# POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



# TESI DI LAUREA MAGISTRALE

Analisi Computazionale Di Configurazioni di Fissaggio Alternative Per L'Artrodesi Strumentata Del Rachide Lombare

Relatore

Prof. Alberto Audenino

Correlatori

Ing. Mara Terzini Ing. Giovanni Putame Candidato

Luigi Antonio Luciano

Dicembre 2019

# Indice

| Abstract  | 4   |
|---|-----|
| 1. Introduzione   | 6   |
| 1.1 Anatomia della colonna vertebrale                                       | 6   |
| 1.1.2 Struttura della vertebra  | 7   |
| 1.1.3 Il disco intervertebrale  | 9   |
| 1.1.4 I legamenti   |     |
| 1.1.5 Le vertebre cervicali   | 13  |
| 1.1.6 Le vertebre toraciche   | 14  |
| 1.1.7 Le vertebre lombari   | 15  |
| 1.1.8 L'osso sacro  |     |
| 1.2 Biomeccanica della colonna vertebrale                                   |     |
| 1.2.1 Mobilità delle articolazioni vertebrali                               | 21  |
| 1.3 Tumori spinali  | 23  |
| 1.3.1 Cause e sintomi   |     |
| 1.3.2 Diagnosi e trattamento  | 27  |
| 1.3.3 Follow-up   |     |
| 1.3.4 Focus sul trattamento di tipo chirurgico (artrodesi)                  |     |
| 2. Materiali e metodi   |     |
| 2.1 Sviluppo del modello  |     |
| 2.1.1 Modellizzazione dei dischi intervertebrali                            |     |
| 2.1.2 Modellizzazione dei legamenti   |     |
| 2.2.3 Validazione modello   |     |
| 2.2.4 Modellizzazione impianto  | 53  |
| 2.2 Simulazione della condizione patologica                                 | 57  |
| 2.2.1 Prove sui modelli semplificati  |     |
| 2.2.2 Sostituzione bushing nel modello anatomico                            |     |
| 3. Risultati  |     |
| 3.1 Prove modello fisiologico e patologico con e senza impianti e confronti | 91  |
| 3.2 Valutazione delle forze agenti sulle viti peduncolari dell'impianto     |     |
| 4. Conclusioni  |     |
| Bibliografia  | 110 |
|   |     |

| Indice delle figure  |  |
|----------------------|--|
| Indice delle tabelle |  |

## Abstract

Tra le molteplici patologie che possono colpire la colonna vertebrale è d'obbligo menzionare i tumori vertebrali, come ad esempio gli *osteosarcom*i e i *tumori metastatici*. I primi sono abbastanza rari mentre i secondi sono, come si può ben comprendere dal nome, metastasi derivanti da tumori maligni che metastatizzano, come i carcinomi della mammella, della prostata, del polmone ed altri, che possono dar vita a metastasi vertebrali. Il principale motivo per il quale le vertebre ed, in particolar modo, il corpo vertebrale possono essere sede di metastasi è che il tessuto osseo che costituisce il corpo vertebrale è di tipo spugnoso e quindi al suo interno possono insediarsi le cellule tumorali e proliferare. In entrambi gli esempi visti il tumore tende ad indebolire molto la struttura ossea, con rischio di frattura e di compressione delle strutture nervose. In alcuni casi, quindi, può risultare necessario dover asportare l'intera area vertebrale interessata ed effettuare una stabilizzazione attraverso degli impianti simili a quelli utilizzati nel caso di fratture, come il *CarboClear* della *'CarboFix Orthopedics'*.

Nel caso in esame, l'obiettivo è stato quello di valutare quale sia la migliore configurazione da adottare nell'installazione degli impianti di cui si è fatta menzione precedentemente, considerando una parziale asportazione di una delle vertebre lombari. E' stato utilizzato un modello *multibody* che simula soltanto la porzione distale della colonna vertebrale, ovvero, l'insieme delle vertebre cha va dalla T12 al sacro (incluso), con l'obiettivo di simulare la condizione patologica in corrispondenza della vertebra L3. Il modello iniziale è stato fornito privo di dischi intervertebrali e di legamenti. I primi sono stati modellizzati attraverso l'impiego di *bushing,* definendo in maniera opportuna le relative proprietà di rigidezza e smorzamento, ricavate da letteratura. Per quanto riguarda, invece, i legamenti, essi sono stati modellizzati utilizzando delle forze definite attraverso l'impiego di una funzione definita a tratti, in modo da simulare quanto più realisticamente possibile il comportamento degli stessi.

Per la validazione è stato fatto riferimento ai risultati di alcuni esperimenti eseguiti *in-vivo,* su porzioni di colonne vertebrali di cadaveri sottoposte a prove di compressione, taglio laterale, taglio posteriore ed estensione. Il modello fisiologico è stato caricato allo stesso modo ed è stata riscontrata una congruenza più o meno marcata con i risultati dei suddetti esperimenti *in-vivo*.

L'impianto per la stabilizzazione è costituito da due barre longitudinali e da viti peduncolari che permettono il loro fissaggio alle vertebre. Le prime sono state modellizzate partendo da degli archi di raggio pari a 1000 mm, valore scelto dopo aver eseguito una serie di tentativi, con lo scopo di far combaciare la curvatura dell'arco con quella del modello della porzione di colonna vertebrale in esame. Tale operazione è stata svolta, ovviamente, sia per la parte destra che per la sinistra. Successivamente sui due archi ottenuti è stata generata una *spline,* impiegata per dar vita all'*FE part*, cioè al solido che, in definitiva, è utilizzato per modellizzare le barre dell'impianto. Le viti peduncolari sono state modellizzate in maniera piuttosto semplice, utilizzando degli incastri, uno per ogni vertebra, con uno degli assi del proprio sistema di riferimento orientato nella stessa direzione che assume la vite peduncolare durante l'intervento chirurgico vero e proprio, in modo da poter valutare, successivamente, le forze agenti sulle viti e confrontarle tra di loro.

Sono stati modellizzati due impianti con due lunghezze differenti delle barre longitudinali. Nel primo, le barre sono più lunghe e collegate alle vertebre L1, L2, L3, L4 ed L5 mentre nel secondo sono più corte e collegate alle vertebre L2, L3 ed L4.

Per la simulazione della condizione patologica, l'idea è stata quella di utilizzare quattro bushing differenti tra le vertebre L2-L3 ed L3-L4 e non soltanto uno, in modo tale da modificare in maniera realistica le proprietà meccaniche del modello quando si va ad eliminare, come precedentemente detto, parte della vertebra malata. Le nuove caratteristiche di rigidezza e smorzamento di tali quattro bushing sono state definite a partire da quelle del singolo bushing iniziale ed è stato realizzanto un modello semplificato, costituito da due cilindri che emulano le vertebre. La posizione dei nuovi bushing dal punto centrale del bushing iniziale è stata calcolata in modo tale che il comportamento meccanico del modello semplificato risulti identico o quasi, nel caso in cui si utilizzi indifferentemente un solo bushing o quattro di essi. Tale distanza è stata calcolata utilizzando un altro modello, costituito da una trave a sbalzo, una molla e una forza. Una volta provata la congruenza di comportamento tra i modelli semplificati con uno oppure quattro bushing, questi ultimi sono stati ricreati anche nel modello fisiologico, per valutare se, questo, dia risultati uguali sia con i bushing singoli che con la loro sostituzione tra le vertebre L2-L3 ed L3-L4 con i nuovi quattro bushing. Sono state effettuate le stesse prove della validazione, riscontrando una congruenza nel comportamento dei due modelli.

Successivamente le medesime prove (quelle svolte per la validazione) sono state eseguite sul modello fisiologico, patologico senza impianto, patologico con impianto corto e patologico con impianto lungo (negli ultimi tre, è stata asportata una parte della vertebra L3 e sono stati disattivati alcuni legamenti, per simulare la situazione reale durante l'intervento chirurgico vero e proprio) con l'obiettivo di valutare quale sia la migliore configurazione da adottare per l'impianto di fissaggio delle vertebre. Oltre a tali prove, sono state valutate anche le forze agenti nelle viti peduncolari, necessarie al fissaggio delle barre dell'impianto alle vertebre lombari.

Dai risultati di tali prove è risultato che il modello con l'impianto corto è quello che maggiormente si avvicina al comportamento del modello fisiologico, quindi sarebbe opportuno utilizzare quest'ultimo.

## 1. Introduzione

## 1.1 Anatomia della colonna vertebrale

La colonna vertebrale generalmente è chiamata anche spina dorsale o rachide ed è costituita da ben 32 vertebre, ognuna delle quali separata da un disco intervertebrale di tipo fibrocartilagineo. Può essere suddivisa in 5 importanti zone:

- Cervicale
- Toracica
- Lombare
- Sacrale
- Coccigea

Le vertebre cervicali sono formate da corpi abbastanza piccoli mentre le lombari e le sacrali sono decisamente più grandi, caratteristica dovuta al fatto che il peso del corpo diventa più importante nelle vertebre inferiori. Inoltre, sul piano sagittale, il rachide presenta, in totale, 4 curvature che sono 2 cifosi e 2 lordosi. In sintesi si può dire che la colonna vertebrale ha la forma simile a due "S" una sull'altra *(figura 1)*. Le vertebre tendono a diventare più larghe



Figura 1 - Anatomia della colonna vertebrale

man mano che si procede dalla parte superiore verso la zona caudale, per il semplice motivo che quelle inferiori devono sorreggere un peso decisamente superiore. Si può notare come le vertebre coccigee siano più piccole, non dovendo sorreggere il carico.

### 1.1.2 Struttura della vertebra

Le vertebre sono formate nella parte anteriore dal cosiddetto corpo vertebrale, mentre la parte posteriore è costituita dall'arco vertebrale *(figura 2)*.



