle misure della lunghezza e larghezza della vertebra L4 ricavate dalle immagini TC.

Dalla modalità di visualizzazione 3D MDR del software RadiaAnt DICOM, è stato identificato il piano mediale della vertebra L4 nel piano sagittale. Ponendosi sul piano mediale di L4, al centro della vertebra, sono state misurate la lunghezza antero-posteriore (AP) e la larghezza latero-laterale (LL) della vertebra nel piano trasversale.

Ogni misura è stata effettuata tre volte; le medie sono riportate in *Tabella 2.2*.

Provino	AP (mm)	LL (mm)
#1	35.3	49.5
#2	29.0	37.2
#3	28.5	44.7
#4	42.0	51.2
#5	29.2	35.7
#6	31.3	42.7

Tabella 2.2. Lunghezza antero-posteriore (AP) e larghezza latero-laterale (LL) misurate dalle immagini TC per ogni provino.

2.1.6 Preparazione del pattern sulla superficie dei provini

La preparazione di provini per test meccanici che utilizzano la DIC per misurare la distribuzione delle deformazioni superficiali segue un protocollo specifico ottimizzato. Affinché i risultati dai test meccanici siano confrontabili, è importante avere provini con pattern simili e comparabili, con le caratteristiche riportate nel paragrafo 1.5.1.

Il pattern random sulla superficie dei provini è stato realizzato prima di ogni test attraverso un aerografo (*Figura 2.6*), spruzzando una soluzione di 20 ml di vernice bianca a base di acqua (Q250201 Bianco Opaco, Chrèon, Italy) diluiti con 8 ml di acqua. Si utilizza la vernice a base di acqua perché riduce al minimo l'alterazione sui campioni biologici [39].



Figura 2.6. Aerografo a pistola con evidenza sulla manopola della regolazione del flusso di vernice.

I parametri richiesti dall'aerografo dipendono dal tipo di telecamere della DIC e sono stati ottimizzati sulla base dei risultati dello studio di Lionello et al. [34]. Per ottenere puntini del pattern di dimensione di 3-5 pixel e minimizzare la deviazione standard di tale dimensione,

è necessario impostare una pressione dell'aria di 1 bar, ruotare la manopola del flusso di vernice dell'aerografo (evidenziata in nero in *Figura 2.6*) quattro volte dalla posizione di chiusura e spruzzare la vernice a una distanza di circa 30 cm dal provino.

Il sistema DIC utilizzato in tale studio non richiede la realizzazione di uno sfondo scuro, in quanto presenta luci blu che risaltano il colore rossastro della superficie del provino, generando, nelle immagini acquisite, uno sfondo scuro che presenta il contrasto necessario con il colore bianco del pattern per la correlazione delle immagini. Nelle immagini acquisite dalla DIC, la superficie del provino appare con un pattern a puntini con un rapporto nero-bianco a 50:50.

Il pattern ottenuto è mostrato in *Figura 2.7*.

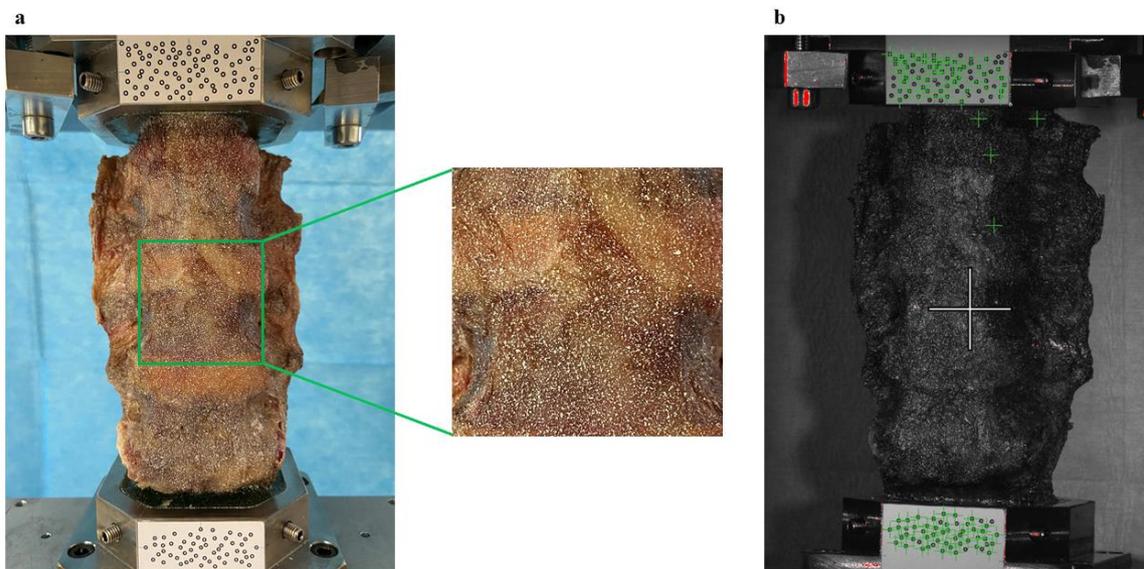


Figura 2.7. (a) Pattern realizzato sulla superficie del provino #6 e ingrandimento nella zona frontale. (b) Pattern sulla superficie del provino #6 visualizzato dalla DIC.

2.1.7 Simulazione dell'intervento di emilaminectomia

I sei provini sono stati sottoposti a un intervento chirurgico di emilaminectomia eseguito dal neurochirurgo dr.ssa Serchi, al fine di valutarne l'impatto sulla biomeccanica spinale e sulla stabilità.

L'emilaminectomia è stata eseguita su due livelli, sulle vertebre L4 e L5. Il lato di esecuzione è stato scelto casualmente dal neurochirurgo: tre provini sono stati sottoposti a emilaminectomia destra e tre a emilaminectomia sinistra (*Tabella 2.3*).

Provino	Lato Emilaminectomia
#1	Destra
#2	Sinistra
#3	Sinistra
#4	Destra
#5	Destra
#6	Sinistra

Tabella 2.3. Lato di esecuzione dell'emilaminectomia.

L'intervento simulato sui provini è stato eseguito riproducendo fedelmente quello che viene messo in pratica in sala operatoria. Per prima cosa sono stati definiti e individuati i limiti di asportazione della lamina: il limite mediale è rappresentato dal processo spinoso, mentre il limite laterale dal processo articolare, senza intaccare le faccette articolari.

Con l'ausilio di un laminotomo e di pinze chirurgiche, è stato rimosso il legamento giallo dalla superficie della lamina di L4 del lato selezionato ed è stata rimossa la lamina di L4 fino al raggiungimento dei limiti definiti. Procedendo verso il basso lungo i processi spinali, l'emilaminectomia su due livelli è stata completata rimuovendo il legamento giallo dalla lamina di L5 e asportando la lamina di L5.

Tale intervento chirurgico ha la finalità di aumentare lo spazio del canale vertebrale, al cui interno è stato possibile osservare la *dura madre*, ovvero la meninge più esterna che protegge il midollo spinale e le radici nervose (*Figura 2.5*).

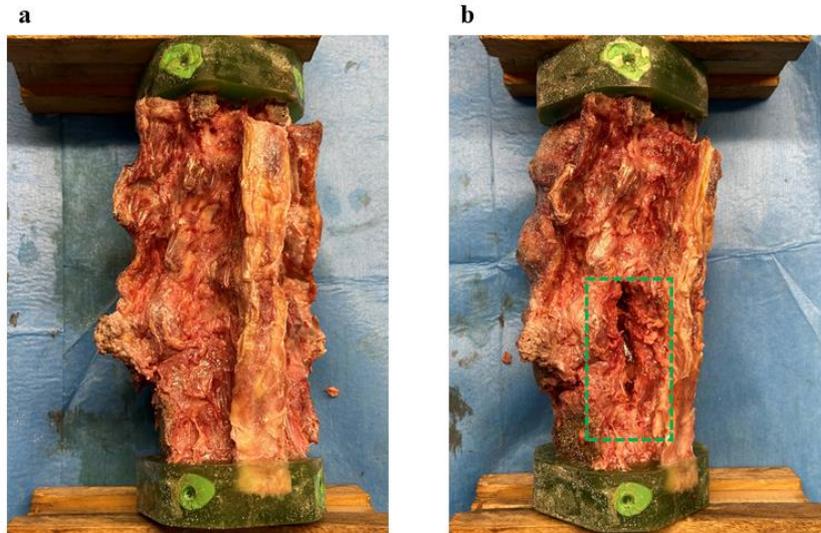


Figura 2.5. (a) Provino #3 intatto, prima dell'intervento chirurgico. (b) Provino #3 dopo l'esecuzione dell'emilaminectomia sul lato sinistro delle vertebre L4 e L5, con evidenza sulla zona in cui sono state rimosse le lamine e da cui si può intravedere la dura madre.

2.2 Prova meccanica

Ogni provino è stato testato in due differenti condizioni di prova: intatto e post emilaminectomia. Per ogni condizione di prova, è stata studiata la biomeccanica del provino in quattro diverse configurazioni di carico: flessione, estensione, flessione laterale destra e flessione laterale sinistra.

2.2.7 Set-up della macchina di prova

I provini sono stati testati meccanicamente con una macchina di prova servo-idraulica uniassiale (Giuliani, controller Instron 8500), dotata di una cella di carico da 10 kN e azionata in controllo di spostamento.

Per eseguire i test, ogni provino è stato posizionato nella macchina di prova con la superficie anteriore rivolta verso le telecamere della DIC ed è stato utilizzato un set-up in grado di tenere fissa l'estremità craniale e di far ruotare e traslare l'estremità caudale. L'estremità craniale è stata fissata rigidamente all'attuatore della macchina di prova mediante un piatto metallico e un pot metallico superiore. L'estremità caudale, invece, è stata fissata tramite un pot metallico ad una slitta bidirezionale collegata ad un giunto sferico, in grado di muoversi

in direzione antero-posteriore o latero-laterale grazie a un sistema di due slitte perpendicolari tra loro:

- Slitta ad alto attrito: ancorata alla cella di carico. Consente la regolazione della posizione di applicazione del carico nella direzione in cui ci si aspettano movimenti minimi.
- Slitta a basso attrito: situata tra la slitta ad alto attrito e il giunto sferico; permette il moto del provino. È disposta in direzione antero-posteriore durante i test di flessione-estensione e in direzione latero-laterale durante i test di flessione laterale (*Figura 2.8*).

Sopra al pot superiore e inferiore sono stati posizionati dei marker autoadesivi di forma circolare, in modo da avere un riferimento per registrare ed unire i fotogrammi registrati dai due sensori. Sul pot superiore viene creato il sistema di riferimento rispetto al quale vengono estratti i dati; mentre, i marker sul pot inferiore permettono di stimare le traslazioni della parte inferiore del provino, utile per il calcolo del momento applicato.



Figura 2.8. Set up utilizzato durante i test di flessione e estensione.

2.2.8 Protocollo di prova meccanica

Le quattro differenti configurazioni di carico sono state simulate applicando un carico di compressione eccentrico, il cui punto di applicazione è spostato di un certo offset rispetto al centro della vertebra L4, in direzione antero-posteriore o latero-laterale.

Le configurazioni di flessione e flessione laterale destra sono rappresentate in *Figura 2.9*.

I valori di offset (*Tabella 2.4*) sono stati calcolati dalle misure anatomiche AP e LL riportate in *Tabella 2.2* e sono stati settati tramite la slitta bidirezionale prima di simulare le differenti configurazioni di carico. Per ogni configurazione di carico è stato definito un valore di offset, in particolare:

- Flessione: il carico assiale è applicato con un offset anteriore del 30% della lunghezza AP della vertebra L4, rispetto al centro della vertebra L4.
- Estensione: il carico assiale è applicato con un offset posteriore del 100% della lunghezza AP della vertebra L4, rispetto al centro della vertebra L4. Solo nei provini #2 e #3 il carico assiale è applicato con un offset posteriore del 150% della lunghezza AP della vertebra L4 a causa dell'eccessiva lordosi.
- Flessione laterale: il carico assiale è applicato con un offset laterale, destro o sinistro, del 50% della lunghezza LL della vertebra L4, rispetto al centro della vertebra L4.

