

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

CARATTERIZZAZIONE BIOMECCANICA DI VERTEBRE UMANE

Tesi in
MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI LM

Relatore
Prof. Luca Cristofolini

Presentata da
Luciana Zaccara

Correlatore
Dott. Marco Palanca

Sessione Seconda

Anno Accademico 2014 – 2015

INDICE

Introduzione	5
 Capitolo 1: Caratterizzazione biomeccanica di vertebre umane: lo stato dell'arte.....	 7
1.1 Anatomia del rachide e delle vertebre	7
1.2 Biomeccanica della colonna vertebrale	15
1.3 Classificazione delle fratture vertebrali	19
1.4 Metodi sperimentali per lo studio della biomeccanica di vertebre umane	28
1.5 Motivazione del lavoro di tesi	38
 Capitolo 2: Materiali e metodi del lavoro sperimentale	 41
2.1 Caratteristiche delle vertebre utilizzate	41
2.2 Preparazione dei provini	42
2.3 Caratterizzazione del cemento	53
2.4 Set up prima versione	57
2.5 Set up seconda versione.....	62
2.6 Set up terza versione.....	64
2.7 Set up quarta versione.....	65
2.8 Riepilogo delle prove effettuate	69
2.8 Verifica delle qualità delle vertebre dopo la rottura	69
 Capitolo 3: Materiali e metodi della fase computazionale.....	 73
3.1 Tomografia computerizzata	73
3.2 Metodo agli elementi finiti	74
3.1 Dalla CT al modello FE.....	75
 Capitolo 4: Risultati delle prove sperimentali	 79
4.1 Caratteristiche del cemento	79
4.2 Set up prima versione	82

4.3 Set up seconda e terza versione	88
4.4 Set up quarta versione.....	96
4.5 Qualità della vertebra dopo la rottura	102
Capitolo 5: Conclusioni	107
Bibliografia.....	109
Ringraziamenti.....	113

Introduzione

Le fratture vertebrali sono tra le principali cause dell'incremento della mortalità. Queste sono dovute principalmente a traumi, tumori o particolari patologie metaboliche che colpiscono l'osso. Il tratto maggiormente interessato è quello toraco-lombare in quanto deve sopportare la maggior parte dei carichi. Risulta quindi necessario comprendere come la colonna vertebrale risponde ai carichi così da studiare e sviluppare nuovi protocolli e trattamenti per disordini del tratto spinale. Informazioni quantitative possono essere ottenute mediante test *in vitro*. Questi hanno alcune limitazioni dovute principalmente alla difficoltà di misurare le tensioni e le deformazioni in zone diverse dalla superficie, alla complessità e al costo delle prove. Un altro limite delle prove *in vitro* è rappresentato dal fatto che ciascun campione può essere testato a rottura una volta sola. Queste problematiche possono essere superate con l'utilizzo contemporaneo di modelli matematici e test *in vitro*. In particolare i test *in vitro* sono utilizzati in fase di validazione del modello matematico, ovvero nella determinazione di quanto il modello è una rappresentazione del comportamento reale che si sta simulando.

Il presente lavoro di tesi si inserisce in un progetto di caratterizzazione di vertebre toraco-lombari utilizzate per la validazione di un modello agli elementi finiti. In particolare l'obiettivo dello studio è stata la realizzazione di prove meccaniche in modo da replicare l'*anterior wedge fracture*. Tali prove sono state effettuate presso il Laboratorio di Biomeccanica del Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università di Bologna. Gli spostamenti registrati durante le prove sono stati utilizzati dal Laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli come condizioni al contorno per la realizzazione di un modello FE. Una volta validato e messo a punto, il modello sarà utilizzato per valutare lo stato di salute della colonna vertebrale *in vivo*.

CAPITOLO 1: *Caratterizzazione biomeccanica di vertebre umane: lo stato dell'arte*

In questo capitolo sarà descritta l'anatomia della colonna vertebrale e delle singole vertebre. Si parlerà poi delle tipiche fratture che coinvolgono le vertebre e in particolare dell'*anterior wedge fracture*, replicata in questo studio. Saranno inoltre valutate le caratteristiche dei metodi sperimentali per lo studio della biomeccanica della colonna vertebrale. A tale scopo è necessario focalizzare l'attenzione su alcuni aspetti: il tipo di provino utilizzato (singola vertebra o unità funzionale spinale), la definizione di un adeguato sistema di riferimento, i metodi di conservazione del tessuto, l'uso di vertebre animali, l'integrazione dei test *in vitro* con i modelli matematici e l'uso di modelli multiscala.

1.1 Anatomia del rachide e delle vertebre

La colonna vertebrale, detta anche *rachide* o *spina dorsale*, è il principale sostegno del corpo umano e presenta una funzione motoria e una protettiva. Quest'ultima si ha in quanto protegge il midollo spinale e riduce la possibilità che urti o vibrazioni arrechino danni al nostro corpo. La funzione motoria, invece, si ha in quanto, grazie alle sue articolazioni ed ai muscoli, permette di muovere la testa nello spazio, di piegare il corpo in avanti ed estenderlo in senso opposto, di fletterlo e di ruotarlo.

La colonna vertebrale è costituita da 26 ossa, che comprendono le vertebre, il sacro e il coccige ed è divisa in regioni. Cominciando dal cranio, le regioni sono *cervicale*, *toracica*, *lombare*, *sacrale* e *coccigea* ^[1](Figura 1.1).

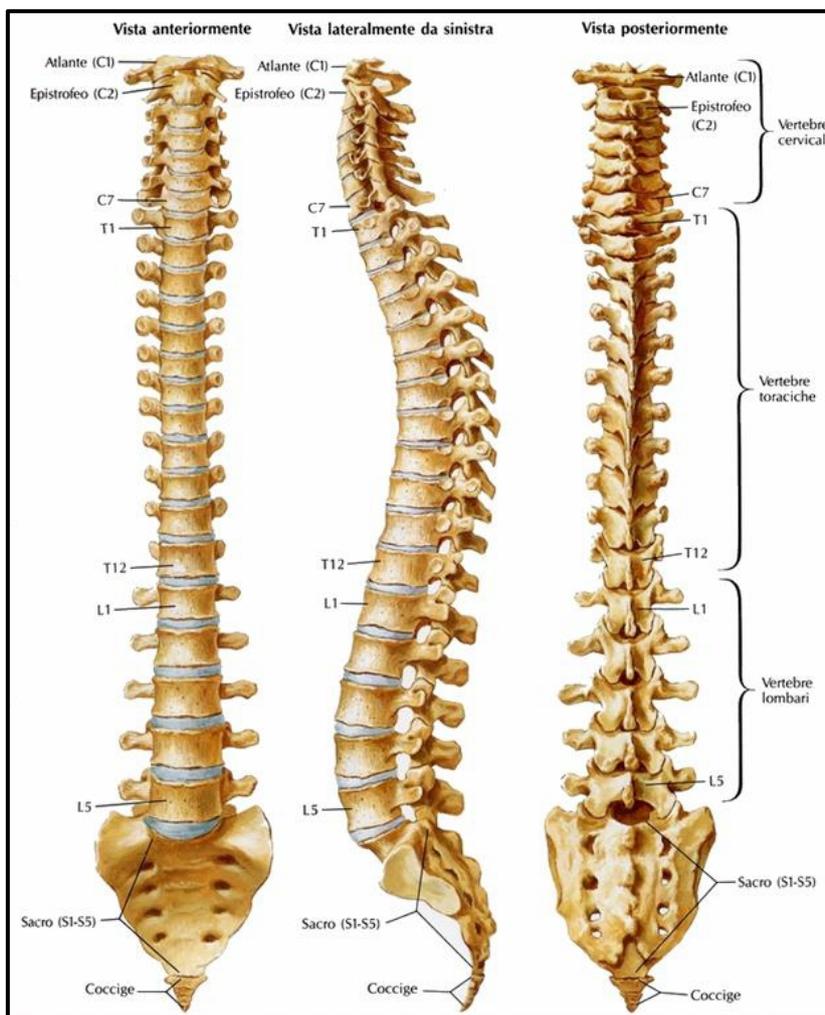


Figura 1. 1: Vista anteriore, laterale e posteriore della colonna vertebrale.

Sette *vertebre cervicali* costituiscono il collo e si estendono inferiormente verso il tronco; la prima vertebra cervicale si articola con i condili dell'osso occipitale, mentre la settima si articola con la prima toracica. Dodici *vertebre toraciche* formano la regione mediana posteriore e ciascuna si articola con una o più paia di coste; la dodicesima vertebra toracica si articola con la prima vertebra lombare. Cinque *vertebre lombari* formano il tratto posteriore inferiore; 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 costituite da singole vertebre^[1].

Le vertebre non formano una struttura rettilinea e rigida. Osservata lateralmente, la colonna vertebrale di un adulto presenta varie curve in senso antero-posteriore.

In particolare sono a convessità anteriore quella cervicale e lombare, mentre presentano concavità anteriore quella toracica e sacrale (Figura 1.2).

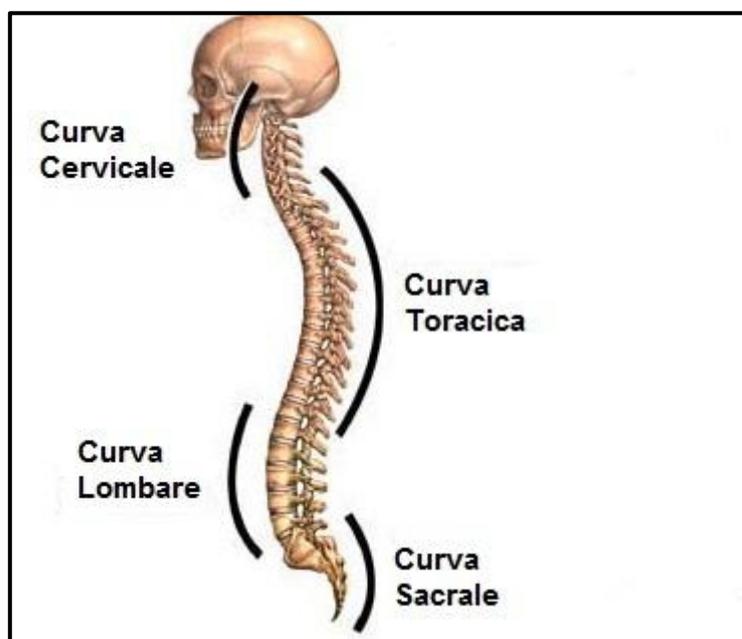


Figura 1. 2: Curvature caratteristiche del rachide di un adulto.

L'accentuazione della curva dorsale prende il nome di cifosi; l'accentuazione di quella lombare prende il nome di lordosi e l'incurvamento laterale della colonna prende il nome di scoliosi. Al passaggio tra l'ultima vertebra lombare e la prima sacrale ha luogo una inflessione che dà origine ad una sporgenza molto accentuata, il promontorio, a cui segue la curva sacro-coccigea^[1].

Le vertebre sono ossa corte con caratteristiche comuni che permettono di descrivere una vertebra tipo. Anteriormente ogni vertebra presenta un corpo relativamente spesso di forma cilindrica che ha il compito di trasferire il peso lungo l'asse della colonna vertebrale. Il *corpo vertebrale* presenta la superficie superiore che si collega con la superficie inferiore della vertebra soprastante. Entrambe le superfici sono depresse al centro e rialzate ai bordi e, affinché combacino, è interposto tra loro un disco di tessuto fibrocartilagineo detto *disco intervertebrale* (Figura 1.3). Dal corpo vertebrale si estende posteriormente

l'*arco vertebrale* o *arco neurale*. Questo delimita i margini laterali e posteriore del *foro vertebrale* che circonda un tratto di midollo spinale^[1](Figura 1.3).

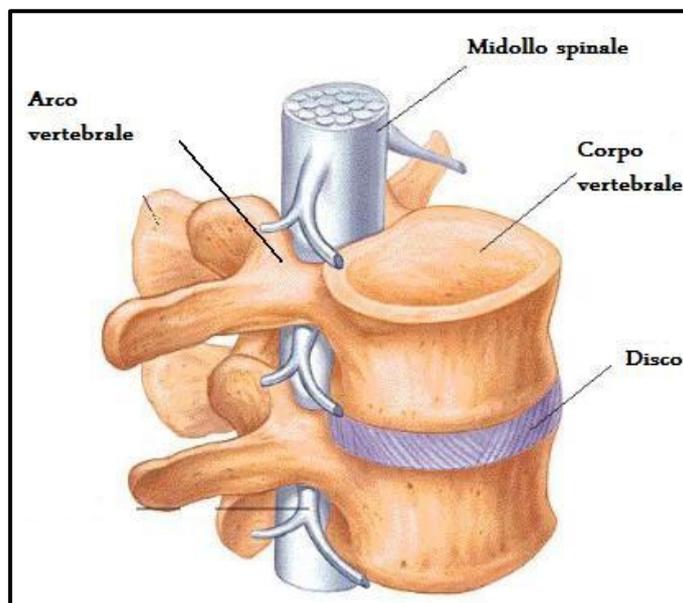


Figura 1. 3: Rappresentazione di un tratto di rachide costituito da due vertebre e dal disco intervertebrale interposto tra queste. Si nota inoltre la presenza del foro vertebrale contenente il midollo spinale.

L' *arco vertebrale* è costituito dalla superficie posteriore del *corpo*, dai *peduncoli* e dalle *lamine* (Figura 1.4). I *peduncoli* originano dai margini posterolaterali del corpo e rappresentano le radici dell'arco, ovvero quei punti tramite i quali l'arco si mette in giunzione con il corpo. Le *lamine* , di forma quadrangolare, si estendono dorsalmente. Dalla fusione delle *lamine* si originano i processi spinosi (Figura 1.4), detti *processi spinali*, che si proiettano dal centro dorsalmente e posteriormente e possono essere visti e toccati attraverso la cute del dorso^[1]. I *processi trasversali* (Figura 1.4), invece, hanno origine dall'unione di *lamine* e *peduncoli* e si proiettano lateralmente o dorsalmente da ambedue i lati^[1]. Questi processi sono punti di inserzione dei muscoli e possono articolarsi con le coste. I processi stessi sono spesso sito di fratture da trauma a causa delle loro piccole dimensioni e dei notevoli carichi applicati su di essi.^[2] Vi sono inoltre i *processi articolari* che si originano a livello delle giunzioni tra i

peduncoli e le lamine. Su ciascun lato della vertebra è presente un *processo articolare superiore* e uno *inferiore* (Figura 1.4). I *processi articolari inferiori* di una vertebra si articolano con i processi articolari superiori della vertebra sottostante^[1].

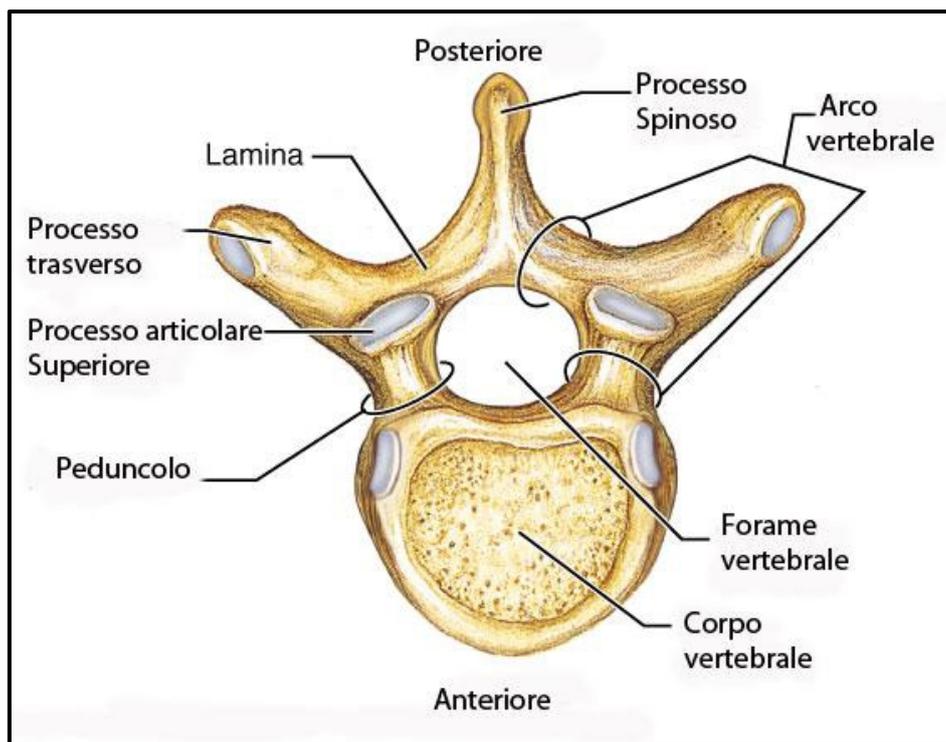


Figura 1. 4: Rappresentazione di una vertebra umana: vista superiore.

Ciascun processo articolare presenta una superficie liscia detta *faccetta articolare*^[1]. Questa è costituita da una capsula ed un rivestimento sinoviale e la sua variazione in orientazione ha un ruolo importante per quanto riguarda il massimo movimento segmentale permesso^[2].

Lungo il rachide è possibile riscontrare caratteristiche comuni per ciascuna regione.

Le sette *vertebre cervicali* sono le più piccole e si estendono dall'osso occipitale del cranio al torace. Il *corpo vertebrale* non è piatto ma risulta convesso superiormente a causa della presenza di un bordo rialzato lungo buona parte della circonferenza. Questo fa sì che i dischi intervertebrali presentino una forma

biconvessa maggiormente accentuata^[1]. Le *facette articolari*, presenti lungo questo tratto di rachide, permettono una ridotta resistenza a flessione ed estensione, flessione laterale e rotazione^[2]. Per quanto riguarda invece i *peduncoli*, questi sono brevi e con un diametro proporzionalmente più grande rispetto al resto del rachide^[2]. Il corpo di una vertebra cervicale è relativamente piccolo se paragonato alle dimensioni del *foro vertebrale*. In questo tratto il midollo spinale contiene molti dei nervi che collegano l'encefalo al resto del corpo. Proseguendo lungo il canale vertebrale, il diametro del midollo spinale diminuisce così come il diametro dell'arco vertebrale^[1]. Le vertebre cervicali, infatti, sostengono soltanto il peso della testa e questo fa sì che i corpi vertebrali siano relativamente piccoli e leggeri. Man mano che si prosegue lungo la colonna, il peso aumenta e il corpo gradualmente diventa più grande.

Le dodici *vertebre toraciche* formano lo scheletro assiale mediano della gabbia toracica e si collegano alle coste. Il corpo di queste vertebre presenta una forma a cuore ed è più grande rispetto alle cervicali. Ciascuna vertebra toracica si articola con le coste lungo la superficie dorsolaterale del corpo. Le *vertebre toraciche* che vanno dalla prima all'ottava si articolano con due coppie di coste mediante *facette costali superiori e inferiori*; le successive, invece, presentano una singola *facetta costale* su ciascun lato. I processi trasversi delle vertebre dalla prima alla decima presentano facette costali trasverse per l'articolazione con le coste. Questo fa sì che le prime dieci coste prendono contatto con le vertebre corrispondenti in due punti: a livello della facetta costale e a livello della facetta costale trasversa. Questa duplice articolazione con le coste limita la mobilità delle vertebre toraciche. A causa del peso sostenuto dalle ultime vertebre toraciche e dalle prime lombari è complesso stabilizzare la transizione tra la curva toracica e quella lombare. Questo fa sì che fratture da compressione o da compressione-dislocazione spesso coinvolgono l'ultima vertebra toracica e le prime due lombari^[1].

Le cinque *vertebre lombari* si differenziano dalle toraciche in quanto presentano un corpo più grande e le superfici superiore ed inferiore sono ovoidali e non a forma di cuore. In questo tratto non sono presenti *faccette articolari* sui lati del corpo o sui processi trasversi ed il foro vertebrale è triangolare^[1]. Questo fa sì che le vertebre lombari presentino resistenza minima a flessione o traslazione^[2]. Le vertebre lombari sostengono il peso maggiore. Danni da compressione a livello vertebrale o del disco intervertebrale si verificano con maggiore frequenza in questa regione.

Osservando la colonna vertebrale in lunghezza è possibile notare che questa è composta per il 75% dal *corpo vertebrale* e per il 25% dai *dischi fibrocartilaginei intervertebrali*. Il contributo del disco non è distribuito uniformemente lungo tutto il rachide: il 20% della lunghezza del tratto cervicale e toracico è occupato da materiale discale mentre nel tratto lombare questo occupa il 30% dell'altezza^[3].

Ogni disco presenta un anello esterno di fibrocartilagine, l'*anello fibroso*, le cui fibre di collagene connettono il disco al corpo delle vertebre adiacenti (Figura 1.5). Al centro del disco è presente il *nucleo polposo* costituito principalmente da acqua con fibre elastiche e reticolari disperse^[1] (Figura 1.5).

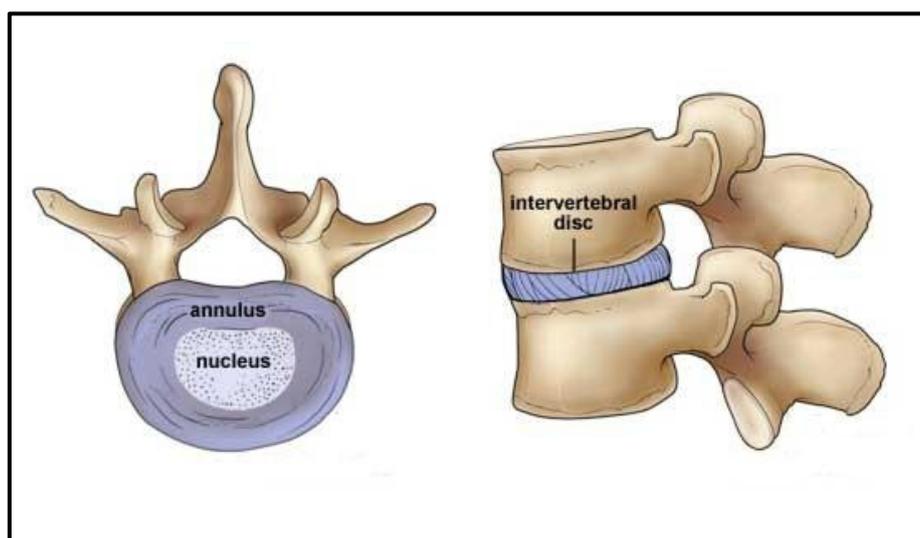


Figura 1. 5: A sinistra si ha una rappresentazione della composizione del disco intervertebrale, mentre a destra è visibile la posizione del disco rispetto alle vertebre.

A causa della pressione idrostatica che si produce al suo interno, il nucleo funge da cuscinetto capace di sopportare gli sforzi di compressione a cui è costantemente soggetta la colonna vertebrale. Il nucleo si sposta durante i movimenti della colonna vertebrale e, in tal modo, rende possibile una certa inclinazione dei piani vertebrali che vengono tra loro in contatto (Figura 1.6).

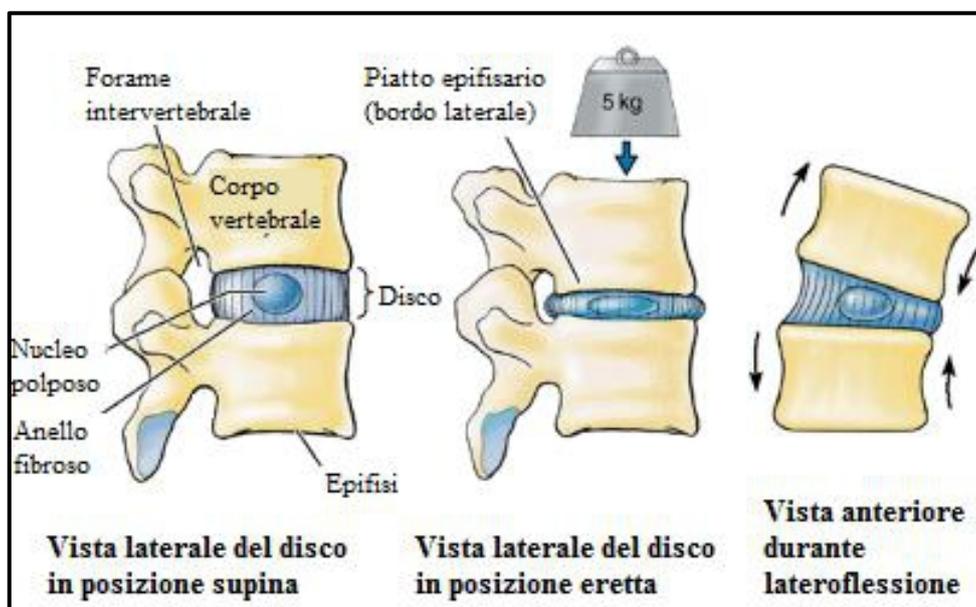


Figura 1. 6: Comportamento del disco intervertebrale in funzione della posizione del soggetto.

I dischi contribuiscono in maniera significativa a determinare l'altezza dell'individuo. Invecchiando il contenuto in acqua del *nucleo polposo* di ogni disco diminuisce. Questo fa sì che la funzione ammortizzatrice del disco diminuisca e aumenti il rischio di danno vertebrale. La perdita di acqua da parte del disco provoca inoltre un accorciamento della colonna e determina la caratteristica diminuzione di altezza delle persone anziane^[1].

Tra il corpo vertebrale e il disco intervertebrale sono presenti gli *endplates* ovvero dei sottili fogli di osso corticale e cartilagine ialina^[3].

Numerosi legamenti sono attaccati ai corpi e ai processi di tutte le vertebre e li legano insieme per stabilizzare la colonna vertebrale. I legamenti che

interconnettono le vertebre adiacenti comprendono il *legamento longitudinale anteriore*, il *legamento longitudinale posteriore*, i *legamenti gialli*, il *legamento interspinoso* e il *legamento soprastinoso*.

1.2 Biomeccanica della colonna vertebrale

Lo studio dei movimenti del corpo vertebrale e degli elementi che compongono il rachide risulta essere particolarmente complesso. I movimenti permessi dalla colonna vertebrale sono:

- flessione: curvatura in avanti intorno ad un asse perpendicolare al piano sagittale;
- estensione: curvatura opposta all'estensione intorno allo stesso asse;
- flessione laterale: curvatura a destra o a sinistra;
- rotazione assiale: torsione del corpo.

Quando un carico (momento o forza) è applicato ad un tratto vertebrale costituito da almeno due vertebre, dal disco intervertebrale e da tutti i legamenti interconnessi, dal grafico forza-spostamento (Figura 1.7) è possibile ricavare una serie di parametri^[4].

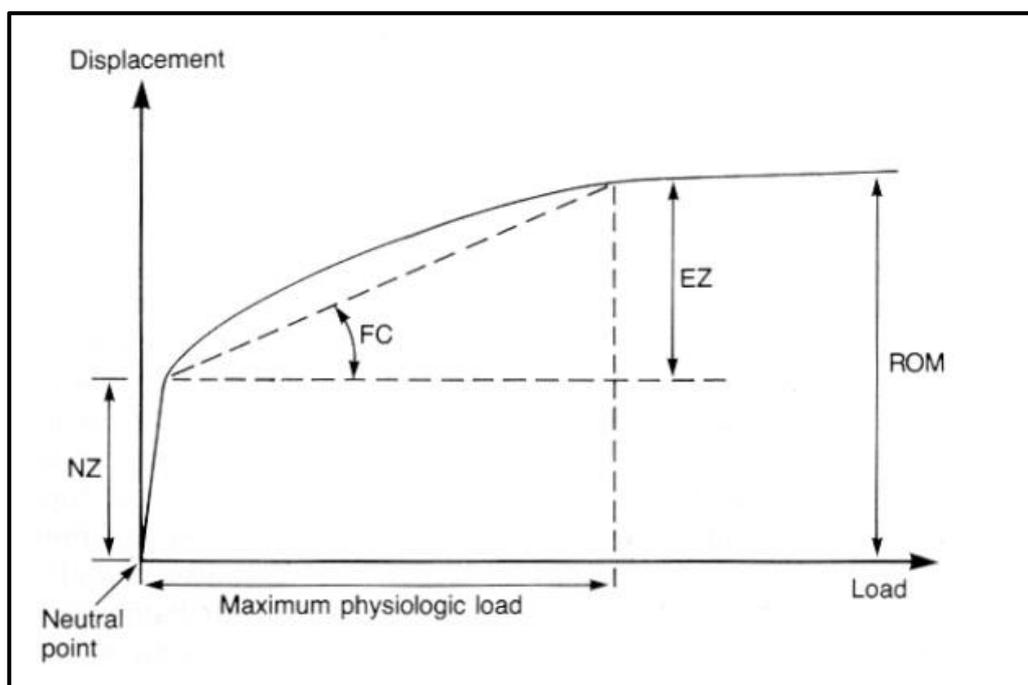


Figura 1. 7: Grafico forza-spostamento a seguito dall'applicazione di un carico su un tratto di rachide costituito da almeno due vertebre^[4].

In particolare la regione che va dalla posizione neutrale alla posizione in cui è riscontrabile una apprezzabile resistenza è detta zona neutrale (NZ). La presenza della NZ permette alla colonna vertebrale di effettuare dei movimenti relativamente grandi con poco sforzo muscolare. L'allargamento della regione NZ può indicare un cambiamento strutturale anormale. La regione successiva è caratterizzata da un irrigidimento ed è detta zona elastica (EZ). Lo spostamento dovuto al carico massimo applicato è detto range of motion (ROM). In particolare in Figura 1.8 sono riportati i ROM caratteristici delle diverse vertebre^[4].