Figura 2 - Particolare vertebra

Dall'arco originano sette processi:

- Due traversi e uno spinoso che costituiscono l'inserzione o l'origine dei muscoli dorsali.
- Due superiori e due inferiori che danno vita all'articolazione tra le vertebre.

La struttura della vertebra è molto simile a quella delle ossa brevi, costituita appunto da tessuto osseo *trabecolare* rivestito esternamente da una lamina più sottile di osso lamellare a livello sia del corpo che dell'arco *(Figura 3)*.



Figura 3 - Sezione medio laterale vertebra

Il corpo vertebrale presenta una superficie articolare superiore che si articola con quella inferiore della vertebra soprastante. Tutte e due le superfici sono leggermente concave al centro e rialzate ai bordi e per farle combaciare, tra di esse è presente un disco interposto chiamato, disco intervertebrale. La superficie laterale del corpo vertebrale viene detta circonferenza e si presenta depressa trasversalmente nelle porzioni laterali e anteriore, mentre, nella porzione rivolta nel foro vertebrale, presenta una leggera depressione longitudinale rispetto all'asse della colonna vertebrale.

L'arco della vertebra è costituito da diversi elementi, quali i peduncoli, le masse apofisarie, le lamine e la spina vertebrale *(Figura 2).* 

I primi non sono altro che le radici dell'arco, ossia, quei punti tramite i quali l'arco si giunge con il corpo. La forma dei peduncoli è di tipo laminare, irregolarmente quadrangolare e presentano due facce e quattro margini. La faccia esterna oppure laterale continua anteriormente nella circonferenza del corpo vertebrale e posteriormente nel processo trasverso della massa apofisaria, mentre la faccia interna o mediale, delimita lateralmente il foro vertebrale e continua, anteriormente, nella porzione posteriore della circonferenza del corpo e posteriormente nella superficie anteriore delle lamine dell'arco; il margine anteriore è in contatto con il corpo vertebrale mentre il margine posteriore è in contatto con la massa apofisaria, nei margini superiore e inferiore troviamo le incisure vertebrali, rispettivamente, superiore, più marcata e inferiore, più lieve che, unendosi con le incisure delle vertebre soprastanti e sottostanti, delimitano i fori intervertebrali che permettono il passaggio dei nervi spinali.

La massa apofisaria è costituita dal processo trasverso e dai processi articolari superiore e inferiore. Il processo trasverso, a forma laminare, si proietta orizzontalmente e lateralmente mentre i processi articolari si proiettano verticalmente e, alle loro estremità libere, hanno delle faccette articolari piane, ricoperte di cartilagine ialina e variamente orientate a seconda del tratto della colonna. Le faccette articolari dei processi articolari superiori si articolano con quelle dei processi articolari inferiori della vertebra soprastante (diartrosi del tipo delle artrodie, ovvero, articolazioni caratterizzate da superfici articolari piane, le quali permettono lievi movimenti di traslazione ma non di rotazione).

Sempre nella parte di dietro, si trovano le lamine, di forma quadrangolare, che delimitano posteriormente il foro vertebrale con la loro superficie anteriore e che si continuano ventralmente nei processi trasversi e dorsalmente con il processo spinoso con orientamento, forma e dimensione variabili a seconda del tratto della colonna considerato. La sovrapposizione dei processi spinosi lungo la colonna vertebrale forma la spina dorsale.

## 1.1.3 Il disco intervertebrale

E' una giunzione fibro-cartilaginea che collega due vertebre adiacenti ed ha la forma di una lente biconvessa che ben si adatta a quella dei corpi vertebrali ai quali è interposto. Esso permette un movimento decisamente limitato tra le vertebre a flessione e ad estensione nei piani coronale e sagittale e una relativa torsione. E' un vero e proprio ammortizzatore naturale interposto tra una vertebra e l'altra, con lo scopo di ridurre le pressioni sviluppate durante i movimenti. Nonostante ciò, le funzioni del disco intervertebrale si estendono ben oltre la sua importantissima azione antishock, difatti, questo cuscinetto, fornisce alle vertebre sovrapposte una certa motilità, per cui la colonna può, entro certi limiti, curvarsi in tutte le direzioni, ed eseguire modici movimenti di rotazione; se non esistessero i dischi intervertebrali, le vertebre avrebbero, per la loro conformazione anatomica, un'escursione articolare ancora più limitata.

Ciascun disco è costituito da due parti:

- NUCLEO POLPOSO: una zona centrale, gelatinosa, di colore tendente al giallo e costituita da mucopolisaccaridi fortemente igroscopici. Ha lo scopo di reagire alle sollecitazioni delle forze agenti sulla colonna e di distribuirle in modo uniforme all'anulus *(Figura 4).*
- ANULUS FIBROSO: solida impalcatura periferica, le cui fibre sono disposte in strati concentrici regolari che si incrociano tra loro. Il suo scopo è quello di contenere e proteggere il nucleo centrale e conferire al disco grande resistenza alla compressione *(Figura 4).*



Figura 4 - Particolare disco intervertebrale

La funzione dei dischi è decisamente importante nel tratto lombare, dove le vertebre sono maggiormente sollecitate dal carico sovrastante. Per questo motivo, tra le vertebre L1 ed L5, i dischi intervertebrali presentano uno spessore superiore e proporzionalmente maggiore rispetto ai corpi vertebrali. Tale rapporto, pari ad 1/3, scende ad 1/4 nelle vertebre cervicali e ad 1/7 in quelle dorsali, anche per questo dotate di minore mobilità.

Oltre a variare leggermente nella forma in funzione della loro posizione lungo la colonna, i dischi intervertebrali sono generalmente più spessi nella parte anteriore, inoltre, sono assenti tra le vertebre sacrali e coccigee, e anche tra le prime due cervicali.

Essi sono collegati, anteriormente e posteriormente lungo l'intera colonna, da legamenti fibrosi che ne costituiscono una potente struttura di rinforzo.

I dischi intervertebrali adulti non presentano un'irrorazione ematica; sottili vasi sanguigni entrano ed escono dal disco nei primi anni di vita per poi scomparire verso i 20-30 anni. Quindi, il disco intervertebrale trae il proprio nutrimento principalmente per osmosi dai letti capillari che lo circondano; in maniera analoga, elimina le sostanze di rifiuto. Tale meccanismo viene attivato grazie alle variazioni di pressione all'interno del disco, che si generano durante i movimenti della colonna.

## 1.1.4 I legamenti

Vi sono diversi muscoli e vari legamenti che hanno il compito di mantenere ben salda la colonna vertebrale. Il compito di tenere uniti i corpi è affidato al legamento longitudinale anteriore e posteriore. Per i processi posteriori e l'arco vertebrale, invece, ci sono il legamento giallo, conosciuto anche con il nome latino di *ligamenta flava*, l'interspinoso, il sovraspinoso, l'intertrasversario e i legamenti capsulari delle faccette articolari *(figura 5)*.



Figura 5 - Particolare legamenti

• Legamento longitudinale anteriore: si sviluppa verso il basso lungo la superficie anteriore della spina dorsale e aderisce in maniera salda al margine antero-laterale dei corpi vertebrali e dei rispettivi dischi intervertebrali. Presenta uno spessore di circa 1-2 mm ed è costituito da tre strati di fibre di collagene sovrapposti. Lo strato più in superficie copre diverse vertebre, in genere 3 o 4, lo strato intermedio, invece, collega soltanto 2 o 3 vertebre, mentre quello più profondo decorre solo da una vertebra a quella successiva in modo da collegarle.

Nella parte superiore, il legamento si inserisce sul tubercolo anteriore della prima vertebra cervicale, ossia l'*atlante* (C1). Da quest'ultimo, il legamento si protrae verso il basso arrivando a raggiungere una larghezza di circa 20-25 millimetri, terminando al livello del margine superiore dell'osso sacro, sul versante pelvico.

• Legamento longitudinale posteriore: è posto all'interno del canale vertebrale e si sviluppa lungo la faccia posteriore dei corpi vertebrali, dal corpo della seconda vertebra cervicale, chiamato *epistrofeo*, fino all'osso sacro. Esso ha uno spessore maggiore nella parte superiore rispetto a quella in basso e appare più spesso nella regione toracica rispetto a quella cervicale o lombare. Lo spessore varia, circa, da 1 a 1.4 mm. Tale legamento, che offre sostegno posteriore ai corpi vertebrali, è più pronunciato rispetto al longitudinale anteriore, inoltre risulta essere più stretto e spesso nella zona centrale del corpo vertebrale, dal quale esso è separato a causa delle *vene basivertebrali*.

Tale legamento è costituito da due strati di fibre di collagene longitudinali lisce e più dense e compatte di quelle del legamento anteriore. Come visto per il legamento longitudinale anteriore, anche in questo caso, le fibre dello strato più superficiale si estendono per diverse vertebre, in genere 3 o 4, mentre le fibre più profonde sono costituite da strati che si sviluppano unicamente tra vertebre adiacenti.

Tale legamento svolge la funzione di evitare un'iperflessione del rachide e di rinforzo del disco nella parte posteriore. Inoltre esso gioca un ruolo decisamente importante per quanto riguarda la prevenzione della protusione dei dischi intervertebrali. A volte tale legamento può perdere resistenza, per cui il disco intervertebrale può venire spinto verso un'area di minore resistenza andando a causare il classico dolore sciatico unilaterale. Nel caso in cui il legamento dovesse rompersi, l'intero contenuto del disco intervertebrale può essere spinto all'indietro. Ciò causa una compressione delle radici nervose più declivi del midollo spinale, comportando una sciatalgia bilaterale.