Provino	Flessione Offset 30% AP (mm)	Estensione Offset 100% AP (mm)	Flessione laterale Offset 50% LL (mm)
#1	10.6	35.3	24.7
#2	8.7	29 43.5 (150% AP)	18.7
#3	8.6	28.5 42.8 (150% AP)	22.3
#4	12.6	42.0	25.6
#5	8.8	29.2	17.9
#6	9.4	31.3	21.3

Tabella 2.4. Valori di offset calcolati dalle misure anatomiche AP e LL della vertebra L4.

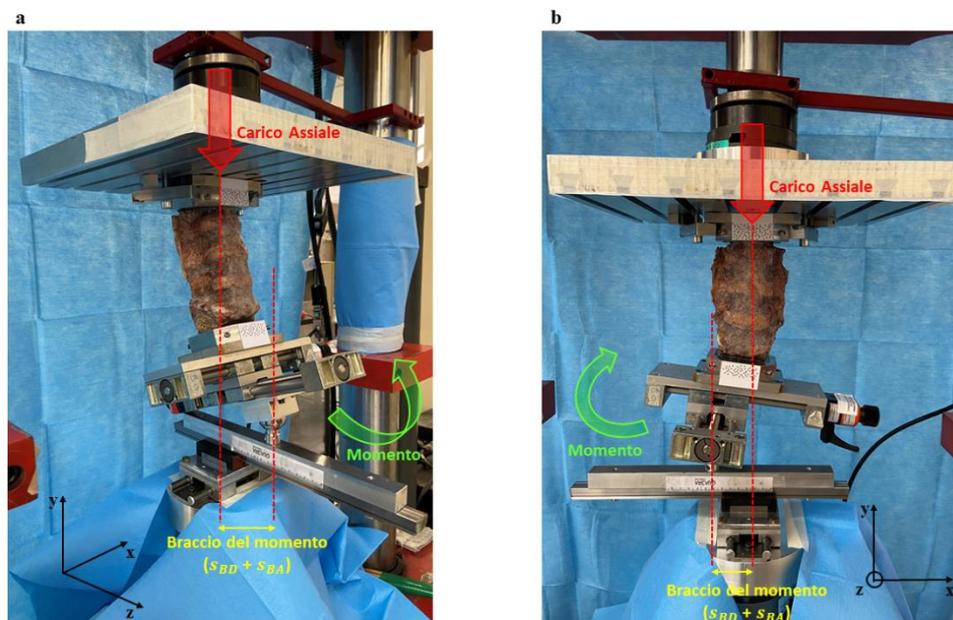


Figura 2.9. (a) Provino #6 sottoposto a un test di flessione con slitta a basso attrito disposta in direzione antero-posteriore. (b) Provino #6 sottoposto a un test di flessione laterale destra con slitta a basso attrito disposta in direzione latero-laterale. In nero è indicato il sistema di riferimento. Il braccio del momento, rappresentato in giallo, è dato dalla somma tra il valore di offset (s_{BD}) e l'ampiezza della traslazione della slitta a basso attrito (s_{BA}).

Per sottoporre i provini a condizioni di carico comparabili, si è deciso di riprodurre un protocollo di test che mirava a raggiungere un momento flettente target (M) di 2,5 Nm generato dal carico assiale eccentrico (L) e dato dalla formula:

$$M = (s_{BD} + s_{BA}) * L$$

Dove:

- s_{BD} : offset settato sulla slitta bidirezionale;
- s_{BA} : ampiezza della traslazione della slitta a basso attrito.

Il protocollo di test utilizzato è stato già validato in uno studio precedente [41].

Prima di svolgere ogni test meccanico, i provini sono stati preconditionati applicando un'onda sinusoidale a 0,5 Hz per 20 cicli per ridurre al minimo l'effetto della viscoelasticità. Il test è stato effettuato applicando un'onda trapezoidale per 6 cicli. Ogni onda trapezoidale aveva una durata di 2 s: la rampa di carico durava 1 s, il carico è stato mantenuto costante

per 0.3 s, la rampa di scarico durava 0.5 s e dopo un'attesa di 0.2 s iniziava la successiva rampa di carico (*Figura 2.10*).

Il test aveva quindi una durata complessiva di 12 s.

Essendo in controllo di spostamento, la macchina di prova è stata azionata impostando un valore di spostamento dell'attuatore tale da garantire il momento target. Prima di iniziare ogni test, è stata registrata l'ampiezza delle onde sinusoidali e trapezoidali, caricando il provino manualmente, fino al raggiungimento del momento target.

In tutti i test sono stati raggiunti carichi di compressione tali da evitare il danneggiamento dei provini partendo da una condizione di precarico di circa 20 N.

Ogni test è stato ripetuto 5 volte per ogni configurazione di carico e per entrambe le condizioni di prova.

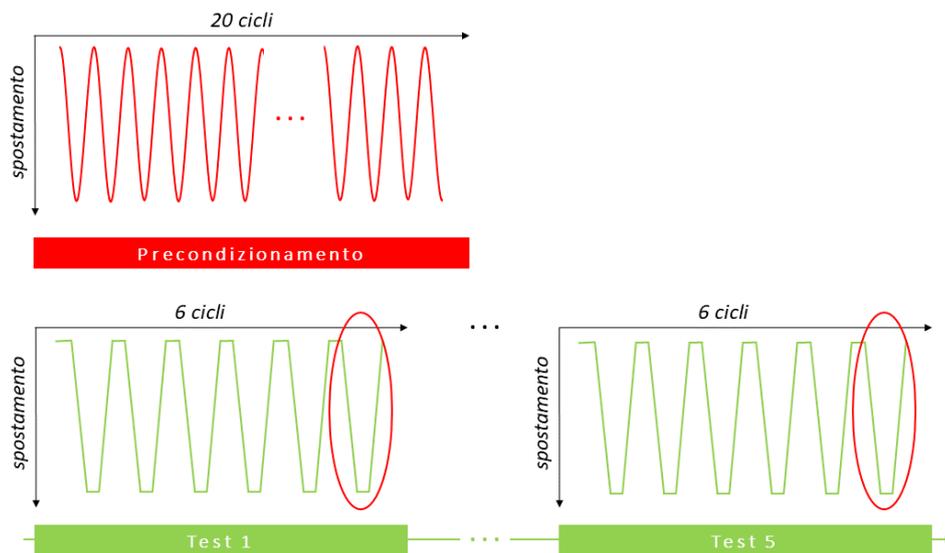


Figura 2.10. Protocollo di test applicato per flessione, estensione e flessione laterale destra e sinistra. In rosso è evidenziato il ciclo di carico studiato.

2.3 Acquisizione dei fotogrammi e dei dati di forza e spostamento

Gli spostamenti e le deformazioni sulla superficie dei provini sono stati registrati con un sistema di misura ottica 3D-DIC costituito da due sensori (Aramis Adjustable 12M, GOM, Braunschweig, Germany).

Ogni sensore è composto dalle seguenti componenti (*Figura 2.11*):

- Due telecamere con una risoluzione di 12 Megapixel (4096x3000 pixel) dotate di due obiettivi con lunghezza focale di 75 mm (Titanar B 75, f4.5) accessoriati di filtri polarizzatori circolari;
- Un sistema di illuminazione composto da due LED blu che illuminano il provino durante il test;
- Un puntatore laser per la regolazione ottimale del sensore.

I due sensori sono gestiti da una postazione dedicata dotata di un computer ad alte prestazioni con installati i software applicativi:

- ARAMIS Professional: utile per l'acquisizione, la correlazione e l'elaborazione dei fotogrammi;
- PONTOS Live: utile per la registrazione dei fotogrammi dei due sensori al fine di ottenere un unico progetto complessivo.

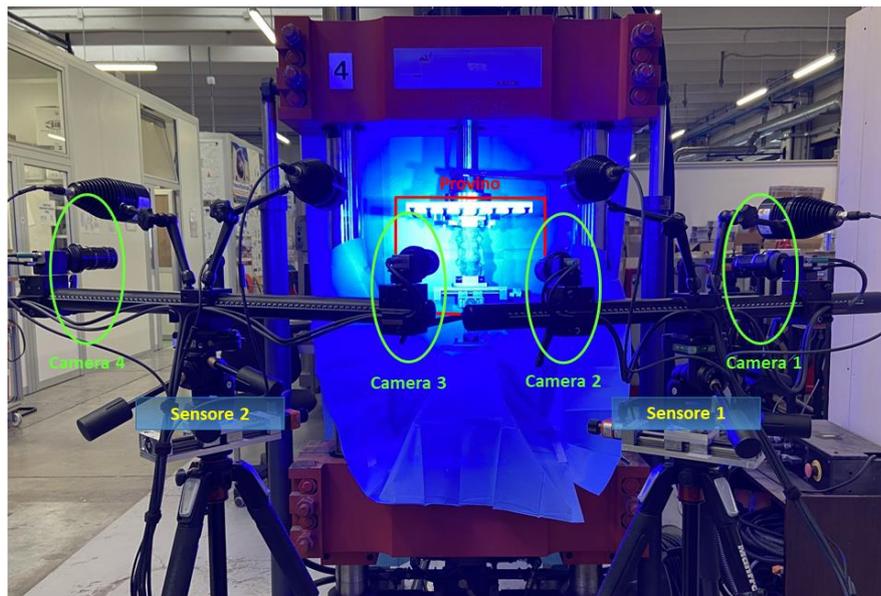


Figura 2.11. Componenti del sistema di misura GOM ARAMIS utilizzato per la DIC. Le telecamere dei sensori sono evidenziate in verde. Il provino inserito nella macchina di prova è evidenziato in rosso.

Prima di eseguire i test, le telecamere sono state posizionate in funzione della distanza sensore-provino ed è stata data la giusta inclinazione in modo tale che il campo visivo contenesse l'intero provino. Per ogni telecamera è stato necessario aggiustare il fuoco, regolare l'apertura del diaframma e ruotare il filtro polarizzatore fino ad ottenere un fotogramma acquisito in scala di grigi nitido e con un adeguato contrasto.

Una volta impostate le telecamere e le ottiche, e prima di iniziare la fase di acquisizione, il sistema di misura è stato calibrato utilizzando un pannello di calibrazione CP40/200/101296 (GOM, Braunschweig, Germany).

I parametri utilizzati per l'acquisizione e la correlazione dei fotogrammi sono stati preliminarmente studiati e ottimizzati.

I fotogrammi non sono stati acquisiti durante tutto lo svolgimento del test. È stato programmato un protocollo di acquisizione in grado di acquisire i primi 5 fotogrammi, a provino scarico, per la valutazione degli errori e l'ottimizzazione dei parametri, e i fotogrammi relativi agli ultimi due cicli di carico.

2.3.1 Ottimizzazione dei parametri di correlazione

I parametri di correlazione *Facet size* e *Point distance* possono essere selezionati manualmente nel software ARAMIS Professional prima dell'analisi DIC e influenzano fortemente la precisione e l'accuratezza delle misure delle deformazioni.

La scelta dei parametri di correlazione ottimali è stata effettuata analizzando il terzo dei cinque fotogrammi acquisiti dal primo provino testato (condizione *Zero Strain*).

Sono state investigate diverse combinazioni di parametri, in cui al crescere del numero di pixel della *Facet size* è stato aumentato anche il numero di pixel del *Point distance*.

Per ogni combinazione di parametri, sono state estratte le deformazioni in direzione trasversale (*epsilon x*). Essendo in una condizione di *Zero Strain*, si prevede idealmente una deformazione nulla su tutta la superficie del provino. Tuttavia, l'analisi delle deformazioni presenta dei valori non nulli, che sono stati quantificati come errori di misura:

- Casuale: calcolato come deviazione standard delle *epsilon x* (stima della perdita di precisione delle misure della DIC);
- Sistemico: calcolato come media delle *epsilon x* (stima della perdita di accuratezza delle misure della DIC).

La combinazione ottimale di *Facet size* e *Point distance* deve garantire il giusto compromesso tra risoluzione spaziale e errore di misura.