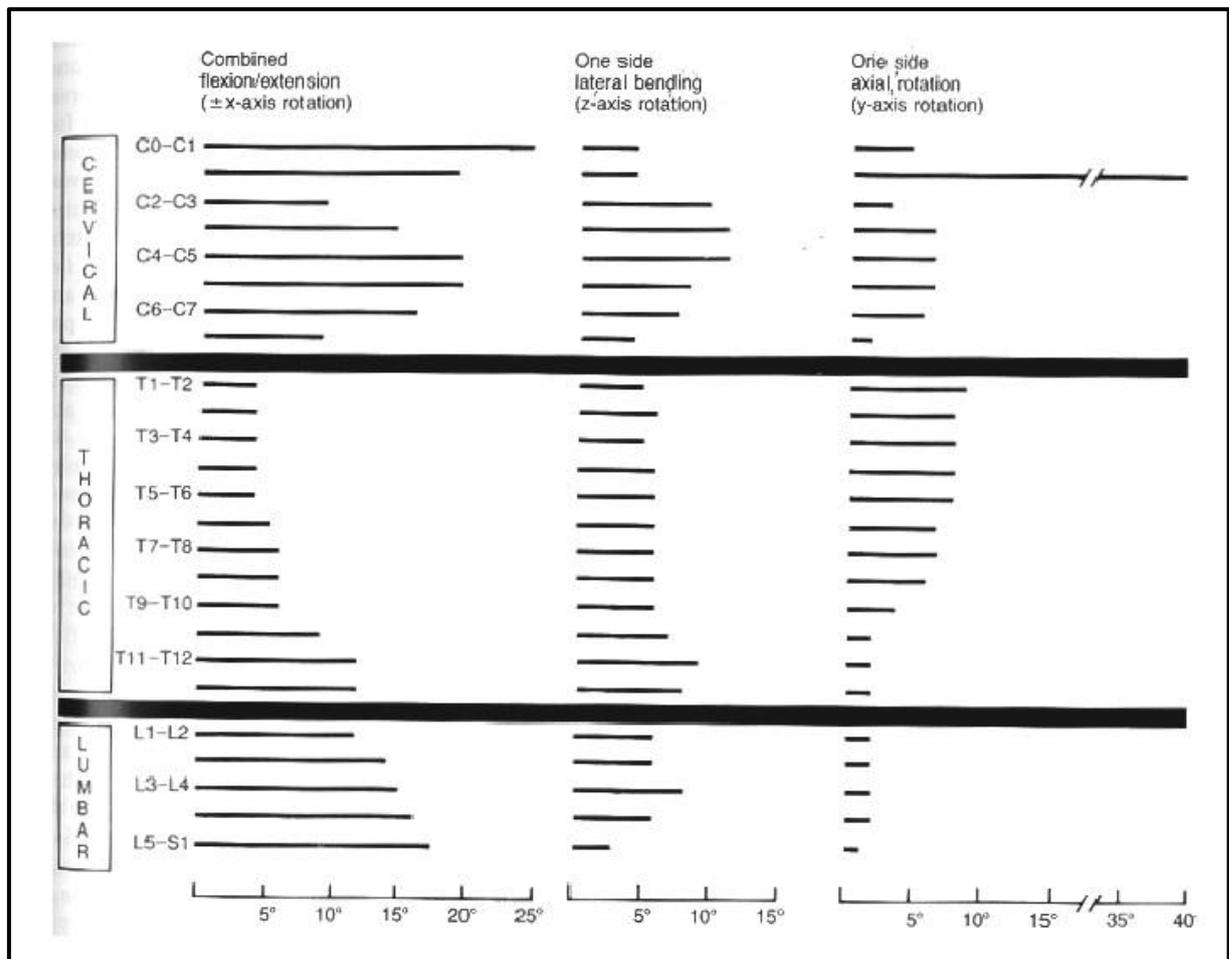


Figura 1. 8: ROM caratteristici di diverse vertebre^[4].

È possibile notare che, per quanto riguarda il movimento di rotazione assiale, si ottengono ROM molto diversi: si passa da un angolo compreso tra 35° e 40° nel caso del tratto C0-C1 a un angolo compreso tra 0° e 5° nel tratto lombare. Tale movimento risulta essere quindi limitato nel tratto lombare rispetto a quanto accade per il tratto cervicale.

Altri termini rilevanti ai fini dello studio della cinematica del rachide sono:

- pattern di movimento: percorso che il corpo vertebrale esegue a seguito dell'applicazione di un carico;
- accoppiamento: movimento intorno o lungo un asse secondario rispetto a quello lungo il quale è applicata la forza;

- instabilità: generata dalla contemporanea presenza di un eccessivo pattern di movimento e dell'accoppiamento;
- asse istantaneo di rotazione (IAR): asse intorno al quale si verifica la rotazione della vertebra in un determinato istante di tempo.

Normalmente ognuna delle modalità di movimento (flessione, estensione, flessione laterale e torsione assiale) è limitata ad una zona relativamente piccola dell'unità spinale (vertebre cervicali Figura 1.9, vertebre toraciche Figura 1.10, vertebre lombari Figura 1.11). In caso di unità spinale anomala, come ad esempio nel caso di degenerazione del disco, la posizione del IAR può essere al di fuori dello spazio fisico occupato dall'unità^[4].

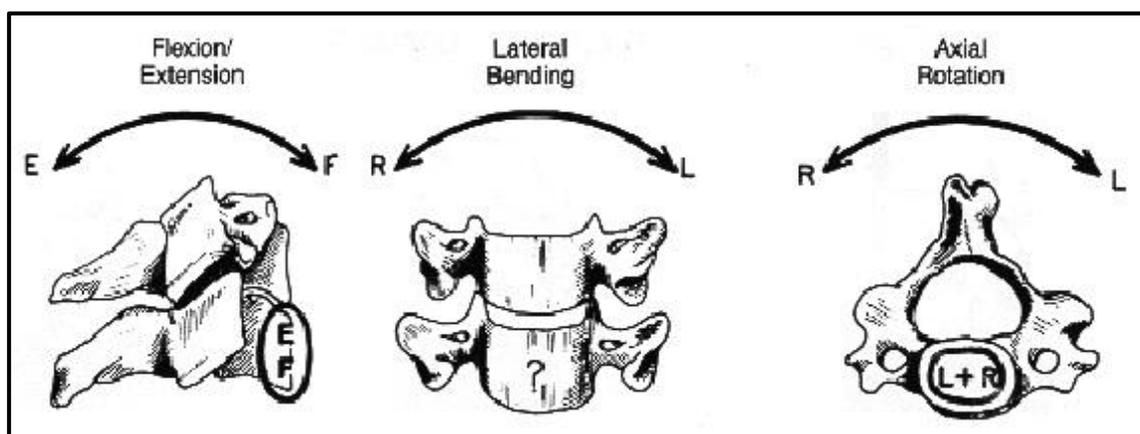


Figura 1. 9: Asse istantaneo di rotazione per le vertebre cervicali.

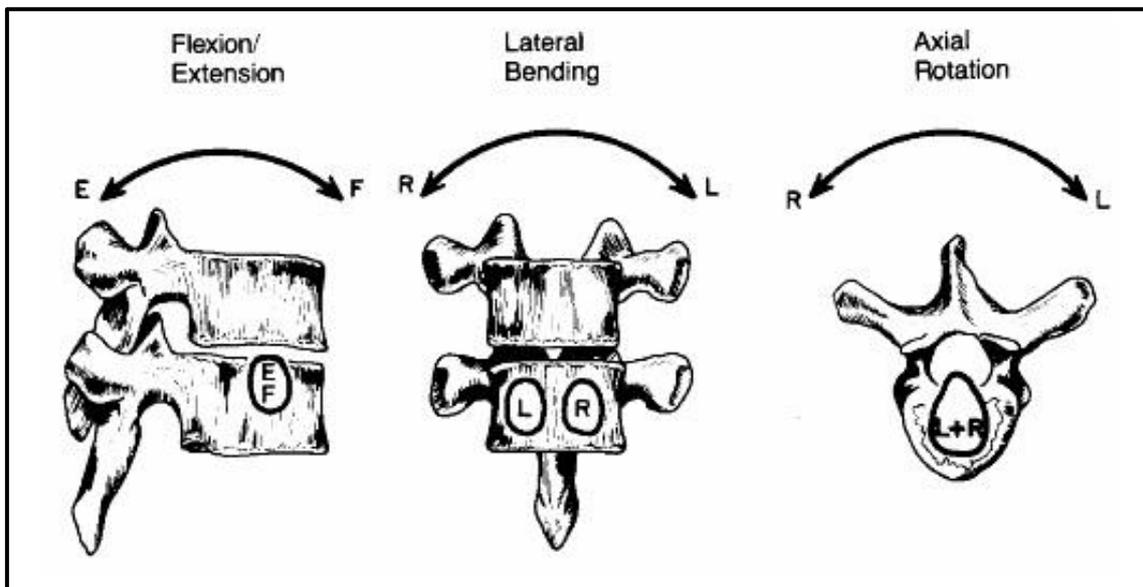


Figura 1. 10: Asse istantaneo di rotazione per le vertebre toraciche.

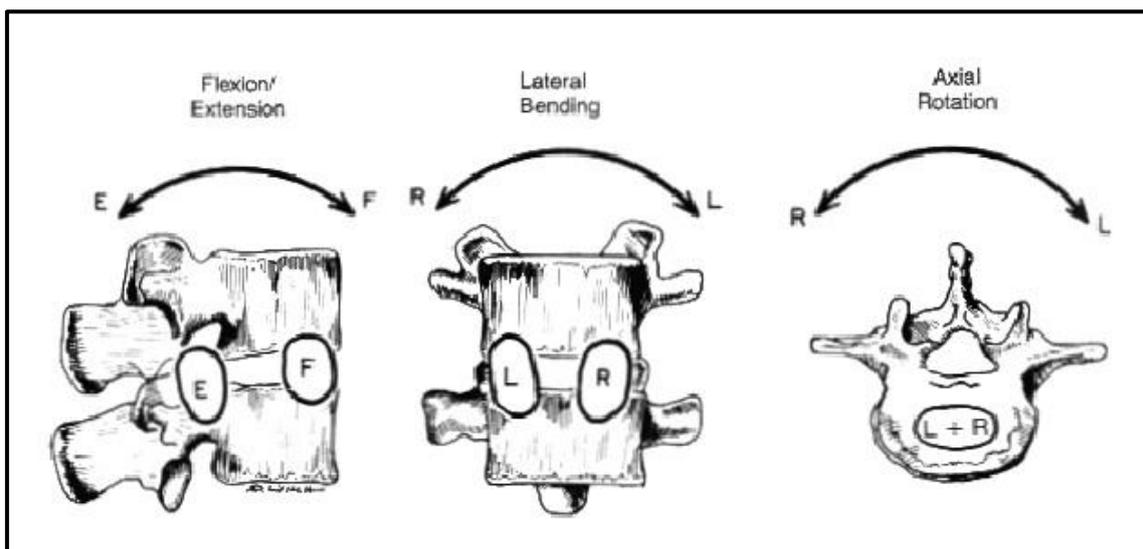


Figura 1. 11: Asse istantaneo di rotazione per le vertebre lombari.

1.3 Classificazione di fratture vertebrali

Le fratture vertebrali sono tra le principali cause dell'incremento della mortalità^[5]. Queste possono verificarsi a seguito di un trauma, di un tumore o di particolari patologie metaboliche che colpiscono l'osso. L'osteoporosi è una malattia scheletrica sistemica caratterizzata dalla perdita di massa ossea e dal

deterioramento della microarchitettura del tessuto osseo. Si verifica perciò un incremento della fragilità ossea e della probabilità che si verifichi una frattura. L'osteoporosi è una patologia silente che spesso viene riscontrata solo a seguito di una frattura. Le fratture vertebrali sono per lo più dovute all'osteoporosi e possono essere associate a limitazioni funzionali e fisiologiche^[5].

Le fratture in generale si suddividono in stabili e instabili. Nel primo caso la deformità non aumenta, questo fa sì che non si verifichi un danneggiamento successivo dei legamenti. In questi pazienti il grado di deformità non è eccessivo e non si verifica disabilità funzionale. Le fratture instabili, invece, sono caratterizzate dalla rottura dei legamenti. In questo caso è necessario effettuare un intervento per evitare che il grado di deformità peggiori^[6].

Nel seguito il rachide sarà considerato come costituito da due colonne: la colonna anteriore che comprende il corpo vertebrale e i dischi intervertebrali, e la colonna posteriore costituita dai legamenti e dagli elementi vertebrali posteriori^[7].

Avere una classificazione delle fratture vertebrali è importante in quanto permette l'identificazione di qualsiasi lesione mediante semplici algoritmi basati su caratteristiche riscontrabili radiograficamente e clinicamente. Inoltre fornisce una terminologia concisa e descrittiva, delle informazioni riguardo la gravità della lesione e una guida alla scelta del trattamento^[8].

In letteratura è possibile trovare una dettagliata classificazione delle lesioni dei tratti toracico e lombare^[8]. In questo studio, le categorie sono stabilite secondo il meccanismo principale della lesione, l'uniformità patomorfologiche e considerando gli aspetti riguardanti i potenziali tempi di guarigione. La classificazione riflette una scala progressiva di danneggiamento morfologico con cui è determinato il grado di instabilità. Le lesioni sono raggruppate in una griglia che presenta tre tipi: A, B e C. Ogni tipo presenta tre sottogruppi con ulteriori divisioni interne.

I tre tipi sono individuati mediante tre meccanismi che si verificano sulla colonna vertebrale: forza di compressione, forza di trazione, torsione assiale.

Il tipo A riguarda lesioni dovute a compressione (Figura 1.12 A); il tipo B è caratterizzato da lesioni agli elementi anteriori (Figura 1.12 B) o posteriori (Figura 1.12 C) dovute a traslazioni e flessioni (Figura 1.12 C); il tipo C riguarda lesioni provenienti da torsione assiale (Figura 1.12 D).

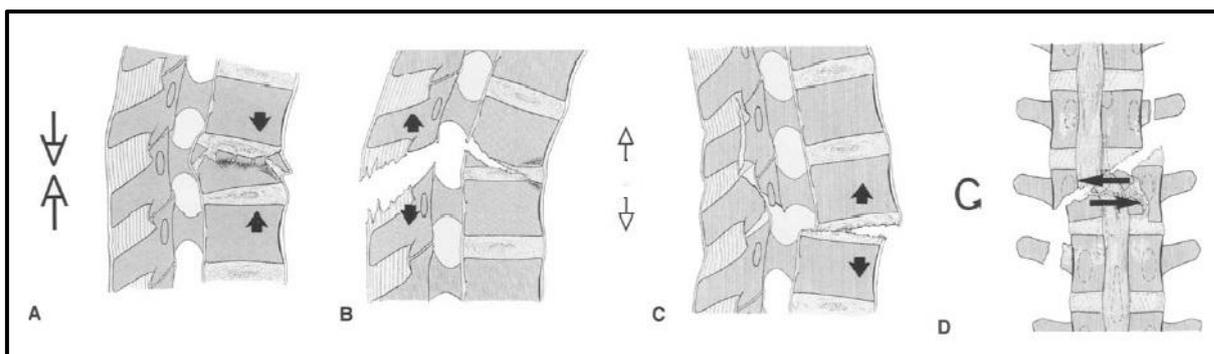


Figura 1. 12: Lesione dovuta a compressione (A); lesione degli elementi anteriori (B) e posteriori (C) dovute a traslazioni; lesione dovuta a torsione assiale (D).

Il tipo di frattura più frequente appartiene al gruppo A (66.1%), seguito dal gruppo C (19.4%) e infine dal gruppo B (14.5%). È stata valutata, inoltre l'incidenza di deficit neurologici che vanno dalla paraplegia a singole lesioni. L'incidenza generale è del 22% ma varia significativamente in funzione del gruppo considerato: deficit neurologici sono presenti nel 14% del tipo A, 32% del tipo B, 55% del tipo C. Ogni lesione può essere definita mediante un codice alfanumerico o attraverso il nome descrittivo^[8].

Il tipo A (Figura 1.13) riguarda fratture del corpo vertebrale causate da compressione assiale con o senza flessione.

- Type A. Vertebral body compression*
- A1. Impaction fractures*
- A1.1. Endplate impaction
 - A1.2. Wedge impaction fractures
 - 1 Superior wedge impaction fracture
 - 2 Lateral wedge impaction fracture
 - 3 Inferior wedge impaction fracture
 - A1.3. Vertebral body collapse
- A2. Split fractures*
- A2.1. Sagittal split fracture
 - A2.2. Coronal split fracture
 - A2.3. Pincer fracture
- A3. Burst fractures*
- A3.1. Incomplete burst fracture
 - 1 Superior incomplete burst fracture
 - 2 Lateral incomplete burst fracture
 - 3 Inferior incomplete burst fracture
 - A3.2. Burst-split fracture
 - 1 Superior burst-split fracture
 - 2 Lateral burst-split fracture
 - 3 Inferior burst-split fracture
 - A3.3. Complete burst fracture
 - 1 Pincer burst fracture
 - 2 Complete flexion burst fracture
 - 3 Complete axial burst fracture

Figura 1. 13: Gruppi e sottogruppi delle fratture di tipo A^[8].

L'altezza del corpo vertebrale risulta essere ridotta e il complesso legamentoso posteriore è intatto. Non si verifica traslazione nel piano sagittale.

Il gruppo A1 è caratterizzato dalla deformazione del corpo vertebrale dovuta alla compressione dell'osso spongioso piuttosto che alla frammentazione.

Di questo gruppo fa parte *l'anterior wedge fracture* replicata in questo lavoro di tesi.

Questa è caratterizzata da comportamenti opposti per quanto riguarda le due parti del corpo vertebrale: la parte anteriore presenta una riduzione dell'altezza di circa il 20% mentre la parte posteriore rimane intatta^[9](Figura 1.14).

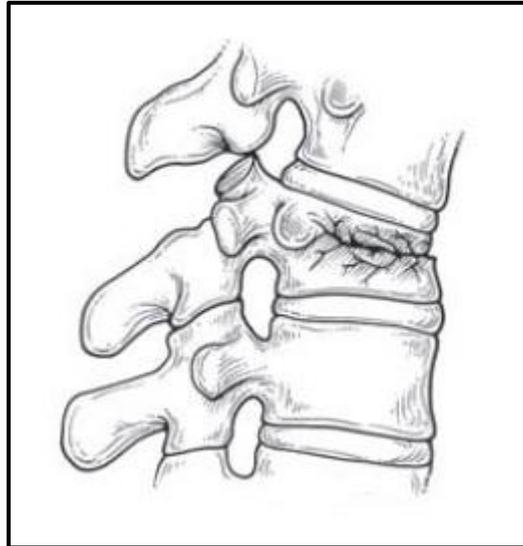


Figura 1. 14: Rappresentazione dell'anterior wedge fracture.

Questo fa sì che la frattura sia spesso di tipo stabile e non comporti danni di tipo neurologico^[9]. La frattura genera una variazione della curvatura della colonna vertebrale^[10]. Un aspetto importante di questo tipo di frattura è la 'deformità a forma cuneo' (*wedge-shaped*) del corpo vertebrale. Questa altera localmente la morfologia della vertebra e genera una modifica della direzione del carico sulle vertebre adiacenti. In condizioni normali, il carico è applicato perpendicolarmente all'*endplate*, ovvero in direzione assiale (Figura 1.15). Quando una vertebra presenta una *wedge fracture* la direzione del carico applicato sulle vertebre adiacenti cambia (Figura 1.15). Questo incrementa il rischio di frattura delle vertebre adiacenti^[11].

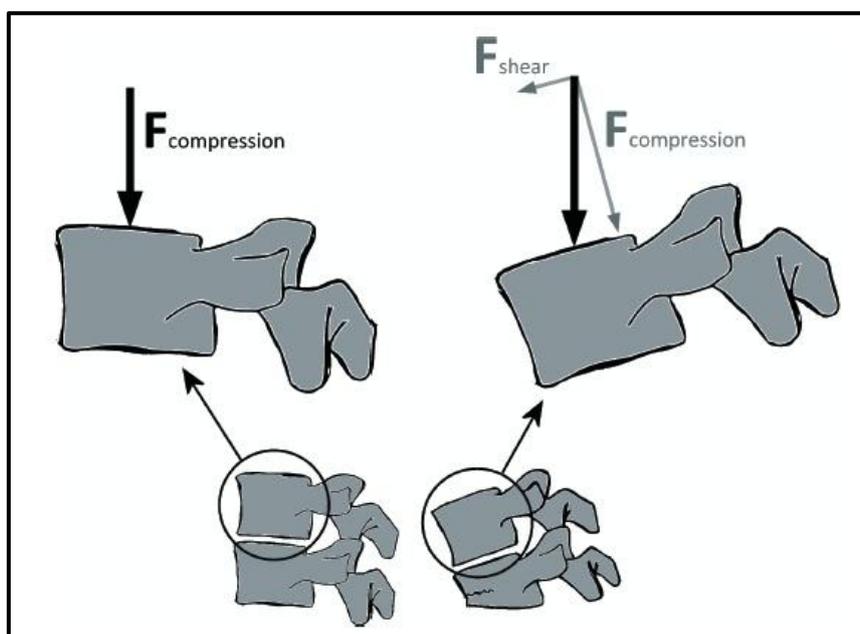


Figura 1. 15: Direzione del carico di compressione in una vertebra sana (sinistra) e direzione del carico in una vertebra adiacente a quella in cui si verifica l'*anterior wedge fracture* (destra).

Il gruppo A2 (Figura 1.16 A) riguarda il caso in cui il corpo vertebrale è diviso nel piano coronale o sagittale con un grado variabile di dislocazione dei frammenti principali. Quando i frammenti principali sono significativamente dislocati, il distacco è riempito con materiale discale.

Il gruppo A3 (Figura 1.16 B) presenta i casi in cui il corpo vertebrale è parzialmente o completamente triturato con l'estrusione di frammenti. I frammenti della parte posteriore sono spinti nel canale spinale e possono essere causa di lesioni spinali.

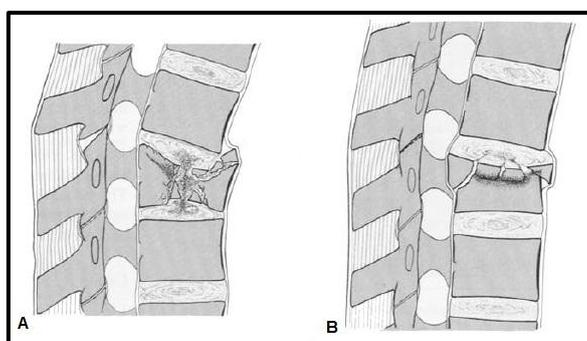


Figura 1. 16: Fratture appartenenti ai gruppi A2 (A) e A3 (B).

Il tipo B (Figura 1.17) racchiude lesioni in cui si verifica la distruzione trasversa di una o di entrambe le colonne spinali.

- Type B. Anterior and posterior element injury with distraction*
- B1. Posterior disruption predominantly ligamentous (flexion-distraction injury)*
- B1.1. With transverse disruption of the disc
- 1 Flexion-subluxation
 - 2 Anterior dislocation
 - 3 Flexion-subluxation/anterior dislocation with fracture of the articular processes
- B1.2. With type A fracture of the vertebral body
- 1 Flexion-subluxation + type A fracture
 - 2 Anterior dislocation + type A fracture
 - 3 Flexion-subluxation/anterior dislocation with fracture of the articular processes + type A fracture
- B2. Posterior disruption predominantly osseous (flexion-distraction injury)*
- B2.1. Transverse bicolmn fracture
- B2.2. With transverse disruption of the disc
- 1 Disruption through the pedicle and disc
 - 2 Disruption through the pars interarticularis and disc (flexion-spondylolysis)
- B2.3. With type A fracture of the vertebral body
- 1 Fracture through the pedicle + type A fracture
 - 2 Fracture through the pars interarticularis (flexion-spondylolysis) + type A fracture
- B3. Anterior disruption through the disc (hyperextension-shear injury)*
- B3.1. Hyperextension-subluxations
- 1 Without injury of the posterior column
 - 2 With injury of the posterior column
- B3.2. Hyperextension-spondylolysis
- B3.3. Posterior dislocation

Figura 1. 17: Gruppi e sottogruppi delle fratture di tipo B^[8].

La caratteristica principale del gruppo B1 (Figura 1.18 A) è la distruzione del complesso dei legamenti posteriori con sublussazione bilaterale, dislocazione o frattura. La lesione posteriore può essere associata al danneggiamento del disco oppure alla frattura di tipo A del corpo vertebrale. Deficit neurologici sono spesso presenti e sono causati sia dallo spostamento in traslazione che da frammenti del corpo vertebrale spinti nel canale spinale.

Nel caso del gruppo B2 (Figura 1.18 B), invece, si verifica la distruzione trasversale della colonna posteriore attraverso le lamine o i peduncoli. Così come nel caso del gruppo B1, anche qui la lesione può essere associata alla distruzione del disco oppure a fratture di tipo A. Il grado di instabilità e l'incidenza di deficit neurologici sono leggermente superiori rispetto al gruppo B1.

Nel gruppo B3 (Figura 1.18 C) figurano le lesioni in cui si verifica la distruzione trasversale anteriore che può essere confinata alla colonna anteriore oppure si può estendere posteriormente. Il grave taglio anteroposteriore causa la distruzione di entrambe le colonne.

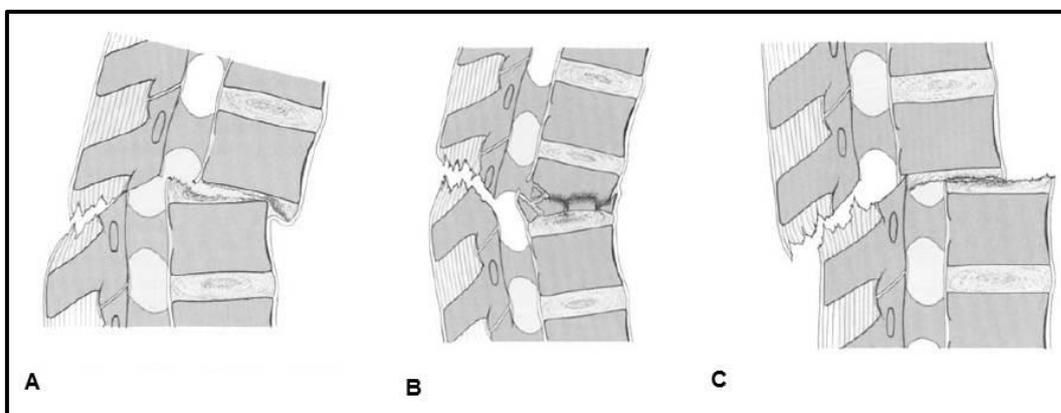


Figura 1. 18: Frattura dovuta a dislocazione anteriore, gruppo B1 (A); frattura della colonna posteriore associata ad una frattura di tipo A, gruppo B2 (B); frattura dovuta a dislocazione posteriore, gruppo B3 (C).

Il tipo C (Figura 1.19) descrive pattern di lesioni derivanti dalla torsione assiale.

- Type C. Anterior and posterior element injury with rotation*
- C1. Type A injuries with rotation (compression injuries with rotation)*
- C1.1. Rotational wedge fracture
 - C1.2. Rotational split fractures
 - 1 Rotational sagittal split fracture
 - 2 Rotational coronal split fracture
 - 3 Rotational pincer fracture
 - 4 Vertebral body separation
 - C1.3. Rotational burst fractures
 - 1 Incomplete rotational burst fracture
 - 2 Rotational burst-split fracture
 - 3 Complete rotational burst fracture
- C2. Type B injuries with rotation*
- C2.1 – B1 injuries with rotation (flexion-distraction injuries with rotation)
 - 1 Rotational flexion subluxation
 - 2 Rotational flexion subluxation with unilateral articular process fracture
 - 3 Unilateral dislocation
 - 4 Rotational anterior dislocation without/with fracture of articular processes
 - 5 Rotational flexion subluxation without/with unilateral articular process fracture + type A fracture
 - 6 Unilateral dislocation + type A fracture
 - 7 Rotational anterior dislocation without/with fracture of articular processes + type A fracture
 - C2.2 – B2 injuries with rotation (flexion distraction injuries with rotation)
 - 1 Rotational transverse bicolun fracture
 - 2 Unilateral flexion spondylolysis with disruption of the disc
 - 3 Unilateral flexion spondylolysis + type A fracture
 - C2.3 – B3 injuries with rotation (hyperextension-shear injuries with rotation)
 - 1 Rotational hyperextension-subluxation without/with fracture of posterior vertebral elements
 - 2 Unilateral hyperextension-spondylolysis
 - 3 Posterior dislocation with rotation
- C3. Rotational-shear injuries*
- C3.1 Slice fracture
 - C3.2. Oblique fracture

Figura 1. 19: Gruppi e sottogruppi delle fratture di tipo C^[8].

Le lesioni di tipo C sono quelle che determinano i danni più complessi al tratto toraco-lombare e sono associati alla più alta incidenza di deficit neurologici. Questi sono causati dalla presenza di frammenti nel canale spinale.

Il gruppo C1 (Figura 1.20 A) contiene fratture di tipo A che presentano una rotazione. In questo caso la parete laterale del corpo vertebrale spesso rimane intatta. In questo tipo di lesione il canale spinale può essere ampliato nel tratto in cui è coinvolto con la lesione.

Il gruppo C2 (Figura 1.20 B) raggruppa diverse varianti di flessione e sublussazione con rotazione.

Il gruppo C3 (Figura 1.20 C), invece, presenta lesioni di taglio a rotazione.

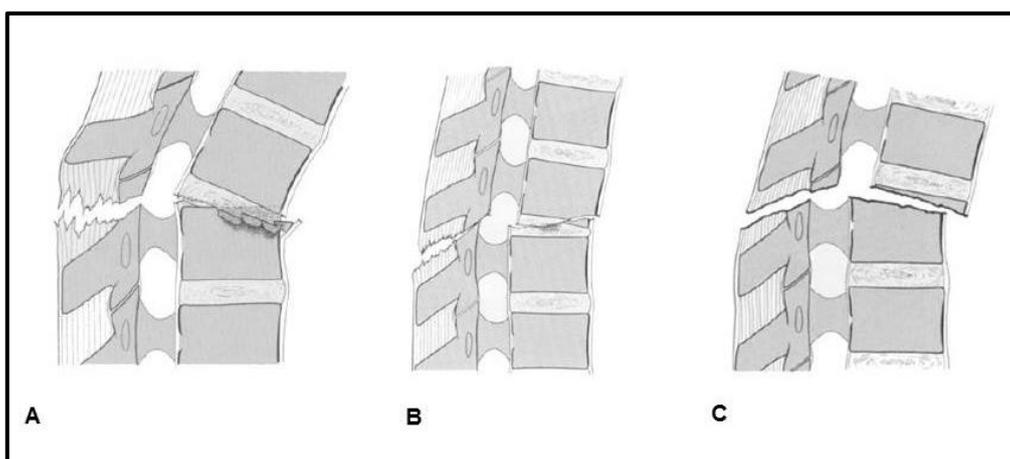


Figura 1. 20: Frattura di tipo A con rotazione, gruppo C1 (A); frattura di tipo B con rotazione, gruppo C2 (B); frattura dovuta a lesione di taglio con rotazione, gruppo C3 (C).

1.4 Metodi sperimentali per lo studio della biomeccanica di vertebre umane

Comprendere come la colonna vertebrale risponde ai carichi è fondamentale per una migliore definizione del comportamento spinale, per scopi clinici e per lo sviluppo di nuovi trattamenti e impianti spinali^[12].

Informazioni quantitative possono essere ottenute mediante test *in vivo* o test *in vitro* di segmenti spinali. Test *in vivo* forniscono risultati funzionali ma non

permettono la conoscenza del carico esatto applicato e l'accuratezza dei sistemi di misura è spesso limitata. I test *in vitro*, invece, permettono di avere informazioni precise sul carico generato ma presentano diverse problematiche quali ad esempio la variazione delle condizioni al contorno durante la prova^[12].

Gli esperimenti *in vitro* mirano a valutare tre aspetti:

- Cinematica della colonna vertebrale: questi protocolli sono realizzati in modo da replicare semplici atti motori focalizzando l'attenzione sulla relazione tra movimento e carico. Da questi esperimenti si ottengono informazioni su diversi parametri come il range of motion (ROM), gli assi di rotazione e la zona elastica^[13].
- Proprietà meccaniche e strutturali del corpo vertebrale e dei dischi: in questo caso vengono applicati condizioni di carico semplificato così da ricavare informazioni sulla rigidità, sulla deformazione, sul carico di rottura e sulle modalità di rottura^[13].
- Confronto tra le condizioni sane e patologiche: questa modalità è utilizzata al fine di valutare, ad esempio, la degenerazione dei dischi intervertebrali, l'osteoporosi e i tumori. Questi esperimenti sono effettuati anche per valutare gli effetti di determinati trattamenti clinici^[13].