Legamento giallo: insieme ai legamenti interspinosi, sopraspinosi e intrasversari ٠ costituiscono i legamenti a distanza dell'articolazione intrinseca della colonna vertebrale. Tali legamenti svolgono la funzione di unire le varie vertebre tra di loro, dando un sostanziale contributo alla stabilizzazione e alla mobilità tra osso e osso. Ogni vertebra presenta una coppia di tali legamenti, i quali sono costituiti da fasci di fibre relativamente elastiche, partono dal margine inferiore di una lamina vertebrale e arrivano al margine superiore della lamina inferiore. Hanno una forma di tipo rettangolare e poiché serrano gli spazi interposti tra una lamina vertebrale e l'altra, delimitano posteriormente il canale vertebrale. Il loro tipico colore giallastro è dovuto alla grande quantità di tessuto elastico presente in essi. Medialmente i legamenti si incontrano con i loro margini a livello della radice dell'apofisi spinosa. Alcune volte sempre a livello della regione mediale, i legamenti non si fondono ma lasciano una stretta fessura dove vengono a decorrere le vene che mettono in comunicazione il plesso venoso vertebrale interno con quello esterno. Lateralmente i legamenti possono estendersi fino ad arrivare in corrispondenza delle capsule articolari delle articolazioni zigapofisarie, riuscendo comunque a mantenere una loro distinzione anatomica ed evitando la fusione. A livello del collo tali legamenti risultano essere più sottili ma, allo stesso tempo, ampi e lunghi. Nella regione toracica invece, diventano più spessi, caratteristica che tende ad aumentare maggiormente nella regione lombare.

E' stata precedentemente evidenziata la loro elevata elasticità, essa serve a preservare la postura eretta e a coadiuvare la colonna vertebrale nella fase di estensione che segue una flessione. L'elastina contenuta in essi, evita l'instabilità e la protusione del legamento nel canale spinale durante l'estensione, con probabile rischio di compressione canalicolare.

- Legamento interspinoso: insieme a quello sovraspinoso, riuniscono i processi spinosi. Si fissano su due processi spinosi contigui, proseguendo in avanti, fino ai legamenti gialli.
- Legamento sovraspinoso: insieme ai legamenti interspinosi, riunisce i processi spinosi. Esso si sovrappone dietro a quelli interspinosi e si presenta come un cordone fibroso che si estende per tutta la colonna vertebrale, fissandosi all'apice dei processi spinosi. Nel segmento cervicale della colonna vertebrale assume un notevole sviluppo, generando il legamento cervicale posteriore o legamento nucale.

• Legamento intrasversario: connette i processi trasversi di vertebre vicine, presentando forma e dimensioni variabili. Il massimo sviluppo lo assume nel tratto lombare della colonna vertebrale.

#### 1.1.5 Le vertebre cervicali

Il rachide cervicale è costituito da sette vertebre, distinguibili, sulla base di alcune peculiarità anatomiche, in una regione superiore (C1, Atlante-C2, Epistrofeo) ed in una inferiore (C3-C7) *(Figura 6)*; per questo motivo il primo tratto della colonna vertebrale viene didatticamente suddiviso in rachide cervicale superiore e rachide cervicale inferiore.



Figura 6 - Vertebre cervicali

Le vertebre cervicali hanno dimensioni ridotte e presentano un foro centrale ampio. Nella parte laterale si trovano i processi trasversi, ognuno dei quali ha un foro denominato foro trasversario, attraverso cui passano l'arteria e la vena vertebrale. La settima vertebra cervicale è detta prominente, non presenta il foro per l'arteria vertebrale ed ha un processo spinoso molto lungo e non bifido, sporgendo all'esterno. Le vertebre cervicali hanno caratteristiche peculiari, la prima si chiama *Atlante* e la seconda *Epistrofeo*. L'Atlante non ha il corpo, ma possiede due archi, uno normale e l'altro dove in genere si trova il corpo, si chiamano arco anteriore e posteriore. In questa vertebra non vi è il processo spinoso. Nell'Atlante c'è un grande foro vertebrale riempito in parte dall'articolazione con la seconda vertebra. La seconda vertebra si chiama Epistrofeo, sopra al corpo ha una protuberanza detta *Dente dell'Epistrofeo (Figura 7).* 



Figura 7 – Particolare delle prime due vertebre cervicali

Il dente dell'Epistrofeo è decisamente lungo, supera l'Atlante e arriva a livello del grande foro occipitale. Nei colpi di frusta violenti, se si frattura, può colpire il midollo e può portare perfino alla morte. Il decesso per impiccagione è causato proprio dalla rottura del Dente dell'Epistrofeo. Nei grandi fratturati è molto importante non muovere il collo per il semplice motivo che il dente dell'epistrofeo emerge nel grande foro occipitale e può comprimere il tronco celebrale e il midollo allungato, dove risiedono i centri respiratori. La distruzione di questa parte del cervello porta alla morte in quanto in essa ci sono centri vitali. La colonna vertebrale si collega alla base del cranio attraverso l'Atlante, in corrispondenza delle faccette articolari, ai lati del grande foro dell'osso occipitale. L'articolazione prende il nome di Atlo-Occipitale e permette esclusivamente movimenti di flesso-estensione. Il movimento di rotazione della testa invece avviene a livello dell'articolazione tra Atlante ed Epistrofeo.

#### 1.1.6 Le vertebre toraciche

Le vertebre toraciche sono le 12 vertebre che compongono il segmento toracico della colonna vertebrale, esse si interpongono tra le 7 vertebre cervicali e le 5 vertebre lombari. Hanno il compito di proteggere il midollo spinale toracico e contribuire alla formazione della gabbia toracica, attraverso l'ancoraggio delle costole. Vengono identificate attraverso la lettera maiuscola T e un numero da 1 a 12 a seconda del posizionamento cranio-caudale *(Figura 8)* e presentano un corpo vertebrale più grande rispetto alle vertebre cervicali, le quali, però, hanno un diametro trasverso maggiore. Man mano che si procede verso le vertebre lombari, il processo spinoso diventa sempre più inclinato e non è bifido. I processi trasversi presentano una faccetta articolare. La prima vertebra toracica possiede una sola faccetta costale sul corpo, invece, dalla seconda alla decima sono presenti due emifaccette, in quanto le coste si articolano con la vertebra corrispondente e con quella precedente. Il foro vertebrale è più piccolo rispetto alle vertebre cervicali e presenta una forma simile a quella di un pentagono. Il processo trasverso delle vertebre toraciche permette



Figura 8 - Vertebre toraciche

alle coste di alzarsi, attraverso la contrazione dei muscoli intercostali. La testa della costa si articola con due vertebre tranne la prima, l'undicesima e la dodicesima. Le altre si articolano con la costa di numero corrispondente.

## 1.1.7 Le vertebre lombari

Le vertebre lombari sono le 5 vertebre che compongono il segmento lombare della colonna vertebrale, esse si interpongono tra le 12 vertebre toraciche e le 5 vertebre sacrali. Le vertebre lombari sono le vertebre più larghe e forti della colonna vertebrale, peculiarità dovuta al fatto che hanno l'importante compito di sostenere la maggior parte del peso corporeo che grava sulla schiena.

Sono identificate con la lettera maiuscola L e un numero da 1 a 5 a seconda del posizionamento cranio-caudale. Le vertebre lombari rappresentano il tratto di colonna vertebrale dove termina il midollo spinale (tra la prima e la seconda vertebra lombare, L1 ed L2) e comincia la cauda equina, ossia la struttura nervosa simile a un fascio, che raggruppa le ultime 10 paia di nervi spinali, prima della loro fuoriuscita dal rachide.

Tali vertebre sono le più larghe e pesanti della colonna vertebrale, e questa caratteristica è proprio ciò che consente loro di svolgere, nel migliore dei modi, la funzione a cui sono preposte. Oltre ai classici processi trasversi e spinoso, presentano anche i 2 processi articolari superiori e i 2 processi articolari inferiori *(Figura 9).* 

Le vertebre lombari decorrono da dove termina la parte posteriore della gabbia toracica a dove inizia la parte posteriore della pelvi. La gabbia toracica comprende le 12 vertebre toraciche, lo sterno e le 12 paia di costole che emergono dalle 12 vertebre toraciche, mentre la pelvi comprende l'osso sacro, ossia, le vertebre sacrali, le due ossa iliache e il coccige, ovvero, le vertebre coccigee.



Figura 9 - Vista frontale e laterale della spina lombare

La prima vertebra lombare, L1, è allo stesso livello dell'estremità anteriore del nono paio di costole; questo livello di altezza è detto piano transpilorico, perché è il piano in cui risiede il piloro dello stomaco.

Nell'arco vertebrale delle vertebre lombari, i due peduncoli e la lamina si presentano come larghe formazioni ossee ed è possibile notare un loro irrobustimento mano a mano che si scende lungo il tratto lombare, e ciò conferisce una notevole resistenza all'intera struttura vertebrale.

Bisogna prestare particolare attenzione al fatto che l'arco vertebrale delle vertebre lombari è il punto da cui emergono anche i due processi articolari superiori e i due processi articolari inferiori; queste 4 proiezioni ossee prendono vita dalla lamina, dopo i processi trasversi e prima del processo spinoso *(Figura 10)*.

Il processo spinoso delle vertebre lombari è una protuberanza ossea che presenta un bordo irregolare, di breve lunghezza, ma molto largo. Esso serve, come in tutte le vertebre, all'ancoraggio di muscoli e/o legamenti della schiena.

I processi trasversi delle vertebre lombari sono lunghi e snelli. Nelle prime tre vertebre lombari, hanno un orientamento orizzontale; nelle ultime due, invece, sono leggermente orientati verso l'alto. Una distinzione da tener presente, è quella che, mentre nelle tre vertebre lombari superiori i processi trasversi emergono in maniera netta sulla lamina, nelle due vertebre lombari inferiori originano dai peduncoli.

Come in tutte le altre vertebre la loro funzione è adibita all'ancoraggio di muscoli e/o

legamenti della schiena, inoltre, essi occupano una posizione più ventrale dei processi articolari superiori e inferiori.