2.3.2 Protocollo di acquisizione dei dati con la Digital Image Correlation

Dal software ARAMIS Professional è stato programmato un protocollo personalizzato di acquisizione dei fotogrammi con l'obiettivo di;

- Acquisire solo i fotogrammi necessari per l'analisi dei dati;
- Sincronizzare l'acquisizione dei due sensori del sistema di misura;
- Velocizzare il processo di elaborazione dei dati.

Per il sensore primario è stata definita una sequenza di misura composta da cinque blocchi di acquisizione:

- Inizio dell'acquisizione al click del mouse, simultaneamente all'inizio del test;
- Acquisizione di 5 fotogrammi del provino scarico alla frequenza di 25 Hz;
- Acquisizione di fotogrammi alla frequenza di 25 Hz fino al momento in cui il carico di compressione cade al di sotto di 35 N;
- Pausa di 8 s dall'acquisizione dei fotogrammi;
- Acquisizione di fotogrammi alla frequenza di 25 Hz fino al termine del test.

Il sensore secondario è stato sincronizzato con il primario definendo una sequenza di misura composta da cinque blocchi di acquisizione guidati dal segnale di trigger proveniente dal sensore primario.

2.4 Analisi dei dati

In uno studio precedente [41], è stato confermato che tre cicli di carico sono sufficienti a preconditionare il provino. Perciò, è stato deciso di studiare solo l'ultimo ciclo di carico dell'onda trapezoidale per avere la certezza che il provino abbia raggiunto uno stato di equilibrio e che l'effetto visco-elastico possa essere considerato trascurabile.

Al termine della correlazione dei fotogrammi, dal software ARAMIS Professional sono stati estratti i seguenti dati:

- Deformazioni trasversali della superficie del provino scarico;
- Deformazioni principali massime e minime sulla superficie del provino nel fotogramma in cui viene raggiunto il momento target;

- Deformazioni principali massime e minime sulla superficie del disco L4-L5, posto tra le vertebre su cui è stata svolta l'emilaminectomia, nel fotogramma in cui viene raggiunto il momento target;
- Coordinate dei marker posizionati sul pot inferiore in ogni fotogramma acquisito;
- Valori del carico imposto registrati dal controller della macchina di prova.

Per l'analisi dei dati sono stati sviluppati tre diversi codici sfruttando il software Matlab (Math Works Inc, Natick, Massachusetts, USA), con l'obiettivo di:

- Valutare gli errori di misura in condizione di *Zero Strain*;
- Selezionare il fotogramma in cui il provino raggiunge il momento flettente target;
- Ricavare il Range of Motion (ROM) al raggiungimento del momento flettente target.

2.4.1 Analisi in condizione di *Zero Strain*

Nonostante l'acquisizione e la correlazione dei fotogrammi avvenga dopo un processo preliminare di ottimizzazione dei parametri *Facet size* e *Point distance*, sono comunque presenti errori dovuti al sistema opto-elettronico di acquisizione e particolarmente evidenti in relazione all'effetto di bordo.

Il programma sviluppato ha permesso di quantificare l'effetto del rumore sulle misure di spostamento e deformazione in termini di errore sistematico ed errore casuale partendo dai fotogrammi acquisiti in condizione di *Zero Strain*.

Per garantire un'analisi in condizione di *Zero Strain*, le deformazioni del terzo fotogramma acquisito sono state calcolate rispetto alle deformazioni del primo fotogramma mediante il software ARAMIS Professional.

Successivamente, per ogni provino e per ogni configurazione di carico, sono state estratte le *epsilon x* delle deformazioni.

Il programma Matlab realizzato permette di caricare i dati relativi alle deformazioni esportati dal software e calcola l'errore casuale e l'errore sistematico. Per ogni configurazione di carico sono stati considerati gli errori relativi all'ultimo test simulato.

2.4.2 Selezione del fotogramma da analizzare

Come già detto in precedenza, il momento flettente è stato calcolato come il prodotto tra il carico assiale impresso dall'attuatore e il braccio dato dalla somma dell'offset e dell'ampiezza della traslazione della slitta a basso attrito.

Per selezionare il fotogramma in cui il provino raggiunge il momento flettente target di 2,5 Nm, è stato realizzato un programma Matlab il cui algoritmo può essere riassunto nei seguenti step:

- I dati relativi ai valori del carico e alle coordinate dei marker del pot inferiore sono estratti dal software e caricati in input al programma;
- Dalle coordinate dei marker viene calcolato il centroide del pot inferiore;
- Assumendo il moto del pot inferiore come il moto di un corpo rigido, è stato applicato l'algoritmo della decomposizione ai valori singoli (SVD) per isolare la traslazione dal moto complessivo di rototraslazione;
- Mediante la SVD, è stato possibile determinare lo spostamento del centroide del pot inferiore in ogni fotogramma acquisito;
- Graficamente, sono stati selezionati i fotogrammi che segnano l'inizio e la fine dell'ultima rampa di carico;
- Per ogni immagine è stato calcolato lo spostamento del centroide rispetto al primo fotogramma selezionato a cui è stato sommato il valore di offset applicato tramite la slitta bidirezionale per definire il braccio del momento;
- Moltiplicando il braccio per i valori di carico esportati dal software è stato possibile calcolare il momento flettente raggiunto in ogni fotogramma acquisito durante l'ultima rampa di carico;
- L'algoritmo seleziona il fotogramma in cui è stato raggiunto il momento flettente più vicino a 2,5 Nm.

2.4.3 Range of Motion

Il Range of Motion (ROM) è stato definito come la rotazione relativa tra due corpi vertebrali che si riscontra al raggiungimento del momento target.

Per valutare le variazioni della stabilità spinale dopo l'intervento chirurgico di emilaminectomia, è stato calcolato il ROM tra le vertebre agli estremi del provino L2 e S1, sia prima che dopo lo svolgimento dell'emilaminectomia.

Per il calcolo del ROM è stato realizzato un programma Matlab il cui algoritmo può essere riassunto nei seguenti step:

- Le coordinate dei punti sulla superficie della vertebra superiore e inferiore sono state estratte dal fotogramma all'inizio della rampa di carico e dal fotogramma in cui viene raggiunto il momento flettente target e caricate in input al programma;
- Sono state calcolate le coordinate del centroide della vertebra superiore e della vertebra inferiore nei due fotogrammi;
- Assumendo il moto dei corpi vertebrali come il moto di corpi rigidi, è stato applicato l'algoritmo di decomposizione ai valori singoli (SVD) per isolare la rotazione dal moto complessivo di rototraslazione;
- Sono state calcolate le rotazioni delle singole vertebre;
- È stata ricavata la rotazione della vertebra inferiore rispetto a quella superiore dalla composizione delle rotazioni delle singole vertebre.

2.5 Analisi statistica

Per valutare se le variazioni dei valori del ROM e delle deformazioni massime *epsilon 1* e *epsilon 2* fossero statisticamente significative tra le due condizioni di prova, è stata svolta un'analisi statistica.

L'analisi statistica è stata eseguita utilizzando il software Prism (Prism 9, GraphPad 58 Software, USA) con livello di significatività 0,05. Data la ridotta numerosità dei provini, si è assunto che i dati avessero una distribuzione non normale, per questo si è scelto di svolgere il test statistico non parametrico: test dei ranghi con segno di *Wilcoxon* per dati appaiati.

Capitolo 3

RISULTATI

Tutti i test sono stati eseguiti con successo in ogni condizione di prova, senza provocare danni ai provini. In ogni condizione di prova e per ogni configurazione di carico sono stati analizzati i dati del quinto test.

3.1 Scelta dei parametri *Facet size* e *Point distance*

I parametri di correlazione sono stati ottimizzati elaborando i dati estratti dal software ARAMIS relativi alla prima prova meccanica eseguita sul primo provino.

I risultati dell'ottimizzazione di tali parametri hanno dimostrato che i valori assegnati ai parametri *Facet size* e *Point distance* influenzano la precisione delle misure delle deformazioni.

L'aumento del parametro *Facet Size* da 28x28 pixel a 64x64 pixel, unito a un aumento progressivo del valore del *Point distance*, riduce l'errore casuale sulle deformazioni *epsilon* x in condizione di *Zero Strain*. Si è osservato che le variazioni del valore del *Point distance* hanno una maggiore influenza sull'errore casuale.

Si può osservare un errore casuale di 798 $\mu\epsilon$ con una combinazione dei parametri *Facet size* – *Point distance* pari a 28 – 6 che si riduce a 53 $\mu\epsilon$ con una combinazione dei parametri 64 – 24. Tale diminuzione dell'errore è associata, però, a una perdita di risoluzione spaziale.

È stata fissata una soglia massima di errore di 200 $\mu\epsilon$. Tra le combinazioni di parametri software il cui errore ricade al di sotto della soglia stabilita, ne sono state selezionate due ottimali tali da garantire un compromesso tra la risoluzione spaziale e la precisione delle misure delle deformazioni: 34 – 11 e 40 – 16 (*Tabella 3.1*).

La scelta finale è ricaduta sulla combinazione dei parametri *Facet size* – *Point distance* pari a 34 – 11, in quanto garantisce anche una correlazione dei fotogrammi ottimale.

Con questa combinazione si ottiene una risoluzione spaziale pari a 6,2 mm calcolata in funzione dei valori di *Facet size*, *Point distance* e filtro spaziale mediano di ordine 5.

	<i>Facet size - Point distance</i>	
	34 – 11	40 – 16
Errore Casuale	80,0 $\mu\epsilon$	50,0 $\mu\epsilon$
Risoluzione spaziale	6,2 mm	8,4 mm

Tabella 3.1. Errore casuale e risoluzione spaziale ottenute dalle combinazioni dei parametri software ottimali *Facet size* – *Point distance*. In rosso la combinazione selezionata.

3.2 Analisi nella condizione Zero Strain

Gli errori sistematici e casuali delle deformazioni sono stati calcolati nei sei provini prima di ogni test, nel terzo fotogramma dei cinque acquisiti a provino scarico.

Gli errori sistematici sono due ordini di grandezza inferiori rispetto agli errori casuali.

Le medie degli errori sistematico e casuale calcolati sulla *epsilon x* per ogni configurazione di carico sono riportate nella *Tabella 3.2*.

	Errore sistematico ($\mu\epsilon$)		Errore casuale ($\mu\epsilon$)	
	Intatto	Emilaminectomia	Intatto	Emilaminectomia
Flessione	-7,58	1,53	142,06	179,75
Estensione	-9,25	2,00	156,44	200,00
Flessione Laterale sinistra	-5,64	3,47	159,11	174,64
Flessione Laterale destra	-6,44	-2,83	157,30	130,13

Tabella 3.2. Media dell'errore sistematico e dell'errore casuale calcolati sulla *epsilon x* nelle quattro configurazioni di carico: flessione, estensione, flessione laterale sinistra e flessione laterale destra.

3.3 Range of Motion

I valori del ROM riportati di seguito si riferiscono alle rotazioni tra le vertebre agli estremi del provino, L2 e S1, al raggiungimento del momento flettente target pari a 2,5 Nm.

Le variazioni percentuali ottenute a seguito dell'intervento chirurgico di emilaminectomia sono state calcolate normalizzando i valori del ROM di entrambe le condizioni di prova rispetto al valore del ROM del provino intatto.

3.3.1 Flessione

Nei provini #1, #3, #4, #5, #6 in una delle due condizioni di prova, intatti o post emilaminectomia, non è stato raggiunto il momento flettente target. Per tale motivo, i valori del ROM sono stati misurati e confrontati al raggiungimento del momento flettente più vicino a 2,0 Nm.