I metodi sperimentali illustrati sono spesso combinati così da ottenere un quadro più chiaro dei fenomeni studiati.

Una ulteriore distinzione può essere fatta in base al campione utilizzato (Figura 1.21):

- segmento spinale;
- singola vertebra.

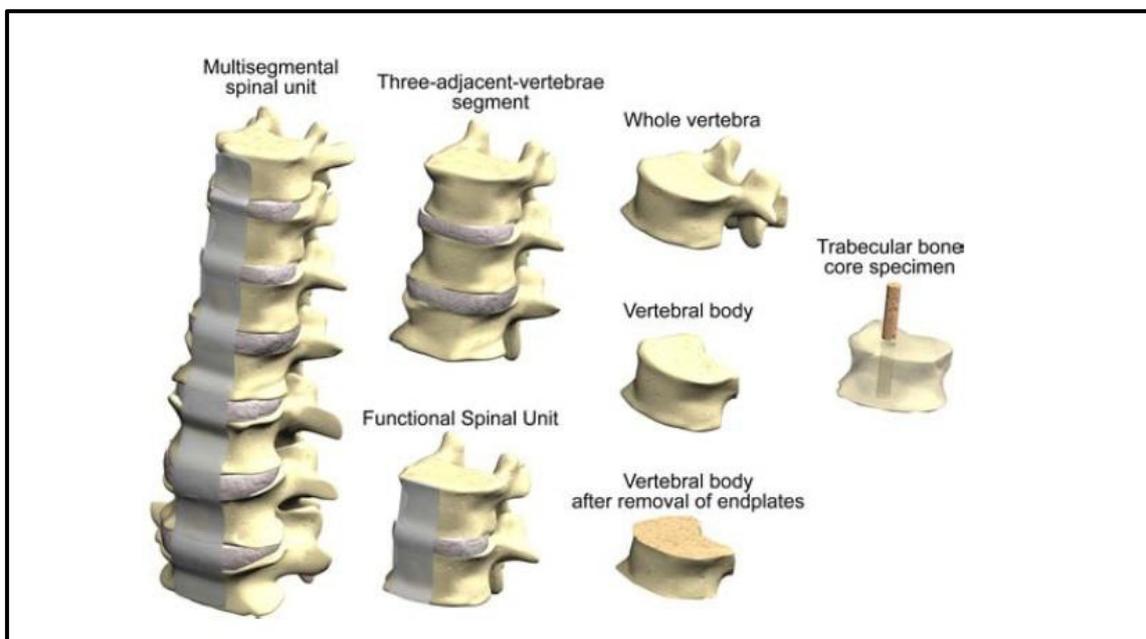


Figura 1. 21: Campioni che possono essere utilizzati per i test in vitro.

I segmenti spinali sono costituiti da una serie di vertebre adiacenti in cui i legamenti, i dischi e le superfici articolari non sono danneggiate così da replicare le condizioni fisiologiche. Spesso vengono utilizzate le unità funzionali spinali (FSU) (Figura 1.21) che consistono in due o tre vertebre adiacenti con i rispettivi dischi intervertebrali e tutti i legamenti di interconnessione. Con lo studio di segmenti spinali è possibile valutare la complessità e l'instabilità del tratto spinale^[13].

Nel caso di test sulla singola vertebra ci si focalizza, invece, sulle proprietà strutturali del corpo vertebrale. Queste possono essere studiate considerando tre diversi approcci sperimentali:

- Vertebra intera: questi campioni presentano l'arco neurale intatto e possono essere utilizzati nei casi in cui si vogliono studiare le proprietà meccaniche dell'arco neurale oppure quando i processi spinali sono usati per mantenere la vertebra^[13].
- Corpo vertebrale: in questo caso l'arco neurale è rimosso. Questo è l'approccio maggiormente utilizzato in letteratura^[13].

- Corpo vertebrale privo di *endplates*: questa rappresenta la condizione maggiormente semplificata in cui l'integrità del corpo vertebrale risulta essere compromessa. Con questo tipo di campioni è possibile avere un controllo migliore dei vincoli e delle condizioni di carico^[13].

Nello studio della singola vertebra si procede con la rimozione dei tessuti molli e dei dischi intervertebrali; questo fa sì che il carico sia direttamente applicato agli *endplates*. Solitamente, al fine di garantire una presa salda durante la prova, gli *endplates* sono incorporati in polimetilmetacrilato oppure in una particolare resina.

Un aspetto fondamentale nello studio delle vertebre è rappresentato dall'allineamento dei campioni. Infatti, in base all'angolo di applicazione del carico, i parametri rilevati presentano risultati diversi. In particolare quando la forza di compressione è applicata con un angolo di 15°, la distribuzione delle tensioni risulta essere significativamente differente rispetto al caso di compressione assiale^[15]. La tensione è minima e maggiormente uniforme quando la forza di compressione è applicata coassialmente al corpo vertebrale^[15].

Al fine di garantire lo stesso carico ai campioni testati e di permettere il confronto tra i risultati provenienti da diversi laboratori è necessario definire un sistema di riferimento^[3]. Questo deve soddisfare i seguenti parametri:

- ripetibilità: devono essere limitate le differenze dovute all'identificazione dei frame di riferimento fatte dallo stesso operatore sullo stesso campione;
- riproducibilità: devono essere limitate le differenze sulla rilevazione dei frame fatte sullo stesso campione da operatori differenti;
- robustezza: la variabilità tra campioni e la presenza di deformazioni non deve influenzare l'identificazione dei punti di riferimento.

La definizione di un sistema di riferimento necessita dell'identificazione dei punti di riferimento anatomici locali che possono essere riscontrati *in vitro* sulla

singola vertebra. A tal fine uno studio prevede la realizzazione di radiografie o di tomografie computerizzate (CT) così da identificare al meglio le caratteristiche anatomiche e facilitare il calcolo dei parametri geometrici. Si procede, quindi, combinando le immagini con punti di riferimento identificati manualmente. Il piano frontale è definito attraverso dei punti di riferimento sulla parete posteriore e il centro del sistema di riferimento coincide con il centroide dell'*endplate* superiore^[3] (Figura 1.22).

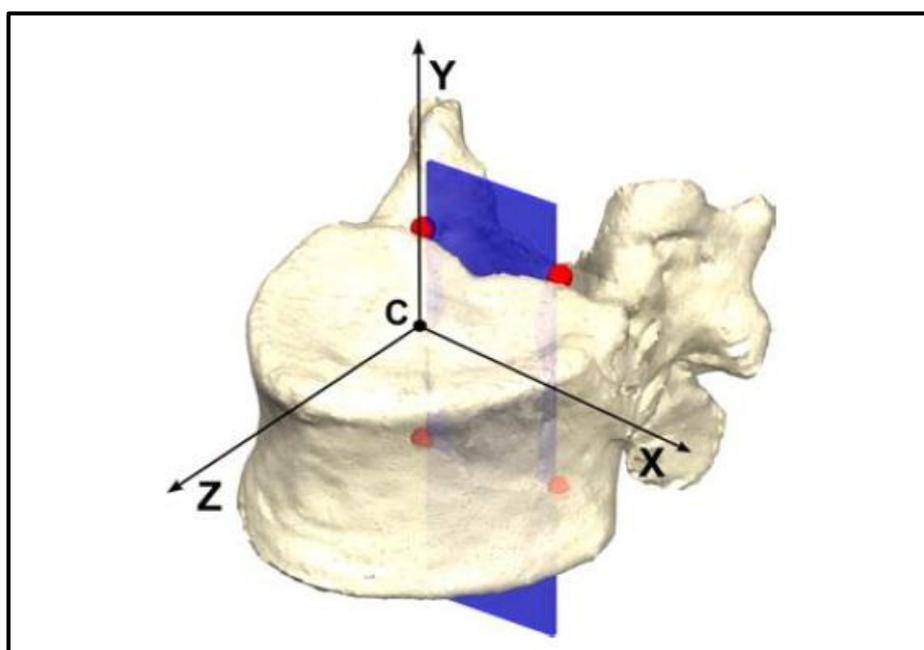


Figura 1. 22: Sistema di riferimento definito a partire dall'identificazione di punti di riferimento sfruttando le immagini ottenute mediante CT. Il piano frontale è definito attraverso i punti di riferimento sulla parete posteriore.

Un altro studio prevede di individuare dei punti di riferimento anatomici, procedere con la digitalizzazione e successivamente con la realizzazione del sistema di riferimento. In questo caso l'asse verticale passa attraverso il baricentro calcolato sulla base di quattro punti presi sull'*endplate* di riferimento. Per la determinazione dell'asse antero-posteriore sono utilizzati dei punti addizionali presi sui *peduncoli*. L'origine del sistema di riferimento è definita come il baricentro di tutti i punti digitalizzati^[16] (Figura 1.23).

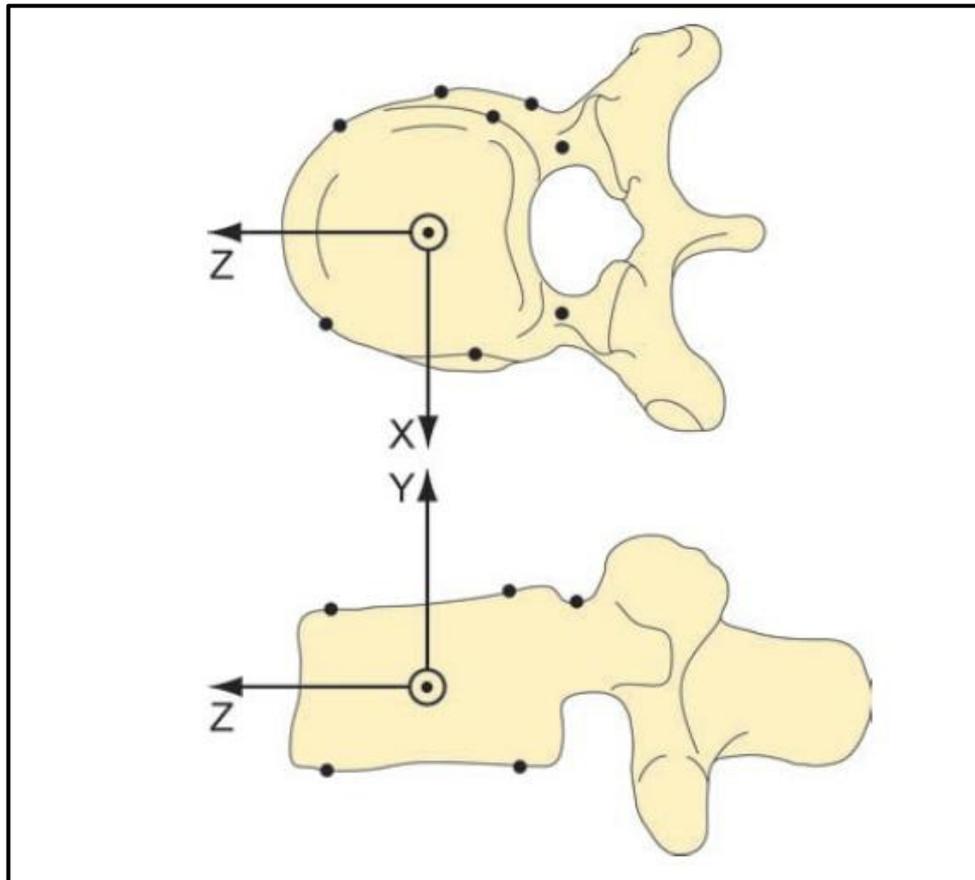


Figura 1. 23: Sistema di riferimento ottenuto dalla localizzazione dei punti di riferimento sulla vertebra e dalla loro digitalizzazione. L'asse verticale passa attraverso il baricentro calcolato sulla base di quattro punti presi sull'*endplate* di riferimento.

Un recente studio prevede invece di realizzare l'allineamento considerando dei punti di riferimento anatomici^[17]. In particolare, in questo caso, i piani di riferimento sono definiti come segue (Figura 1.24):

- il piano trasverso è parallelo agli *endplates*;
- il piano frontale è perpendicolare al piano trasverso e passa attraverso i punti LL e LR. Questi rappresentano i punti superiori destro e sinistro più sporgenti della parete posteriore del corpo vertebrale;
- il piano sagittale è perpendicolare ai piani precedenti.

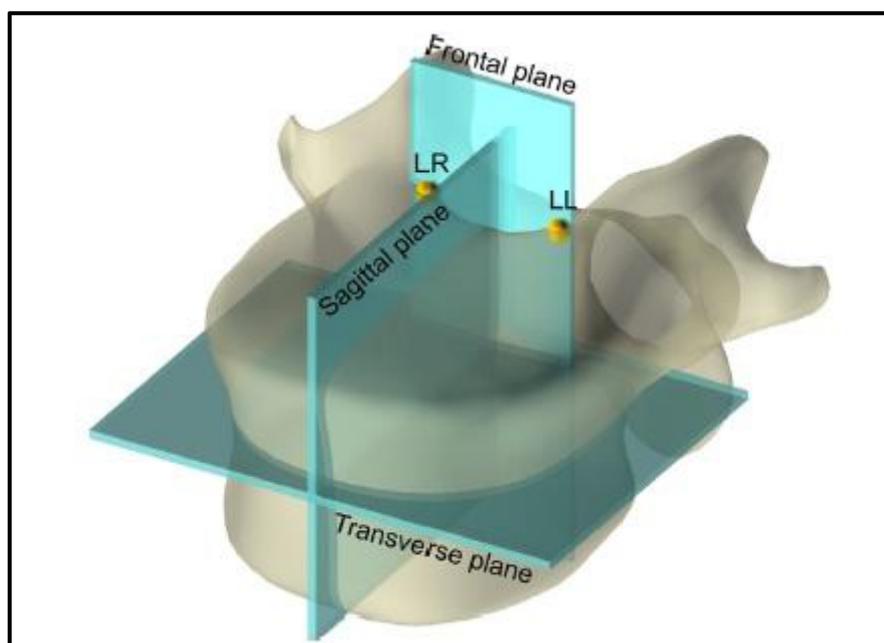


Figura 1. 24: Definizione dei piani di riferimento: il piano trasverso è parallelo agli *endplate*; il piano frontale è perpendicolare al piano trasverso e passa attraverso i punti LL e LR; il piano sagittale è perpendicolare ai precedenti.

In questo caso il processo posteriore è posizionato in un sistema a sei gradi di libertà e si procede come segue:

- Allineamento sul piano frontale: osservando il campione dalla parte anteriore, gli *endplates* devono essere allineati orizzontalmente. Si ottiene il corretto allineamento quando i punti destro e sinistro più estremi di entrambi gli *endplates* sono alla stessa altezza.
- Allineamento sul piano sagittale: osservando il campione lateralmente, gli *endplates* devono essere allineati orizzontalmente. Si ottiene l'allineamento quando i punti più estremi anteriore e posteriore di entrambi gli *endplates* sono alla stessa altezza.
- Allineamento sul piano trasverso: osservando il provino superiormente i punti di riferimento LL e LR devono essere allineati.

Nel caso in cui gli *endplates* non siano paralleli tra loro, è la bisettrice ai due *endplates* a dover essere allineata^[17].

La definizione del protocollo di carico da applicare alla vertebra durante l'esperimento *in vitro* risulta essere determinante ai fini dell'esito del test. L'attività giornaliera causa diversi scenari di carico sulla colonna vertebrale. Per tale motivo la misura dei carichi *in vivo* è di grande interesse sia dal punto di vista clinico che biomeccanico così da comprendere la distribuzione delle sollecitazioni, le fratture spinali, la progettazione dell'impianto, ecc.^[13].

Informazioni riguardanti il carico sulla colonna vertebrale possono essere ricavate dalla combinazione di parametri cinematici misurati *in vivo* e modelli matematici. Un approccio di questo tipo è stato ad esempio utilizzato per valutare la forza di compressione e i momenti nel tratto lombare durante le normali attività quotidiane^[18]. Mentre i simulatori biomeccanici hanno il vantaggio di essere non invasivi, molti dati sul carico possono essere ottenuti soltanto attraverso misure *in vivo*.

Dai risultati presenti in letteratura è possibile notare che non si ha alcuna indicazione precisa sui carichi agenti sul tratto spinale *in vivo*. I dati ottenuti *in vivo* possono essere utilizzati per effettuare confronti tra diversi studi ma non possono essere considerati in termini assoluti. Questi sono particolarmente utili in fase di definizione del un protocollo sperimentale in quanto permettono la definizione delle direzioni di carico fisiologiche per i test *in vitro*^[13].

Un aspetto importante riguarda il rischio biologico. Al fine di eliminare questo rischio potenziale, i campioni possono essere fissati mediante formalina. Questa può generare un irrigidimento dei tessuti molli. Per quanto riguarda la struttura dell'osso nel breve periodo non si hanno variazioni, ma si verificano significativi cambiamenti sulle proprietà meccaniche a seguito della conservazione a lungo termine^[13].

Campioni provenienti da cadaveri umani sono difficili da ottenere e il loro utilizzo presenta delle restrizioni di tipo etico e religioso. Inoltre i campioni

umani sono soggetti ad una grande variabilità dovuta a diversi fattori quali l'età, le patologie, la storia di carico del soggetto, precedenti eventi traumatici e l'etnicità^[13]. Al contrario, nel caso di campioni prelevati da animali, le dimensioni e le proprietà dell'osso sono più omogenee, l'età può però essere un fattore limitante. Grazie alla facilità con cui è possibile ottenere campioni animali, questi vengono spesso utilizzati quando si procede con la realizzazione e la validazione di un nuovo protocollo. L'uso di campioni animali presenta però dei limiti:

- Differenze anatomiche tra le specie. Il corpo vertebrale umano e il canale spinale sono più ampi rispetto al caso dei quadrupedi^[19].
- Struttura anatomica dell'osso e proprietà meccaniche. I quadrupedi presentano l'osso trabecolare più denso e maggiore massa ossea rispetto al caso umano^[20].

Queste differenze sono dovute soprattutto al fatto che la colonna vertebrale dei quadrupedi è principalmente sottoposta a flessione, mentre quella umana è ottimizzata per carichi assiali a compressione^[13]. Uno studio dimostra però che la colonna vertebrale dei quadrupedi è caricata in modo simile a quanto accade nel caso umano^[21]. Quindi campioni provenienti da animali possono essere utilizzati come sostituti vertebrali umani *in vitro* quando si vogliono studiare proprietà biomeccaniche che non sono esplicitamente dipendenti dalla struttura del corpo vertebrale.

I test sperimentali *in vitro* presentano delle limitazioni:

- è difficile misurare le tensioni e le deformazioni in zone che non siano la superficie;
- l'acquisizione di misure aggiuntive comporta l'utilizzo di ulteriori strumenti che aumentano la complessità e il costo dell'esperimento;
- data la configurazione di carico, ogni campione può essere testato a rottura una sola volta;

- se si vogliono studiare diverse condizioni di carico è necessario realizzare un nuovo protocollo sperimentale che comporta un incremento del lavoro e dei costi^[13].

Il comportamento meccanico della colonna vertebrale può essere perciò studiato mediante modelli matematici, come i modelli agli elementi finiti (FE). Utilizzando questi è possibile modificare i parametri di test idealmente infinite volte. Diversi studi presentano la creazione di modelli agli elementi finiti a partire da immagini del segmento osseo ottenute mediante tomografia computerizzata^[22].

L'uso contemporaneo di modelli matematici e esperimenti *in vitro* permette di unire le caratteristiche dell'uno e dell'altro approccio. In particolare i test *in vitro* possono migliorare i modelli matematici attraverso: l'identificazione preliminare dei possibili scenari di frattura; la misura sperimentale di proprietà caratteristiche del materiale testato; la validazione quantitativa basata sulle proprietà meccaniche direttamente misurate sul campione^[23]. Per quanto riguarda, invece, i modelli matematici questi possono migliorare gli esperimenti *in vitro* attraverso: l'identificazione delle condizioni di carico più rilevanti a seguito di un elevato numero di tasks motori a cui è sottoposto il campione; l'identificazione di condizioni semplificate per la realizzazione dell'esperimento; l'ottimizzazione dell'uso di trasduttori per minimizzare l'errore; la valutazione di diverse condizioni al contorno^[23].

In letteratura è possibile trovare diversi studi in cui i modelli matematici sono utilizzati in associazione con esperimenti *in vitro* con lo scopo di garantire la validazione del modello matematico. In particolare con la validazione si procede alla determinazione di quanto il modello è una rappresentazione del comportamento reale che si sta simulando^[24]. La validazione, inoltre, è un aspetto fondamentale in quanto è la sola procedura riconosciuta per garantire l'affidabilità del modello per l'applicazione clinica^[24]. La combinazione dei due

approcci è limitata alla validazione senza nessun contributo nella direzione opposta, ovvero dal modello FE agli esperimenti *in vitro*.

Un modello FE non lineare validato attraverso risultati sperimentali è stato ad esempio utilizzato per valutare il carico di rottura, il sito di rottura e la rigidezza a seguito di una *anterior wedge fracture*^[25].

1.5 Motivazione del lavoro di tesi

Negli ultimi anni la ricerca sulla spina dorsale si è spinta sempre di più verso l'integrazione delle proprietà meccaniche e strutturali dell'osso su diversi livelli dimensionali. In questo modo le informazioni ottenute sul segmento osseo considerato spaziano dalla composizione e struttura molecolare alla struttura tridimensionale nel suo insieme (Figura 1.25). Un approccio realizzato in questo modo è detto multiscala e permette di ottenere una caratterizzazione più dettagliata e precisa del segmento in esame.

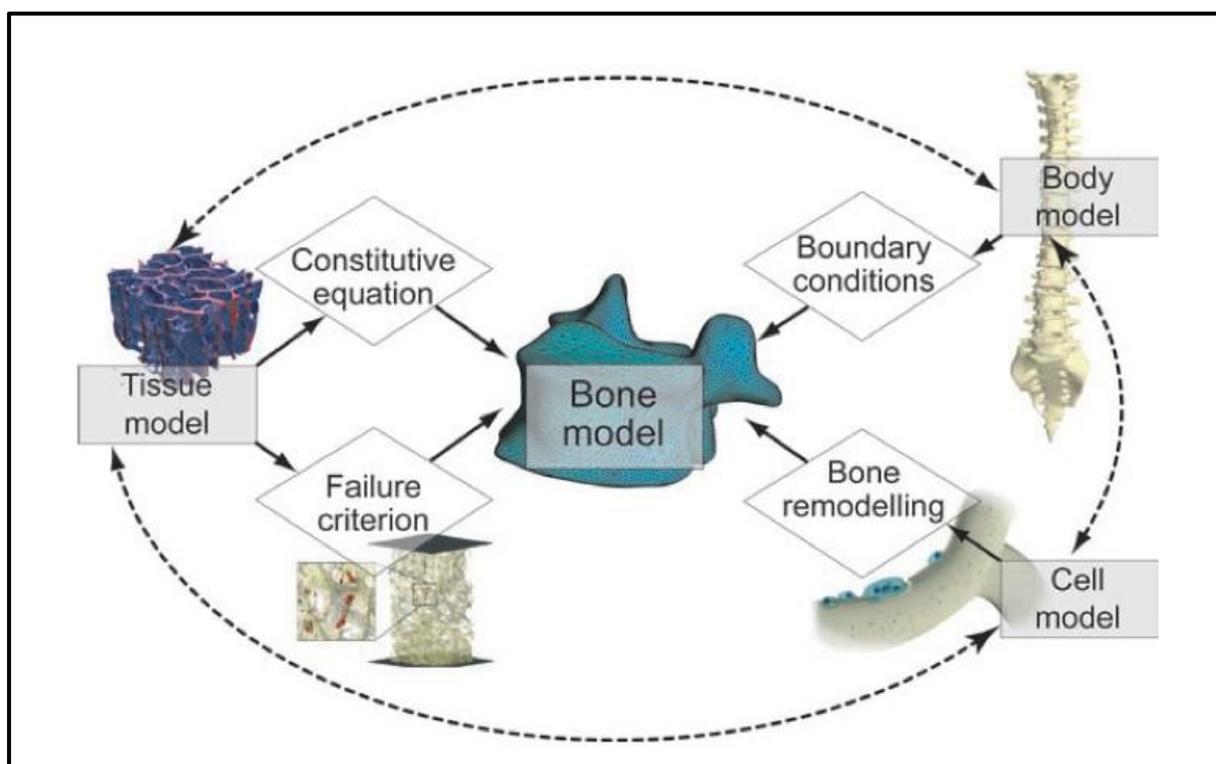


Figura 1. 25: Approccio multiscala.

Ad esempio l'osteoporosi o i farmaci operano a livello molecolare, il loro effetto è espresso a livello cellulare, ma l'effetto clinico finale è prodotto a livello tissutale. La forza dell'osso è correlata alla quantità di tessuto osseo, alla sua composizione chimica e alla sua organizzazione spaziale. Questi tre fattori sono il risultato di un processo a livello cellulare che comporta una serie di eventi molecolari che, a loro volta, modulano la replicazione, l'attivazione e l'apoptosi delle cellule ossee.

Recentemente sono stati proposti diversi studi sulle vertebre che utilizzano un approccio multiscala. In particolare in uno studio la fedeltà del modello FE del corpo vertebrale, che contiene le relazioni tra modulo elastico e densità, è stata valutata attraverso modelli che utilizzano la micro-CT come gold standard^[26]. Dai risultati ottenuti è stato possibile concludere che il modello FE fornisce stime robuste sul comportamento dell'intero corpo vertebrale, descrive bene il trasferimento del carico attraverso la vertebra, ma fornisce dati inaffidabili sulla distribuzione delle deformazioni^[26].

Un altro modello multiscala è stato utilizzato per studiare il processo di guarigione in caso di frattura del corpo vertebrale. In questo caso un modello FE su macroscale del segmento spinale fornisce le condizioni al contorno per un modello FE su microscale che simula una porzione dell'osso trabecolare^[28].

Ad oggi la ricerca è proiettata verso la realizzazione di modelli matematici multiscala in grado di fornire informazioni sullo stato di una singola vertebra a seguito di determinati test non invasivi *in vivo*.

Obiettivo di questo lavoro di tesi è stata la realizzazione di campioni costituiti da una vertebra, priva di tessuti molli e dischi intervertebrali, e la successiva replicazione *in vitro* dell'*anterior wedge fracture* su questi. I dati ottenuti sono stati poi condivisi con il Gruppo di Ricerca Dell'Istituto Ortopedico Rizzoli per la validazione di un modello matematico agli elementi finiti. In particolare gli spostamenti registrati durante la prova a rottura sono stati utilizzati come

condizioni al contorno del modello. I valori del carico di rottura sono stati, invece, confrontati con i valori ricavati dalla simulazione così da quantificare l'attendibilità del modello.

Il modello mira alla valutazione dello stato di salute della colonna vertebrale *in vivo* mediante l'acquisizione di una TAC.

CAPITOLO 2: *Materiali e metodi del lavoro sperimentale*

In questo capitolo sarà descritto il procedimento utilizzato per la preparazione dei provini vertebrali e le prove meccaniche realizzate al fine di replicare l'*anterior wedge fracture*.

2.1 Caratteristiche delle vertebre utilizzate

I tratti di rachide utilizzati in questo lavoro sperimentale, sono stati ottenuti da un programma di donazione internazionale (IIAM, Jessup, PA, USA) approvato da un comitato etico. I donatori sono stati scelti escludendo soggetti affetti da tumore e da patologie contagiose quali HIV ed epatite. È stata effettuata una ulteriore selezione secondo le seguenti condizioni:

- stesso numero di maschi e femmine;
- 75% caucasici e 25% afroamericani;
- età compresa tra 50 e 80 anni;
- massimo 4 vertebre per soggetto;

Dai tratti di rachide sono state isolate le singole vertebre. Sono state selezionate in totale 21 vertebre provenienti da 6 soggetti ultracinquantenni di cui 3 maschi e 3 femmine, 1 afroamericano e 5 caucasici. Ogni vertebra è individuata mediante un codice univoco le cui prime due cifre sono indicative del singolo soggetto mentre gli altri valori rappresentano il tratto di rachide preso in esame (Tabella 2.1).

Tabella 2. 1: Classificazione delle vertebre in base al tratto del rachide considerato, sesso, anni, altezza, peso ed etnia delle vertebre testate.

#DIN	Sesso	Anni	Altezza (cm)	Peso (kg)	Etnia
57_T10	M	76	177	59	Afroamericana
57_T11	M	76	177	59	Afroamericana
57_L3	M	76	177	59	Afroamericana
57_L4	M	76	177	59	Afroamericana
62_L2	F	77	155	43	Caucasica
62_L3	F	77	155	43	Caucasica
62_L4	F	77	155	43	Caucasica
62_L5	F	77	155	43	Caucasica
64_T11	M	71	175	82	Caucasica
64_T12	M	71	175	82	Caucasica
64_L1	M	71	175	82	Caucasica
66_T11	M	79	193	79	Caucasica
66_T12	M	79	193	79	Caucasica
66_L1	M	79	193	79	Caucasica
70_L3	F	53	163	80	Caucasica
70_L4	F	53	163	80	Caucasica
70_L5	F	53	163	80	Caucasica
71_L2	F	68	158	132	Caucasica
71_L3	F	68	158	132	Caucasica
71_L4	F	68	158	132	Caucasica
71_L5	F	68	158	132	Caucasica

2.2 Preparazione dei provini

Le vertebre sono state pulite in modo da eliminare completamente i tessuti molli e i dischi intervertebrali. Al termine di questa operazione sono stati rimossi i processi in quanto questi non influiscono sul comportamento che si vuole testare (Figura 2.1).

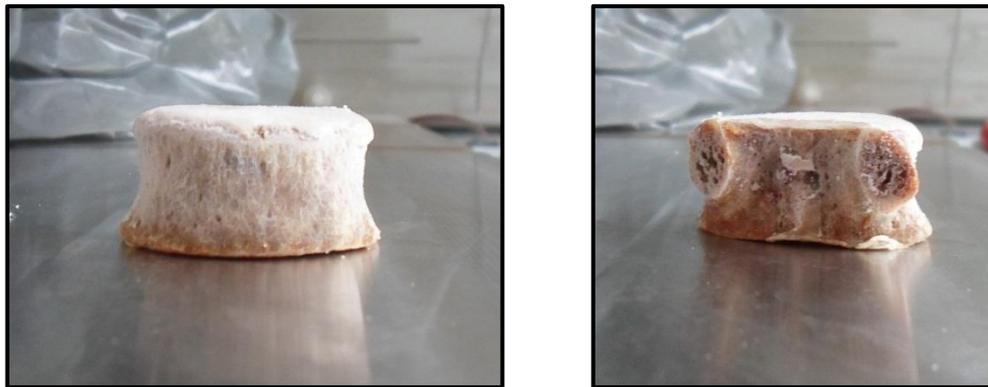


Figura 2. 1: Vertebra umana a seguito della rimozione dei tessuti molli e dei processi: parte anteriore a sinistra e parte posteriore a destra.