Figura 10 - Particolare vertebra lombare

I processi articolari superiori delle vertebre lombari, invece, sono delle formazioni ossee ben definite, le quali si orientano verso l'alto rispetto alla lamina dell'arco vertebrale, dalla quale, essi, traggono origine. All'estremità libera, i processi articolari superiori delle vertebre lombari presentano una regione liscia, ricoperta di cartilagine ialina, che prende il nome generico di faccetta dei processi articolari superiori e che serve all'ancoraggio di una vertebra lombare alla vertebra immediatamente superiore. Sulla superficie posteriore, inoltre, i processi articolari superiori hanno delle escrescenze che prendono il nome di processi mammillari, i quali hanno il compito di agganciare alcuni muscoli profondi della schiena.

I processi articolari inferiori delle vertebre lombari sono anch'essi proiezioni ossee ben definite che si sviluppano verso il basso rispetto alla lamina dell'arco vertebrale, dalla quale traggono origine.

All'estremità libera, i processi articolari inferiori sono forniti di una regione liscia, ricoperta di cartilagine ialina e chiamata faccetta dei processi articolari inferiori *(figura 11)*.



Figura 11 – Vista dall' alto e laterale di una vertebra lombare

Come succede in tutte le vertebre che sono provviste di tali componenti, i processi articolari inferiori di ciascuna vertebra lombare sono adibiti, attraverso la regione denominata faccetta, all'ancoraggio alla vertebre sottostante.

Le vertebre lombari presentano un foro vertebrale di forma triangolare, maggiore rispetto al foro vertebrale presente nelle vertebre toraciche, ma più piccolo rispetto al foro vertebrale presente nelle vertebre cervicali. Nel foro vertebrale formato dalle vertebre lombari, termina il midollo spinale, precisamente a livello della vertebra lombare L2 ed inizia, come detto anche in precedenza, la cauda equina.

La vertebra lombare L5 è fondamentale nell'importante articolazione che lega il tratto lombare al tratto sacrale della colonna vertebrale *(Figura 12)*; il tratto sacrale della colonna vertebrale è composto da vertebre, ovvero, le vertebre sacrali, le quali sono fuse tra loro, formando una struttura unica nota come osso sacro.



Figura 12 - Articolazione lombosacrale

#### 1.1.8 L'osso sacro

L'osso sacro è un unico osso derivante dalla fusione di cinque segmenti primitivi, le vertebre sacrali, che fa seguito al segmento lombare della colonna vertebrale; con il coccige e con le due ossa dell'anca forma il bacino. La forma del sacro è quella di una piramide quadrangolare con base in alto e apice in basso. In esso si considerano una faccia anteriore, una posteriore, due laterali, una base (in alto) e un apice (in basso), *(Figura 13)*.



Figura 13 - Vista anteriore e posteriore osso sacro

La faccia anteriore è concava e volge in avanti e in basso; nella parte centrale sono presenti quattro linee trasversali che indicano la saldatura (sinostosi) tra i corpi delle cinque vertebre sacrali primitive. A lato di tali linee trasversali di sinostosi ci sono quattro paia di fori sacrali anteriori che immettono nel canale sacrale e fanno passare i rami anteriori dei nervi spinali sacrali. I fori sacrali anteriori si generano per la fusione di parti ossee corrispondenti ai processi costiformi delle vertebre lombari; a essi fanno seguito docce in cui decorrono i nervi. A lato del corpo del 1° segmento sacrale si trova un rilievo poco accentuato che, nel sacro articolato con le altre ossa della pelvi, continua con la linea terminale dell'osso dell'anca.

La faccia posteriore è convessa e accidentata; sulla linea mediana è presente la cresta sacrale media che deriva dalla fusione dei processi spinosi delle primitive vertebre sacrali. A lato della cresta sacrale media si trovano due docce formate dalla fusione delle primitive lamine vertebrali. Negli ultimi segmenti sacrali, tuttavia, manca la porzione laminare delle vertebre, in modo tale che la cresta sacrale media e le due docce che le stanno a lato non risultano presenti; il canale sacrale viene a trovarsi, per questo motivo, aperto dorsalmente; questa apertura prende il nome di *hiatus sacrale*. Lateralmente alle docce che fiancheggiano la cresta sacrale media, sono presenti una serie di tubercoli sulla cui linea si trovano, in corrispondenza della base, i processi articolari della prima vertebra sacrale. Le due file di tubercoli formano le creste sacrali articolari o intermedie che, in basso, terminano con una sporgenza acuta, denominata corno sacrale; le creste si formano per la fusione dei processi articolari delle vertebre sacrali. A lato delle creste articolari si trovano quattro paia di fori sacrali posteriori, più piccoli di quelli anteriori, che permettono il passaggio ai rami posteriori dei nervi spinali sacrali. All'esterno della linea dei fori sacrali si trovano due serie di rilievi che provengono dalla fusione dei processi mammillari e accessori delle vertebre primitive e costituiscono le creste sacrali laterali.

Le facce laterali sono slargate in alto, dove presentano una superficie articolare per l'osso dell'anca, la faccetta auricolare, dietro la quale si trova una superficie irregolare su cui si impiantano numerosi legamenti, la tuberosità sacrale. La faccetta auricolare e la tuberosità sacrale corrispondono ai primi due segmenti sacrali; al di sotto di questi le facce laterali man mano si restringono, trasformandosi in margini.

La base si mette in rapporto con la quinta vertebra lombare, formando un angolo a convessità anteriore che è detto promontorio. Presenta, nella parte centrale, una superficie ovale, con il maggior diametro trasversale e si articola con il corpo della quinta vertebra lombare. Dietro tale superficie è presente l'orifizio superiore del canale sacrale che ha una forma triangolare; esso è limitato posteriormente dalle lamine del processo spinoso della prima vertebra sacrale. Lateralmente all'imbocco del canale sacrale si trovano i processi articolari superiori della prima vertebra sacrale, le cui faccette articolari sono rivolte postero-medialmente. Ai lati della superficie articolare per il corpo della quinta vertebra lombare, si trovano due superfici lisce, di forma triangolare, con la base esterna; queste sono le ali del sacro che risultano divise dalla faccia anteriore attraverso un margine ottuso che rappresenta il prolungamento sacrale della linea terminale dell'osso dell'anca.

L'apice, invece, presenta una faccetta ellittica che si articola con la base del coccige.

Il canale sacrale, triangolare in alto e appiattito in basso, termina con un'apertura inferiore, lo *hiatus sacrale* il quale, a causa del mancato sviluppo delle lamine, si osserva sulla faccia dorsale degli ultimi due segmenti sacrali. Ai lati del canale sacrale, in corrispondenza del piano di congiunzione dei diversi segmenti, partono quattro brevi canali, i fori intervertebrali, che si biforcano subito per far capo ai fori sacrali anteriori e posteriori del corrispondente livello.

#### 1.2 Biomeccanica della colonna vertebrale

Le funzioni principali della colonna vertebrale sono essenzialmente tre. La prima è quella di proteggere il midollo spinale che si trova all'interno del foro vertebrale, circondato da legamenti molto resistenti. La seconda è, invece, quella di sorreggere la maggior parte del peso del corpo e mantenere il capo in posizione eretta. L'ultima ma non meno importante funzione, è quella di attutire traumi e micro-traumi interni o esterni che il rachide trasferisce all'articolazione sacro-iliaca oppure che diffonde agli arti superiori, al busto e alla testa.

Precedentemente si è detto che la colonna vertebrale presenta 4 curve fisiologiche sul piano sagittale. Tali curve non sono casuali ma bensì, altamente funzionali, in quanto si è visto che una colonna con delle curvature può sorreggere una maggiore pressione. Per valutare qual è il peso che può sopportare un rachide è molto semplice, basta moltiplicare il peso che potrebbe sorreggere una colonna dritta per il quadrato del numero delle curve sommando al risultato un'unità, quindi nel caso della colonna vertebrale si ha:

$$(3*3) + 1 = 10 \tag{1.1}$$

Da ciò si può concludere che il rachide può resistere ad un peso dieci volte maggiore rispetto ad una colonna vertebrale dritta.

Come è già stato detto precedentemente, l'osso delle vertebre è costituito da una parte corticale, quindi abbastanza compatta e da una parte trabecolare, presente, quest'ultima, soprattutto in ossa come il calcagno e le vertebre appunto, le quali sono composte da lamelle verticali e orizzontali. La resistenza meccanica sarà maggiore in alcune direzioni piuttosto che in altre e ciò è funzione dell'orientamento di tale "impalcatura", secondo le linee di forza; ad esempio, le trabecole disposte verticalmente, sostengono il peso del corpo in stazione eretta. Tale orientamento, nelle vertebre, porta ad una minore solidità nella parte anteriore, con un rischio di fratture molto più alto rispetto alle altre parti. Dal punto di vista funzionale, si considerano il disco intervertebrale e le faccette articolari posteriori come un tripode articolare del segmento mobile che ha funzione di una leva del primo tipo, in cui le molle ammortizzanti sono rappresentate sia dal sistema articolare posteriore con i suoi legamenti sia dal sistema elastico del disco *(Figura 14)*. Il corpo vertebrale, nella parte anteriore del rachide, sorregge quasi completamente il peso del corpo, mentre i processi posteriori regolano i movimenti.



Figura 14 - Modello tripode

#### 1.2.1 Mobilità delle articolazioni vertebrali

Le articolazioni vertebrali si possono dividere, essenzialmente, in 2 tipi:

- Tra i corpi ci sono delle sinfisi e hanno una mobilità limitata in ogni direzione
- Tra i processi inferiori e superiori di vertebre adiacenti, le articolazioni si chiamano artrodie e sono responsabili della mobilità della colonna.