I valori del ROM tra le vertebre agli estremi del provino misurati nella configurazione di carico di flessione sono riportati nella *Tabella 3.3* e nella *Figura 3.1*

Provino	Intatto ROM (°)	Emilaminectomia ROM (°)
#1	3,5	4,2
#2	3,1	9,6
#3	8,3	9,0
#4	3,8	5,0
#5	5,2	6,4
#6	8,6	11,5

Tabella 3.3. Valori del ROM misurati in flessione per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

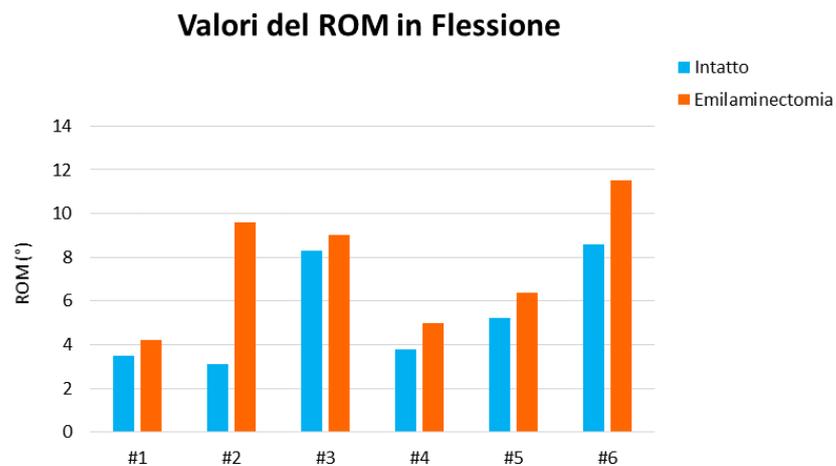


Figura 3.1. Valori del ROM misurati in flessione per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

I valori del ROM sono stati normalizzati rispetto alla condizione del provino intatto; i valori normalizzati e la relativa media sono riportati nella *Tabella 3.4*.

Provino	Emilaminectomia ROM normalizzato
#1	1,20
#2	3,10
#3	1,08
#4	1,32
#5	1,23
#6	1,34
Media	1,54

Tabella 3.4. Valori del ROM normalizzati e relativa media in flessione per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

Dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia, è stato osservato un incremento del valore del ROM in tutti i provini. Osservando i valori medi, è stato registrato un incremento della rotazione pari al 54% passando dalla condizione di provino intatto alla condizione post emilaminectomia (*Figura 3.2*).

L'incremento del ROM ottenuto è risultato statisticamente significativo ($p=0,03$, test di Wilcoxon).

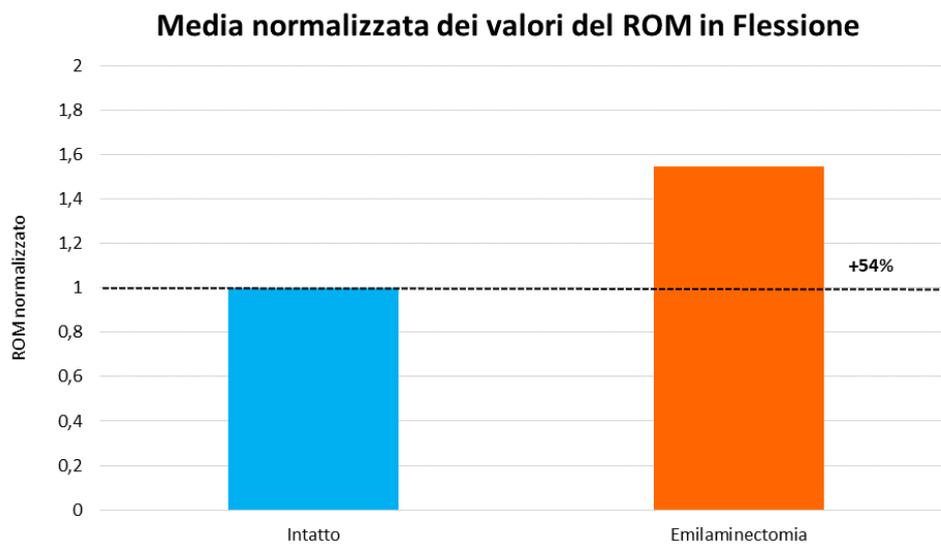


Figura 3.2. Media normalizzata dei valori del ROM in flessione per i provini intatti e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

3.3.2 Estensione

I valori del ROM misurati nella configurazione di carico di estensione sono riportati nella *Tabella 3.5* e nella *Figura 3.3*

Provino	Intatto ROM (°)	Emilaminectomia ROM (°)
#1	1,3	2,0
#2	0,4	0,4
#3	3,3	4,5
#4	0,9	1,3
#5	3,0	2,7
#6	7,7	5,2

Tabella 3.5. Valori del ROM misurati in estensione per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

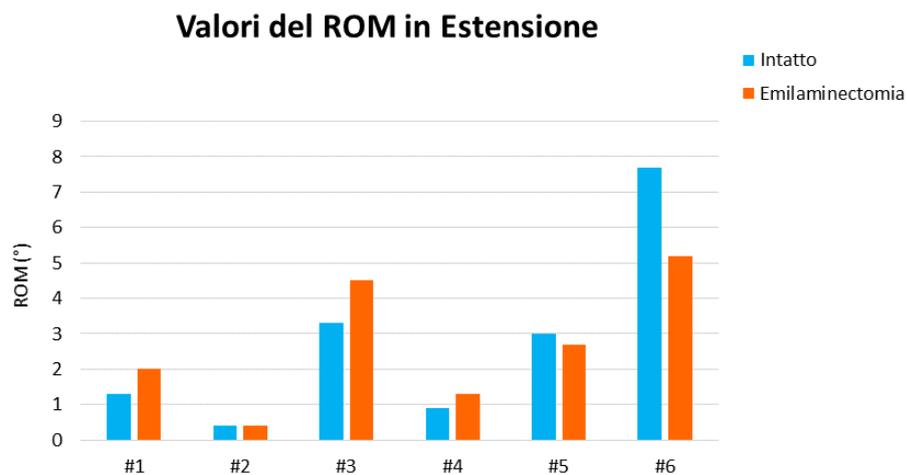


Figura 3.3. Valori del ROM calcolati in estensione per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

I valori del ROM sono stati normalizzati rispetto alla condizione del provino intatto; i valori normalizzati e la relativa media sono riportati nella *Tabella 3.6*.

Provino	Emilaminectomia ROM normalizzato
#1	1,54
#2	1,00
#3	1,36
#4	1,44
#5	0,90
#6	0,67
Media	1,15

Tabella 3.6. Valori del ROM normalizzati e relativa media in estensione per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

Dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia, non è stato osservato un trend comune del valore del ROM in tutti i provini: nei provini #1, #3 e #4 è stato riscontrato un incremento del ROM, nel provino #2 non si è avuta variazione, mentre nei provini #5 e #6 è stato osservato un decremento. Dai valori medi è stato osservato un incremento della rotazione pari al 15% passando dalla condizione di provino intatto alla condizione post emilaminectomia (Figura 3.4), che non è però risultato statisticamente significativo ($p=0,31$, test di Wilcoxon).

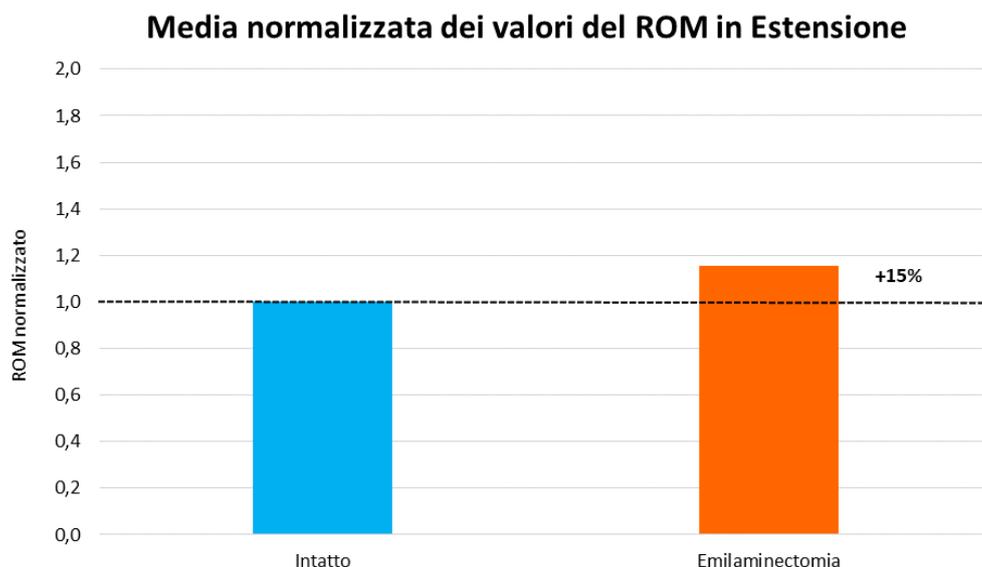


Figura 3.4. Media normalizzata dei valori del ROM in estensione per i provini intatti e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

3.3.3 Flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia

I valori del ROM misurati nella configurazione di carico di flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia sono riportati nella *Tabella 3.7* e nella *Figura 3.5*.

Provino	Intatto ROM (°)	Emilaminectomia ROM (°)
#1	2,2	2,1
#2	1	1,1
#3	6,5	7,1
#4	5,5	4,7
#5	5,7	5,9
#6	6,9	6,1

Tabella 3.7. Valori del ROM misurati nella flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

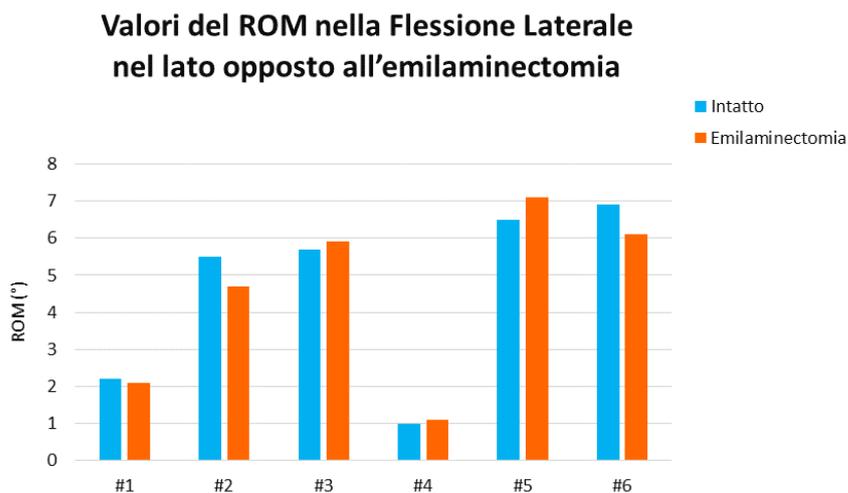


Figura 3.5. Valori del ROM misurati nella flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

I valori del ROM sono stati normalizzati rispetto alla condizione del provino intatto; i valori normalizzati e la relativa media sono riportati nella *Tabella 3.8*.

Provino	Emilaminectomia ROM normalizzato
#1	0,95
#2	1,10
#3	1,09
#4	0,85
#5	1,04
#6	0,88
Media	0,99

Tabella 3.8. Valori del ROM normalizzati e relativa media nella flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

Dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia, è stato osservato un incremento del valore del ROM nei provini #2, #3 e #5 e una diminuzione del ROM nei provini #1, #4 e #6. Osservando i valori medi, il ROM è rimasto costante (-1%) passando dalla condizione di provino intatto alla condizione post emilaminectomia (Figura 3.6).

La variazione del ROM misurato non è statisticamente significativa ($p=0,78$, test di Wilcoxon).