Mediante il calibro sono state misurate altezza e larghezza medio-laterale.

Le vertebre così ottenute sono state scansionate mediante microCT così da avere un punto di partenza per la realizzazione del modello CAD da risolvere con il metodo degli elementi finiti. In particolare l'informazione ottenuta dalla microCT ha origine dalla misura dell'attenuazione subita dai raggi X nell'attraversare parti con diversa densità. La radiazione uscente dall'oggetto è raccolta mediante un rilevatore di raggi X. L'immagine si ottiene grazie alla successiva rielaborazione computerizzata di diverse proiezioni di una sezione prese da angolazioni diverse. In questo studio è stato utilizzato un Skyscan 1176, BruckermicroCT, Belgio. I parametri impostati al fine di ottenere una buona acquisizione del tessuto osseo sono:

- sorgente RX alimentata a 80 kV e 300 mA;
- filtro Al di 0,5 mm;
- filtro di Cu di 0,04 mm;
- passo di rotazione di 0,3°;
- scansione di 180°;
- tempo di esposizione di 66 ms;
- risoluzione 35 μm /voxel.

Al fine di eliminare il rumore, sono state mediate 4 radiografie per ogni passo di rotazione.

Per avere un riferimento costituito da due facce parallele e una presa efficace durante la prova, si è proceduto con la cementazione che consiste nel fissare rigidamente la vertebra in un riferimento geometrico tramite cemento biologico. Questa è stata realizzata utilizzando il cemento acrilico Tectrasp (prodotto da Tecmet 2000, Italia), una resina a freddo costituita da una polvere (PMMA) e un liquido indurente (miscela di Metil Metacrilato MMA e Dimetil Toluidina) in rapporto 2:1. A seguito della miscelazione si realizza una reazione di polimerizzazione che libera calore e solidifica in circa 15 minuti. Al fine di avere una presa ottimale del cemento sull'*endplate* della vertebra, sono stati rimossi i residui di tessuti molli utilizzando pinze e carta vetrata. La vertebra è stata quindi ripulita utilizzando acetone. Data la forma concava della superficie vertebrale, per evitare la formazione di bolle all'interfaccia tra l'*endplate* superiore e il cemento, è stata applicata una piccola colata di cemento su tale superficie (Figura 2.2).



Figura 2. 2: Vertebra umana dopo aver applicato una colata di cemento sull'*endplate* superiore.

Successivamente è stato effettuato l'allineamento necessario al fine di consentire un riposizionamento ripetibile e riproducibile^[17]. I piani anatomici sono definiti come segue (Figura 2.4):

- il piano trasversale è parallelo agli *endplates*; se questi non sono paralleli tra loro, si considera la bisettrice tra i due *endplates*;
- il piano frontale è perpendicolare al piano trasversale e passa attraverso i punti LL e LR. I punti di riferimento LL e LR corrispondono ai punti superiori destro e sinistro più sporgenti della parete posteriore del corpo vertebrale;
- il piano sagittale è perpendicolare agli altri due piani^[17].

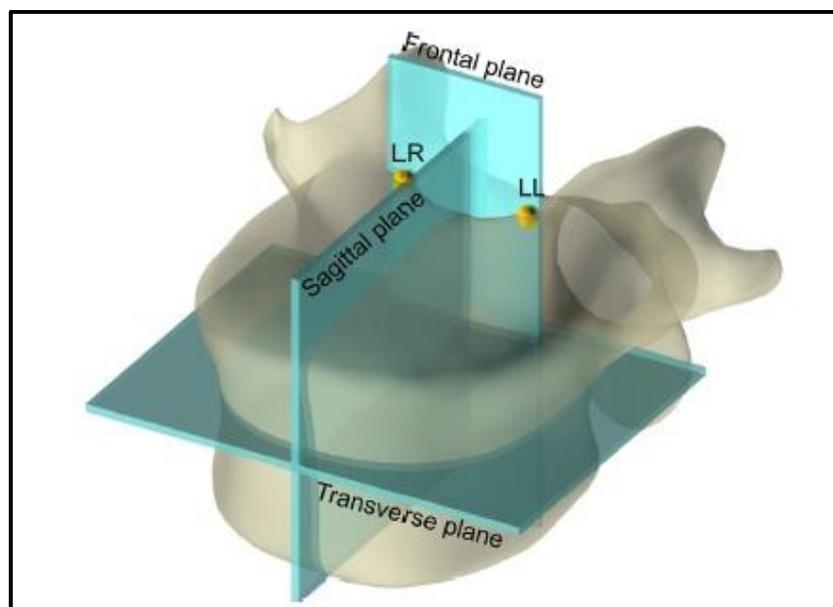


Figura 2. 3: Sistema di riferimento per il corpo vertebrale.

Il corpo vertebrale è stato posto sui braccetti di un posizionatore a 6 gradi di libertà (Figura 2.4) in modo che la parte anteriore sia rivolta verso l'operatore.

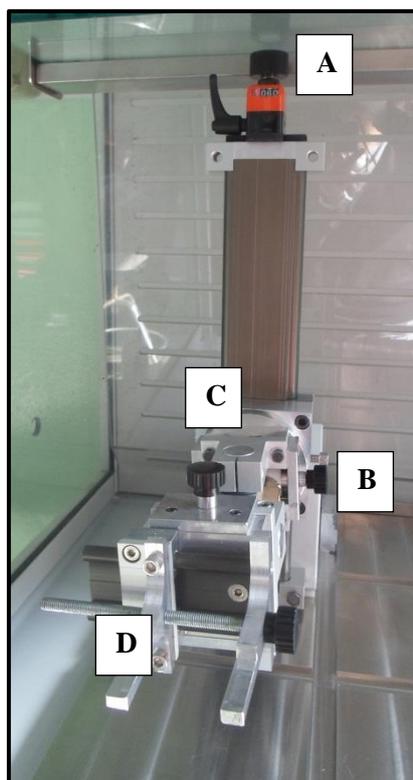


Figura 2. 4: Posizionatore a 6 gradi di libertà: A) vite che permette di alzare e abbassare i braccetti; B) vite che permette di ruotare i braccetti a destra e sinistra; C) disco mediante il quale è possibile ruotare i braccetti; D) braccetti tramite cui è afferrata la vertebra.

La vertebra è stata posizionata in modo che l'*endplate* superiore sporgesse dai braccetti di almeno 4mm così da permettere l'immersione nel cemento. Il corpo vertebrale è stato afferrato in modo da sporgere il più anteriormente possibile per permettere una buona visibilità.

Si è proceduto secondo i seguenti passi:

- Allineamento sul piano sagittale. Osservando il corpo vertebrale lateralmente, la vertebra è ruotata (nella direzione indicata in Figura 2.5) finché la proiezione dei due *endplates* non risulti parallela al piano di riscontro.

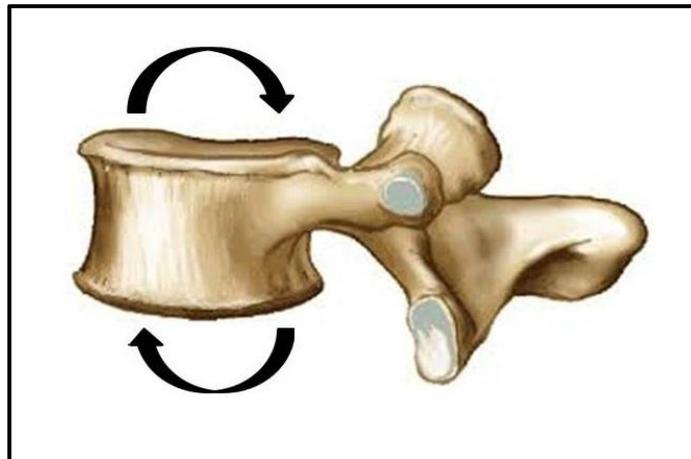


Figura 2. 5: Vista laterale di una vertebra. Le frecce indicano la direzione in cui bisogna muovere la vertebra per ottenere l'allineamento sul piano sagittale.

È stata utilizzata un'asta su cui sono stati montati dei righelli regolabili in altezza. Il corpo vertebrale è stato ruotato manualmente sul piano sagittale. Nei casi in cui l'irregolarità dei piani vertebrali è maggiormente presente, è stata allineata la bisettrice tra i piani stessi.

- Allineamento sul piano frontale. La vertebra è stata ruotata di 180°. Osservando il corpo vertebrale frontalmente è stato necessario ruotare la vertebra (secondo la direzione indicata Figura 2.6) finché la proiezione dei due *endplates* non risulti parallela al piano di riscontro.

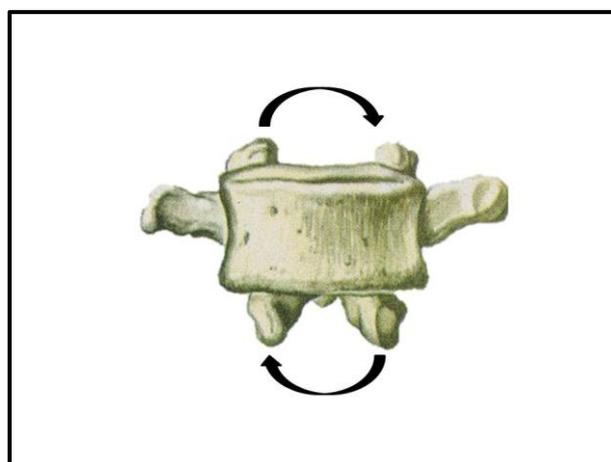


Figura 2. 6: Vista frontale di una vertebra. Le frecce indicano la direzione in cui è stata mossa la vertebra per ottenere l'allineamento sul piano frontale.

Anche in questo caso è stata utilizzata l'asta munita di righelli del caso precedente. In Figura 2.7 è riportata una vertebra a seguito dell'allineamento sul piano sagittale e su quello frontale.



Figura 2. 7: Vertebra umana a seguito dell'allineamento sul piano sagittale e su quello frontale.

- Sotto la vertebra è stato posizionato un supporto contenente lo stampo per il cemento. Grazie ad una vite che permette di alzare e abbassare il provino (Figura 2.4 A), il corpo vertebrale è stato posizionato nello stampo. A questo punto è stato centrato il corpo vertebrale all'intero dello stampo: in direzione antero-posteriore è stato mosso il supporto; mentre in direzione medio-laterale è stato mosso il posizionatore attraverso una vite che permette il movimento dei braccetti in tale direzione (Figura 2.4 B). Il corpo vertebrale è stato considerato centrato quando è stata ottenuta la stessa distanza dai bordi dello stampo misurata mediante il calibro. In questo caso il provino è stato osservato dall'alto, frontalmente e lateralmente.
- Allineamento sul piano trasversale. Osservando il provino dall'alto e utilizzando una squadra, il corpo vertebrale risulta essere allineato quando

i punti più estremi della parte posteriore sono paralleli alla base del pot. In questo caso è stato ruotato lo stampo.

Terminate le operazioni di allineamento e centraggio la vertebra è stata alzata così da permettere l'inserimento del cemento all'interno dello stampo. È stato quindi preparato il cemento con 40 g di polvere e 20 g di liquido. Il cemento è stato inserito nello stampo e la vertebra è stata abbassata finché il corpo vertebrale non risultava immerso nel cemento di circa 3mm (Figura 2.8). Durante questa operazione è importante che la vertebra sia abbassata lentamente in modo da evitare la formazione di bolle d'aria nella zona di contatto tra l'*endplate* superiore e la vertebra.

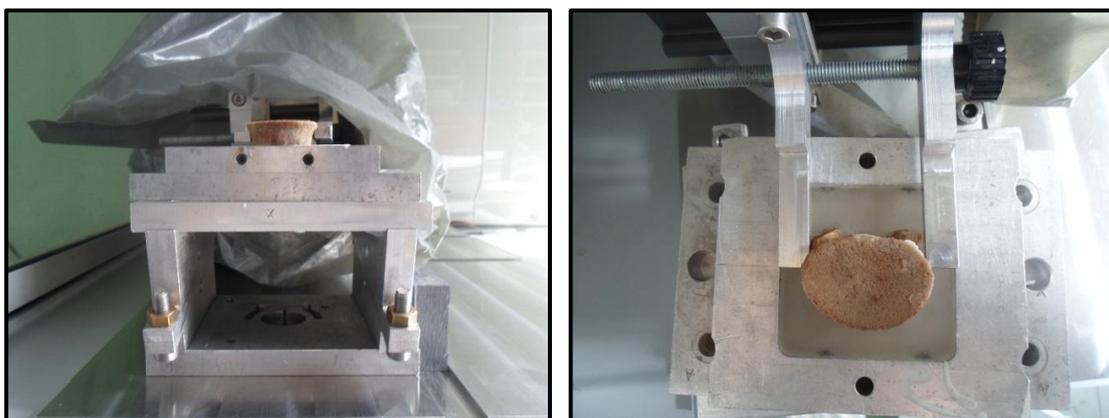


Figura 2. 8: Vertebra umana posizionata nello stampo dopo aver colato il cemento: vista frontale a sinistra e vista dall'alto a destra.

Per lo sviluppo del modello agli elementi finiti è necessario conoscere la posizione della vertebra rispetto allo stampo e alla base di cemento su cui sarà applicato il carico durante la prova. Si è proceduto perciò con la digitalizzazione ovvero l'acquisizione di una nuvola di punti sul corpo vertebrale, sullo stampo e sul cemento (vedi Capitolo 3).

Prima della realizzazione della base in cemento dell'*endplate* inferiore il corpo vertebrale è stato pulito dai residui di tessuto molle attraverso l'utilizzo di pinze e carta vetrata. Ulteriori residui sono stati rimossi mediante acetone. Al fine di evitare bolle d'aria all'interfaccia tra l'*endplate* inferiore e il cemento è stata

realizzata una piccola colata di cemento su tale superficie. Per la realizzazione del secondo strato di cemento è stato utilizzato uno stampo complementare al precedente su cui sono presenti delle guide che permettono il corretto allineamento degli stampi stessi (Figura 2.9).

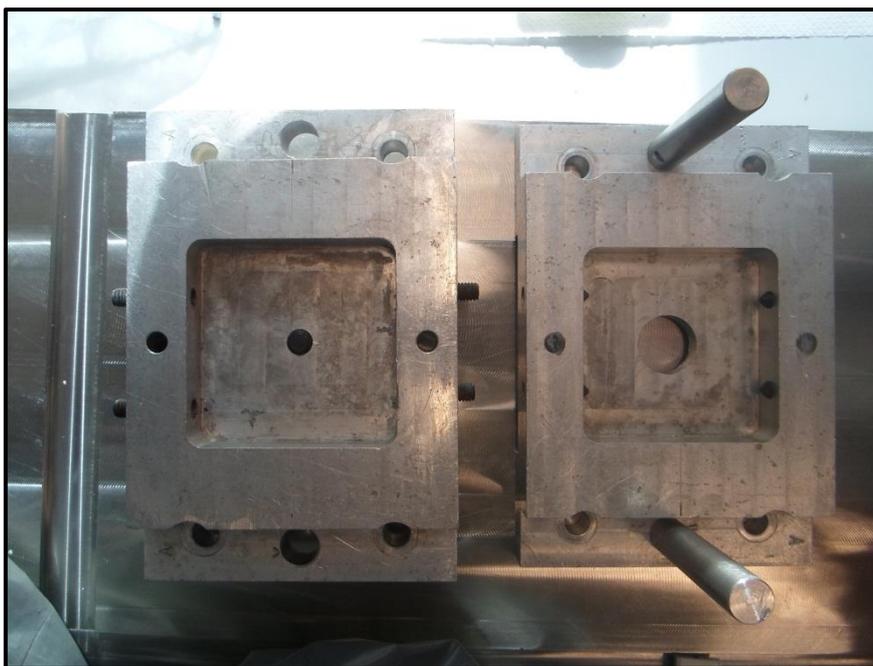


Figura 2. 9: Stampi utilizzati per la realizzazione del cemento.

Al fine di ottenere una immersione del corpo vertebrale nel cemento di circa 3mm, tra i due stampi sono stati posizionati degli spessori calibrati appositamente realizzati in base all'altezza di ciascuna vertebra. È stato preparato quindi il cemento utilizzando le stesse quantità del blocco superiore (40g di polvere e 20g di liquido). Il cemento è stato colato all'interno dello stampo e, su questo, è stato posizionato un secondo stampo contenente il corpo vertebrale (Figura 2.10).

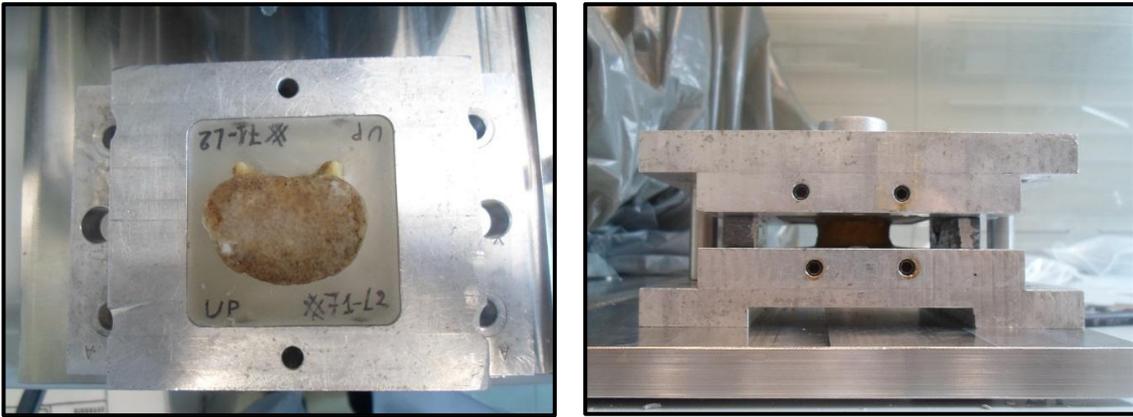


Figura 2. 10: A sinistra vertebra posizionata nello stampo superiore; a destra vertebra posizionata nei due stampi.

Una volta indurito il cemento il corpo vertebrale è stato rimosso dagli stampi (Figura 2.11).

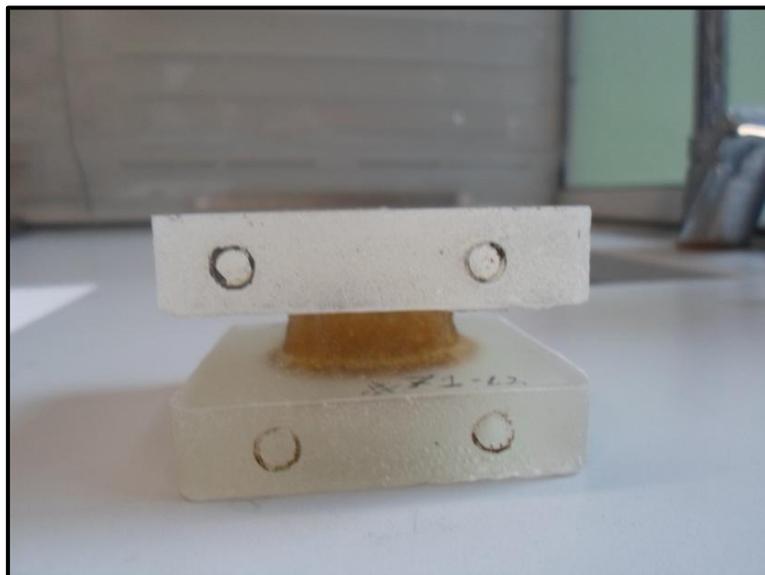


Figura 2. 11: Provino finale.

Infine sono state misurate mediante calibro la profondità e l'altezza libera ovvero la distanza effettiva tra le due colate di cemento. Per quanto riguarda la misura della profondità, data la presenza di peduncoli di diversa lunghezza generati a seguito della rimozione dei processi, per effettuare una misura standardizzata è stata utilizzata una sferetta metallica. In particolare la sfera, dal diametro di 8mm,

è stata posta tra i peduncoli a contatto con la parte posteriore della vertebra (Figura 2.12).

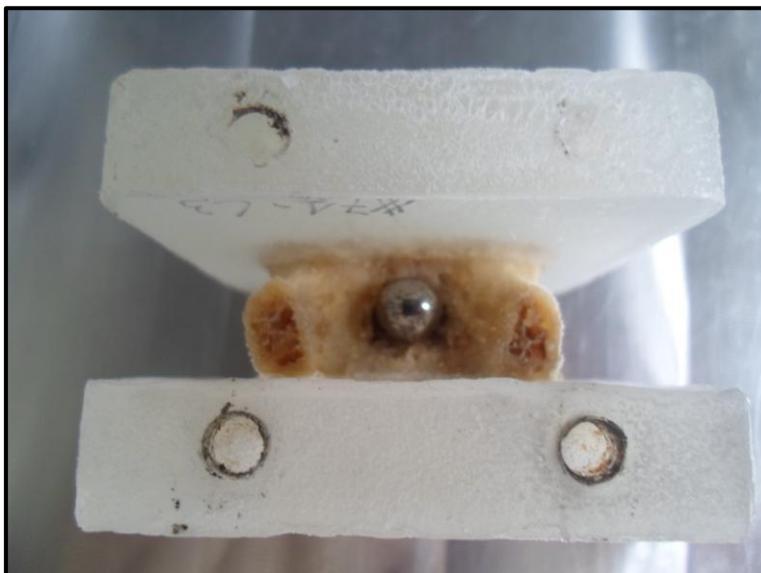


Figura 2. 12: Posizione della sfera per la misura della profondità.

La misura della profondità è ottenuta quindi sottraendo il diametro della sfera alla misura ottenuta.

Di ogni grandezza sono state effettuate tre misurazioni, ad eccezione dell'altezza libera per cui sono state effettuate tre misurazioni per lato per un totale di dodici valori. In Tabella 2.2 sono riportati i valori misurati in media e deviazione standard.

Tabella 2. 2: Dimensioni dei provini realizzati.

#DIN	Altezza (mm)	Altezza libera (mm)	Larghezza (M-L) (mm)	Profondità (A-P) (mm)
57_T10	20,47 ± 0,25	14,59 ± 0,36	33,70 ± 0,61	29,80 ± 0,44
57_T11	21,67 ± 0,40	14,36 ± 0,48	36,10 ± 0,44	28,77 ± 0,15
57_L3	28,80 ± 0,50	17,02 ± 0,54	48,43 ± 4,01	33,87 ± 0,59

57_L4	28,25 ± 0,30	18,98 ± 0,60	44,92 ± 0,39	32,43 ± 0,12
62_L2	21,63 ± 0,40	12,68 ± 0,43	32,98 ± 0,19	26,03 ± 0,06
62_L3	24,28 ± 0,19	16,39 ± 0,37	36,27 ± 0,29	27,43 ± 0,68
62_L4	24,75 ± 0,51	16,55 ± 0,30	37,03 ± 0,40	28,25 ± 0,35
62_L5	23,35 ± 0,76	14,97 ± 0,53	38,03 ± 1,49	28,45 ± 0,67
64_T11	21,47 ± 0,08	13,46 ± 0,66	36,62 ± 0,84	29,72 ± 0,08
64_T12	21,25 ± 0,15	13,04 ± 0,62	37,4 ± 0,26	30,27 ± 0,72
64_L1	24,13 ± 0,29	12,67 ± 0,59	39,22 ± 0,18	30,43 ± 0,06
66_T11	18,13 ± 0,25	8,04 ± 0,99	44,43 ± 0,15	35,27 ± 0,15
66_T12	22,25 ± 1,74	12,92 ± 0,40	45,52 ± 0,88	31,98 ± 0,08
66_L1	25,37 ± 0,67	14,39 ± 0,32	49,33 ± 2,72	35,60 ± 0,46
70_L3	21,33 ± 0,23	14,77 ± 0,37	37,63 ± 2,12	29,17 ± 0,60
70_L4	19,95 ± 0,22	11,74 ± 0,42	38,6 ± 1,73	28,07 ± 0,35
70_L5	21,30 ± 1,73	14,91 ± 0,46	46,57 ± 2,29	28,93 ± 0,67
71_L2	20,25 ± 0,18	12,37 ± 0,50	31,35 ± 0,22	22,18 ± 0,28
71_L3	22,37 ± 0,87	17,63 ± 0,69	33,6 ± 0,13	23,27 ± 0,06
71_L4	21,92 ± 0,03	14,61 ± 0,38	34,93 ± 0,75	26,22 ± 0,19
71_L5	20,38 ± 0,89	17,49 ± 0,50	37,05 ± 1,15	25,07 ± 2,79

Durante tutte le fasi intermedie i provini sono stati conservati in freezer ad una temperatura di -28°.

2.3 Caratterizzazione del cemento

Al fine di valutare le caratteristiche del cemento utilizzato, è stata effettuata una prova a trazione. I provini (Figura 2.13) sono stati realizzati con le stesse modalità di preparazione del cemento utilizzato per la realizzazione dei pot sui provini vertebrali.



Figura 2. 13: Provino in cemento realizzato per la prova a trazione.

A seguito della fase di polimerizzazione i provini sono stati posti in freezer ad una temperatura di -28° , così da replicare le condizioni di conservazioni dei provini vertebrali.

Di tutti i provini sono state misurate larghezza e spessore del tratto utile e da questi è stata ottenuta l'area (Tabella 2.3).

Tabella 2. 3: Dimensioni dei provini.

	Spessore tratto utile (mm)	Larghezza tratto utile (mm)	Area tratto utile (mm²)
1A	2,87	10,08	28,91
1B	2,87	9,73	27,90
1C	2,90	9,33	27,07
2A	2,90	9,43	27,36
2B	2,90	9,97	28,90

2C	2,90	9,63	27,94
3A	2,95	9,83	29,01
3B	2,90	9,58	27,79
3C	2,90	9,55	27,70
4A	2,70	9,53	25,74
4B	2,93	9,82	28,80
4C	2,50	9,72	24,29
5A	2,90	9,73	28,23
5B	2,90	9,63	27,94
5C	2,90	9,77	28,32
6A	2,90	9,87	28,61
6B	2,90	9,77	28,32
6C	2,90	9,27	26,87

La macchina utilizzata nelle prove consiste di:

- telaio e attuatore Instron 8032;
- elettronica di controllo 8500;
- cella di carico da 25kN;
- estensometro.

La macchina è una pressa oleodinamica ovvero di un'apparecchiatura meccanica che attraverso la potenza idraulica di un fluido in pressione, muove un pistone, il quale andrà a caricare il provino. Alla pressa è stata collegata una cella di carico (Figura 2.15 A) ovvero un trasduttore in grado di misurare la forza applicata dalla macchina. Questo compito viene svolto dalla cella tramite la misura di un segnale elettrico che varia a causa della deformazione che la forza applicata genera sulla cella stessa. La cella è costituita da un corpo metallico a cui sono applicati degli estensimetri. Questi rilevano la deformazione meccanica del materiale tramite la variazione di resistenza elettrica che tale deformazione causa sul loro circuito elettrico. Per amplificare l'entità del segnale sono utilizzati quattro estensimetri collegati tra loro in una configurazione a ponte intero sul

ponte di Wheatstone. Il segnale elettrico ottenuto è dell'ordine di pochi millivolt perciò necessita di una amplificazione prima di poter essere utilizzato. La cella di carico utilizzata in questo studio è una Instron da 25kN.

Sul provino è stato applicato un estensometro (Figura 2.14) così da avere una misura più precisa della deformazione subita dal corpo.



Figura 2. 14: Estensometro.

In particolare questo strumento è costituito da due terminali (Figura 2.14 A e B) montati in modo solidale al provino. Man mano che il provino si deforma i due terminali si spostano l'uno rispetto all'altro generando così una variazione del segnale di uscita.

I 18 provini sono stati divisi in due gruppi e testati a due diverse velocità: 0,44mm/s e 2,18mm/s. Queste sono state calcolate sulla base delle tensioni massima e minima registrate a seguito della realizzazione di alcune prove di *anterior wedge fracture* su provini vertebrali.

Dai valori della forza ottenuti dalla macchina sono state calcolate le tensioni, mentre dai dati ottenuti dall'estensometro sono state ricavate le deformazioni. Dal grafico tensione-deformazione è stato calcolato il modulo elastico. In particolare è stata calcolata la retta di regressione lineare sul tratto che va dall'inizio della curva al 25% della tensione di snervamento presunta individuata sul grafico. Tale retta è stata traslata dello 0,02%. Il punto in cui la retta interseca la curva rappresenta il valore della tensione di snervamento. Il modulo elastico è dato dalla pendenza della retta di regressione lineare che considera la curva dal primo valore alla tensione di snervamento.

2.4 Set up prima versione

Le prove meccaniche sono state effettuate al fine di replicare l'*anterior wedge fracture* nelle vertebre testate. La macchina di prova utilizzata è la stessa del caso precedente (Figura 2.15).



Figura 2. 15: Set up della prova preliminare.

Al fine di realizzare una condizione isostatica, sono state utilizzate due slitte che permettono il movimento in due direzioni: antero-posteriore e medio-laterale. In questo modo la vertebra non è vincolata nei suoi movimenti, rimanendo in condizione isostatica, e lavorando in condizioni paragonabili a quelle fisiologiche. Sopra le slitte è presente una piastra su cui è stato fissato lo stampo utilizzato in fase di realizzazione della colata inferiore. Il provino, precedentemente montato sullo stampo utilizzato per la colata superiore, è stato posizionato sul set up in modo che la parte anteriore della vertebra sia diretta verso l'operatore. Il sistema presenta nello stampo della parte superiore uno snodo sferico (Figura 2.16), per non trasferire momenti nella fase di carico.



Figura 2. 16: Snodo sferico utilizzato per fornire il carico al provino.

Lo snodo sferico, al fine di generare l'*anterior wedge fracture*, è spostato in funzione delle dimensioni della singola vertebra in modo da avere una eccentricità del 10%^[29].

Sulla macchina di prova sono stati posizionati quattro trasduttori di spostamento induttivo (LVDT, Figura 2.17) (RDP Electronics Ltd, Regno Unito), ovvero dispositivi elettromagnetici utilizzati per misurare spostamenti.



Figura 2. 17: Trasduttore di spostamento induttivo LVDT.

In particolare si tratta di trasduttori in grado di misurare spostamenti dell'ordine di frazioni di micron. Il trasduttore è costituito da un tubo composto da tre avvolgimenti con all'interno un nucleo cilindrico ferromagnetico mobile. L'avvolgimento centrale è detto primario mentre gli altri due secondari: il primario è collegato ad un generatore di tensione AC, ai capi dei secondari, invece, si misura la tensione d'uscita. Quando è applicata una tensione al primario, sugli altri due avvolgimenti viene indotta una forza elettromotrice causata dalle mutue induzioni tra gli avvolgimenti. Quando il nucleo è al centro la tensione indotta sugli avvolgimenti secondari, essendo questi avvolti in senso discorde, è uguale ma opposta, in questo modo il segnale misurato risulta essere nullo. Man mano che il nucleo si sposta le mutue induttanze cambiano e in base alla sua posizione sarà maggiore l'accoppiamento induttivo con il secondario di destra o di sinistra. Il segnale di uscita sarà quindi proporzionale allo spostamento del nucleo. Per tradurre il segnale in uscita dal LVDT si utilizzano dei dispositivi elettronici che permettono di estrarre il valore efficace della tensione che rappresenta lo spostamento e di interpretare da che parte dello zero è avvenuto lo spostamento stesso.