I movimenti permessi sono la flesso-estensione, l'inclinazione laterale e la rotazione. L'escursione articolare massima del tronco è:

- Nella flessione 75/ 80°
- Nell'estensione di 25/30°
- Nell'inclinazione laterale 30/35°
- Nella rotazione 40/45°

A livello cervicale la mobilità è maggiore rispetto agli altri tratti, infatti qui i movimenti possono arrivare a:

- Flessione 50°
- Estensione 45°
- Inclinazione laterale 45°
- Rotazione 65°

La flesso-estensione è un movimento che viene eseguito sul piano sagittale e sull'asse trasverso. Durante l'estensione lo spazio del foro intervertebrale si riduce, mentre l'opposto avviene durante la flessione. Questo movimento è svolto quasi interamente dalla parte cervicale e lombare, mentre il tratto toracico è impossibilitato a compierlo soprattutto a causa delle articolazioni con le coste e in modo minore per lo spessore ridotto del disco rispetto ai corpi vertebrali. Sul tratto lombare l'escursione articolare lombare è di 60° in flessione e 45° in estensione *(Figura 15)*.



Figura 15 - Flesso - estensione

Per quanto riguarda, invece, l'inclinazione laterale, tale movimento avviene sul piano frontale e sull'asse sagittale del corpo, ed è limitato in caso di scoliosi *(Figura 16)*.



Figura 16 - Inclinazione laterale

Infine, la rotazione si svolge sul piano trasverso e sull'asse longitudinale (Figura 17).



Figura 17 - Rotazione

## 1.3 Tumori spinali

Un tumore spinale è una massa patologica di tessuto, la quale coinvolge il midollo spinale o la colonna vertebrale. Le cellule che costituiscono la massa tumorale crescono e si moltiplicano velocemente, in quanto non sono regolate dai normali meccanismi inibitori presenti nelle cellule sane. I tumori spinali possono essere benigni o maligni e possono inoltre essere ancora divisi in:

- Primitivi, ovvero che originano dal midollo spinale o dalla colonna
- Metastatici o secondari, nei casi in cui essi provengano da altri tumori localizzati altrove.

I tumori spinali si possono classificare in base alla regione della colonna che vanno a colpire. Si riconoscono quindi:

- Tumori cervicali
- Tumori toracici
- Tumori lombari
- Tumori sacrali.

Inoltre, in base alla localizzazione spinale, essi vengono divisi in tre gruppi principali *(Figura 18)*:

- Tumori intradurali-extramidollari (fuori dal midollo ma all'interno delle meningi)
- Tumori intramidollari (nel midollo)
- Tumori extradurali (all'interno del canale vertebrale, ma fuori dal rivestimento durale)



Figure 18 - Classificazione tumori in funzione della localizzazione spinale

Tali tumori sono sempre a stretto contatto con strutture molto sensibili, si manifestano con sintomi irritativi (dolore) o deficitari (alterazione della forza e della sensibilità, anomalie della deambulazione, etc. Considerati da un punto di vista tecnico, essi rappresentano il 15% dei tumori del sistema nervoso centrale.

Il 90% delle forme intradurali sono benigne e potenzialmente asportabili. Nel gruppo dei tumori extradurali sono incluse le metastasi ed i linfomi che non sempre giungono all' osservazione neurochirurgica. Clinicamente bisogna tener conto della discrepanza tra livello lesionale osseo e livello metamerico spinale, ossia, il tumore è più in alto di quello che si potrebbe supporre dai disturbi accusati.

I tumori più frequenti per quanto riguarda la categoria dei tumori intradurali-extramidollari si sviluppano a partire dall'aracnoide del midollo spinale (meningiomi), dalle radici nervose che nascono dal midollo spinale (schwannomi e neurofibromi), oppure dalla porzione terminale del cono midollare (ependimomi del filum terminale). Seppure i meningiomi siano spesso benigni, possono essere alquanto difficili da rimuovere e possono recidivare. Anche i tumori che originano dalle radici spinali sono generalmente benigni; anche se i neurofibromi possono diventare maligni col tempo. Gli ependimomi del filum terminale possono essere voluminosi e complicati da rimuovere viste le relazioni anatomiche di questi tumori con delicate strutture nervose.

I tumori intramidollari crescono all'interno del midollo e si formano frequentemente nella regione cervicale. Hanno origine generalmente dalle cellule gliali o ependimali; gli astrocitomi e gli ependimomi sono i due istotipi più frequenti. Solitamente si tratta di tumori benigni che però possono essere molto difficili da rimuovere. I lipomi intramidollari sono rari tumori congeniti che sono di solito localizzati a livello toracico.

I tumori extradurali sono, invece, nella maggior parte dei casi lesioni metastatiche oppure di schwannomi, ossia, tumori che prendono vita dalla guaina che avvolge le radici spinali. A

volte un tumore extradurale può estendersi attraverso il forame intervertebrale, sviluppandosi così in parte all'interno ed in parte all'esterno del canale vertebrale.

Per quanto riguarda i tumori metastatici c'è da dire che la colonna spinale è la sede più frequente di metastasi ossee. E' stimato che, nei pazienti affetti da cancro, almeno il 30% (con percentuali che arrivano anche al 70% secondo alcuni studi) di essi presenterà una metastasi spinale.

I tumori che più frequentemente danno vita a metastasi alla colonna vertebrale, sono i tumori polmonari, alla mammella e alla prostata. II tumore polmonare è il cancro che con maggiore frequenza da metastasi ossee nell'uomo, mentre nella donna è il cancro alla mammella la causa che più frequentemente da metastasi ossee. Altri tumori che possono dare localizzazioni secondarie a carico della colonna spinale sono il mieloma multiplo, il linfoma, il melanoma e il sarcoma, come anche i tumori del tratto gastro-intestinale, renali e tiroidei. Una rapida diagnosi ed identificazione del tumore primitivo è di fondamentale importanza per il trattamento. Sono diversi i fattori che influenzano la prognosi, come la natura del tumore primitivo, il numero delle lesioni, la presenza di altre metastasi al di fuori dell'apparato scheletrico e la presenza e la severità di un'eventuale compressione a carico del midollo spinale.

Infine, bisogna tener presente che i tumori spinali primitivi sono rari nei bambini ed inoltre sono complessi da trattare. L'incidenza e la prognosi varia a seconda del sottotipo. Questa categoria di tumori include:

- Osteoma Osteoide
- Osteoblastoma
- Osteocondroma
- Osteosarcoma
- Sarcoma di Ewing
- Granuloma Eosinofilo
- Cisti Ossee Aneurismatiche
- Cordoma
- Condrosarcoma Mesenchimale
- Displasia Fibrosa
- Fibroma
- Angiosarcoma
- Emangioma

A differenza degli adulti, i pazienti pediatrici non hanno ancora completato la crescita ossea. Tale caratteristica va tenuta presente quando si programma il trattamento. Altri fattori da considerare sono la stabilità della colonna, il trattamento chirurgico versus quello non chirurgico e la preservazione delle funzioni neurologiche.

I tumori intracranici rappresentano circa l'85-90% di tutti i tumori primitivi del sistema nervoso centrale. I tumori primitivi che originano dal midollo spinale, dalle radici spinali e dalla dura madre spinale sono rari se vengono confrontati con tumori primitivi del sistema nervoso centrale ad origine intracranica, con un rapporto stimato di 1 a 4. In America ogni anno vengono diagnosticati circa 10.000 casi di tumori spinali primitivi o metastatici.

I tumori intramidollari sono rari, difatti rappresentano solo il 5- 10% dei tumori spinali. I meningiomi ed i neurofibromi che sono tumori benigni, rappresentano circa il 55- 65% di tutti i tumori spinali primitivi. I meningiomi sono più frequenti nelle donne che hanno un'età compresa tra i 40 ed i 70 anni. I tumori metastatici sono, invece, i tumori più maligni della colonna e rappresentano circa il 70% dei tumori spinali.

## 1.3.1 Cause e sintomi

La causa della stragrande maggioranza dei tumori primitivi spinali è, ad oggi, sconosciuta. Alcuni di essi possono nascere a causa dell'esposizione ad agenti cancerogeni. I linfomi spinali, che sono tumori che originano dai linfociti che sono un tipo di cellule immunitarie, sono maggiormente frequenti in pazienti con una compromissione del sistema immunitario. Secondo alcune osservazioni, sembra esserci una maggiore incidenza di tumori spinali in alcune famiglie, cosa che suggerisce che possa esserci una componente di tipo genetico.

In un numero limitato di casi, i tumori spinali possono manifestarsi in presenza di due malattie genetiche:

- Neurofibromatosi 2: in tale malattia ereditaria si possono sviluppare tumori benigni con origine dall'aracnoide del midollo spinale o dalle cellule gliali. Comunque i tumori associati con maggiore frequenza a questo disordine genetico colpiscono i nervi responsabili dell'udito e possono di conseguenza causare la perdita dello stesso, in uno o in entrambe le orecchie.
- Malattia di Von Hippel-Lindau: questa malattia rara e multi-sistemica è associata allo sviluppo di tumori benigni che prendono vita dai vasi sanguigni (emangioblastomi) nel cervello, nella retina e nel midollo spinale, e allo sviluppo di tumori di altro tipo a livello dei reni e delle ghiandole surrenali.

Il sintomo che si presenta con maggiore frequenza sia che si parli di tumori benigni che di quelli maligni, è il manifestarsi di un dolore alla schiena di origine "non meccanico", specialmente a livello dorsale o lombare *(Figura 19)*. Questo dolore alla schiena non presenta un'origine attribuibile ad un trauma o ad una attività fisica. I sintomi possono peggiorare con l'attività fisica e molte volte esso diventa più intenso la notte. Il dolore può partire dalla schiena e svilupparsi anche alle anche, alle gambe, ai piedi o alle braccia e può peggiorare col tempo. A seconda della regione in cui è localizzato e del tipo di tumore, possono manifestarsi altri segni o sintomi, in particolar modo in caso di tumori maligni che crescendo vanno a comprimere il midollo spinale, le radici spinali, i vasi o le ossa della colonna.