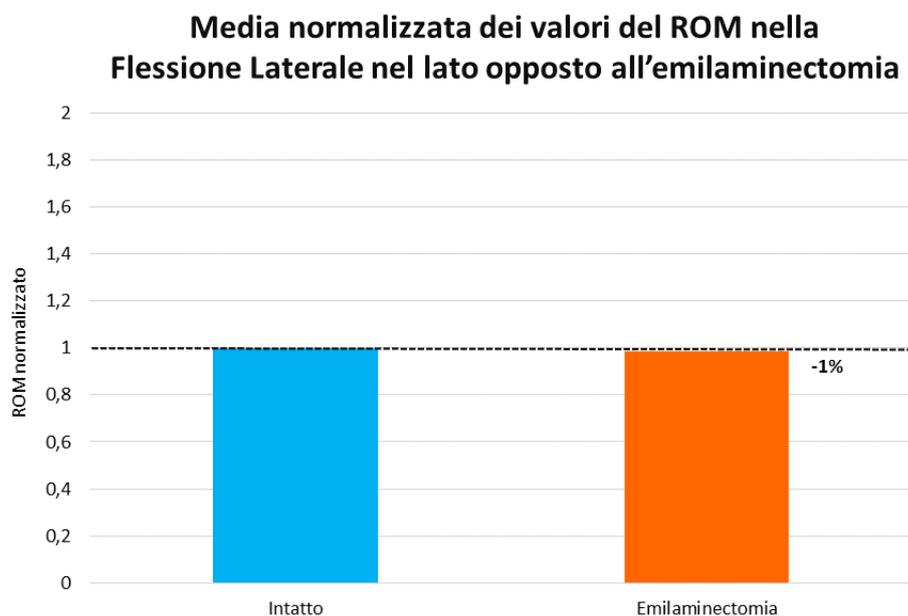


Figura 3.6. Media normalizzata dei valori del ROM nella flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia per i provini intatti e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

3.3.4 Flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia

I valori del ROM misurati nella configurazione di carico di flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia sono riportati nella *Tabella 3.9* e nella *Figura 3.7*.

Provino	Intatto ROM (°)	Emilaminectomia ROM (°)
#1	5	7,4
#2	5,6	6,1
#3	7,7	7,6
#4	1,3	1,4
#5	1,1	1,3
#6	6,6	7

Tabella 3.9. Valori del ROM misurati nella flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

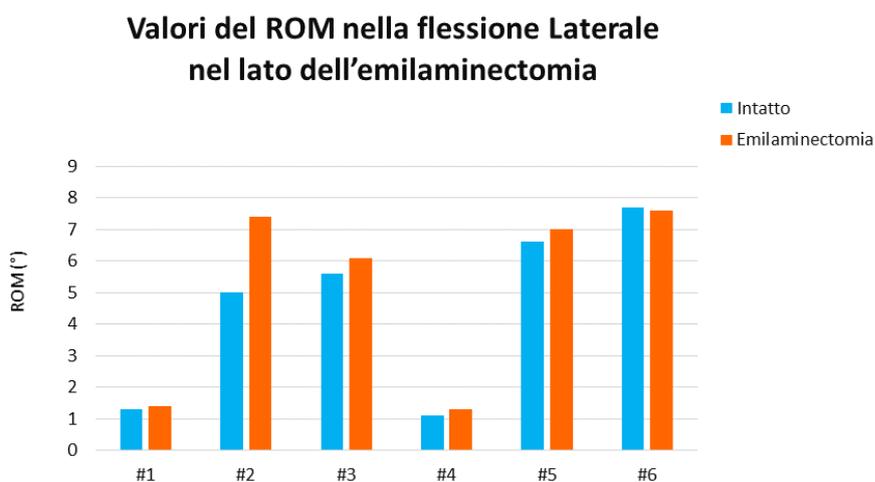


Figura 3.7. Valori del ROM misurati nella flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

I valori del ROM sono stati normalizzati rispetto alla condizione del provino intatto; i valori normalizzati e la relativa media sono riportati nella *Tabella 3.10*.

Provino	Emilaminectomia ROM (°)
#1	1,48
#2	1,09
#3	0,99
#4	1,08
#5	1,18
#6	1,06
Media	1,15

Tabella 3.10. Valori del ROM normalizzati e relativa media nella flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

Dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia, è stato osservato un incremento del valore del ROM in tutti i provini, a eccezione del provino #3 in cui è stato riscontrato un decremento. Osservando i valori medi, è stato registrato un incremento della rotazione pari al 15% passando dalla condizione di provino intatto alla condizione post emilaminectomia (Figura 3.8), che non è risultato statisticamente significativo ($p=0,09$, test di Wilcoxon).

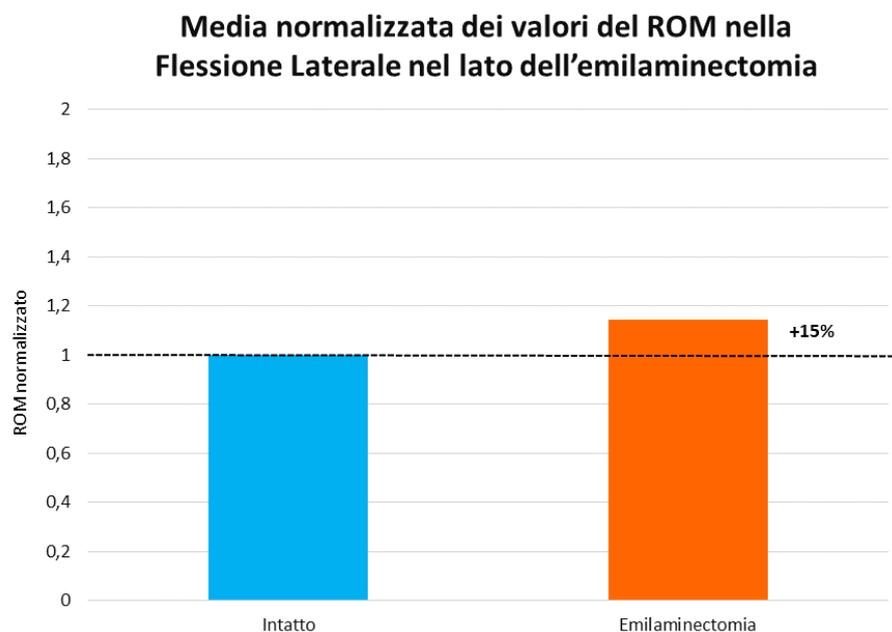


Figura 3.8. Media normalizzata dei valori del ROM nella flessione laterale nel lato dell'emilaminectomia per i provini intatti e dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

3.4 Distribuzione delle deformazioni

L'algoritmo di Digital Image Correlation ha correlato con successo tutti i fotogrammi acquisiti in ogni condizione di carico per tutti i provini testati.

Per ogni provino, per ogni condizione di carico e per ogni fotogramma acquisito sono state calcolate le deformazioni principali massime *epsilon 1* e le deformazioni principali minime *epsilon 2*. Osservando la distribuzione delle deformazioni nel fotogramma relativo al raggiungimento del momento target, è possibile notare andamenti differenti in flessione, estensione e flessione laterale.

In flessione (*Figura 3.9*), le deformazioni principali massime *epsilon 1* sulla superficie dei provini sono maggiori sui dischi intervertebrali (in media 10000 $\mu\epsilon$) e si distribuiscono su tutto l'anello fibroso, sia nella parte frontale che nella parte laterale. Durante la flessione, le deformazioni principali minime *epsilon 2* più elevate si concentrano sugli end-plates dei dischi (in media -20000 $\mu\epsilon$) e si distribuiscono anche sul legamento anteriore che ricopre le vertebre adiacenti, soprattutto sulla superficie della vertebra L5. La simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia non ha influenzato la distribuzione delle deformazioni principali massime e minime in flessione, ma, in alcuni provini, ne ha aumentato l'entità sia sui dischi sia sulle vertebre.

In estensione (*Figura 3.10*), elevate deformazioni principali massime *epsilon 1* si distribuiscono in modo omogeneo, sulla superficie dei dischi intervertebrali L2-L3 e L3-L4 (in media 10000 $\mu\epsilon$). Nel disco L4-L5, invece, la *epsilon 1* non presenta un trend comune: si distribuisce uniformemente su tutta la superficie del disco, si concentra solo lungo la linea degli end-plates o si localizza solo al centro della superficie frontale del disco. Le deformazioni principali minime *epsilon 2* sulla superficie anteriore dei provini si distribuiscono sugli end-plates dei dischi L2-L3 e L3-L4 (in media -3000 $\mu\epsilon$), ma assumono valori più bassi. Come per le deformazioni *epsilon 1*, anche le *epsilon 2* del disco L4-L5 non presentano un trend comune. La simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia non ha influenzato la distribuzione delle deformazioni principali massime e minime, ma, in alcuni provini, ne ha aumentato l'entità.

Durante la flessione laterale sinistra (*Figura 3.11*) e destra, sono state osservate deformazioni principali massime *epsilon 1* più elevate sul lato del provino controlaterale al lato di flessione, cioè sul lato sottoposto a trazione, e deformazioni principali minime *epsilon 2* più elevate sul lato ipsilaterale al lato di flessione, cioè sul lato sottoposto a compressione, sia sulle vertebre sia sui dischi. In gran parte dei provini, elevate deformazioni *epsilon 1* si concentrano sulla superficie del disco L3-L4, ricoprendo un'area maggiore sulla parte controlaterale al lato di flessione (in media 14000 $\mu\epsilon$). Nei provini #3, #4 e #5 le deformazioni *epsilon 1* si concentrano anche ai lati dei dischi L4-L5 e L5-S1 e si propagano sul legamento anteriore che ricopre le vertebre adiacenti. Contrariamente, elevate deformazioni *epsilon 2* si localizzano sul lato ipsilaterale al lato di flessione sulla superficie dei dischi intervertebrali L3-L4 e L4-L5 (in media -10000 $\mu\epsilon$). La simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia non ha influenzato la distribuzione delle deformazioni principali massime e minime nelle flessioni laterali.

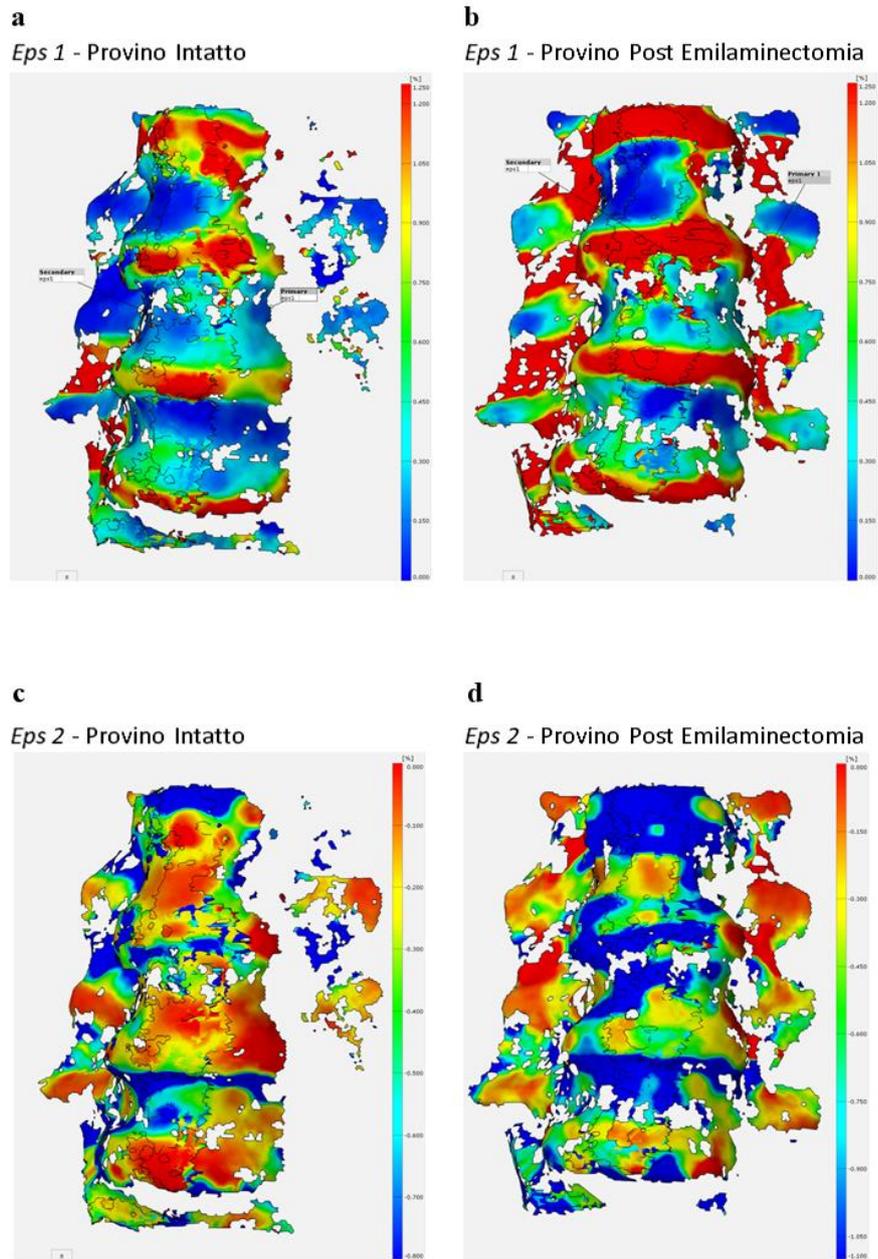


Figura 3.9. Distribuzione delle deformazioni in flessione per il provino #2: (a) epsilon 1 per il provino intatto, (b) epsilon 1 per il provino post emilaminectomia, (c) epsilon 2 per il provino intatto, (d) epsilon 2 per il provino post emilaminectomia.