Gli LVDT utilizzati lavorano in un range di $\pm 1\text{mm}$ e presentano una precisione di $0,5\mu\text{m}$. Questi sono stati montati intorno alla testa del giunto sferico utilizzato per imprimere la forza secondo la disposizione schematizzata in Figura 2.18.

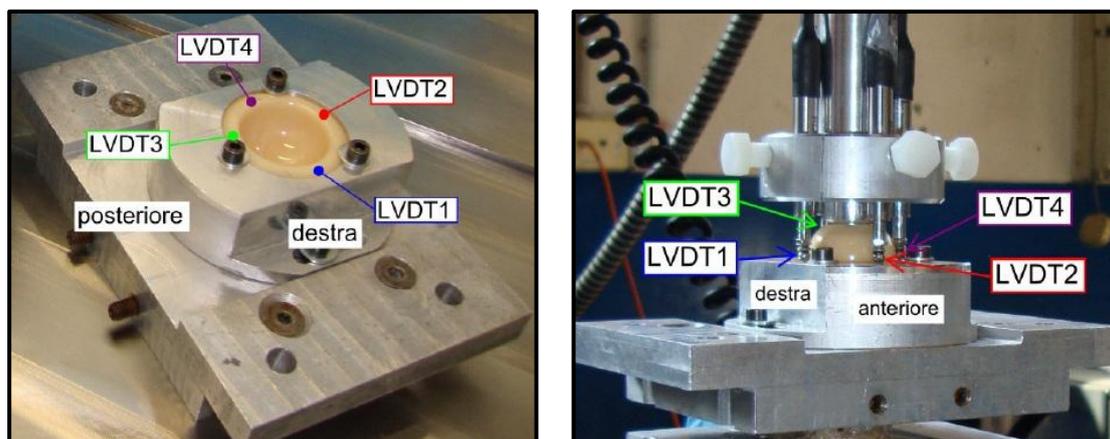


Figura 2. 18: Disposizione degli LVDT.

In particolare LVDT1 è posto in direzione della parte anteriore della vertebra; LVDT2 è nella parte opposta rispetto al precedente; LVDT3 è posto lungo la parte destra della vertebra; LVDT4 è nella parte opposta rispetto al precedente.

La prova preliminare è stata effettuata per valutare se i sensori utilizzati e la loro disposizione sia tale da garantire la misura di tutti i parametri richiesti dal modello FE.

La vertebra di prova è la 57_L1. Questa è stata montata sul set-up ed è stata sottoposta a 10 cicli di preconditionamento per l'assestamento di eventuali giochi. In particolare, con la pressa in controllo di carico, sono stati applicati i cicli di preconditionamento manualmente e, ad ogni ciclo, è stata fornita una forza pari a metà BW.

La rottura del provino, invece, è stata raggiunta a seguito di sei prove così da verificare il comportamento della vertebra in funzione della compressione dell'altezza libera. In particolare ad ogni prova è stata fornita una percentuale di compressione dell'altezza libera maggiore rispetto al caso precedente. Le percentuali utilizzate sono: 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%.

A partire dai dati ottenuti dai sensori sono stati calcolati l'angolo in direzione antero-posteriore e quello in direzione mediolaterale secondo le formule:

$$\theta_{AP} = \text{atan}((LVDT1 - LVDT2) / d)$$

$$\alpha_{ML} = \text{atan}((LVDT4 - LVDT3) / d)$$

dove d è la distanza tra i due LVDT.

Al fine di valutare l'entità dell'angolo di torsione generato a seguito dell'*anterior wedge fracture*, al termine di ogni prova, è stata misurata, mediante calibro, la distanza tra il bordo del pot contenente il provino e una guida montata sulla base del sistema. Da questa misura è stato calcolato l'angolo di torsione mediante la formula:

$$\sigma_{Tors} = \text{atan}((\Delta_R - \Delta_L) / d)$$

dove Δ_R rappresenta la variazione dei valori misurati dalla parte destra della vertebra, Δ_L è la variazione dei valori misurati sulla parte sinistra e d è la distanza tra i due punti in cui sono state fatte le misure.

Le deformazioni registrate durante questa prova sono state utilizzate come condizioni al contorno del modello FE. I risultati hanno mostrato la presenza di un errore dovuto alla criticità del sistema di carico. Si è proceduto quindi con la realizzazione di un nuovo set up.

2.5 Set up seconda versione

Il set up utilizzato sulle vertebre 70_L3 e 70_L4 si differenzia da quello descritto nella prova preliminare per la disposizione degli LVDT. In particolare sono stati utilizzati 6 LVDT (Figura 2.19).

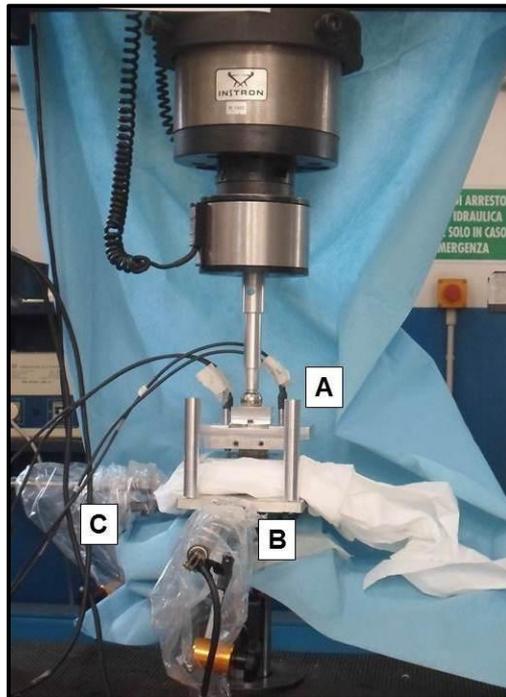


Figura 2. 19: Set up prima versione: A) 4 LVDT a contatto con la base inferiore del provino, B) LVDT per misurare gli spostamenti della slitta in direzione antero-posteriore, C) LVDT per la misura degli spostamenti in direzione medio-laterale.

Due LVDT (Figura 2.19 B e C) sono stati posizionati in corrispondenza delle slitte così da avere informazioni sugli spostamenti in direzione antero-posteriore e su quelli in direzione medio-laterale.

Gli altri quattro LVDT (Figura 2.19 A) sono stati posizionati direttamente a contatto con il supporto contenente la parte inferiore del provino. In particolare i sensori sono stati disposti come in Figura 2.20:

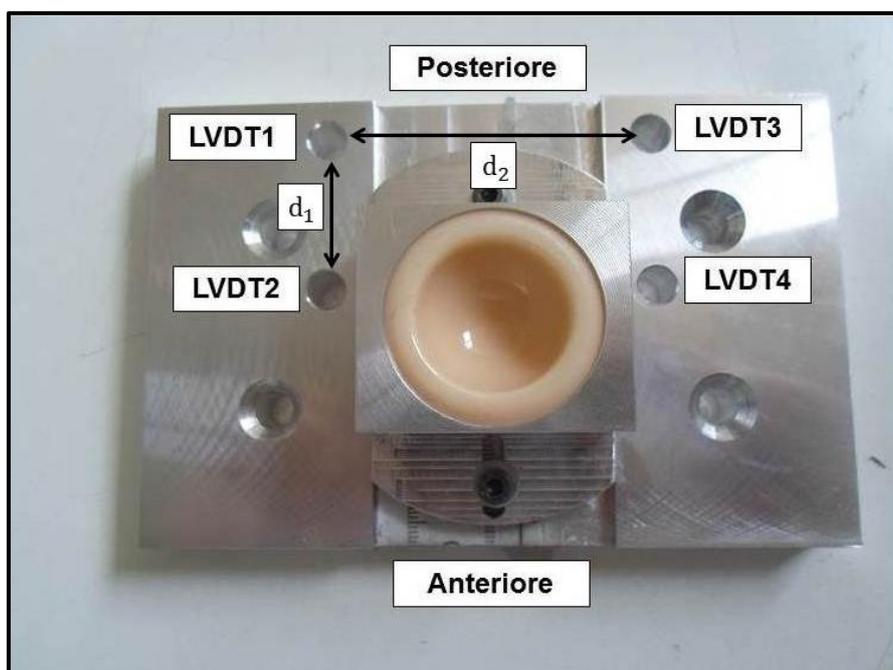


Figura 2. 20: Set up prima versione: disposizione degli LVDT.

La vertebra è stata montata sul set up in modo avere una eccentricità del 10%.

Prima di effettuare la prova a rottura sono stati applicati 10 cicli di carico. La forza che è stata applicata dall'attuatore è pari a 20% del BW così da non danneggiare la vertebra. La prova è stata acquisita ad una frequenza di 20 Hz.

A seguito della prova ciclica è stata effettuata la prova a rottura imponendo un pre-carico del 20% del BW. Per quanto riguarda la velocità dell'attuatore, questa è stata calcolata in base all'altezza libera del singolo provino. In particolare si vuole raggiungere il 20% dell'altezza libera in 0,2 secondi. In questo caso la forma d'onda imposta dall'attuatore è rappresentata da una rampa. Le prove a rottura sono state acquisite ad una frequenza di 5kHz.

Dai valori ottenuti dagli LVDT sono stati calcolati l'angolo in antero-posteriore e l'angolo in medio-laterale utilizzando le seguenti formula:

$$\theta_{AP} = \text{atan} \left(\frac{\text{media}(LVDT1; LVDT3) - \text{media}(LVDT2; LVDT4)}{d_1} \right)$$

$$\alpha_{RL} = \text{atan} \left(\frac{\text{media}(LVDT1; LVDT2) - \text{media}(LVDT3; LVDT4)}{d_2} \right)$$

È stato inoltre calcolato l'abbassamento del centro della vertebra utilizzando la formula

$$\Delta_{centro} = -(\text{media}(LVDT) - d * \tan(\theta_{AP}))$$

Dove d è la distanza del centro della vertebra dal centro degli LVDT.

La rigidità è stata calcolata sia dal grafico forza in funzione dello spostamento registrato dalla Instron che da quello della forza in funzione dell'abbassamento del centro della vertebra. In particolare è stata ottenuta come pendenza della retta di regressione lineare sul tratto che va dal 10% al 90% della forza massima. Durante la prova due LVDT hanno raggiunto il massimo valore misurabile prima della rottura del provino.

2.6 Set up terza versione

Per risolvere la problematica riscontrata nel caso precedente, è stato utilizzato un set up simile al precedente eccetto che per la posizione dei quattro LVDT intorno alla vertebra. In particolare questi sono stati spostati verso la parte anteriore del provino di 10mm. È stata inoltre aumentata di 3mm la distanza tra i sensori in direzione medio-laterale. La vertebra testata in questo caso è la 70_L5. Per quanto riguarda lo svolgimento della prova sono state utilizzate le stesse modalità del caso precedente.

Dai dati ottenuti in questo sono state ricavate le stesse grandezze del caso precedente.

2.7 Set up quarta versione

Gli spostamenti ottenuti dalle prove realizzate con i due set up descritti, sono stati utilizzati dal Gruppo di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli come condizioni al contorno per la realizzazione del modello FE. I risultati sono differenti rispetto a quanto riscontrato sperimentalmente. È stata quindi realizzata una prova che si differenzia dal caso precedente per l'eccentricità del 5% e per la presenza di tre rosette estensimetriche sul corpo vertebrale (Figura 2.21).

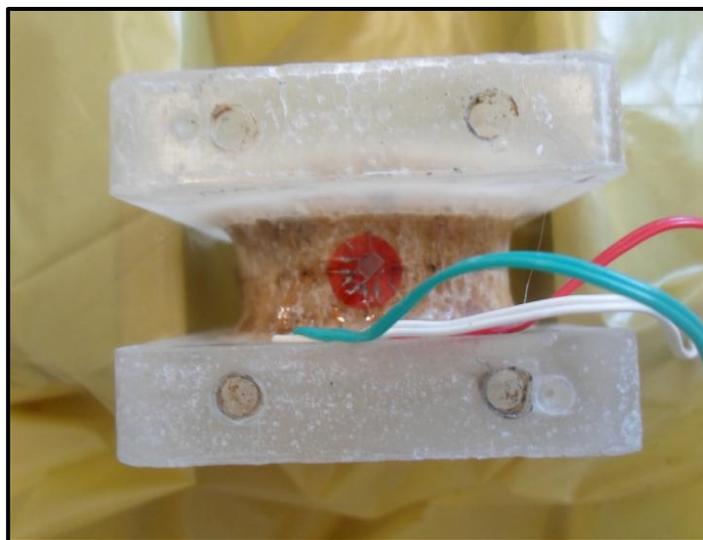


Figura 2. 21: Rosetta estensimetrica posta sulla faccia anteriore della vertebra.

In particolare un estensimetro è un sensore che permette una misura delle deformazioni su un corpo caricato. Quando l'estensimetro è soggetto ad una dilatazione lungo il suo asse si verifica una variazione di resistenza elettrica legata alla dilatazione subita. Se il sensore è reso solidale con la superficie di un corpo soggetto a deformazione, dalla misura della variazione di resistenza elettrica è possibile risalire alla misura della deformazione del corpo in quel punto nella direzione dell'asse del conduttore. I sensori utilizzati in questo studio sono delle rosette estensimetriche ovvero dei complessi costituiti da tre estensimetri montati su una stessa base. Le griglie sono disposte a 0° - 45° - 90° e la

lunghezza della griglia è 3mm. Per l'applicazione di questi sensori è stata utilizzata la seguente procedura^[38]:

- pulizia della superficie laterale della vertebra mediante pinze e carta vetrata;
- pulizia accurata della superficie mediante l'utilizzo di etanolo e successivamente con una miscela di acetone e 2-propanolo;
- chiusura dei pori presenti sulla superficie vertebrale mediante l'applicazione di poliuretano;
- dopo 30 minuti il poliuretano in eccesso è stato rimosso mediante l'utilizzo di carta vetrata fine;
- applicazione di un nuovo strato di poliuretano e rimozione dello strato in eccesso come al punto precedente;
- applicazione delle rosette estensimetriche mediante l'utilizzo di cianoacrilato;
- applicazione di tre strati di poliuretano così da realizzare l'impermeabilizzazione delle rosette estensimetriche.

In totale sono state applicate tre rosette poste sulla parte anteriore, sulla parte destra e su quella sinistra del corpo vertebrale (Figura 2.22).

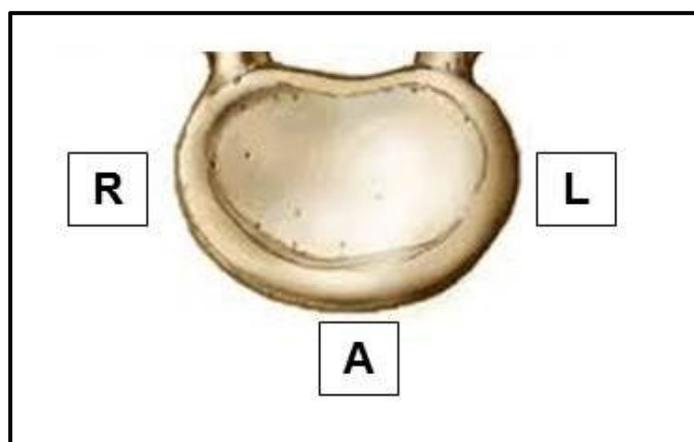


Figura 2. 22: Schematizzazione della posizione delle rosette estensimetriche.

La vertebra utilizzata in questo caso è la 57_L4.

Le prove sono state effettuate con le stesse modalità utilizzate nei casi precedenti. In Figura 2.23 è riportata la vertebra prima della prova a rottura.



Figura 2. 23: 57_L4 prima della prova a rottura.

Dai dati ottenuti dalla macchina e dagli LVDT sono state calcolate le stesse grandezze dei set up della seconda e terza versione. È stato inoltre misurato l'angolo di torsione con le stesse modalità utilizzate nel set up prima versione (paragrafo 2.4).

Dalle rosette estensimetriche sono state calcolate le deformazioni massime e minime secondo le seguenti formule:

$$\varepsilon_{max} = \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_c}{2} + \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_a - \varepsilon_c}{2}\right)^2 + \left(\frac{2 * \varepsilon_b - \varepsilon_a - \varepsilon_c}{2}\right)^2}$$

$$\varepsilon_{min} = \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_c}{2} - \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_a - \varepsilon_c}{2}\right)^2 + \left(\frac{2 * \varepsilon_b - \varepsilon_a - \varepsilon_c}{2}\right)^2}$$

Dove ε_a , ε_b ed ε_c rappresentano rispettivamente la deformazione registrata dall'estensimetro posto a 0° , 45° e 90° .

È stato inoltre calcolato l'angolo formato dalla direzione principale e l'asse x secondo la formula:

$$\theta^* = \frac{1}{2} * \arctan \left(\text{abs} \left(\frac{2 * \varepsilon_b - \varepsilon_a - \varepsilon_c}{\varepsilon_a - \varepsilon_c} \right) \right)$$

La determinazione dell'angolo esatto richiede l'analisi dei segni del numeratore e del denominatore dell'argomento dell'arcotangente. Sia z il numeratore e n il denominatore. I casi possibili sono:

- $z > 0, n > 0 \rightarrow \theta = \theta^*$;
- $z > 0, n < 0 \rightarrow \theta = \frac{\pi}{2} - \theta^*$;
- $z < 0, n < 0 \rightarrow \theta = \frac{\pi}{2} + \theta^*$;
- $z < 0, n > 0 \rightarrow \theta = \pi - \theta^*$.

2.8 Riepilogo delle prove effettuate

In totale sono state effettuate cinque prove le cui caratteristiche principali sono riassunte nella Tabella 2.4:

Tabella 2. 4: Riepilogo delle caratteristiche delle prove effettuate.

	Provino	Posizione LVDT	Eccentricità	Estensimetri	Forza massima durante il condizionamento	Precarico
Set up prima versione	57_L1	attorno testa dello snodo sferico	10% della profondità AP	no	50%BW	no
Set up seconda versione	70_L3	a contatto con il supporto contenente la base inferiore del pot	10% della profondità AP	no	20% BW	20%BW
	70_L4					
Set up terza versione	70_L5	a contatto con il supporto contenente la base inferiore del pot	10% della profondità AP	no	20%BW	20%BW
Set up quarta versione	57_L4	a contatto con il supporto contenente la base inferiore del pot	5% della profondità AP	si, posti a destra, a sinistra e sulla parete anteriore della vertebra	20%BW	20%BW

2.9 Verifica della qualità delle vertebre dopo la rottura

Al fine di valutare l'integrità del cemento a seguito della prova a rottura, sono stati utilizzati i liquidi penetranti. In particolare il penetrante è stato cosparso sui

campioni mediante spruzzatura. I campioni sono stati posti all'aria per circa 10 minuti così da permettere al penetrante di attraversare la struttura e inserirsi in eventuali difetti. A questo punto i campioni sono stati lavati e tamponati così da eliminare il liquido in eccesso. Questa procedura è stata eseguita sulle vertebre 70_L4 (set up seconda versione) e 70_L5 (set up terza versione).

Al fine di valutare, invece, la struttura della vertebra e la presenza di bolle d'aria all'interfaccia tra la vertebra e il cemento, sono stati effettuati tre tagli lungo il piano sagittale (Figura 2.24).

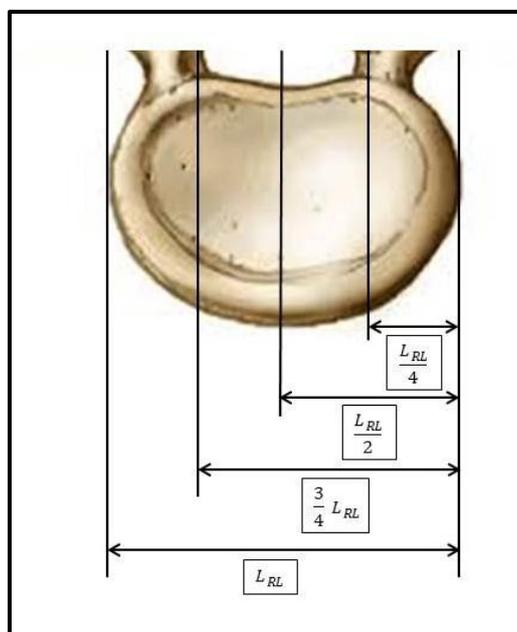


Figura 2. 24: Schematizzazione della posizione dei tagli effettuati sulle vertebre.

CAPITOLO 3: *Materiali e metodi della fase computazionale*

Il valore della tensione meccanica generata a seguito di normali task fisiologici è difficile da misurare *in vivo* in quanto richiede delle procedure particolarmente invasive. Per poter superare tale ostacolo si procede con la definizione di uno specifico modello agli elementi finiti (FE). Questa procedura, svolta dal Gruppo di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, prevede la creazione del modello FE a partire dalle immagini tridimensionali ottenute a seguito di una CT.

3.1 Tomografia computerizzata (CT)

La tomografia computerizzata (CT) è una metodica diagnostica per immagini che, sfruttando raggi X, consente la riproduzione di sezioni o strati e la successiva elaborazione tridimensionale delle immagini ottenute. L'informazione rilevata ha origine dalla misura dell'attenuazione subita dai raggi X nell'attraversare tessuti del corpo con diversa densità. In particolare il fascio di raggi X sarà attenuato tanto più quanto il materiale ha densità e spessore elevati e bassa energia. Acquisendo quindi diverse proiezioni radiografiche dello stesso oggetto ad angolazioni diverse, è possibile ricostruire l'oggetto nella sua terza dimensione. Questa è ottenuta mediante algoritmi matematici che necessitano il passaggio delle immagini radiografiche ad immagini digitali. Tali immagini sono rappresentate da una matrice i cui elementi costitutivi sono detti voxel e rappresentano un numero in scala di grigi a cui corrisponde la misura dell'attenuazione del fascio in quel punto. L'immagine digitale, ottenuta a seguito dell'applicazione degli algoritmi di ricostruzione, rappresenta la distribuzione della densità dell'oggetto in una sua sezione interna e il più piccolo

elemento è detto voxel. Quanto più è piccolo il volume rappresentato da un voxel tanto maggiore è la risoluzione spaziale.

3.2 Metodo agli elementi finiti

Il metodo agli elementi finiti rappresenta una tecnica utilizzata per cercare soluzioni approssimate a problemi complessi per cui non esistono soluzioni in forma chiusa. Questi sono descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali e il metodo agli elementi finiti è in grado di ridurre queste ad un sistema di equazioni algebriche. È possibile applicare tale metodo soltanto suddividendo il corpo in esame in un certo numero di elementi di forma definita e dimensioni contenute. Caratteristica principale del metodo agli elementi finiti è la discretizzazione mediante la creazione di una griglia (mesh) costituita da elementi di forma codificata. Su ciascuno di questi elementi la soluzione del problema è data dalla combinazione lineare di funzioni dette funzioni base.

Tali metodi fanno parte della classe dei metodi di Galerkin, il cui punto di partenza è la formulazione debole del problema differenziale. L'idea alla base dei metodi di Galerkin è l'approssimazione della soluzione del problema scritto in forma debole mediante combinazione lineare di funzioni elementari. I coefficienti di tale combinazione lineare diventano le incognite del problema algebrico ottenuto dalla discretizzazione. Nel caso degli elementi finiti le funzioni di base scelte sono polinomiali a pezzi.

Le fasi necessarie per arrivare alla definizione del modello finale sono essenzialmente due: modellazione e discretizzazione. Nella prima fase si passa dal sistema fisico ad un modello matematico che focalizza l'attenzione su determinate variabili di interesse filtrando le rimanenti. Nel caso in cui il sistema fisico sia complesso, lo si suddivide in sottosistemi ognuno dei quali è ulteriormente suddiviso in elementi finiti ai quali è applicato il modello matematico. Con la discretizzazione si passa, invece, da un numero infinito di gradi di libertà ad un modello discreto caratterizzato da un numero finito di gradi

di libertà. L'approssimazione porta degli errori a conclusione del risultato rispetto a quella che sarebbe la soluzione analitica, che in alcuni casi comunque è impossibile da risolvere.

3.3 Dalla CT al modello FE

Il Gruppo di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli ha realizzato il modello agli elementi finiti utilizzando una procedura simile a quella già applicata in studi sulle caratteristiche del femore^[30, 31 e 32]. Questa che può essere riassunta nei seguenti passi:

- Estrazione della superficie 3D: da ogni slice, ottenuta a seguito della CT, è stato estratto il bordo esterno utilizzando un software semi-automatico. I contorni così ottenuti sono stati poi interpolati in modo da ottenere una superficie chiusa che è stata convertita in una NURBS mediante un software di ingegneria inversa.
- Creazione di una mesh di elementi finiti: la geometria 3D è stata suddivisa in elementi base di dimensione più piccola. Più sono piccoli questi elementi più la soluzione si avvicinerà a quella analitica e maggiore sarà il peso computazionale. Si procede quindi facendo un compromesso tra la precisione della soluzione e la complessità del modello; in alcuni casi differenziando la mesh a seconda dell'importanza e del tipo di elemento in considerazione. Gli elementi base utilizzati per la ricostruzione delle vertebre sono dei tetraedri.
- Modifica del sistema di riferimento. I dati ottenuti dalla CT sono riferiti al corpo vertebrale; i dati ottenuti dalla prova meccanica, invece, sono misurati rispetto al pot. Bisogna quindi realizzare una matrice di rotazione in grado di trasportare i dati ottenuti dalle prove meccaniche nel sistema di riferimento della vertebra. Per fare ciò si utilizzano i dati misurati in seguito alla digitalizzazione (effettuata mediante digitizer calibro 3D

CAM2 Gage Plus, Gruppo Faro Technologies, Inc. USA). con la quale si ottiene una nuvola di punti che rappresenta la vertebra rispetto al pot superiore.

- Mappatura delle proprietà meccaniche disomogenee del tessuto osseo sulla mesh. Si procede con l'assegnazione di un particolare valore del modulo elastico per ogni tetraedro in cui è stata suddivisa la struttura. Tale valore è ricavato dalla densità minerale misurata mediante CT.

In particolare ogni elemento è considerato elastico lineare e il modulo elastico risulta essere proporzionale, secondo una legge esponenziale, alla densità apparente dell'osso stesso. Dalla CT, invece, si hanno informazioni sul contenuto minerale dell'osso ovvero si ottiene la densità radiologica^[33]. Si assume che le due densità così ottenute siano legate da una legge di tipo lineare. Quindi a partire dai dati ricavati dalla CT è possibile ottenere il modulo elastico (Figura 3.1).

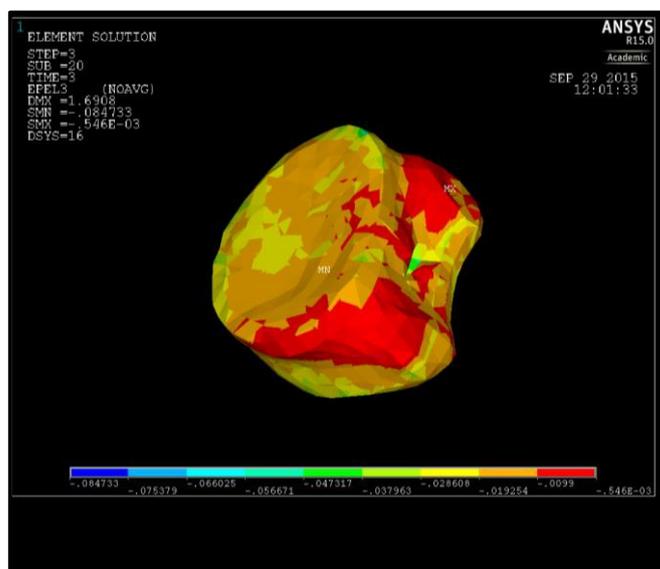


Figura 3. 1: Rappresentazione della vertebra ottenuta dal modello FE. I diversi colori sono dovuti alle diverse proprietà del tessuto osseo.

Alla vertebra così ottenuta è stata aggiunta la modellazione dei due pot (Figura 3.2).

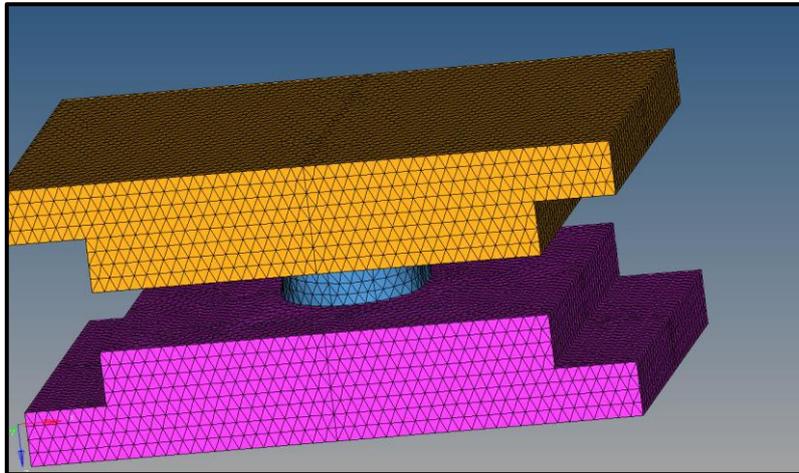


Figura 3. 2: Rappresentazione della vertebra e dei due pot.

A questo punto del lavoro si utilizzano i risultati ottenuti dalle prove sperimentali effettuate durante questo lavoro di tesi. In particolare imponendo come condizioni al contorno del modello gli stessi spostamenti (tilt del piano superiore, spostamento dell'attuatore, movimento delle slitte in antero-posteriore e medio-laterali) generati dalla singola vertebra durante la prova a rottura, il modello FE è in grado di ricavare la forza di rottura. Confrontando questa con il valore effettivo ottenuto durante la prova, è possibile valutare se il modello è in grado di simulare correttamente il comportamento generato dalla singola vertebra *in vitro*.

CAPITOLO 4: *Risultati delle prove sperimentali*

In questo capitolo saranno riportati i dati ottenuti a seguito delle prove meccaniche effettuate.

4.1 Caratteristiche del cemento

Dai dati acquisiti durante la prova a rottura, sono stati ricavati i valori di tensione, deformazione e modulo elastico. Nel Grafico 4.1 è riportato l'andamento tipico registrato a seguito dell'applicazione del carico lento o veloce.