Figura 19 - Sintomi tumori spinali

La compressione del tumore sul midollo spinale può mettere in pericolo di vita il paziente. Altri sintomi possono essere:

- Perdita di sensibilità o debolezza muscolare a carico delle gambe, delle braccia o del petto
- Difficoltà a camminare, problema che può causare cadute con tutte le ripercussioni del caso
- Diminuita sensibilità al dolore, al caldo o al freddo
- Perdita della funzione dell'intestino o della vescica
- Paralisi che può presentarsi in vari gradi ed in diverse parti del corpo a seconda di quali nervi sono compressi dal tumore
- Scoliosi o altre deformità a carico della colonna che possono derivare da tumori voluminosi ma solitamente benigni.

## 1.3.2 Diagnosi e trattamento

Il primo ed essenziale passo per la diagnosi di tumore spinale è rappresentato da una valutazione medica completa, incentrata, in particolare, sulla presenza di dolore nella regione lombare e di eventuali deficit neurologici focali. Per poter effettuare una diagnosi più accurata diventa fondamentale effettuare degli esami di tipo radiologico. Ne esistono di diversi tipi e di seguito vengono elencati facendo riferimento alle loro caratteristiche:

• Radiografia: non è molto affidabile per diagnosticare un tumore spinale (Figura 20).



Figura 20 - Radiografia

• Tomografia Computerizzata: una TC può dimostrare con buona accuratezza la forma e la dimensione del canale spinale, il suo contenuto e le strutture vicine. E un metodo decisamente valido per la visualizzazione delle strutture ossee *(Figura 21)*.



Figura 21 - Tomografia computerizzata

• Risonanza Magnetica: è un test di tipo diagnostico che produce immagini 3D grazie all'utilizzo di campi magnetici e tecnologia computerizzata. Una risonanza permette di valutare il midollo spinale, le radici nervose e le aree limitrofe, quindi è un ottimo metodo per lo studio della patologia tumorale *(Figura 22)*.



Figura 22 - Risonanza magnetica

Una volta ottenuta la conferma della presenza del tumore in seguito dell'esame radiologico, l'unico modo per determinarne l'istologia, e di conseguenza il suo grado di aggressività, è quello di andare ad esaminare al microscopio un piccolo frammento di tessuto che viene estratto attraverso una procedura di biopsia. Se il tumore risulta essere una metastasi la biopsia permetterà di determinare anche il tipo di cancro di origine, cosa che permetterà la determinazione delle scelte terapeutiche più appropriate.

La stadiazione classifica i tumori a seconda dell'estensione del tumore stesso, andando a valutare il coinvolgimento osseo, dei tessuti molli e del canale spinale. Un medico potrà richiedere uno studio del tipo "total body" con tecnologia PET, come anche una TC dei polmoni e dell'addome per definire lo stadio della neoplasia. Per confermare la diagnosi, un medico andrà a valutare l'esito degli esami di laboratorio (biopsia) e i rilievi dagli esami radiologici prima citati.

I trattamenti possibili sono fondamentalmente due:

- Trattamento chirurgico
- Trattamento non chirurgico

Molto spesso la decisione sulla scelta del miglior trattamento da intraprendere è di tipo multidisciplinare, comprendente specialisti quali il chirurgo spinale, l'oncologo, il radioterapista e altre figure. Il trattamento, viene quindi definito tenendo in considerazione lo stato di salute del paziente e l'obiettivo delle cure.

Le diverse scelte del trattamento non chirurgico comprendono l'osservazione, la chemioterapia e la radioterapia. Tumori che non danno alcun tipo di sintomo o minimamente sintomatici che non mostrano cambiamenti o progressione, possono essere osservati e tenuti sotto controllo con RM periodiche. Non tutti i tumori rispondono allo stesso modo ai diversi trattamenti, infatti, alcuni rispondono bene alla chemioterapia ed altri alla radioterapia. Tuttavia ci sono degli istotipi di tumori metastatici che sono resistenti alla radioterapia, come ad esempio i tumori del tratto gastro-intestinale e quelli renali; in questi casi il trattamento chirurgico può essere visto come l'unica possibilità terapeutica da attuare.

Il tipo di trattamento chirurgico da seguire è funzione del tipo di tumore presente. I tumori spinali primari possono essere completamente rimossi "in blocco", ottenendo così, in questo modo, un possibile intervento di tipo curativo. Nei pazienti con tumori metastatici invece il trattamento è principalmente di tipo palliativo, con l'intento di ripristinare o preservare la funzione neurologica, stabilizzare la colonna vertebrale e alleviare il dolore. In genere, il trattamento chirurgico viene preso in considerazione solo nel caso in cui l'aspettativa di vita del paziente è uguale o maggiore alle dodici settimane e se il tumore è resistente alla radioterapia o alla chemioterapia. Altri elementi che portano alla scelta del trattamento chirurgico includono il dolore intrattabile, la presenza di compressione sul midollo spinale e la necessita di stabilizzazione nei casi di fratture vertebrali patologiche che possono compromettere la stabilità della colonna.

Nel momento in cui è possibile effettuare la resezione chirurgica, alle volte è possibile utilizzare l'embolizzazione preoperatoria per consentire una exeresi più semplice. Tale procedura viene effettuata inserendo un catetere attraverso l'arteria femorale che viene guidato attraverso i vasi sanguigni fino al tumore, punto in cui viene rilasciato un agente embolico che risulta essere molto simile ad una colla che occlude i vasi che danno sostentamento al tumore. Seguendo questa procedura, durante l'intervento, il sanguinamento può essere controllato decisamente meglio, cosa molto importante in quanto tende a ridurre i rischi chirurgici.

Se invece si fa riferimento all'approccio posteriore alla colonna, ciò consente di identificare la dura e di esporre le radici nervose. Con tale approccio vi è la possibilità di andare a decomprimere più livelli è può essere effettuata una stabilizzazione sempre su più livelli.

L'approccio anteriore alla colonna è ottimale, ovviamente, per i tumori che sono localizzati nella parte anteriore della colonna vertebrale e per ricostruire in maniera efficace i difetti causati dalla rimozione dei corpi vertebrali. Tale approccio permette, in modo efficace, di posizionare dispositivi di stabilizzazione. I tumori toracici e lombari che possono colpire sia la zona anteriore che posteriore della colonna vertebrale, molto spesso, possono compromettere il buon esito della resezione totale, per questo motivo, in genere, per trattare al meglio tali lesioni complesse, si utilizza un approccio di tipo circumferenziale, ossia, un approccio posteriore seguito da uno anteriore.

## 1.3.3 Follow-up

In genere la degenza ospedaliera successivamente all'intervento chirurgico, può variare dai due ai quattordici giorni, in funzione dei diversi casi. Spesso può essere necessario un certo periodo di riabilitazione post-operatoria, cosa che può comportare la degenza per un certo periodo in un reparto di riabilitazione. In casi diversi, la fisioterapia può essere svolta stesso a casa del paziente oppure in una struttura ambulatoriale. Il tempo necessario per avere un recupero completo del paziente dopo l'intervento, può variare dai tre mesi ad un anno. Tale range così ampio e dovuto al fatto che il recupero è funzione della complessità dell'intervento e dello stato di salute del paziente in esame.

L'outcome dipende, in primo luogo, soprattutto dall'età del paziente, dal suo stato di salute e, infine, dal grado di aggressività del tumore che può essere benigno, maligno, primitivo oppure metastatico. Quando ci si trova di fronte a tumori primitivi, l'obiettivo fondamentale è quello di rimuovere in maniera completa il tumore, in modo tale da garantire una potenziale cura della neoplasia. Per quanto riguarda i tumori metastatici, invece, l'obiettivo del trattamento è quasi sempre di tipo palliativo, per cercare di dare al paziente la migliore qualità di vita possibile ed eventualmente allungare la sua aspettativa di vita.

## 1.3.4 Focus sul trattamento di tipo chirurgico (artrodesi)

La fissazione rigida della colonna vertebrale con approccio posteriore detta anche *'artrodesi'*, viene effettuata a livello cervicale, dorsale e lombare con apposite viti, le quali vengono inserite nell'osso.

A livello cervicale vengono utilizzate viti con testa mobile (poliassiali) che generalmente vengono inserite nelle masse laterali, ovvero i processi articolari delle vertebre cervicali. E' possibile inserire le viti anche nei peduncoli, ovvero nei ponti ossei che collegano il corpo con l'arco posteriore della vertebra, anche se a livello cervicale le loro ridotte dimensioni e la vicinanza con l'arteria vertebrale lateralmente e con il midollo spinale all'interno del canale spinale rendono questa fissazione decisamente rischiosa. Le teste delle viti vengono poi bloccate da ciascun lato con delle barre in titanio, garantendo così la stabilità del tratto di colonna fissato.

Questo tipo di metodica è indicata in caso di fratture, processi tumorali o, più di rado, degenerativi che compromettano la stabilità della colonna determinando un rischio potenziale per gli elementi nervosi contenuti nel canale spinale quali midollo spinale e radici nervose *(Figura 23)*.

A livello cervicale è anche possibile effettuare una fissazione del capo con il tratto alto della colonna (fissazione occipito-cervicale), in caso di fratture o tumori che abbiano interessato la giunzione testa-collo.

Gli interventi di fissazione cervicale posteriore vengono effettuati anche in urgenza per traumi del rachide con frattura e/o lussazione di una o più vertebre cervicali, utilizzando i sistemi di viti poliassiali (a testa mobile) in commercio.