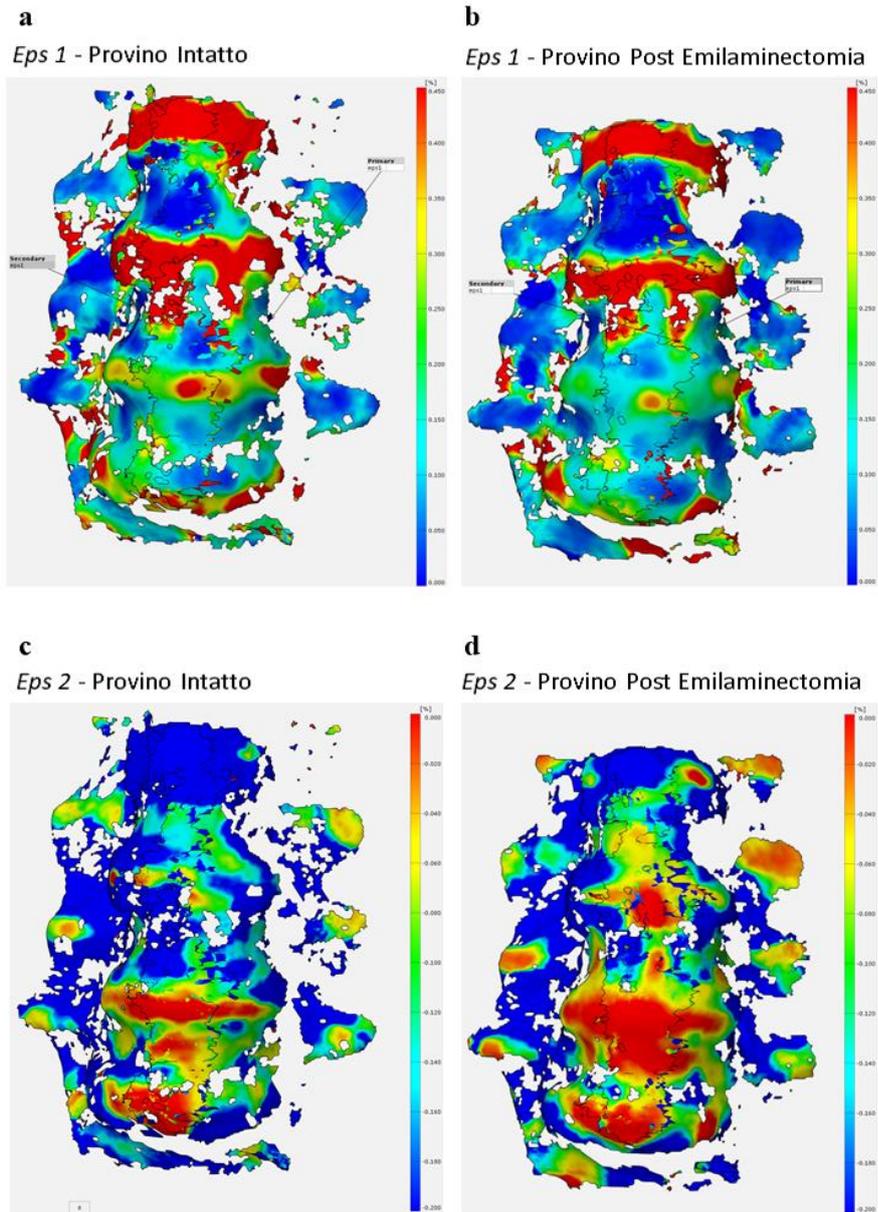


Figura 3.10. Distribuzione delle deformazioni in estensione per il provino #2: (a) epsilon 1 per il provino intatto, (b) epsilon 1 per il provino post emilaminectomia, (c) epsilon 2 per il provino intatto, (d) epsilon 2 per il provino post emilaminectomia.

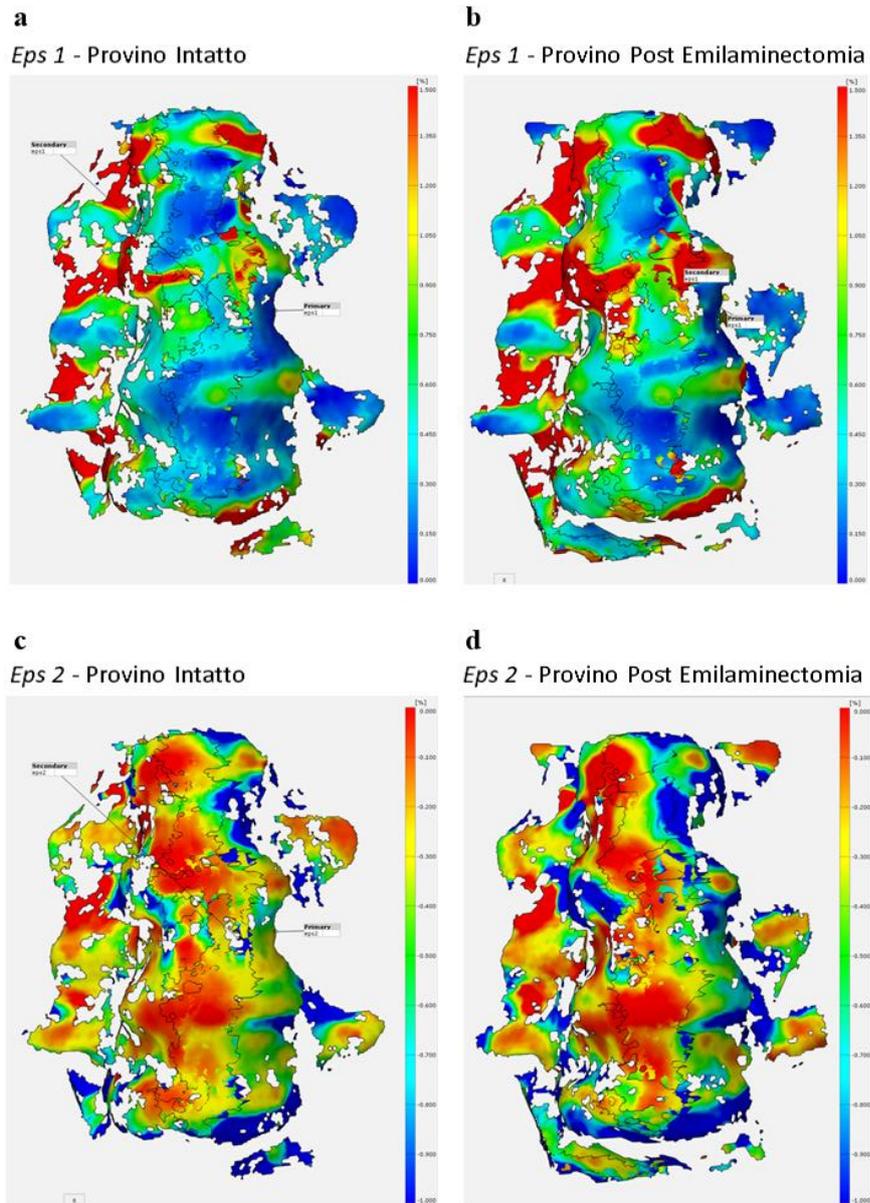


Figura 3.11. Distribuzione delle deformazioni in flessione laterale sinistra per il provino #2: (a) epsilon 1 per il provino intatto, (b) epsilon 1 per il provino post emilaminectomia, (c) epsilon 2 per il provino intatto, (d) epsilon 2 per il provino post emilaminectomia.

3.5 Deformazioni sul disco intervertebrale tra le vertebre L4 e L5

Per verificare se l'intervento chirurgico di emilaminectomia simulato sulle vertebre L4 e L5 ha causato variazioni sulle deformazioni sul disco intervertebrale tra esse compreso, sono stati confrontati i valori massimi delle deformazioni principali *epsilon 1* e *epsilon 2*.

I valori di *epsilon 1* e *epsilon 2* sono stati estratti per ogni provino e sono stati calcolati i valori medi di *epsilon 1* e *epsilon 2* per ogni configurazione di carico e per ogni condizione di prova.

Nella *Tabella 3.11*, sono riportati i valori massimi delle medie di *epsilon 1* e di *epsilon 2*, calcolati rispettivamente come il 95° percentile e il 5° percentile, per ogni provino, sia prima che dopo l'emilaminectomia, nel caso di flessione, estensione, flessione laterale nel lato opposto all'emilaminectomia e flessione laterale nello stesso lato dell'emilaminectomia.

Nella *Tabella 3.12* sono riportati i valori appena descritti normalizzati rispetto ai valori massimi medi, rispettivamente, di *epsilon 1* e di *epsilon 2* calcolati nella condizione di provino intatto.

	Epsilon 1 ($\mu\epsilon$)		Epsilon 2 ($\mu\epsilon$)	
	Intatto	Emilaminectomia	Intatto	Emilaminectomia
Flessione	19400	23700	-24910	-25925
Estensione	14800	10200	-6231	-5068
Flessione Laterale lato opposto Emilaminectomia	11595,8	12969,01	-10581,1	-12277,6
Flessione Laterale lato Emilaminectomia	15130,68	13704,2	-11959,3	-16522,7

Tabella 3.11. Valori massimi medi delle deformazioni principali epsilon 1 e epsilon 2 calcolati per ciascun provino intatto e dopo la simulazione dell'emilaminectomia in ogni condizione di carico.

	Epsilon 1 normalizzata	Epsilon 2 normalizzata
	Emilaminectomia	Emilaminectomia
Flessione	1,22	1,04
Estensione	0,69	0,81
Flessione Laterale lato opposto Emilaminectomia	1,12	1,16
Flessione Laterale lato Emilaminectomia	0,91	1,38

Tabella 3.12. Valori massimi medi normalizzati delle deformazioni principali epsilon 1 e epsilon 2 calcolati per ciascun provino intatto prima e dopo la simulazione dell'emilaminectomia in ogni condizione di carico.

Dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia, non è stato osservato un trend comune, sia per il valore massimo di *epsilon 1* (Figura 3.11) che per il valore massimo di *epsilon 2* (Figura 3.12). Le deformazioni *epsilon 2* mostrano un aumento statisticamente significativo del 38% nella flessione laterale nel lato in cui è stato svolto l'intervento di emilaminectomia ($p=0,03$, Wilcoxon). Al contrario, le deformazioni *epsilon 1* e *epsilon 2*, calcolate nelle altre configurazioni di carico, non sono statisticamente significative ($p>0,05$, test di Wilcoxon).

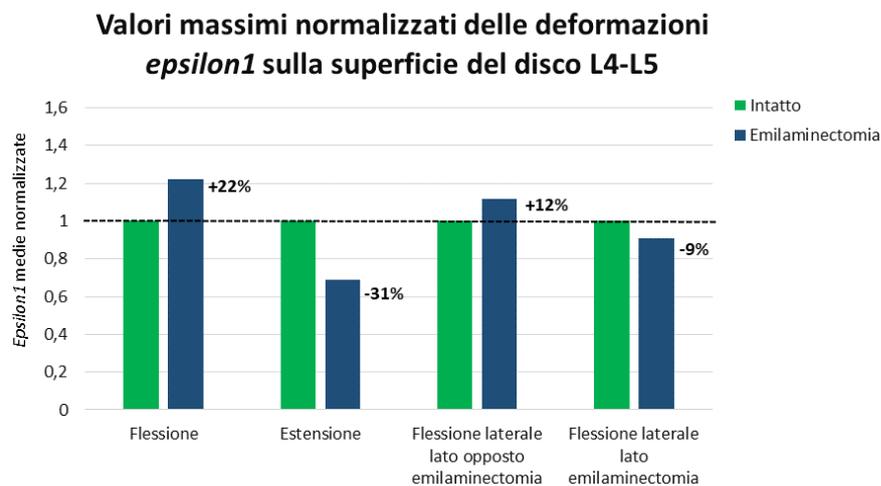


Figura 3.11. Valori massimi medi normalizzati delle deformazioni principali epsilon 1 calcolate per ciascun provino intatto prima e dopo la simulazione dell'emilaminectomia in ogni configurazione di carico.