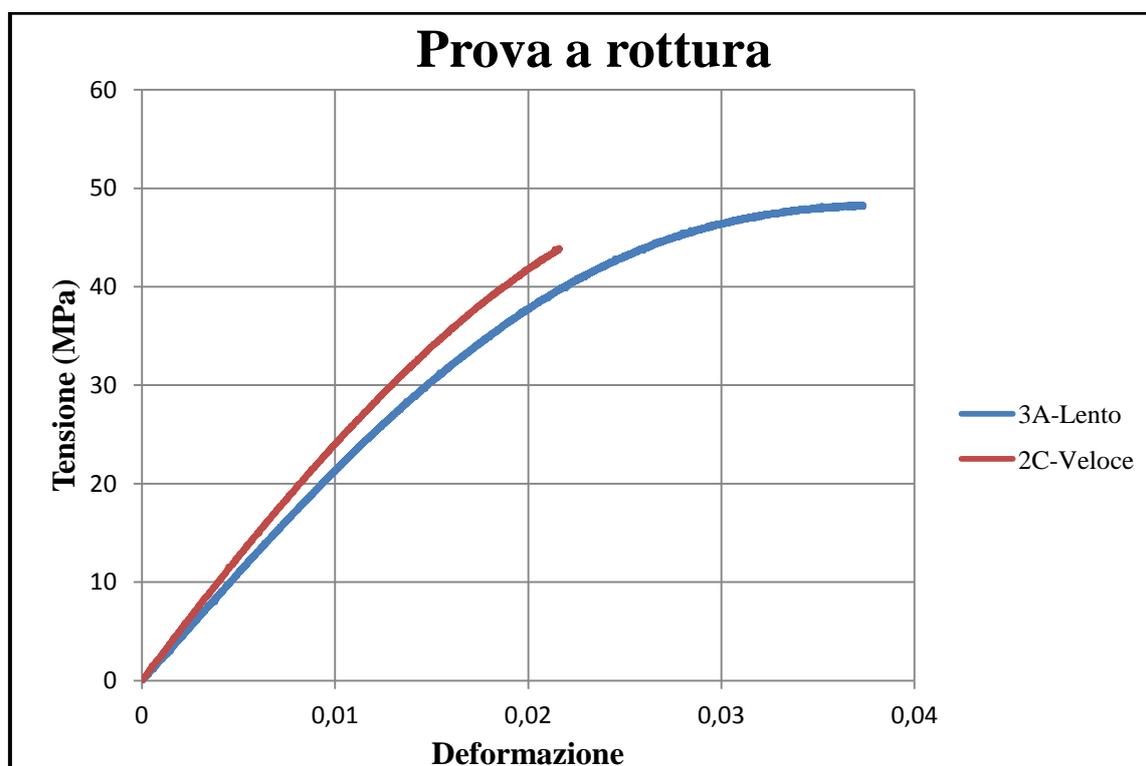


Grafico 4. 1: Andamento tipico registrato a seguito dell'applicazione del carico lento (curva blu) e veloce (curva rossa).

Applicando il carico con una velocità maggiore la rottura avviene in modo più rapido e con una deformazione minore.

In Tabella 4.3 sono riportati i valori della forza di rottura, della tensione di snervamento, della tensione di rottura, del modulo elastico, della derivata della tensione in funzione del tempo e la zona di rottura.

Tabella 4. 1: Dati ottenuti a seguito delle prove a trazione sui provini in cemento.

	Velocità (mm/s)	Fmax (N)	σ_{sn} (MPa)	σ_{rott} (MPa)	E (MPa)	σ' (MPa/s)	Rottura
1A	0,44	666,7	rottura fragile	23,07	2125	4,92	Vicino al raccordo
1B		1113	36,92	39,89	1975	6,51	Nell'afferraggio
2A		1343	26,57	49,10	2346	8,28	Tratto utile con bolla
3A		1403	34,52	48,37	1974	6,85	Tratto utile
4B		1369	29,95	47,53	2210	8,17	Tratto utile con bolla
5A		1377	22,17	48,78	2519	7,88	Tratto utile
5C		1239	29,58	43,74	2138	6,68	Tratto utile con bolla
6B		855,0	25,43	30,19	1875	4,79	Vicino al raccordo
6C		1095	24,02	40,74	2293	7,80	Nell'afferraggio
Media lento			1162	28,64	41,27	2162	6,88
1C	2,18	1149	25,42	42,46	2183	29,48	Tratto utile con bolla di circa 1mm
2B		1154	38,16	39,93	2161	35,79	Vicino al raccordo
2C		1228	34,72	43,96	2246	34,45	Tratto utile
3B		1413	27,33	50,84	2554	41,73	Vicino al raccordo
3C		1557	22,44	56,21	2493	30,36	Tratto utile con bolla
4A		1270	27,40	49,34	2442	35,36	Tratto utile
4C		1323	30,36	54,48	2421	44,02	Tratto utile con bolla

5B		1250	27,49	44,75	2623	37,59	Tratto utile
6A		1461	24,25	51,05	1596	40,89	Estensometro non era sbloccato
Media veloce		1312	28,62	48,11	2391	36,10	

Nel caso del provino 6A l'estensometro non è stato sbloccato quindi i valori della deformazione e di conseguenza del modulo elastico sono stati ricavati a partire dai dati forniti dalla macchina.

Nell'ultima colonna è riportato la zona di rottura e la presenza o meno di bolle nel punto di rottura. In particolare la formazione dei pori è dovuta all'intrappolamento dell'aria durante la fase di miscelazione del cemento. In funzione del diametro è possibile classificare i pori in micropori (diametro inferiore a 1mm) e macropori (diametro maggiore di 1mm)^[36]. La presenza di macropori causa una variazione del comportamento del cemento^[36]. Nei provini analizzati sono presenti delle bolle ma, fatta eccezione per il provino 1C, queste non superano il valore limite.

Confrontando i valori medi è possibile notare che per la tensione di snervamento e quella di rottura non si ottengono valori significativamente differenti. La velocità di somministrazione del carico influisce, invece, sul valore del modulo elastico e, in modo maggiore, sulla derivata della tensione in funzione del tempo. Nel Grafico 4.2 è riportato l'andamento del modulo elastico in funzione della derivata della tensione.

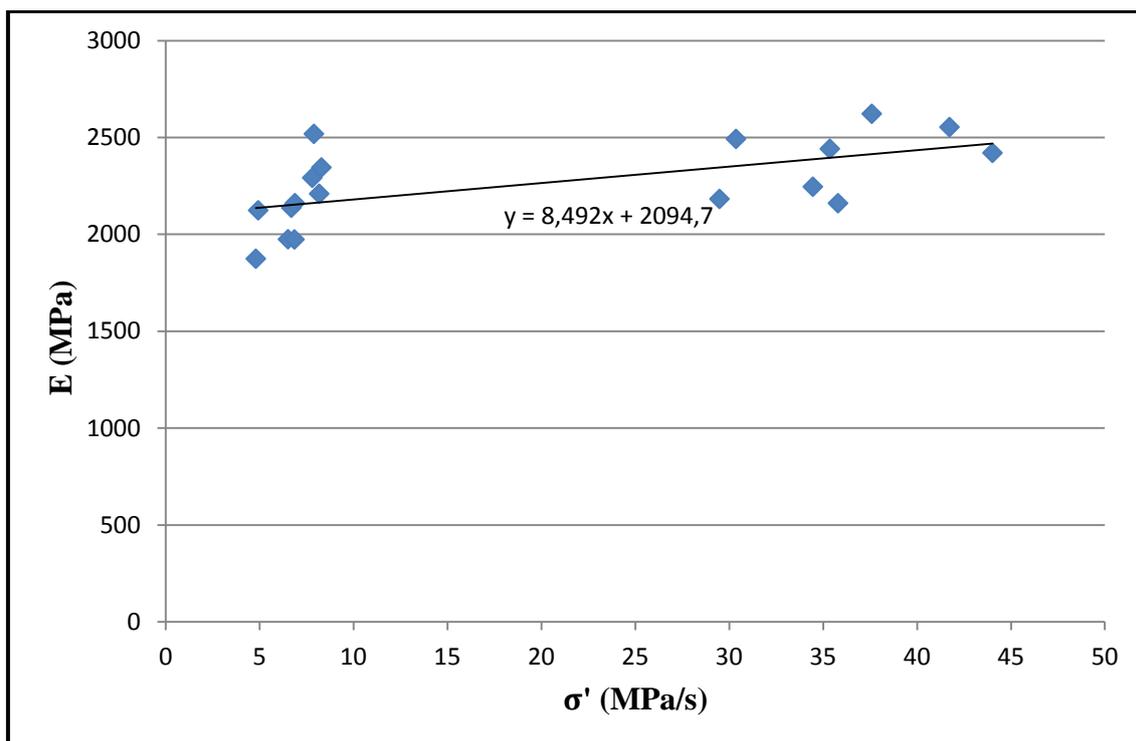


Grafico 4. 2: Andamento del modulo elastico in funzione della derivata della tensione.

A partire da tale grafico è stata ricavata l'equazione che interpola i punti ottenuti. L'equazione:

$$E = 8,492 * \dot{\sigma} + 2094,7$$

sarà utilizzata nel modello FE per ricavare il modulo elastico del cemento in funzione della tensione registrata sul singolo provino vertebrale.

4.2 Set up prima versione

La vertebra è stata montata sul set-up ed è stata sottoposta a 10 cicli di preconditionamento. Nel Grafico 4.3 è riportato l'andamento della forza in funzione dello spostamento registrato durante tale prova.

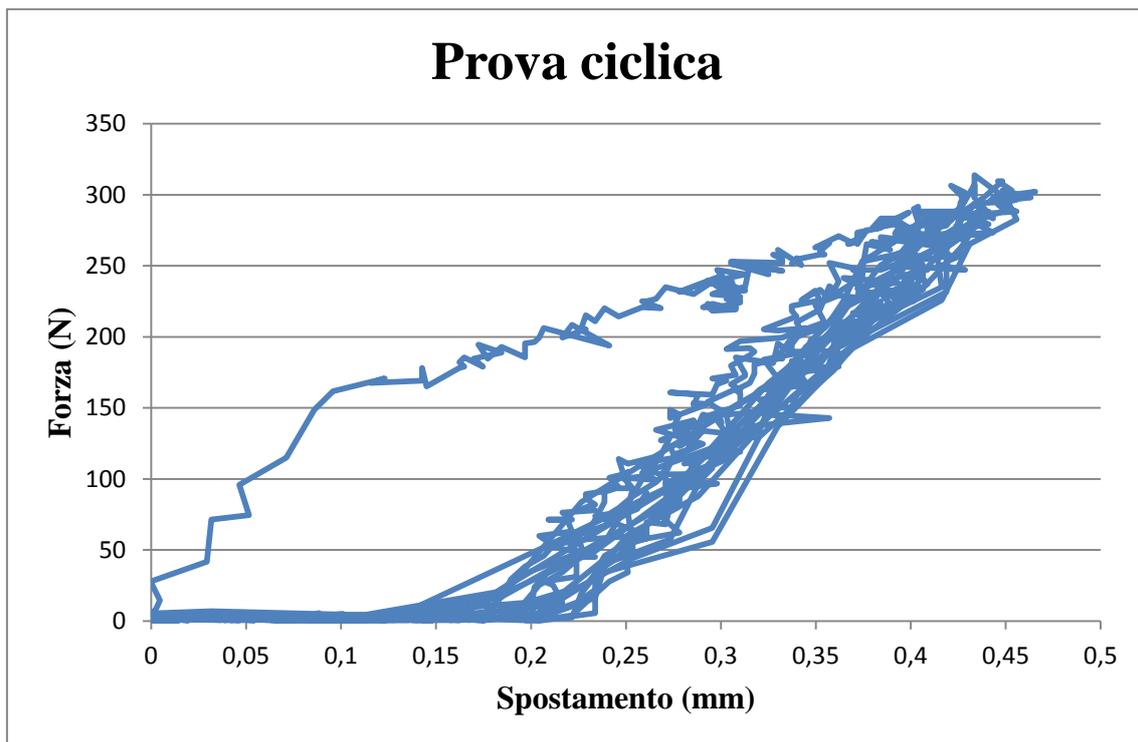


Grafico 4. 3: Andamento della forza in funzione dello spostamento ottenuto a seguito della prova ciclica.

La rottura del provino è stata raggiunta a seguito di sei prove così da verificare il comportamento della vertebra in funzione della compressione dell'altezza libera. In particolare ad ogni prova è stata fornita una percentuale di compressione dell'altezza libera maggiore rispetto al caso precedente. Le percentuali utilizzate sono: 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%.

Nel Grafico 4.4 è riportato l'andamento della forza in funzione dello spostamento ottenuto a seguito delle prove.

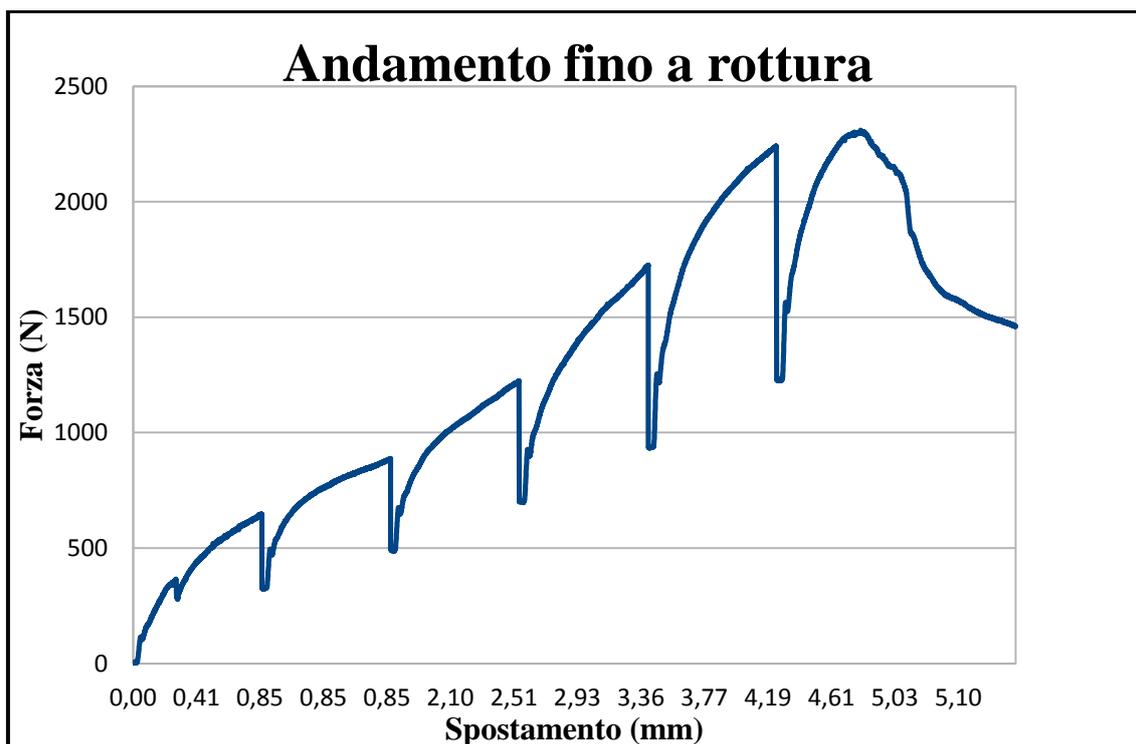


Grafico 4. 4: Andamento della forza in funzione dello spostamento ottenuto a seguito delle sei prove effettuate per raggiungere la rottura del provino.

In particolare è possibile distinguere l'andamento relativo ad ogni singola prova in quanto è presente una netta variazione tra la forza massima raggiunta nello step precedente e il valore di partenza dello step successivo, dovuto al rilassamento del provino.

Una prima lesione si è verificata già al 10% dell'altezza libera. La rottura effettiva si è invece verificata quando è stata fornita una compressione pari al 25% dell'altezza libera. La forza raggiunta al 30%, infatti, varia poco rispetto allo step precedente come mostrato in Tabella 4.2.

Tabella 4. 2: Valori di forza e spostamento registrati al termine di ogni prova.

	Forza massima (N)	Spostamento al carico massimo (mm)
0%	0	0
5%	645	0,85
10%	888	0,85
15%	1225	2,55
20%	1725	3,41
25%	2241	4,25
30%	2304	5,09

Nel Grafico 4.5 sono riportati gli andamenti dei 4 LVDT in funzione della percentuale di compressione dell'altezza libera.

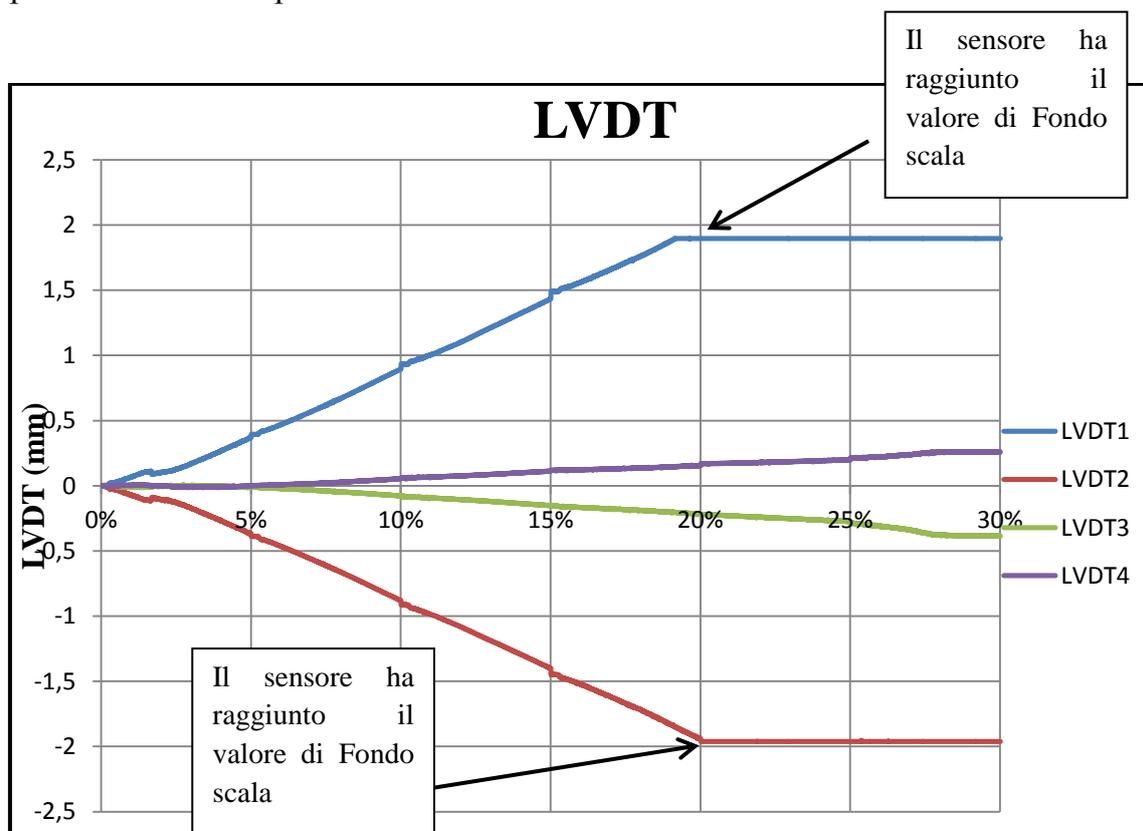


Grafico 4. 5: Andamento dei quattro LVDT registrato durante le sei prove.

Si nota che i due sensori posizionati in anteriore e posteriore hanno raggiunto il massimo valore misurabile al 20% di compressione dell'altezza libera. Si nota inoltre che il movimento in antero-posteriore è maggiore rispetto a quanto non accade in medio-laterale.

A partire dai dati ottenuti da questi 4 sensori sono stati calcolati gli angoli in antero-posteriore (Grafico 4.6) e medio-laterale (Grafico 4.7).

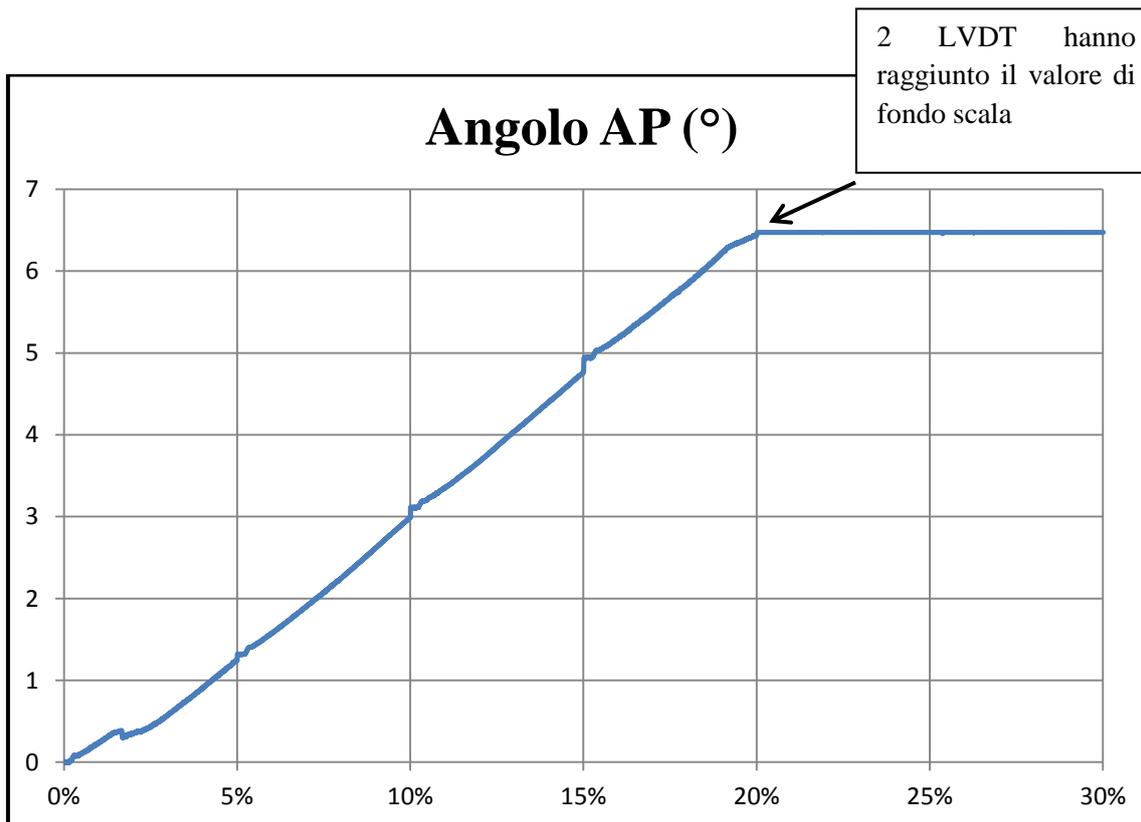


Grafico 4. 6: Angolo in direzione antero-posteriore.

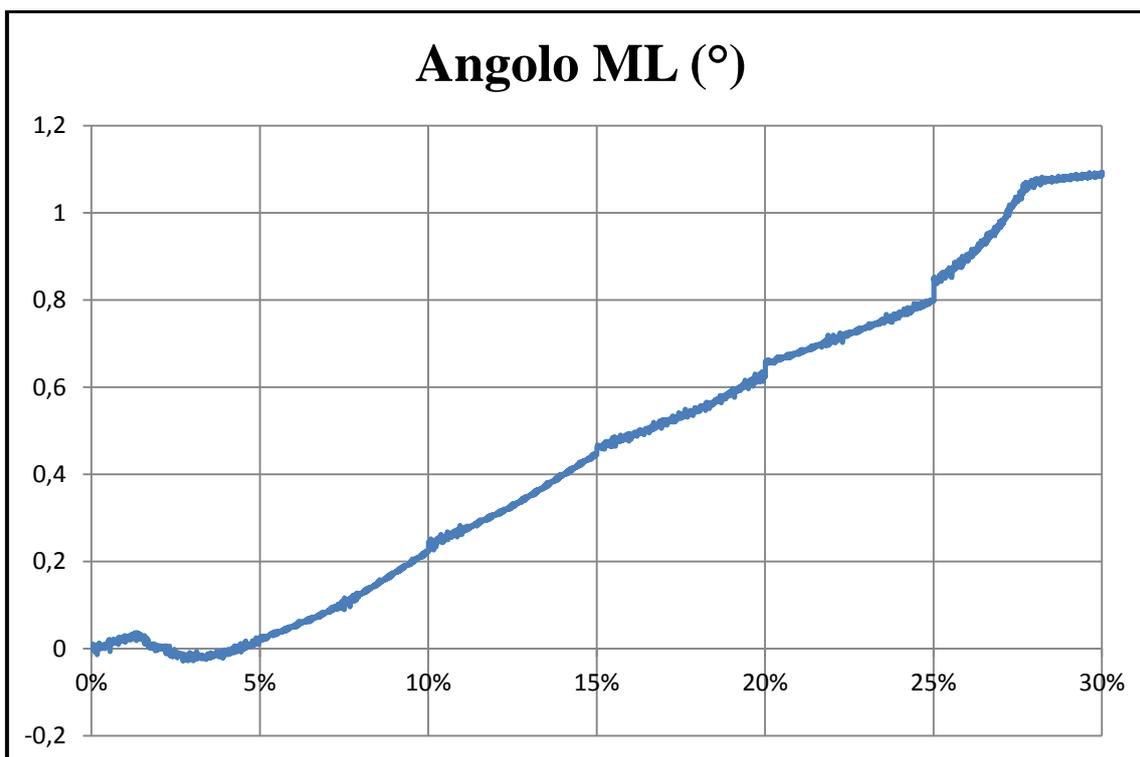


Grafico 4. 7: Angolo in direzione medio-laterale.

L'angolo raggiunto a fine prova in antero-posteriore è pari a $6,47^\circ$ mentre in medio-laterale risulta essere $1,09^\circ$ minore quindi rispetto al precedente.

Al fine di valutare l'entità dell'angolo di torsione generato a seguito dell'*anterior wedge fracture*, al termine di ogni prova, è stata misurata, mediante calibro, la distanza tra il bordo del pot contenente il provino e una guida montata sulla base del sistema. Da questi valori è stato ricavato l'angolo di torsione.

In Tabella 4.5 sono riportati i valori dei tre angoli misurati: angolo di torsione, angolo in antero-posteriore e angolo in medio-laterale (Tabella 4.3).

Tabella 4. 3: Valori dei tre angoli ricavati al termine di ogni prova.

	Angolo di torsione (°)	Angolo AP (°)	Angolo ML (°)
5%	-0,03	1,24	0,02
10%	-0,17	2,99	0,22

15%	-0,10	4,77	0,45
20%	-0,16	6,44	0,62
25%	-0,33	6,47	0,80
30%	-0,36	6,47	1,09

L'angolo in antero-posteriore è considerato positivo in caso di ribaltamento del provino in avanti; l'angolo in medio-laterale è positivo se la vertebra è piegata verso sinistra; l'angolo di torsione è positivo in caso di rotazione in senso orario. È possibile notare che l'angolo che presenta una maggiore escursione è quello in antero-posteriore. Per quanto riguarda invece l'angolo di torsione, fino a compressioni del 20% dell'altezza libera risulta essere contenuto.

4.3 Set up seconda e terza versione

I risultati ottenuti dal primo e dal secondo set up sono presentati insieme in quanto le prove si differenziano soltanto per la disposizione degli LVDT; le condizioni di prova sono invece invariate.

Le vertebre 70_L3 e 70_L4 sono state testate con la prima versione del set up. Per quanto riguarda la vertebra 70_L3 non sono stati registrati i dati durante la prova a rottura in quanto si è verificato un problema in fase di acquisizione.

La vertebra 70_L5 è stata invece testata utilizzando la seconda versione del set up.

Il Grafico 4.8 mostra l'andamento della forza in funzione dello spostamento registrato durante la prova ciclica nel caso della vertebra 70_L5. Andamento analogo è stato registrato per la vertebra 70_L4.

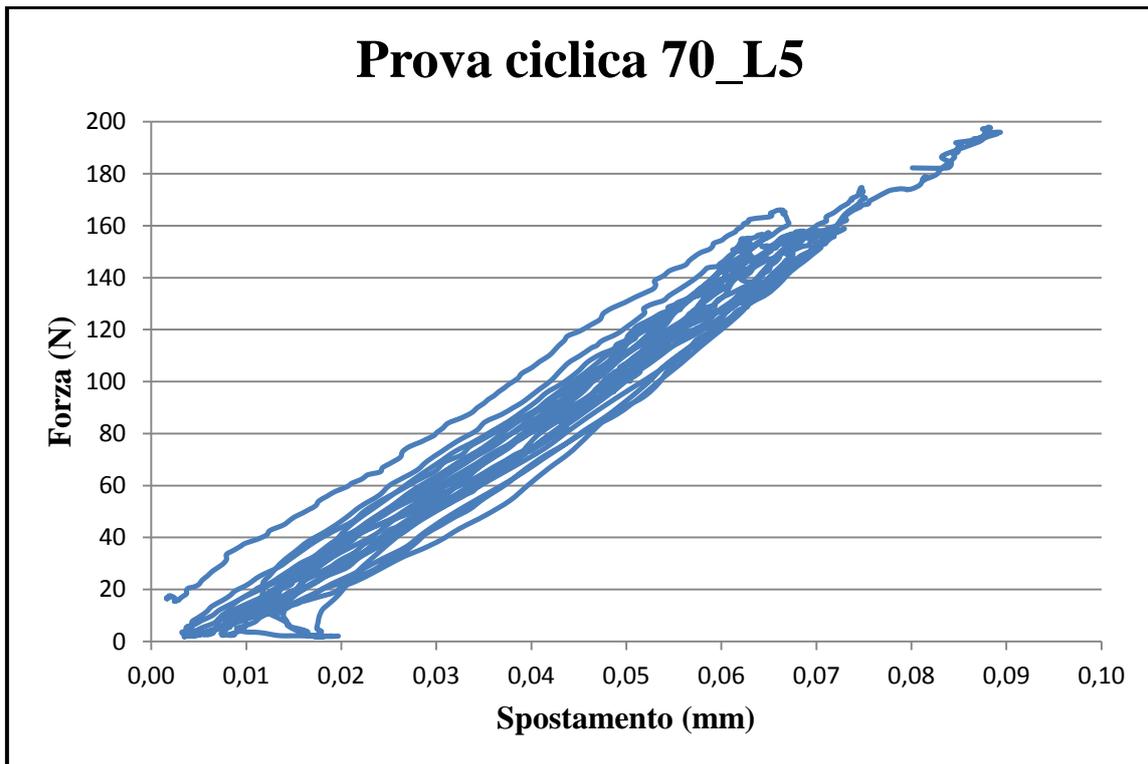


Grafico 4. 8: Andamento della forza in funzione dello spostamento durante la prova ciclica.

A seguito della prova ciclica è stata effettuata la prova a rottura. La Figura 4.1 riporta il provino 70_L4 dopo la rottura.