A livello dorsale vengono impiegate sia viti a testa mobile che uncini laminari, anche in



Figura 23 - Artrodesi cervicale con approccio posteriore

combinazione tra loro, a seconda della situazione anatomica del singolo paziente, come la dimensione dei peduncoli. Il sito elettivo di inserzione delle viti nella colonna dorsale sono i peduncoli, mentre gli uncini di solito vengono inseriti al di sotto o al di sopra delle lamine, che fanno parte dell'arco posteriore della vertebra. Questo intervento viene effettuato nella maggior parte dei casi per il trattamento delle fratture vertebrali e per stabilizzare la colonna in caso di processi tumorali che abbiano generato la compressione delle strutture nervose contenute nel canale spinale. Tali mezzi di sintesi vengono comunemente usati anche nel trattamento delle deformità del rachide, soprattutto per la correzione della scoliosi. A livello lombare la fissazione posteriore viene effettuata con viti a testa mobile *(Figura 24)* 



Figura 24 - Vite peduncolare a testa mobile

inserite nei peduncoli; tali viti vengono poi collegate e bloccate da ciascun lato con barre di carbonio come nel caso dell'impianto della '*CarboClear' (Figura 25)*, ai lati delle quali si deposita osso prelevato dal paziente stesso e sminuzzato. L'aggiunta di osso consente di ottenere una maggior stabilità attraverso una reazione di crescita dello stesso, che va sotto il nome di fusione. La fissazione lombare posteriore rigida viene utilizzata sia per il trattamento delle fratture instabili che dei tumori, ma più di frequente consente di correggere situazioni di alterato allineamento della colonna di natura degenerativa, come nel caso della spondilolistesi e delle deformità del rachide quali la scoliosi e lo scorretto allineamento sagittale.

Negli ultimi anni sono state introdotte sul mercato delle viti peduncolari a decorso divergente che hanno il vantaggio, rispetto alle viti peduncolari classiche, di garantire una fissazione più

solida anche in caso di osso osteoporotico e di ridurre il trauma sui tessuti muscolari perché richiedono una minor esposizione della colonna vertebrale.



Figura 25 - Fissaggio viti con barre in carbonio

# 2. Materiali e metodi

## 2.1 Sviluppo del modello

L'intero lavoro è stato svolto attraverso l'utilizzo del programma *'ADAMS'* della MSC Software Corporation.

Inizialmente si è partiti da un modello multibody di rachide 3D privo di dischi intervertebrali, legamenti e muscoli, costituito, quindi, soltanto dalla parte ossea, ovvero, dall'ultima vertebra toracica T12, dalle cinque vertebre lombari L1, L2, L3, L4 ed L5 e dall'osso sacro *(Figura 26)*.



Figura 26 – Vista sul piano frontale e sagittale del modello 3D iniziale della porzione di rachide in esame

A questo punto, si è reso necessario modellizzare i dischi intervertebrali e i legamenti; a tale scopo è stato fatto riferimento a diversi articoli scientifici. In tale lavoro, i muscoli non sono stati presi in considerazione, pertanto non sono stati modellizzati.

## 2.1.1 Modellizzazione dei dischi intervertebrali

Per la modellizzazione dei dischi intervertebrali sono stati utilizzati dei *'bushing'*, elementi che permettono di simulare il reale comportamento dei dischi quando questi sono soggetti a qualsiasi tipo di sollecitazione. Per la corretta creazione dei *bushing*, è stato necessario definire le relative caratteristiche di rigidezza assiale e torsionale, facendo riferimento a valori definiti sperimentalmente [1]. Le rigidezze intervertebrali sono state misurate in diversi studi, usando approcci di misurazione sia accoppiati che disaccoppiati. Le proprietà di rigidezze intervertebrali reali producono accoppiamenti tra i movimenti intervertebrali, per



Figura 27 - Particolare bushing tra le vertebre L1 e L2

esempio, una flessione in avanti dell'articolazione, tende a produrre anche una traslazione anteriore [2,3], però c'è da dire che la maggior parte delle misure effettuate *in-vivo*, non tengono conto di tale accoppiamento. Se si fa riferimento alle matrici di rigidezza accoppiate, esse presentano 11 parametri di rigidezza indipendenti diversi da zero[2,3]:

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \\ F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = K_s D = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & 0 & 0 & 0 & k_{16} \\ k_{22} & 0 & 0 & 0 & k_{26} \\ & k_{33} & k_{34} & k_{35} & 0 \\ & & k_{44} & 0 & 0 \\ simmetria & k_{55} & 0 \\ & & & k_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_x \\ \theta_y \\ \theta_z \\ \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{bmatrix}$$
(2.1)

Le misure di rigidezza disaccoppiate invece fanno riferimento soltanto al movimento nella direzione del carico ed hanno parametri diversi da zero, unicamente sulla diagonale.

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \\ F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = K_s D = \begin{bmatrix} k_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ k_{22} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ k_{33} & 0 & 0 & 0 \\ k_{44} & 0 & 0 \\ simmetria & k_{55} & 0 \\ k_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_x \\ \theta_y \\ \theta_z \\ \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{bmatrix}$$
(2.2)

In genere, i parametri di rigidezza disaccoppiati saranno più piccoli dei corrispondenti parametri accoppiati.

Nel presente studio è stata presa come riferimento la matrice di rigidezza con i parametri soltanto sulla diagonale principale e mostrati nella tabella 1:

| Parametri di rigidezza media non accoppiati applicati a ciascuna articolazione<br>intervertebrale |                     |       |       |       |       |       |
|---|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Parametri   | Movimento           | L1-L2 | L2-L3 | L3-L4 | L4-L5 | L5-S1 |
| K11 [Nm/rad]  | Piegamento laterale | 92    | 69    | 69    | 69    | 69    |
| K <sub>22</sub> [Nm/rad]  | Torsione assiale    | 527   | 550   | 613   | 613   | 613   |
| K33 [Nm/rad]  | Flesso-estensione   | 120   | 109   | 92    | 92    | 92    |
| K44 [kN/m]  | A-P traslazione     | 326   | 326   | 326   | 326   | 326   |
| K55 [kN/m]  | S-I traslazione     | 2038  | 2038  | 2038  | 2038  | 2038  |
| K <sub>66</sub> [kN/m]  | M-L traslazione     | 476   | 476   | 476   | 476   | 476   |

Tabella 1 – Parametri di rigidezza media non accoppiati

I valori delle rigidezze non accoppiati della tabella 1, sono stati ricavati da studi effettuati su cadaveri che hanno riportato delle misure disaccoppiate [4,5]. Poiché per il bushing tra le vertebre T12 ed L1 non è stato trovato un valore ottimale, si è deciso di assumere che le proprietà di tale bushing siano identiche a quelle del bushing immediatamente successivo, ossia, quello tra le vertebre L1 ed L2.

Oltre ai valori di rigidezza assiale e torsionale è stato necessario definire anche i valori di smorzamento assiale e torsionale, assunti identici per tutti i bushing [6].

| Proprietà di smorzamento per diverse direzioni d<br>carico |                        |  |  |  |
|--|------------------------|--|--|--|
| Direzione carico   | Smorzamento [N*s/m]    |  |  |  |
| Taglio anteriore   | 1000                   |  |  |  |
| Taglio posteriore  | 1000                   |  |  |  |
| Trazione   | 1000                   |  |  |  |
| Compressione   | 1000                   |  |  |  |
| Direzione carico   | Smorzamento [N*m*s/rag |  |  |  |
| Flessione  | 1.5                    |  |  |  |
| Estensione   | 1.5                    |  |  |  |

Tabella 2 - Proprietà di smorzamento dei bushing per diverse direzioni di carico

Ognuno dei bushing presenta un proprio sistema di riferimento non coincidente con quello globale. Per semplicità tutti i sistemi di riferimento dei bushing sono stati orientati allo stesso modo. Così, la rotazione attorno all'asse X di ognuno di essi, coincide con il piegamento laterale, la rotazione attorno all'asse Z coincide con la flesso-estensione ed infine, la rotazione attorno all'asse Y coincide con la rotazione attorno all'asse infero-superiore. Stesso discorso vale per le traslazioni.
Per la costruzione dei suddetti bushing tra le vertebre, sono stati definiti due punti, uno sulla faccia inferiore della vertebra al di sopra del bushing ed uno sulla faccia superiore della vertebra al di sotto di esso in posizione più o meno centrale [6]. Successivamente è stato creato un solido cilindrico rettilineo tra tali due punti in modo da poter ricavare un terzo punto coincidente con il suo centro di massa (CM), scelto, poi, come punto di locazione per il bushing. Il vettore direzione è stato scelto coincidente con l'asse X del sistema di riferimento globale.

### 2.1.2 Modellizzazione dei legamenti

Diversi studi sui legamenti, hanno confermato il loro comportamento non lineare, come si può ben notare dal grafico sforzo-deformazione (Figura 28) [7,8].





Il comportamento elastico non lineare è diviso in due zone alle quali corrispondono precisi e ben definiti cambiamenti della struttura interna del tessuto:

- Toe-in region: il carico cresce esponenzialmente con l'allungamento
- Linear region: la relazione tra sforzi e deformazioni è quasi lineare
- Failure region: la relazione è di tipo non lineare e termina con la rottura del legamento.

La prima parte, denominata "toe-in region" corrisponde ai valori di sforzo e deformazione che si vanno a generare nel legamento in una condizione di normale funzionamento. In tale situazione il legamento presenta una notevole riserva di carico pari, circa, a 4 o 5 volte, prima di giungere a rottura.

La funzione che descrive il caratteristico comportamento tensione-deformazione dei legamenti, si assume sia differenziabile con continuità (continuità di tipo C<sup>1</sup>) tra la regione iniziale a comportamento non lineare e la regione successiva a rigidezza costante che si presenta per carichi più elevati [10].

Analizzando più nel dettaglio il grafico sforzo-deformazione, si ha (Figura 29):



Figura 29 – Tratti caratteristici della curva sforzo deformazione dei legamenti

- Origine 'O': all'aumentare della deformazione, non corrisponde un elevato incremento del valore di carico. Si ha un progressivo riallineamento delle fibre e delle fibrille lungo la direzione di applicazione del carico
- Tratto 'O-A': le fibre di collagene entrano progressivamente in azione, vi sono fibre completamente distese che sono in grado di trasmettere carico e fibre ancora parzialmente arrotolate. In corrispondenza del punto A, tutte le fibre sono in azione e disposte spazialmente lungo la direzione di applicazione del carico.
- Tratto 'A-B': si può notare un comportamento quasi lineare. L'inclinazione α della retta tangente, rappresenta il modulo elastico, il quale lega in modo proporzionale gli sforzi alle deformazioni
- Tratto 'B-C': si ha un comportamento localmente non lineare. In una prova a rottura si può supporre che la ridotta capacità del legamento di sostenere incrementi di forza a seguito di incrementi di sollecitazione sia dovuto ad un progressivo danneggiamento delle fibrille di collagene.
- Punto 'C': corrisponde alla rottura del legamento con una notevole ed istantanea riduzione del carico sopportato.