Valori massimi normalizzati delle deformazioni ϵ_2 sulla superficie del disco L4-L5

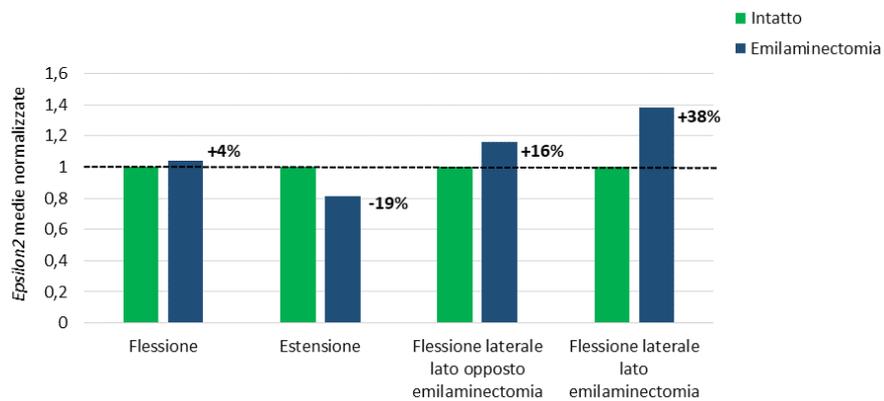


Figura 3.12. Valori massimi medi normalizzati delle deformazioni principali ϵ_2 calcolate per ciascun provino intatto prima e dopo la simulazione dell'emilaminectomia in ogni configurazione di carico.

Capitolo 4

DISCUSSIONI

L'obiettivo di questo studio è stato quello di analizzare le conseguenze dell'intervento chirurgico di decompressione di emilaminectomia sulla biomeccanica del rachide lombare. Sono stati eseguiti test meccanici nelle configurazioni di carico di flessione, estensione e flessione laterale sinistra e destra su provini di rachide umano costituiti da quattro vertebre lombari e una sacrale (L2-S1), prima e dopo la simulazione dell'emilaminectomia sulle vertebre L4 e L5.

In particolare, sono state valutate le variazioni della stabilità meccanica in termini di Range of Motion, e della distribuzione delle deformazioni sulla superficie dei provini, ponendo maggior attenzione al disco tra le vertebre L4 e L5 su cui è stata simulata l'emilaminectomia. Le misure degli spostamenti e delle deformazioni sulla superficie dei provini sono state eseguite mediante il sistema di Digital Image Correlation durante l'esecuzione dei test meccanici.

Gli errori sistematici e casuali delle deformazioni ricavate dalla DIC per ogni configurazione di carico, riportati nella *Tabella 3.2*, ricadono al di sotto della soglia massima di errore di 200 $\mu\epsilon$ fissata per la scelta dei parametri software. Gli errori sono dello stesso ordine di grandezza, ma leggermente superiori, rispetto ai valori degli errori sistematici e casuali riportati nello studio di Palanca et al. [35] in cui vengono analizzate le deformazioni superficiali su segmenti di quattro vertebre tramite la DIC. Gli errori ottenuti possono comunque essere considerati accettabili, se paragonati alle deformazioni principali massime e minime osservate sulla superficie del provino al raggiungimento del momento target. Inoltre, è necessario tener presente che le deformazioni a tutto campo sono state misurate su provini costituiti da cinque vertebre e di lunghezza di circa 15 cm e numerosi fattori possono influenzare la misura, tra cui la variazione dell'illuminazione durante l'acquisizione dei fotogrammi e la comparsa di ombre generate dall'anatomia del provino stesso.

In tutte le configurazioni di carico è stato misurato una variazione del valore del ROM tra le vertebre L2 e S1: 54% in flessione, 15% in estensione, -1% in flessione laterale nel lato opposto al lato di emilaminectomia e 15% in flessione laterale nello stesso lato dell'emilaminectomia. L'emilaminectomia, però, ha influenzato significativamente il ROM tra L2 e S1 solo per la configurazione di carico di flessione.

I valori del ROM in flessione, in tutti i provini eccetto nel provino #2, sono stati calcolati e confrontati al raggiungimento del momento flettente target di 2,0 Nm, perché, in una delle due condizioni di prova, non è stato raggiunto il momento flettente di 2,5 Nm. Tale situazione può essere dovuta al fatto che la componente di traslazione del moto di roto-traslazione compiuto dal provino è inferiore rispetto alla componente di rotazione e, sommata al valore di offset, non garantisce un braccio tale da raggiungere il momento flettente target di 2,5 Nm. L'incremento significativo del ROM in flessione può essere visto come una perdita progressiva della stabilità spinale, in quanto può portare a un aumento della mobilità, a schemi di movimento alterato e a un danneggiamento dei dischi e del tessuto osseo. L'intervento chirurgico, infatti, ha previsto, nel lato destro o sinistro delle vertebre L4 e L5, la resezione della lamina e del legamento giallo, che contribuisce fortemente alla resistenza al movimento di flessione.

Nelle altre configurazioni di carico, si è osservata una variazione non significativa del ROM dopo l'intervento chirurgico di emilaminectomia. La differenza non significativa tra le due condizioni di prova può essere spiegata dalla variabilità nel comportamento dei provini che non mostrano un trend comune del valore del ROM: in alcuni provini aumenta, in alcuni diminuisce e in altri rimane costante. Inoltre, se si considera l'entità degli incrementi del ROM, sembra plausibile che questi effetti non siano sufficientemente ampi da aumentare il rischio di instabilità.

I trend del ROM osservati in questo studio, per tutte le configurazioni di carico, sono coerenti con i risultati degli studi *in vitro* [19] [20] presenti in letteratura, che valutano la stabilità spinale dopo gli interventi chirurgici di decompressione. L'entità dell'incremento dei valori del ROM, invece, non è confrontabile, in quanto gli studi [19] [20] hanno simulato interventi di decompressione che prevedono la resezione più ampia degli elementi vertebrali posteriori e hanno eseguito test meccanici applicando momenti flettenti più elevati.

I risultati hanno mostrato un andamento differente delle distribuzioni delle deformazioni nelle quattro configurazioni di carico che è rimasto pressoché invariato dopo la simulazione dell'emilaminectomia.

In flessione la parte anteriore del disco intervertebrale è in compressione, mentre la parte posteriore è in trazione. Per tale motivo, le deformazioni principali minime *epsilon 2* più elevate si concentrano sugli end-plates dei dischi. La propagazione delle *epsilon 2* più elevate anche sulle vertebre adiacenti al disco può essere dovuta alla deformazione del legamento longitudinale anteriore causata dal rigonfiamento del disco intervertebrale [37].

In estensione, la parte posteriore del disco intervertebrale subisce un accorciamento, mentre la parte anteriore si tende. Le deformazioni principali massime *epsilon 1* più elevate si distribuiscono sulla superficie dei dischi intervertebrali L2-L3 e L3-L4. Il trend variabile delle *epsilon 1*, osservato sulla superficie dei dischi intervertebrali L4-L5 e L5-S1, può essere attribuito alla presenza degli osteofiti che non sono stati rimossi, che riducono la mobilità dei dischi alterandone le deformazioni.

Durante le prove di flessione laterale sinistra, il lato sinistro del provino è in contrazione mentre il lato destro è trazione; viceversa nelle prove di flessione laterale destra.

Si genera, quindi, uno stiramento dei dischi sul lato controlaterale al lato di flessione, che causa una tensione delle fibre laterali dell'anello fibroso, e uno schiacciamento dei dischi sul lato ipsilaterale al lato di flessione. Questo comportamento è evidente sul disco L3-L4 nella maggior parte dei provini analizzati, in quanto presenta picchi di deformazione *epsilon 1*, che ricoprono aree maggiori sul lato in trazione, e picchi di deformazione *epsilon 2* sul lato dei dischi in contrazione. I picchi di deformazioni osservati ai lati dei dischi L4-L5 e L5-S1 solo su alcuni provini possono essere spiegati dalla presenza di osteofiti non rimossi che alterano le deformazioni o dal danneggiamento dell'anello fibroso causato dalla rimozione degli osteofiti sui dischi in questione.

In tutte le configurazioni di carico, nei dischi dei provini #1, #4, #5 e #6, da cui sono stati rimossi degli osteofiti che ostacolavano in maniera significativa la mobilità del provino, sono stati notati danni sul legamento longitudinale anteriore e sui dischi stessi, che hanno impedito la realizzazione di un pattern ottimale e alterato le correlazioni dei fotogrammi e la misura delle deformazioni.

Osservando le mappe delle deformazioni principali massime e minime sulla superficie del provino, non si notano evidenti variazioni delle distribuzioni delle deformazioni tra la

condizione del provino intatto e quella in cui è stata eseguita l'emilaminectomia: la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia non ha quindi influenzato la distribuzione delle deformazioni in nessuna configurazione di carico. È però stato osservato un aumento dei valori di picco delle deformazioni, in alcuni provini, in flessione ed estensione sia sulle vertebre sia sui dischi. L'aumento dell'entità delle deformazioni sui dischi può essere dovuta al fatto che la resezione delle parti ossee e legamentose posteriori, durante l'emilaminectomia, aumenta l'entità delle deformazioni sull'anello fibroso [16]. Inoltre, l'aumento dell'entità delle deformazioni nella configurazione di carico di flessione dopo la simulazione dell'emilaminectomia rispecchiano l'incremento statisticamente significativo del ROM e la progressione verso una condizione instabile.

L'analisi delle deformazioni condotta sul disco intervertebrale L4-L5 conferma che l'emilaminectomia non ha causato cambiamenti nella distribuzione delle deformazioni sulla superficie del disco L4-L5 in ogni configurazione di carico. Tale osservazione non vale per il provino #4 per cui la rimozione di un osteofita a ponte voluminoso sul disco L4-L5 ha danneggiato il disco intervertebrale e alterato la distribuzione delle deformazioni.

Dopo la simulazione dell'intervento chirurgico di emilaminectomia, il valore massimo medio di *epsilon 1* e il valore massimo medio di *epsilon 2* non hanno mostrato un trend comune: in alcune configurazioni di carico sono aumentati, mentre per altre sono diminuiti. Inoltre, le variazioni del valore massimo delle deformazioni calcolate nei singoli provini non possono essere attribuite alla scelta casuale del lato della vertebra su cui è stato svolto l'intervento di emilaminectomia. Tali risultati dimostrano che per la flessione, l'estensione e la flessione nel lato opposto a quello trattato la parte dell'arco vertebrale posteriore non rimossa è riuscita a prevenire concentrazioni di deformazioni elevate tali da danneggiare i dischi. Al contrario, nella flessione nel lato dell'emilaminectomia si osserva un aumento significativo del picco delle deformazioni *epsilon 2*.

Un limite di questo studio è il basso numero di provini analizzati: per poter generalizzare il comportamento nelle diverse configurazioni di carico e poter effettuare un'analisi statistica più robusta sarebbe opportuno ripetere questi test su un numero maggiore di provini.

Capitolo 5

CONCLUSIONI

L'obiettivo di questo studio *in vitro* è stato quello di valutare la stabilità del rachide lombare prima e dopo lo svolgimento del trattamento chirurgico di decompressione di emilaminectomia sulle vertebre L4 e L5. Inoltre, è stato valutato l'impatto di tale intervento chirurgico sulla biomeccanica del rachide, analizzando le distribuzioni delle deformazioni principali massime *epsilon 1* e minime *epsilon 2* e eseguendo un'indagine più specifica sul disco intervertebrale compreso tra le due vertebre trattate.