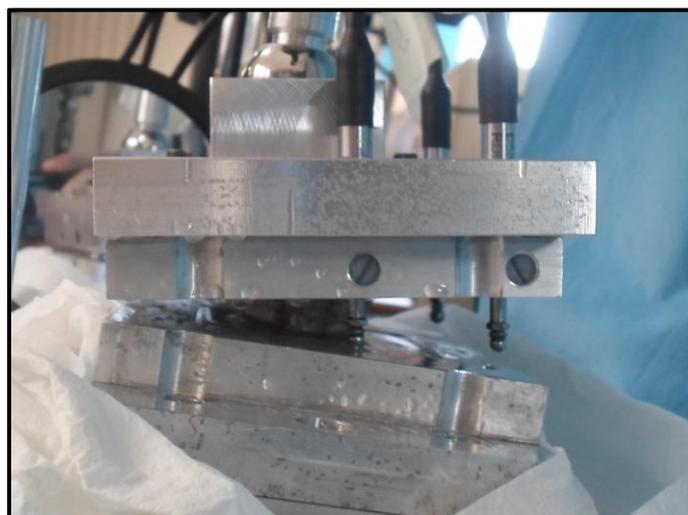


Figura 4. 1: 70_L4 dopo la rottura.

Nel caso del provino 70_L5, a fine prova, si è verificato il distacco del pot superiore dalla vertebra.

Il Grafico 4.9 riporta l'andamento della forza in funzione dello spostamento registrato a seguito di tale prova.

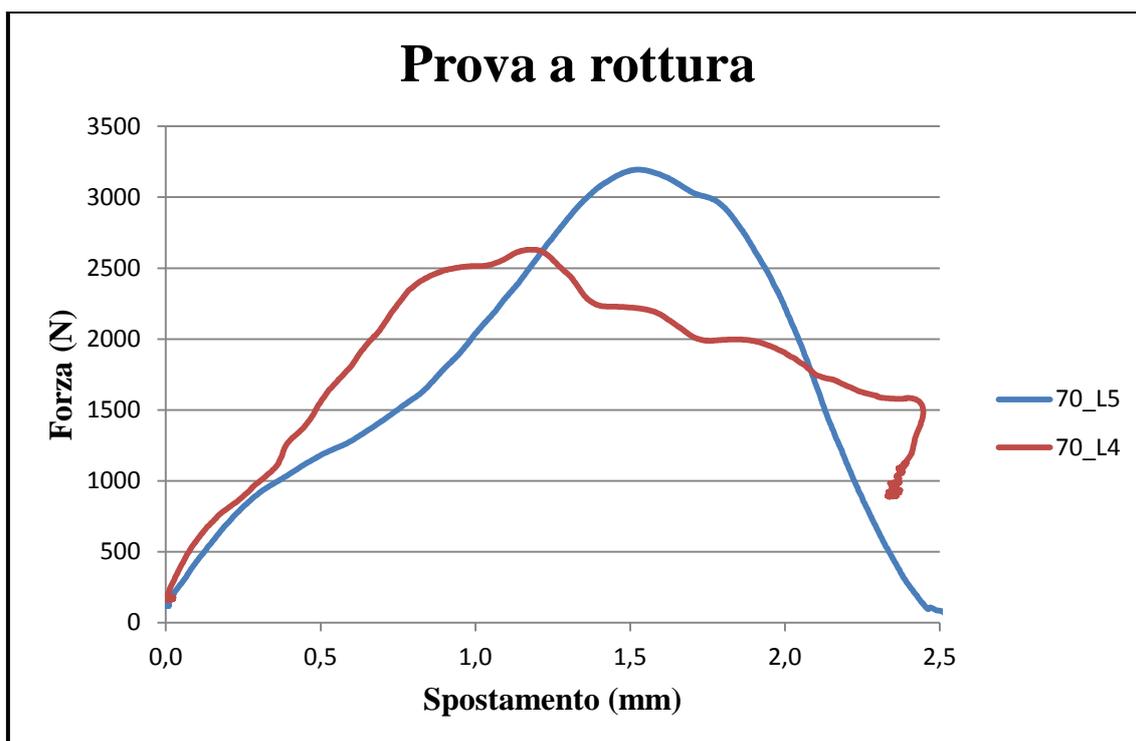


Grafico 4. 9: Andamento della forza in funzione dello spostamento registrato dalla Instron durante le prove a rottura.

L'andamento registrato nei due casi è simile cambia però il valore massimo di forza registrato.

Dai valori ottenuti dagli LVDT, invece, è possibile calcolare il valore degli angoli in antero-posteriore e in medio-laterale e dell'abbassamento del centro della vertebra. Come è possibile notare dal Grafico 4.10, nel caso della vertebra 70_L4 quando si è verificata la rottura due sensori avevano già raggiunto il fine corsa.

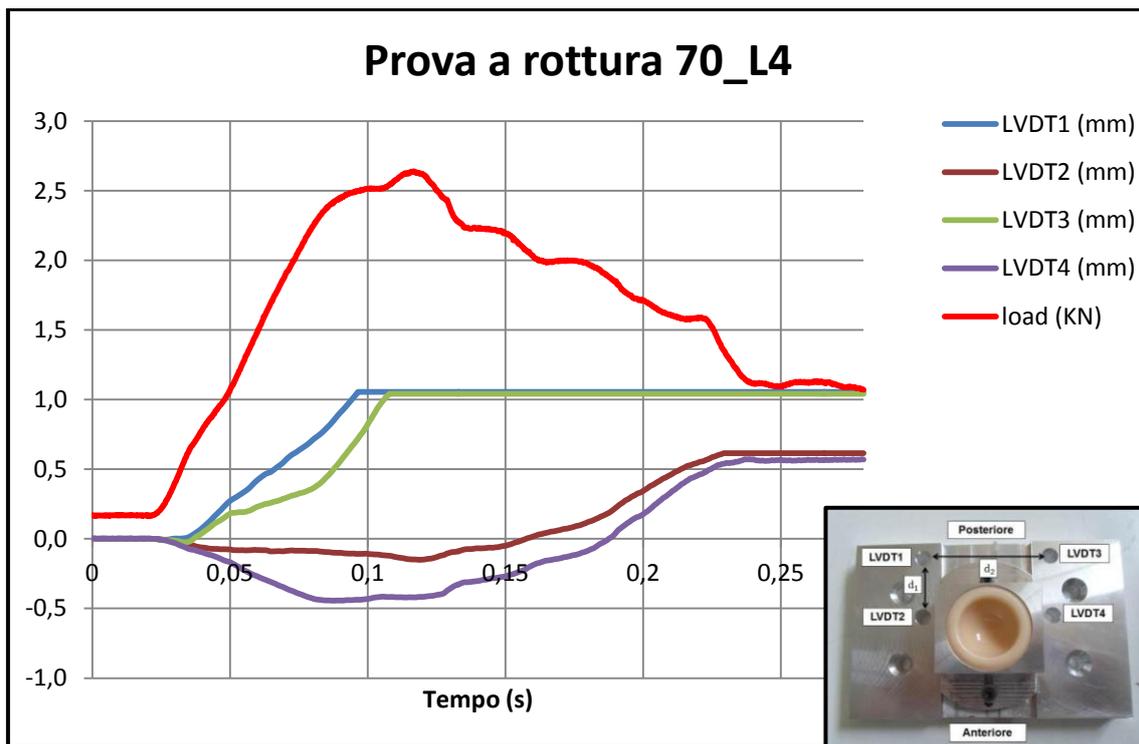


Grafico 4. 10: Forza e LVDT registrati durante la prova a rottura sul provino 70_L4.

In questo caso gli angoli e l'abbassamento del centro della vertebra possono essere considerati finché sono funzionanti almeno tre LVDT. I valori calcolati rappresentano quindi una sottostima del valore reale.

Nel caso del provino 70_L5, invece, tutti e quattro i sensori raggiungono il valore di fine corsa dopo la rottura del provino (Grafico 4.11).

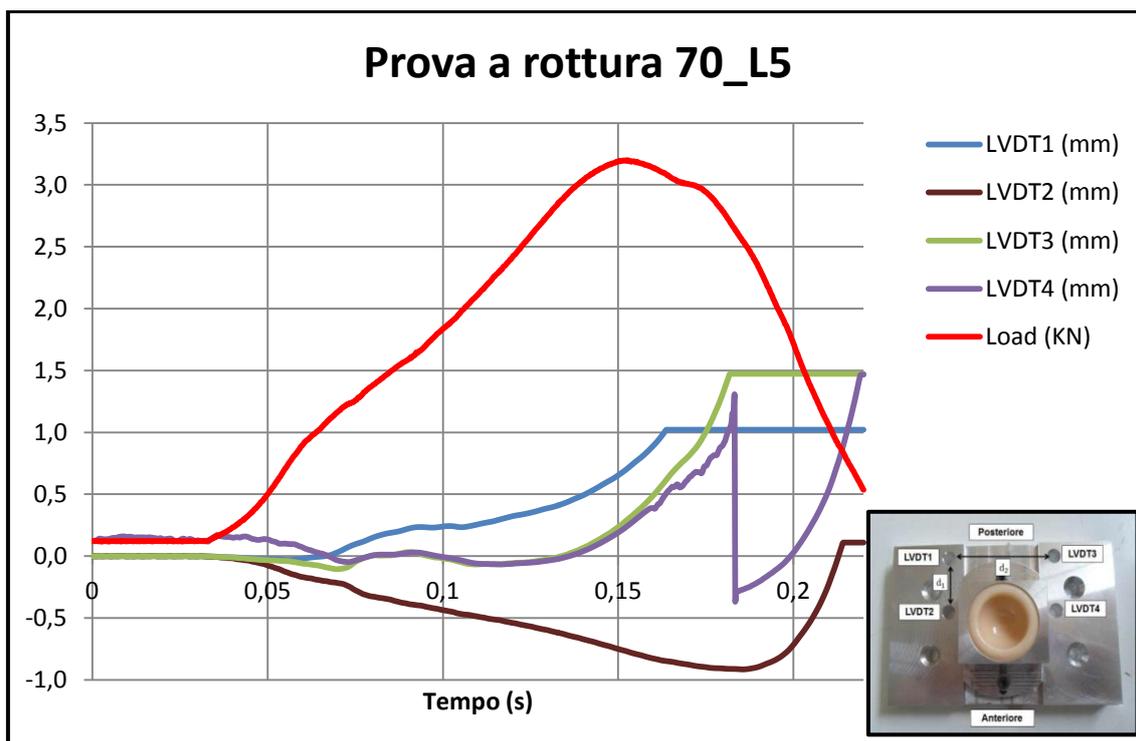


Grafico 4. 11: Forza e LVDT registrati durante la prova a rottura sul provino 70_L5

Il Grafico 4.12 riporta l'andamento della forza in funzione dell'abbassamento del centro della vertebra ottenuto nei due casi.

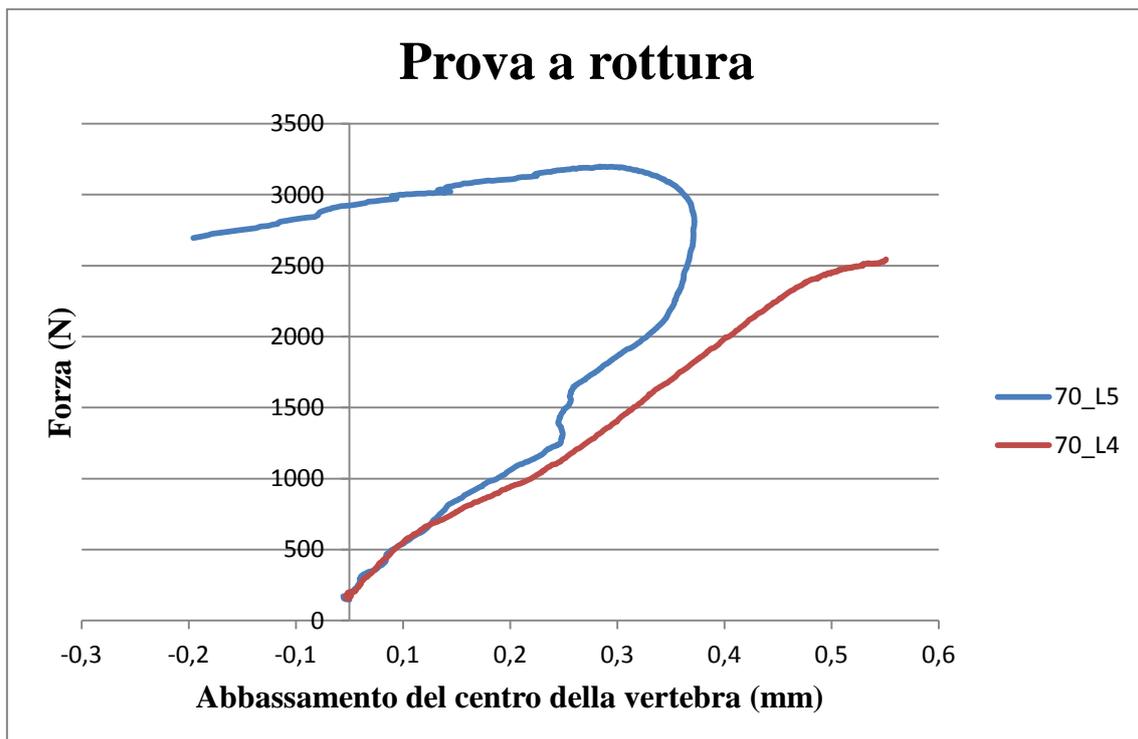


Grafico 4. 12: Forza in funzione dell'abbassamento del centro della vertebra ottenuti durante le prove a rottura.

In particolare un valore positivo dell'abbassamento della vertebra si ottiene quando si è in compressione.

I Grafici 4.13 e 4.14 riportano gli andamenti degli angoli ricavati nei due casi.

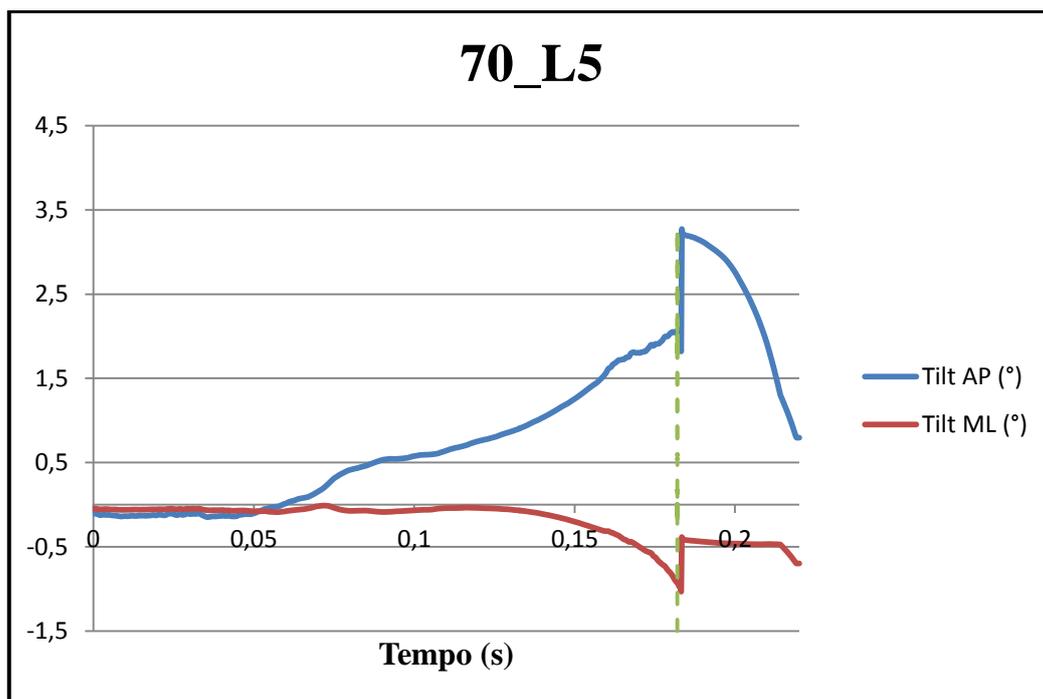


Grafico 4. 13: Angolo in direzione antero-posteriore (curva blu) e angolo in direzione medio-laterale (curva rossa). La linea tratteggiata rappresenta il primo punto in cui due LVDT raggiungono il valore di fondo scala.

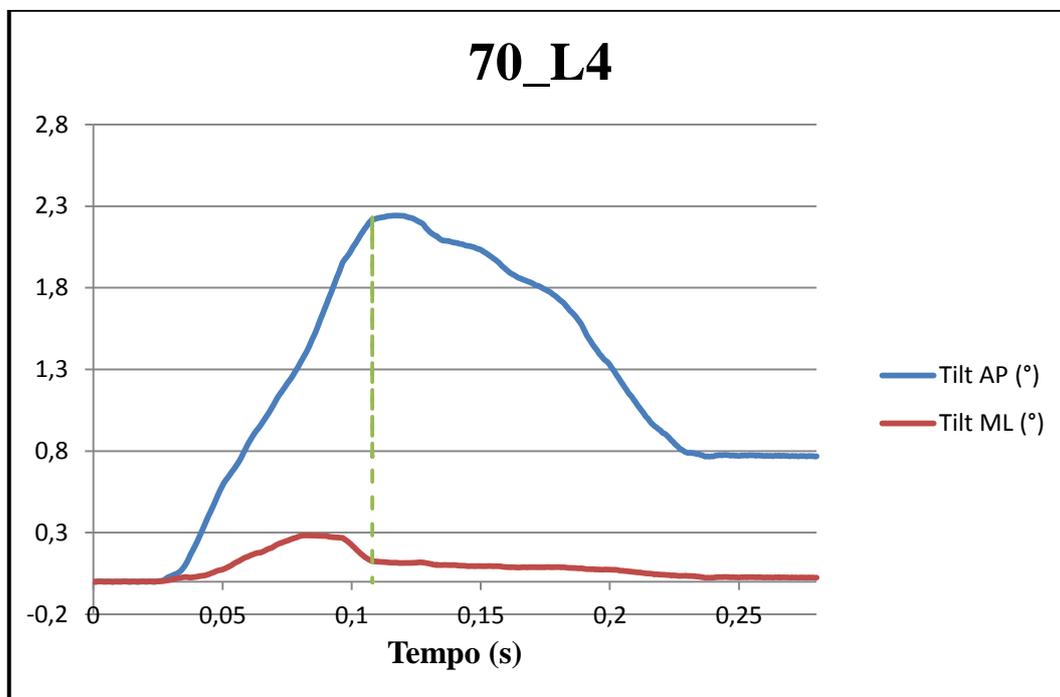


Grafico 4. 14: Angolo in direzione antero-posteriore (curva blu) e angolo in direzione medio-laterale (curva rossa). La linea tratteggiata rappresenta il primo punto in cui due LVDT raggiungono il valore di fondo scala.

In particolare l'angolo in antero-posteriore è considerato positivo nel caso di ribaltamento del provino in avanti, mentre l'angolo in medio-laterale è positivo se la vertebra si è piegata verso sinistra. La Tabella 4.4 contiene un riepilogo delle quantità ricavate dai dati ottenuti dalle prove a rottura sulle due vertebre.

Tabella 4. 4: Dati ottenuti durante la prova a rottura.

	Velocità attuatore (mm/s)	F_{max} (N)	Abbassamento del centro della vertebra (mm)	Angolo A-P (°)	Angolo R-L (°)	Rigidità della vertebra ricavata dai dati della Instron (N/mm)	Rigidità del corpo vertebrale ricavata dagli LVDT (mm)
70_L4	11,75	2638	0,5	2,22	0,28	2600	4941
70_L5	14,91	3199	0,26	2,06	-0,93	1870	7558

È possibile notare che il provino 70_L5 raggiunge la rottura ad una forza maggiore. Per quanto riguarda l'angolo in direzione antero-posteriore si ottiene un valore positivo ovvero la rottura è avvenuta a seguito di un ribaltamento in avanti del provino. Per quanto riguarda invece l'angolo in direzione medio-laterale i due comportamenti sono opposti ovvero il provino 70_L4 presenta un tilt verso la parte sinistra della vertebra mentre il provino 70_L5 presenta un movimento verso la parte destra.

4.4 Set up quarta versione

Il Grafico 4.15 riporta l'andamento della forza in funzione dello spostamento:

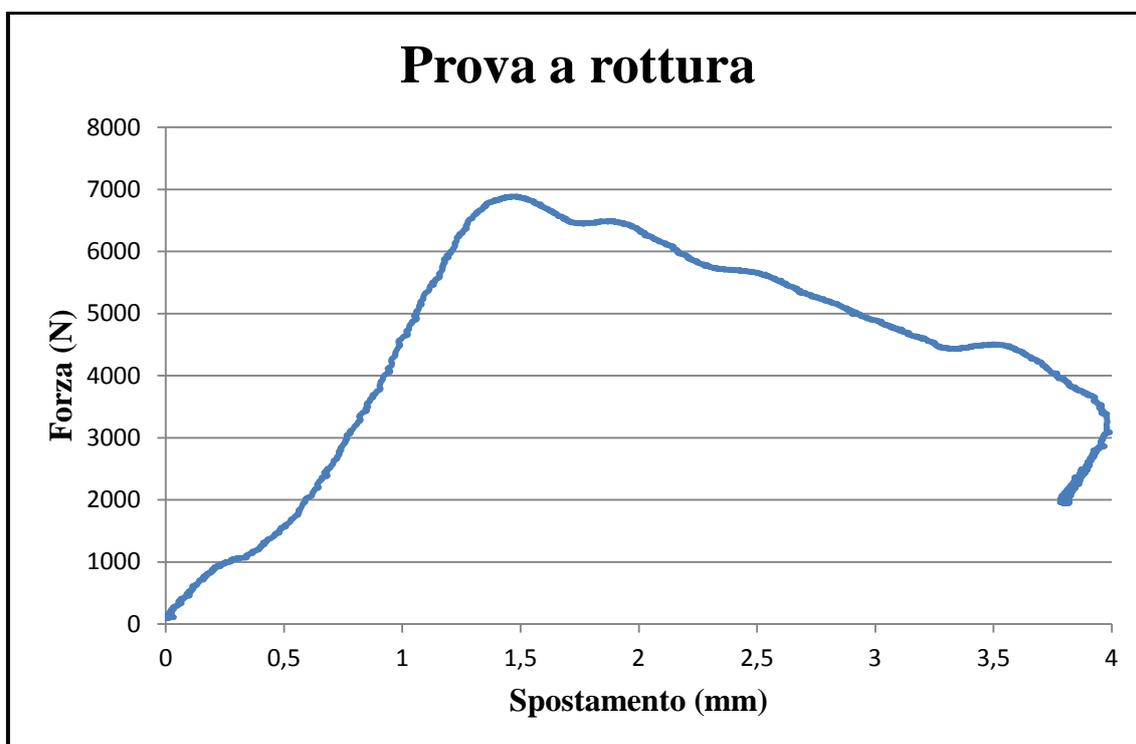


Grafico 4. 15: Forza in funzione dello spostamento dalla Instron registrata durante la prova a rottura.

Il valore di forza massima e della rigidità ottenuti in questo caso risulta essere maggiore rispetto a quanto riscontrato nelle prove precedenti. Questo risultato si ottiene in quanto la vertebra è più resistente e l'eccentricità fornita è minore.

Dai dati ottenuti dagli LVDT sono stati calcolati gli angoli in antero-posteriore e medio-laterale e l'abbassamento del centro della vertebra. Come è possibile notare dal Grafico 4.16, tutti i sensori raggiungono il valore di fondo scala dopo la rottura.

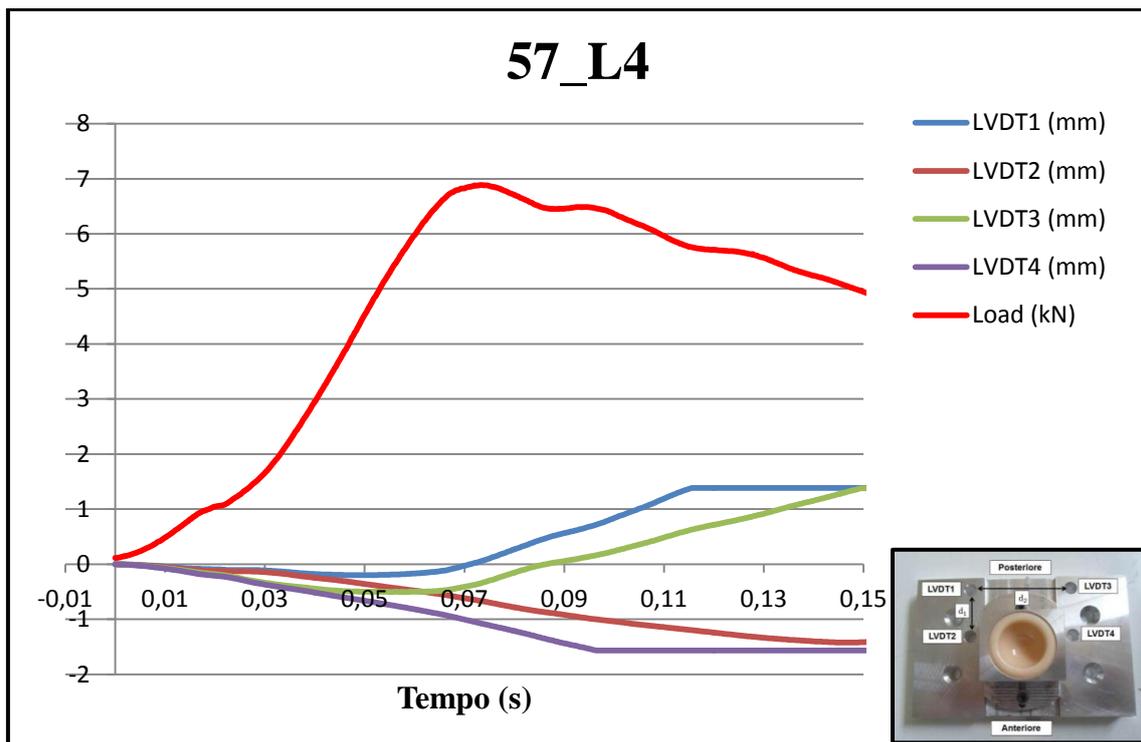


Grafico 4. 16: Forza e LVDT registrati durante la prova a rottura sul provino 57_L4.

Il Grafico 4.17 riporta l'andamento della forza in funzione dell'abbassamento del centro della vertebra ricavato a partire dai dati ottenuti dagli LVDT.

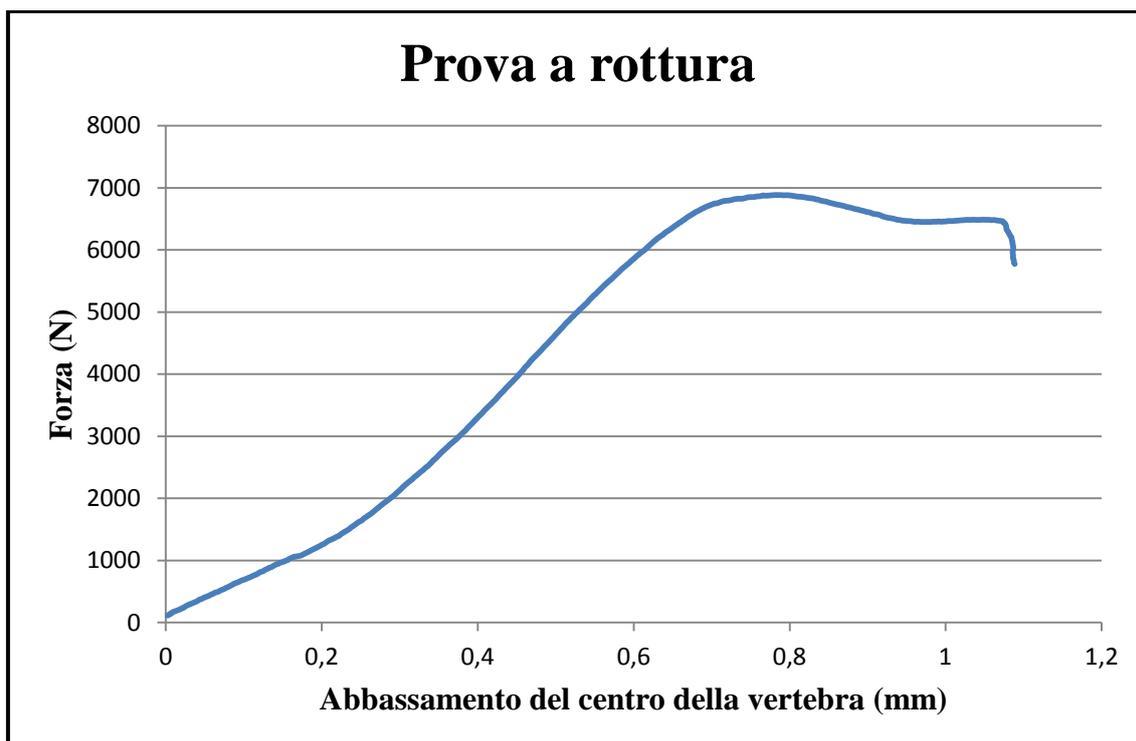


Grafico 4. 17: Forza in funzione dell'abbassamento del centro della vertebra durante la prova a rottura.

Il Grafico 4.18 rappresenta l'andamento degli angoli registrati durante la prova.

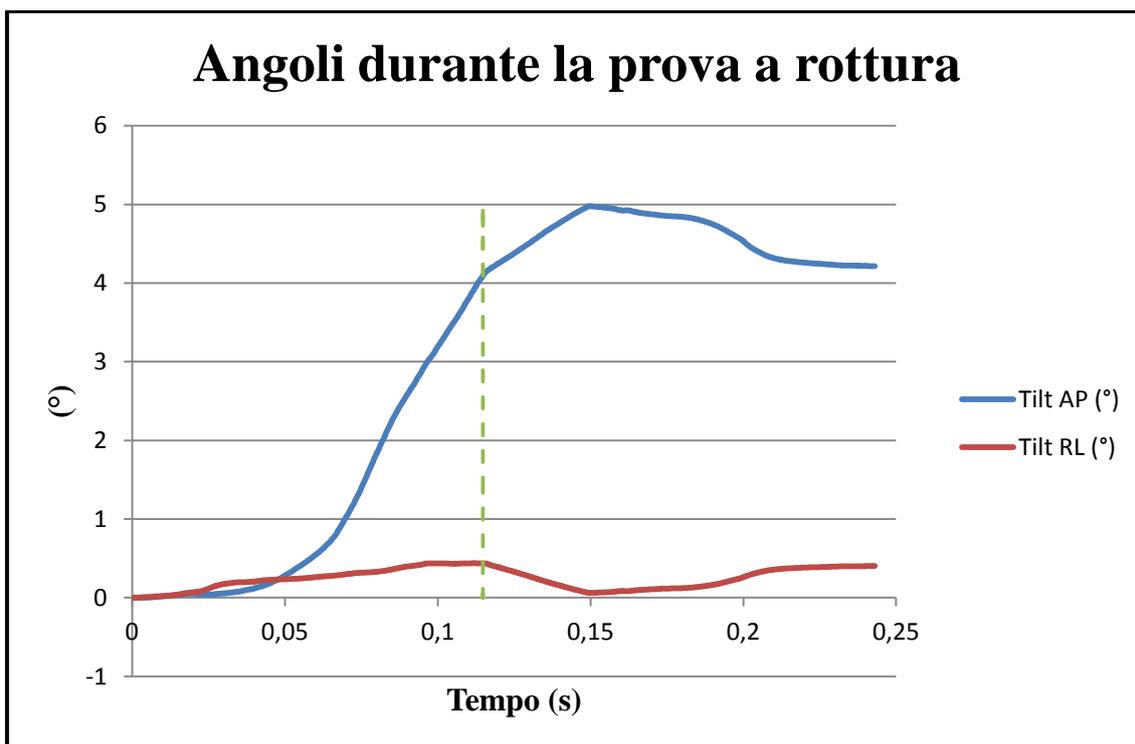


Grafico 4. 18: Angolo in direzione antero-posteriore (curva blu) e angolo in direzione medio-laterale (curva rossa). La linea tratteggiata rappresenta il punto in cui due LVDT hanno raggiunto il fondo scala.

L'angolo in antero-posteriore è considerato positivo in caso di ribaltamento in avanti, mentre l'angolo in medio-laterale è positivo se la vertebra si è piegata verso sinistra.

In tabella 4.5 sono riportate le quantità ricavate durante la prova a rottura:

Tabella 4. 5: Dati ottenuti dalla prova a rottura.

	Velocità attuatore (mm/s)	Fmax (N)	Abbassamento del centro della vertebra (mm)	Angolo A-P (°)	Angolo R-L (°)	Angolo di torsione (°)	Rigidezza della vertebra ricavata dai dati della Instron (N/mm)	Rigidezza del corpo vertebrale ricavata dagli LVDT (mm)
57_L4	18,98	6885	1,09	0,44	4,09	0,30	5225	10931

Dalle deformazioni ottenute dalle rosette estensimetriche sono state ricavate le deformazioni principali e l'angolo formato dalla direzione principale massima e l'asse x.

I tre Grafici 4.19, 4.20 e 4.21 riportano rispettivamente la forza, le deformazioni massime e minime e gli angoli in funzione del tempo.

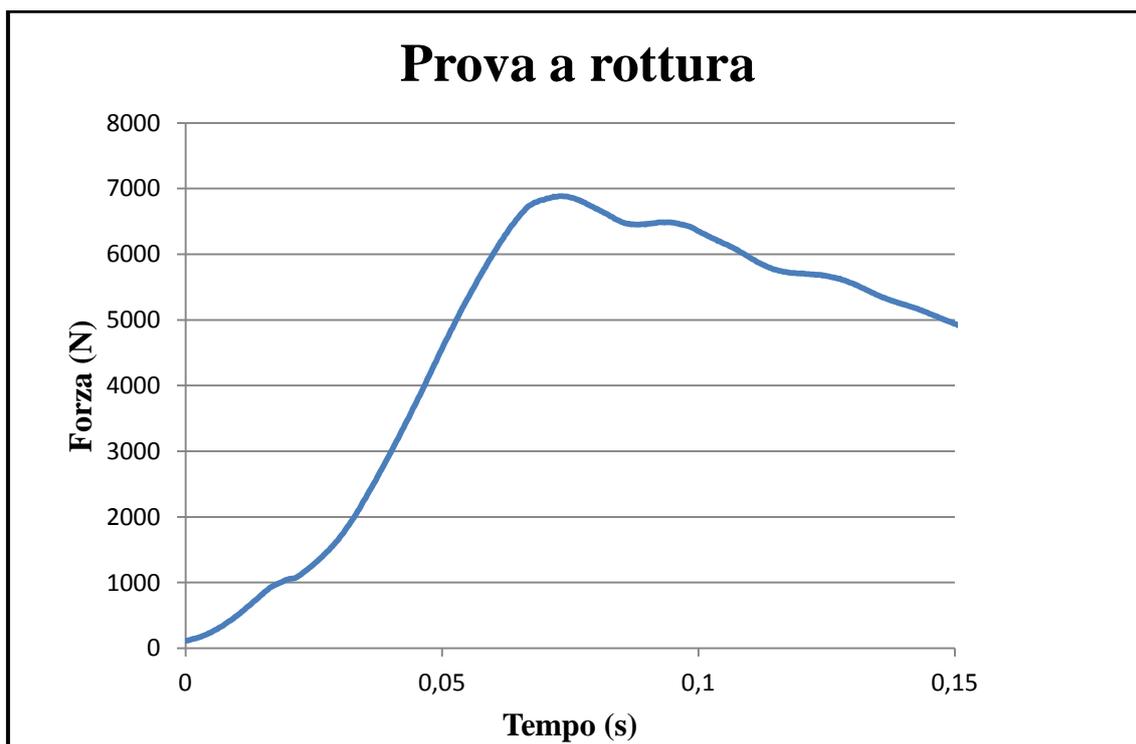


Grafico 4. 19: Forza in funzione del tempo durante la prova a rottura.

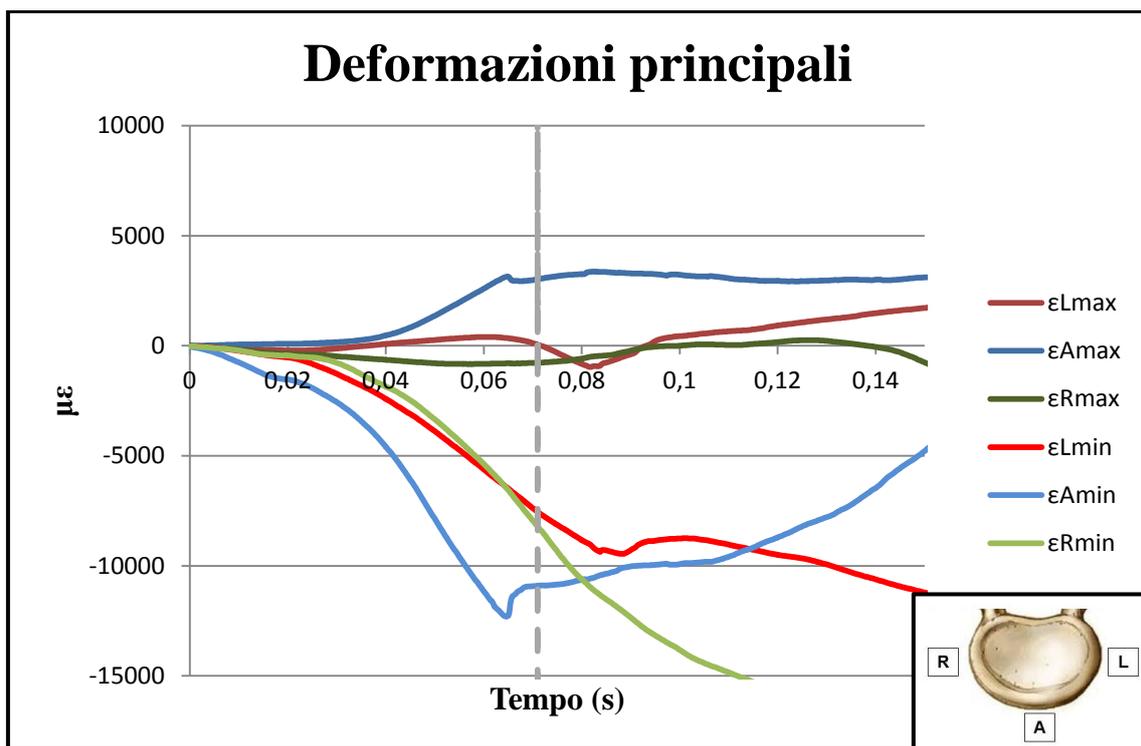


Grafico 4. 20: Deformazioni principali ottenute dalle tre rosette estensimetriche. La linea tratteggiata rappresenta l'istante in cui si ottiene la forza massima.

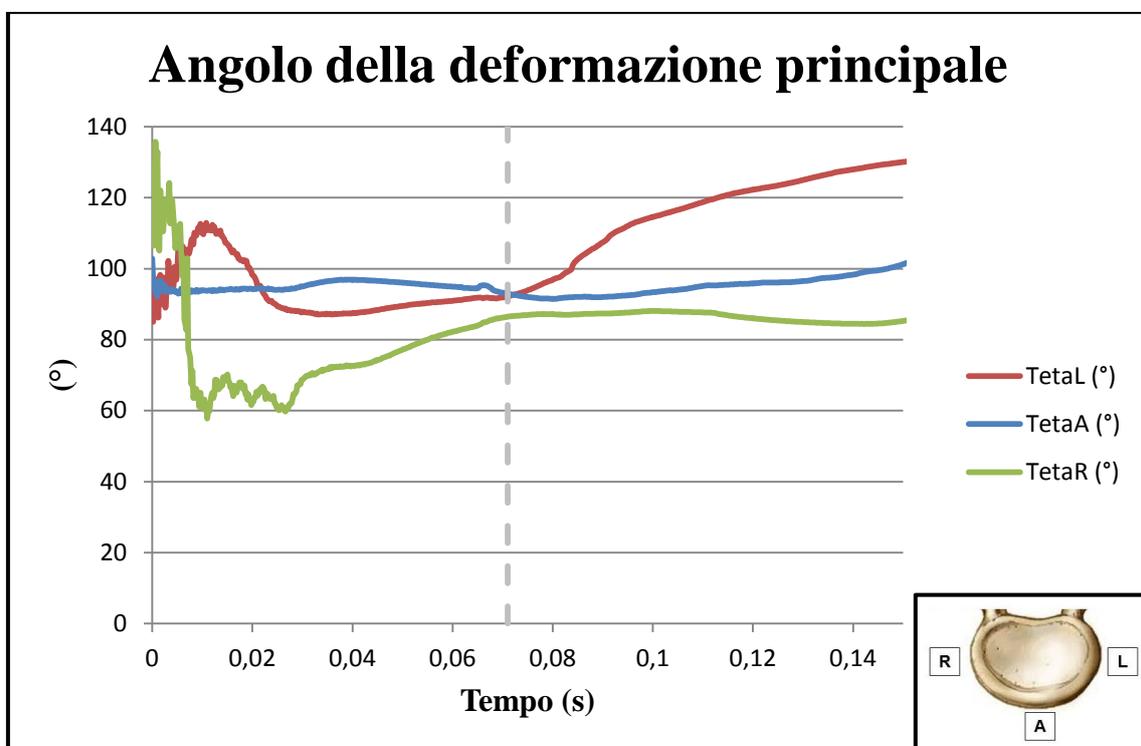


Grafico 4. 21: Angoli ottenuti dalle tre rosette estensimetriche. La linea tratteggiata indica l'istante in cui si raggiunge la forza massima

Dal confronto tra i grafici è possibile notare che poco prima della rottura si è verificato un cedimento in avanti registrato dal sensore posto sulla parte anteriore della vertebra. Gli angoli ottenuti invece sono nell'intorno dei 90°. Questo indica che la deformazione principale massima a trazione è perpendicolare rispetto all'asse di riferimento, mentre quella massima a compressione è assiale.

4.5 Qualità della vertebra dopo la rottura

Le figure 4.2 e 4.3 riportano i provini a seguito dell'utilizzo dei liquidi penetranti.

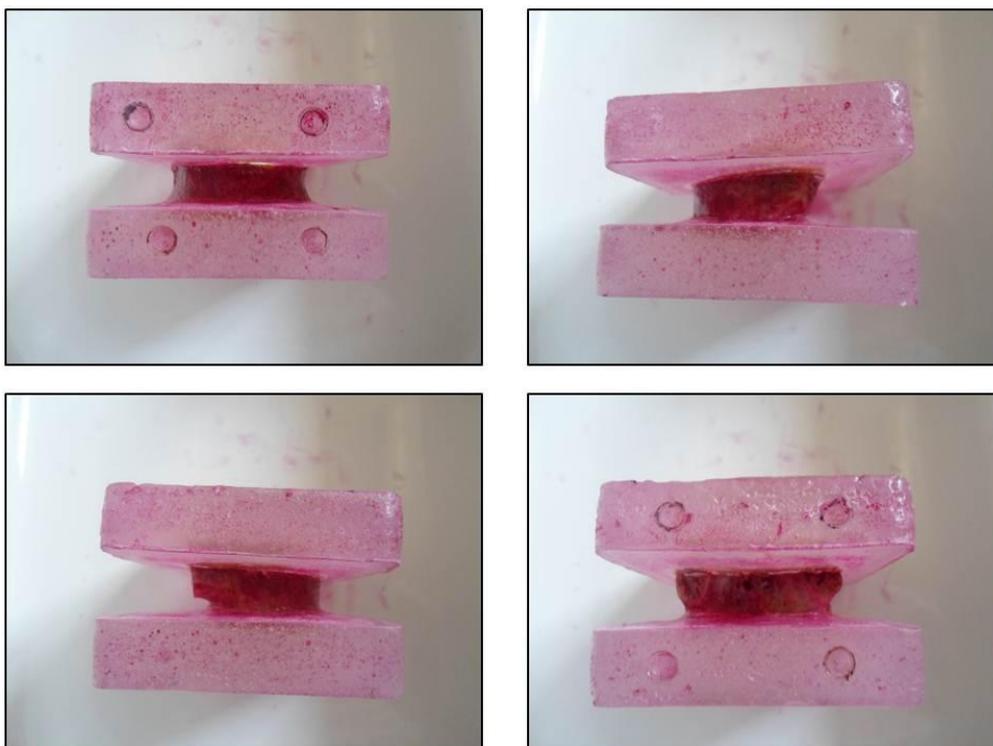


Figura 4. 2: Provino 70_L4 a seguito dell'utilizzo dei liquidi penetranti.

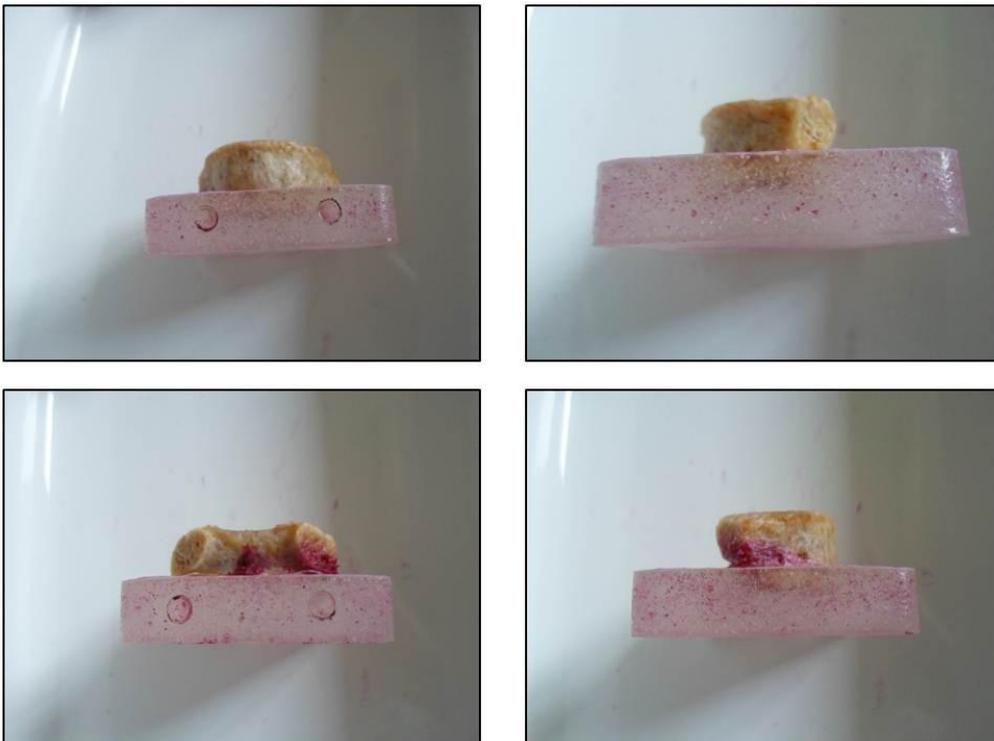


Figura 4. 3: Provino 70_L5 a seguito dell'utilizzo dei liquidi penetranti.

Come è possibile notare dalle Figure 4.2 e 4.3 il cemento non presenta lesioni neanche nei punti più critici rappresentati dai punti di ancoraggio.

Sono stati poi effettuati tre tagli al fine di verificare la struttura della vertebra e la presenza di bolle d'aria all'interfaccia tra la vertebra e il cemento.

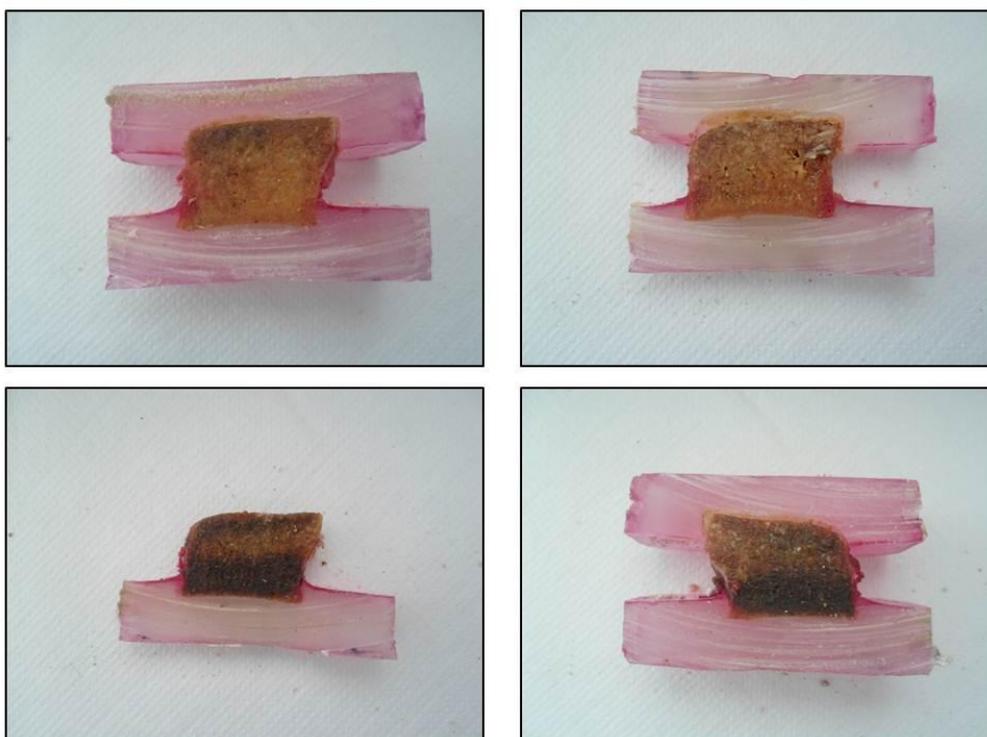


Figura 4. 4: Provino 70_L4.

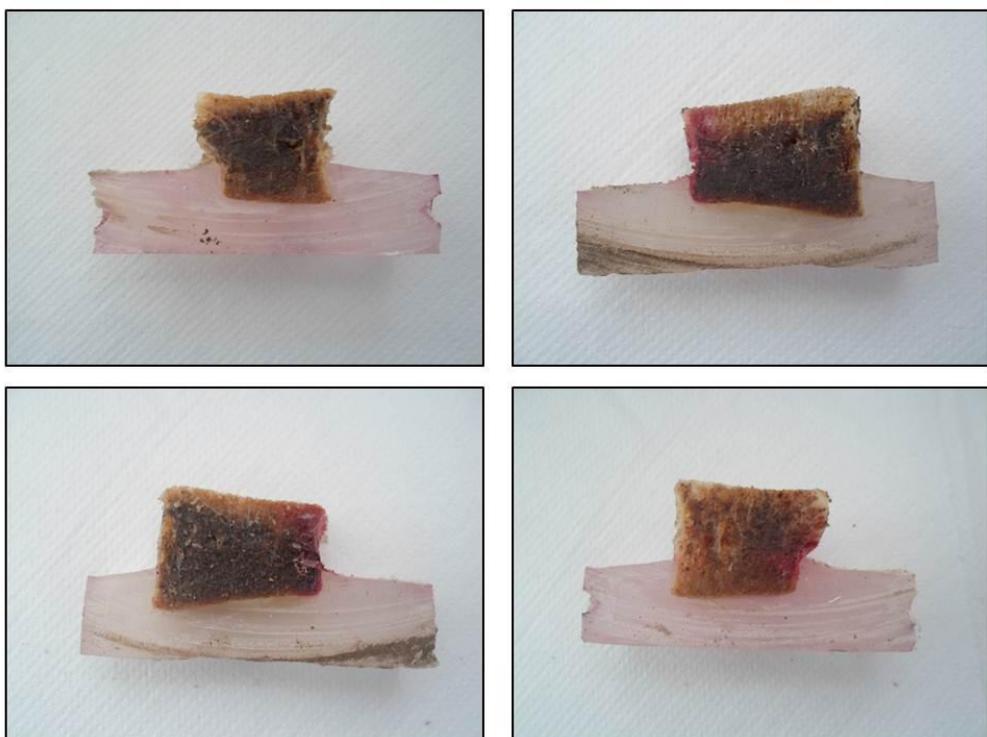


Figura 4. 5: Provino 70_L5

Come è possibile notare dalle Figure 4.4 e 4.5 non sono presenti bolle d'aria all'interfaccia tra vertebra e cemento.

CAPITOLO 5: *Conclusioni*

Obiettivo di questo studio è stata la realizzazione di test meccanici in grado di replicare *l'anterior wedge fracture*. I dati registrati sono stati utilizzati come condizioni al contorno per la validazione di un modello FE sviluppato dal Gruppo di ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli.

Si è proceduto quindi con lo studio dello stato dell'arte sulle prove meccaniche applicate ai test sulle vertebre. Sono stati poi realizzati i provini e sono stati testati secondo quattro diversi set up.

In particolare nella prima versione gli LVDT, utilizzati per ottenere una misura più precisa degli spostamenti, sono stati posizionati attorno alla testa del giunto sferico. Dal confronto tra i risultati del modello FE e i dati sperimentali è possibile notare la presenza di un errore. Questo è dovuto ai giochi del sistema di carico.

Per superare questa problematica è stata realizzata la seconda versione del set up in cui i sensori sono stati posti a contatto con lo stampo contenente la colata inferiore. Si ottiene in questo modo una misura diretta e precisa degli angoli e dell'abbassamento del centro della vertebra.

È stata quindi realizzata la terza versione in cui i sensori sono stati spostati verso la parte anteriore della vertebra, così da ridurre il rischio che gli LVDT raggiungano il valore di fondo scala prima della rottura. Confrontando i dati ottenuti in questo caso con i risultati del modello FE sono presenti ancora delle variazioni.

È stata quindi realizzata la quarta versione del set up in cui sono stati inserite tre rosette estensimetriche così da avere una misura delle deformazioni.

I set up utilizzati nelle ultime due prove risultano essere quindi idonei alla rilevazione dei parametri utili al fine di descrivere *l'anterior wedge fracture*.

A questo punto bisogna procedere con la rottura degli altri provini.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Martini F.H., Timmons M.J., Tallitsch R.B., *Anatomia Umana*, Edises 2012;
- [2] Kowalski Robert J., Ferrara Lisa A., Benzel Edward C. *Biomechanics of the spine*, Neurosurg Q 2015, 15:42-59;
- [3] Schafer R.C., *Clinical Biomechanics: Musculoskeletal Actions and Reactions*, Williams & Wilkins;
- [4] White AA., Panjabi MM, *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2nd ed., Lippincott Williams & Wilkins; 1990;
- [5] Ferral L., Jiang G., Adams J., Eastell R., *Identification of vertebral fractures: An update*, Osteoporosis Int 2005, 16:717-728;
- [6] Nicoll EA, *Fracture of dorso-lumbar spine*, J Bone Joint Surg [Br] 1949, 31:376-394;
- [7] Whitesides TE Jr, *Traumatic Kyphosis of the thoracolumbar spine*, Clin Orthop 1977, 128:78-92;
- [8] Margel F., Aebi M., Gertzbein S.D., et al., *A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries*, Eur Spine J 1994, 3:184-201;
- [9] Old J.L., Calvert M., *Vertebral compression fracture in the elderly*, American Family Physician 2004, 69:111-116;
- [10] Rohlmann A., Zander T., Bergmann G., *Spinal loads after osteoporotic vertebral fractures treated by vertebroplasty or kyphoplasty*, Eur Spine J 2006, 15:1255-1264;
- [11] Aquarius R., Homminga J., Verdonschot N., Tanck E., *The fracture risk of adjacent vertebrae is increased by the changed loading direction after a wedge fracture*, Spine 2011, 36:E408-E412;
- [12] Busscher I., Van Dieen J., Kingma I., et al., *Biomechanical characteristics of different regions of the human spine*, Spine 2009, 34:2858:2864;

- [13] Brandolini N., Cristofolini L., Viceconti M., *Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: a review*, Journal of Mechanics in Medicine and Biology 2014, 14:1430002-1:1430002-33;
- [14] Hongo M., Abe E., Murai H., et al., *Surface distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression*, Spine 1999, 24:1197-1202;
- [15] Cristofolini L., Brandolini N., Danesi V., et al., *Strain distribution in the lumbar vertebrae under different loading configuration*, Spine Journal 2013, 13:1281-1292;
- [16] Illharreborde B., Zhao K., Boumediene E., et al., *A dynamic method for in vitro multisegment spine testing*, Orthop Traumatol: Surgery Res 2010, 96:456-461;
- [17] Danesi V., Zani L., Scheele A., Berra F., Cristofolini L., *Reproducible reference frame for in vitro testing*, Journal of Biomechanics 2014, 47:313-318;
- [18] Dolan P., Earley M., Adams MA, *Bending and compressive stress acting on the lumbar spine during lifting activities*, Journal of Biomechanics 1994, 27:1237-1248;
- [19] Sheng S.R., Wang X.Y., Xu H.Z. et al., *Anatomy of large animal spines and its comparison of the human spine: a systematic review*, Eur Spine J 2009, 19:46-56,
- [20] Wang Y., Liu G., Li T., et al., *Morphometric comparison of the lumbar cancellous bone of sheep, deer and humans*, Comp Med 2010, 60:374-379;
- [21] Smit T.H., *The use of quadruped as an in vivo model for study of the spine-Biomechanical considerations*, Eur Spine J 2002, 11:137-144;
- [22] Fagan M.J., Julian S., Mohsen A.M., *Finite element analysis in spine research*, Proc Instn Mech Engrs H 2002, 216:281-298;

- [23] Cristofolini L., Schileo E., et al., *Mechanical testing of bone: the positive synergy of finite-element models and in vitro experiments*, Phil. Trans. R. Soc. 2010, 368:2715-2763;
- [24] Henninger H.B., Reese S.P., Anderson A.E. et al., *Validation of computational models in biomechanics*, Proc Inst Mech Eng H. 2010, 224:801-812;
- [25] Dall'Ara E., Schmidt R., Pahr D., et al., *A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro*, Journal of Biomechanics 2010, 43:2374-2380;
- [26] Eswaran S.K., Fields A.J., et al., *Multi-scale modeling of the human vertebral body: comparison of micro-CT based high-resolution and continuum-level models*, Pacific Symposium of Biocomputing 2009, 14:293-303;
- [27] McDonald K., Little J., Pearcy M., Adams C., *Development of a multi-scale finite element model of the osteoporotic lumbar vertebral body for investigation of apparent level vertebra mechanics and micro-level trabecular mechanics*, Medical Engineering & Physics 2010, 32: 653-661;
- [28] Boccaccio A., Kelly D.J., Pappalettere C., *A mechano-regulation model of fracture repair in vertebral bodies*, J Orthop Res 2011, 29:433-443;
- [29] Dall'Ara E., Pahr D., Varga P., Kainberger F., *QTC-based finite element models predict human vertebral strength in vitro significantly better than simulated DEXA*, Osteoporos Int 2012, 23:563-572;
- [30] Taddei F., Cristofolini L., Martelli S., Gill H.S., Viceconti M., *Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of overall accuracy*, Journal of Biomechanics 2006, 39:2457-2467;

- [31] Schileo E., Taddei F., Malandrino A., Cristofolini L., Viceconti M., *Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones*, Journal of Biomechanics 2007, 40:2982–2989;
- [32] Schileo E., Taddei F., Cristofolini L., Viceconti M., *Subject-specific element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro*, Journal of Biomechanics 2008, 41:356-367;
- [33] Schileo E., Dall’Ara E., Taddei F., et al., *An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models*, Journal of Biomechanics 2008, 41:2483-2491;
- [34] S.M. Belkoff, M.Maroney, D.C. Fenton, J.M. Mathis *An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty*, Bone 1999, 25:23S-26S;
- [35] N. Furtado, R.J. Oakland, R.K. Wilcox, R.M.Hall *A biomechanical investigation of vertebroplasty in osteoporotic compression fractures and in prophylactic vertebral reinforcement*, Spine 2007, 32:E480-E487;
- [36] L. Cristofolini, C. Minari, M. Viceconti *A methodology and criterion for acrylic bone cement fatigue tests*, Blackwell Science 2000, 23: 953-957;
- [37] J.M. Buckley, C.C. Kuo, L.C. Cheng, B.S. Kenneth Loo et all. *Relative strength of thoracic vertebrae in axial compression versus flexion*, The Spine Journal 2009, 9:478-485;
- [38] L. Cristofolini, M. Juszczuk, F. Taddei, M. Viceconti *Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis*, Journal Engineering in Medicine 2009, 223:273-288;

Ringraziamenti

E anche questa avventura è giunta al termine. Voglio ringraziare tutte le persone che ho incontrato in questi anni.

Grazie al Prof. Luca Cristofolini per avermi guidata in questo lavoro di tesi e per la sua disponibilità. Grazie al mio corelatore Marco Palanca per l'aiuto, i consigli ma soprattutto la pazienza dimostratami durante questo periodo in cui ho frequentato il laboratorio di biomeccanica. Grazie a Kavin e Valentina per tutte le dritte che mi avete dato.

Grazie ai miei genitori per avermi dato la possibilità di realizzare questo percorso di studi incoraggiandomi durante tutti questi anni.

Grazie alle mie sorelle Antonella e Mariagrazia, senza il vostro appoggio non sarei mai riuscita a raggiungere questo obiettivo.

Grazie ai miei zii Roberto e Mimma, per avermi accolto e coccolato nei miei weekend pesaresi.

Grazie ai miei cugini Antonio, Chiara, Daniela, Biagio, Mariateresa, Dominga e Giuseppe e a tutti i miei parenti, per avermi sostenuta e incoraggiata durante questi anni.

Grazie ad Alessandra e Gabriella, i 2/3 di 'grazie', con cui ho condiviso tutto il mio percorso; trovare le parole per descrivere questi anni insieme è impossibile. Grazie per essere state con i vostri gesti e le vostre parole sempre pronte ad appoggiarmi, incoraggiarmi, sostenermi e consolarmi. Grazie per avermi regalato delle serate stupende anche se molto semplici a base di divano, pizza, birra, serie tv o partita. Grazie Gabriella, per esserci stata anche se a chilometri di distanza. Grazie ad Alessandra con cui ho preparato tutti gli esami di questa magistrale, i nostri confronti pre-esame sono stati fondamentali! Grazie soprattutto per avermi sopportata e supportata in questa ultime due settimane.

Grazie a Ferdi, il nostro quarto coinquilino, sempre pronto a sdrammatizzare anche nei momenti più complicati.

Grazie a tutti coloro che hanno preso parte a questa fase della mia vita, chi per un breve chi per un lungo periodo. Ognuno mi ha dato modo di crescere e migliorare.