Sono stati testati sei provini di rachide lombare estratti da cadavere umano in flessione, estensione e flessione laterale sinistra e destra in due differenti condizioni di prova: provini intatti e provini post emilaminectomia.

Per prima cosa è stata eseguita un'analisi di ottimizzazione dei parametri software di correlazione della DIC per la valutazione delle distribuzioni delle deformazioni sulla superficie del provino. La scelta della *Facet size* di 34 pixel e del *Point distance* pari ad 11 pixel è risultata essere il miglior compromesso per avere una buona accuratezza e una buona precisione delle misure, insieme ad una buona risoluzione spaziale.

È stato definito un protocollo personalizzato di acquisizione dei fotogrammi al fine di acquisire solo i fotogrammi necessari per l'analisi dei dati nell'ultimo ciclo di carico di ogni test e sincronizzare l'acquisizione dei due sensori del sistema di misura.

La stabilità spinale è stata valutata in termini di Range of Motion tra le vertebre L2 e S1 agli estremi del provino. I risultati ottenuti hanno dimostrato che l'emilaminectomia ha causato una diminuzione della stabilità spinale solo nella configurazione di carico di flessione, con un aumento del ROM del 54%. Nelle altre configurazioni di carico si è osservato un incremento del ROM, che non è però risultato statisticamente significativo.

Dal confronto delle distribuzioni delle deformazioni *epsilon 1* e *epsilon 2* prima e dopo la simulazione dell'emilaminectomia non sono state osservate variazioni nelle distribuzioni delle deformazioni in ogni configurazione di carico. L'analisi specifica sul disco L4-L5, compreso tra le due vertebre trattate chirurgicamente, ha mostrato, però, un aumento delle deformazioni *epsolon 2* statisticamente significativo del 38% nella flessione nel lato in cui è stato svolto l'intervento di emilaminectomia.

Questo studio è stato il primo a valutare l'effetto di un intervento di decompressione del midollo spinale sulla stabilità e sulla biomeccanica del rachide mediante un'analisi a tutto campo delle deformazioni. Sarebbe, perciò, interessante osservare anche gli effetti di interventi di decompressione più invasivi, come la laminectomia, e confrontarli con il caso in cui l'intervento di decompressione viene completato con un impianto di fissazione posteriore.

BIBLIOGRAFIA

- [1] A. A. White e M. M. Panjabi, *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, 1990.
- [2] S. Standring, A c. di, *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*, Forty-First edition. New York: Elsevier Limited, 2016.
- [3] Martini, Frederic, et al. *Fondamenti di anatomia e fisiologia*. EdiSES, 2010.
- [4] M. L. Ruspi, M. Chehrassan, C. Faldini, e L. Cristofolini, «In Vitro Experimental Studies and Numerical Modeling to Investigate the Biomechanical Effects of Surgical Interventions on the Spine», *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 47, fasc. 4, pp. 295–322, 2019.
- [5] A. I. Hussein, Z. D. Mason, e E. F. Morgan, «Presence of intervertebral discs alters observed stiffness and failure mechanisms in the vertebra», *Journal of Biomechanics*, vol. 46, fasc. 10, pp. 1683–1688, giu. 2013.
- [6] N. Newell, J. Little, A. Christou, M. Adams, C. Adam, e S. Masouros, «Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results», *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 69, pp. 420–434, mag. 2017.
- [7] N. Kos, L. Gradisnik, e T. Velnar, «A Brief Review of the Degenerative Intervertebral Disc Disease», *Med. Arch.*, vol. 73, fasc. 6, p. 421, 2019.
- [8] M. Al-Rawahi, J. Luo, P. Pollintine, P. Dolan, e M. A. Adams, «Mechanical Function of Vertebral Body Osteophytes, as Revealed by Experiments on Cadaveric Spines», *Spine*, vol. 36, fasc. 10, pp. 770–777, mag. 2011.
- [9] Z. Klaassen, R. S. Tubbs, N. Apaydin, R. Hage, R. Jordan, e M. Loukas, «Vertebral spinal osteophytes», *Anat. Sci. Int.*, vol. 86, fasc. 1, pp. 1–9, mar. 2011.
- [10] Nathan, Hilel, «Osteophytes of the vertebral column: an anatomical study of their development according to age, race, and sex with considerations as to their etiology and significance.» *JBJS*, vol. 44, fasc. 2, pp. 243-268, mar. 1962.

- [11] D. Marras, M. Palanca, e L. Cristofolini, «Effects Induced by Osteophytes on the Strain Distribution in the Vertebral Body Under Different Loading Configurations», *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 9, pp. 1–8, ott. 2021.
- [12] A. E. Ropper e A. H. Ropper, «Acute Spinal Cord Compression», *N. Engl. J. Med.*, vol. 376, fasc. 14, pp. 1358–1369, apr. 2017.
- [13] F. Zaina, C. Tomkins-Lane, E. Carragee, e S. Negrini, «Surgical versus non-surgical treatment for lumbar spinal stenosis», *Cochrane Database of Systematic Reviews*, mar. 2016.
- [14] C. Bagley, M. MacAllister, L. Dosselman, J. Moreno, S. G. Aoun, e T. Y. El Ahmadieh, «Current concepts and recent advances in understanding and managing lumbar spine stenosis», *F1000Res*, vol. 8, p. 137, gen. 2019.
- [15] H. Verbiest, «Pathomorphologic aspects of developmental lumbar stenosis», *Orthop. Clin. North Am.*, vol. 6, fasc. 1, pp. 177–196, gen. 1975.
- [16] T. Zander, A. Rohlmann, e G. Bergmann, «Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics», *European Spine Journal*, vol. 12, fasc. 4, pp. 427-434, 2003.
- [17] M. M. Panjabi, «Clinical spinal instability and low back pain», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 13, fasc. 4, pp. 371–379, ago. 2003.
- [18] U. Quint, H. J. Wilke, F. Lör, e L. Claes, «Laminectomy and functional impairment of the lumbar spine: the importance of muscle forces in flexible and rigid instrumented stabilization--a biomechanical study in vitro», *Eur. Spine J. Off. Publ. Eur. Spine Soc. Eur. Spinal Deform. Soc. Eur. Sect. Cerv. Spine Res. Soc.*, vol. 7, fasc. 3, pp. 229–238, 1998.
- [19] A. Bisschop *et al.*, «Single level lumbar laminectomy alters segmental biomechanical behavior without affecting adjacent segments», *Clinical Biomechanics*, vol. 29, fasc. 8, pp. 912–917, set. 2014.
- [20] A. Bisschop, R. M. Holewijn, I. Kingma, A. Stadhouders, e P.-P. A. Vergroesen, «The Effects of Single-Level Instrumented Lumbar Laminectomy on Adjacent Spinal Biomechanics», *Global spine journal*, vol. 5, fasc. 1, pp. 39-47, 2015.

- [21] F. E. Mellor, J. M. Muggleton, J. Bagust, W. Mason, P. W. Thomas, e A. C. Breen, «Midlumbar lateral flexion stability measured in healthy volunteers by in vivo fluoroscopy», *Spine*, vol. 34, fasc. 22, pp. E811-817, ott. 2009.
- [22] A. K. Aiyangar, L. Zheng, S. Tashman, W. J. Anderst, e X. Zhang, «Capturing three-dimensional in vivo lumbar intervertebral joint kinematics using dynamic stereo-X-ray imaging», *J. Biomech. Eng.*, vol. 136, fasc. 1, gen. 2014.
- [23] M. J. Lee *et al.*, «The effect of bilateral laminotomy versus laminectomy on the motion and stiffness of the human lumbar spine: a biomechanical comparison», *Spine*, vol. 35, fasc. 19, pp. 1789–1793, set. 2010.
- [24] M. J. Cardoso, A. E. Dmitriev, M. Helgeson, R. A. Lehman, T. R. Kuklo, e M. K. Rosner, «Does Superior-Segment Facet Violation or Laminectomy Destabilize the Adjacent Level in Lumbar Transpedicular Fixation? An in vitro human cadaveric assessment. », *Spine*, vol. 33, fasc. 26, pp. 2868-2873, 2008.
- [25] Q. Y. Li *et al.*, «Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis», *Computers in Biology and Medicine*, vol. 89, pp. 512–519, ott. 2017.
- [26] W. H. Kirkaldy-Willis e H. F. Farfan, «Instability of the lumbar spine», *Clin. Orthop.*, fasc. 165, pp. 110–123, mag. 1982.
- [27] I. Fiss, D. Mielke, V. Rohde, M. Psychogios, e C. Schilling, «Correlation between different instrumentation variants and the degree of destabilization in treating cervical spondylotic spinal canal stenosis by unilateral hemilaminectomy with bilateral decompression: a biomechanical investigation», *Eur. Spine J.*, vol. 30, fasc. 6, pp. 1529–1535, giu. 2021.
- [28] E. Munting, C. Röder, R. Sobottke, D. Dietrich, e E. Aghayev, «Patient outcomes after laminotomy, hemilaminectomy, laminectomy and laminectomy with instrumented fusion for spinal canal stenosis: a propensity score-based study from the Spine Tango registry», *European spine journal*, vol. 24, fasc. 2, pp. 358-368, 2015.

- [29] F. Yang *et al.*, «The limited area decompression, intervertebral fusion, and pedicle screw fixation for treating degenerative lumbar spinal stenosis with instability», *Medicine (Baltimore)*, vol. 98, fasc. 50, dic. 2019.
- [30] N. Brandolini, L. Cristofolini, e M. Viceconti, «Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: a review», *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 14, fasc. 1, feb. 2014.
- [31] H. Frei, T. R. Oxland, G. C. Rathonyi, e L. P. Nolte, «The effect of nucleotomy on lumbar spine mechanics in compression and shear loading», *Spine*, vol. 26, fasc. 19, pp. 2080–2089, ott. 2001.
- [32] M. Palanca, G. Tozzi, e L. Cristofolini. «The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review.», *International biomechanics*, vol. 3, fasc. 1, pp. 1-21, 2016.
- [33] M. Palanca, T. M. Brugo, e L. Cristofolini, «Use of digital image correlation to investigate the biomechanics of the vertebra», *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 15, fasc. 2, apr. 2015.
- [34] G. Lionello e L. Cristofolini, «A practical approach to optimizing the preparation of speckle patterns for digital-image correlation», *Meas. Sci. Technol.*, vol. 25, fasc.10, 2014.
- [35] M. Palanca, M. Marco, M. L. Ruspi, e L. Cristofolini, «Full-field strain distribution in multi-vertebra spine segments: An in vitro application of digital image correlation», *Medical Engineering & Physics*, vol. 52, pp. 76–83, feb. 2018.
- [36] M. L. Ruspi, M. Palanca, C. Faldini, e L. Cristofolini, «Full-field in vitro investigation of hard and soft tissue strain in the spine by means of Digital Image Correlation», *Muscles, ligaments and tendons journal*, vol. 7, fasc. 4, 2017.
- [37] M. L. Ruspi *et al.*, «Digital Image Correlation (DIC) Assessment of the Non-Linear Response of the Anterior Longitudinal Ligament of the Spine during Flexion and Extension», *Materials*, vol. 13, fasc. 2, 2020.

- [38] M. Palanca *et al.*, «The strain distribution in the lumbar anterior longitudinal ligament is affected by the loading condition and bony features: An in vitro full-field analysis», *PLoS One*, vol. 15, fasc. 1, 2020.
- [39] M. M. Panjabi, M. Krag, D. Summers, e T. Videman, «Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens», *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 3, fasc. 3, pp. 292–300, 1985.
- [40] H.-J. Wilke, K. Wenger, e L. Claes, «Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants», *Eur. Spine J.*, vol. 7, fasc. 2, pp. 148–154, mag. 1998.
- [41] C. Techens, M. Palanca, P. E. Éltés, Á. Lazáry, e L. Cristofolini, «Testing the impact of discoplasty on the biomechanics of the intervertebral disc with simulated degeneration: An in vitro study», *Med. Eng. Phys.*, 2020.