Tenendo conto del comportamento dei legamenti appena descritto, si è pensato di modellizzare ognuno di essi attraverso l'utilizzo di una forza che connette i reali punti di inserzione dei legamenti sulle vertebre, definita attraverso l'impiego di una funzione a tratti che riproduce al meglio il comportamento meccanico prima visto.

Tale funzione è stata implementata attraverso l'impiego di una condizione 'IF' al suo interno, la quale permette di definire il comportamento della forza in oggetto a seconda della deformazione relativa assunta dal legamento. Tale deformazione relativa  $\varepsilon$  che ritroviamo sull'asse delle ascisse della *Figura 28* è definita dall'equazione (2.1):

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{L - L_0}{L_0} \tag{2.1}$$

Dove:

L = Lunghezza legamento

L<sub>0</sub> = Lunghezza legamento a riposo

Si possono presentare, essenzialmente, tre condizioni:

- $\varepsilon < 0$ : in questo caso, la forza esercitata dal legamento è nulla, in quanto risulterebbe compresso, mentre esso esercita una forza soltanto quando è in trazione
- $\varepsilon = 0$ : anche in questo caso, la forza esercitata è pari a 0
- ε > 0: in questo caso vi è un'ulteriore condizione di tipo 'IF' annidata all'interno della prima, la quale tiene conto del fatto che ε può essere maggiore di zero ma minore di ε<sub>t</sub> (tratto esponenziale)*(Figura 28), quindi fin quando 0 <* ε < εt, la forza avrà un comportamento di tipo esponenziale.</li>

Nel caso in cui  $\varepsilon > \varepsilon_{t,i}$  invece vuol dire che si è giunti nella zona dove si ha un comportamento di tipo lineare e, infatti, la forza sarà direttamente proporzionale alla deformazione  $\varepsilon$ .

Per semplificare la comprensione, si riporta di seguito la condizione scritta sotto forma di istruzione logica:

IF (Condizione (valore considerato ( $\epsilon$ )): minore di zero, uguale a zero, <u>maggiore di zero</u>)

IF (Condizione (valore considerato  $(\epsilon)$ ): minore di  $\epsilon$ t, uguale a  $\epsilon$ t, maggiore di  $\epsilon$ t)

La sintassi utilizzata nel programma di calcolo è stata la seguente:

### IF((L\_pMCL-Lo\_pMCL)/Lo\_pMCL:

# 0,

## 0,

### IF(((L\_pMCL-Lo\_pMCL)/Lo\_pMCL)-(2\*er):

-(0.25\*K\_pMCL\*(((L\_pMCL-Lo\_pMCL)/Lo\_pMCL)\*\*2)/er)-.Preop.C\*VR(MARKER\_pMCL\_in,MARKER\_pMCL\_or),

-(0.25\*K\_pMCL\*(((L\_pMCL-Lo\_pMCL)/Lo\_pMCL)\*\*2)/er)-.Preop.C\*VR(MARKER\_pMCL\_in,MARKER\_pMCL\_or),

-K\_pMCL\*(((L\_pMCL-Lo\_pMCL)/Lo\_pMCL)-er)-.Preop.C\*VR(MARKER\_pMCL\_in,MARKER\_pMCL\_or)))

Dove:

- L\_pMCL: è la misura della lunghezza attuale del legamento
- Lo\_pMCL: è il valore di lunghezza costante del legamento a partire dal quale esso genera resistenza a trazione
- MARKER\_pMCL\_in e MARKER\_pMCL\_or: sono, rispettivamente, il marker associato al punto di inserzione e di origine del legamento
- K\_pMCL: è la rigidezza del legamento considerato
- C: è la costante di smorzamento posta pari a  $0.5 \frac{Ns}{m}$
- **er**: è la costante di strain pari a 0.03 che identifica la fine del tratto esponenziale della curva forza-deformazione del fascio
- VR: è la funzione che calcola la velocità relativa tra due marker

Bisogna tenere conto del fatto che la misura della lunghezza attuale del legamento, ovvero, la variabile 'L\_pMCL' varia continuamente durante il movimento delle vertebre, ed è proprio tale variazione che fa modificare la condizione all'interno della logica 'IF'.

La costante 'er', con riferimento alla *Figura 29*, coincide con  $\frac{\epsilon t}{2}$ , che rappresenta il punto di intersezione tra l'asse delle ascisse ed il prolungamento del tratto lineare del grafico.

Evidenziato in arancione vi è la condizione in cui lo strain ' $\varepsilon$ ' è minore di zero e allora la forza sarà pari a zero come indicato. In azzurro vi è la condizione in cui  $\varepsilon = 0$ ; anche qui è stato deciso di porre la forza uguale a 0 in quanto il legamento non è ancora soggetto a trazione. In verde, invece, vi è la condizione in cui la  $0 < \varepsilon < 2^*$ er ( $\varepsilon$ t) dove er = 0.03; in questo caso la forza avrà comportamento di tipo esponenziale. In viola vi è il caso in cui  $\varepsilon = 2^*$ er che rappresenta la zona di transizione tra comportamento esponenziale e lineare. Infine in giallo

vi è la condizione in cui  $\varepsilon > 2^*$ er, ossia quando la forza assumerà un comportamento di tipo lineare. Ognuno dei diversi legamenti presenta una rigidezza che varia non soltanto in funzione del legamento considerato, ma per il medesimo legamento varia anche a seconda della coppia di vertebre a cui esso si collega, come mostrato nella tabella 3:

| Rigidezza dei legamenti usati in tale studio (N/m) |        |       |       |       |       |       |
|--|--------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Legamenti  | T12-L1 | L1-L2 | L2-L3 | L3-L4 | L4-L5 | L5-S1 |
| ALL  | 32900  | 32400 | 20800 | 39500 | 40500 | 32900 |
| PLL  | 10000  | 17100 | 36600 | 10600 | 25800 | 10000 |
| LF   | 24200  | 23000 | 25100 | 34500 | 27200 | 24200 |
| CL   | 31700  | 42500 | 33900 | 32300 | 30600 | 31700 |
| ISL  | 12100  | 10000 | 9600  | 18100 | 8700  | 12100 |
| SSL  | 15100  | 23000 | 24800 | 34800 | 18000 | 15100 |
| m  | 15100  | 23000 | 24800 | 34800 | 18000 | 15100 |

#### Tabella 3 - Rigidezze dei legamenti

I legamenti considerati nella tabella 3, sono:

- ALL: legamento longitudinale anteriore
- PLL: legamento longitudinale posteriore
- LF: legamento giallo
- CL: legamento della faccetta articolare
- ISL: legamento intrasversario
- SSL: legamento sovraspinoso
- ITL: legamento interspinoso

Per la creazione dei legamenti sul modello 3D, la procedura seguita è stata piuttosto semplice, infatti, sono stati creati due punti per ognuno di essi, che fanno riferimento alla zona di origine e di inserzione del legamento. Tali due punti sono poi stati utilizzati per andare a posizionare la forza che modellizza, appunto, il legamento. Nella figura 30 si può osservare il modello completo di tutti i legamenti e dei bushing.



Figura 30 – Modello completo di legamenti e bushing

### 2.2.3 Validazione modello

Prima di procedere con la modellizzazione dell'impianto è stato necessario andare a validare il modello della porzione lombo-sacrale di colonna vertebrale, completo di dischi intervertebrali e legamenti appena realizzato, allo scopo di trovare delle congruenze quanto più strette possibili con i valori ottenuti da esperimenti eseguiti su colonne vertebrali di cadaveri.

È stato preso come riferimento l'esperimento condotto da Zheng et al. [11] nel quale è stata effettuata una modellizzazione della porzione lombare della colonna vertebrale, poi validata seguendo gli esperimenti svolti su cadaveri da Demetropoulos et al. [12]. Negli esperimenti svolti da quest'ultimo, le vertebre considerate, sono la T12 e tutte le vertebre lombari (L1, L2, L3, L4 ed L5) e sono state effettuate prove di vario tipo, come compressione e applicazione di un momento *(Figura 31).* 



Figura 31 - Postura iniziale della porzione lombare della colonna vertebrale nell'esperimento di Demetropoulos et al. [12]

Nell'esperimento di Zheng et al. [11] è stata adottata la medesima configurazione impiegata da Demetropoulos et al. *(Figura 32)*.



Figura 32 - Postura iniziale della porzione lombare della colonna vertebrale nell'esperimento di Zheng et al. [11]

Zheng at al. [11] hanno effettuato diverse prove. La prova di compressione, di taglio laterale e di taglio posteriore, sono state implementata andando a bloccare attraverso un vincolo rigido la vertebra T12 nella parte superiore del dispositivo (upper fixture), mentre la vertebra L5 è stata fissata nella parte inferiore dello stesso (lower fixture), viceversa è stato fatto nel caso della prova di estensione (Figura 32). Gli spostamenti per effettuare i test di compressione e di taglio, sono stati applicati dalla parte inferiore del dispositivo, in corrispondenza della vertebra L5. Invece il momento è stato applicato nella parte superiore del modello, in corrispondenza quindi, della vertebra toracica T12. I risultati, per quanto riguarda i grafici forza-spostamento e momento-spostamento angolare, ottenuti da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12], per le diverse prove sopra citate, sono mostrati rispettivamente nelle Figure 33, 34, 35 e 36 seguenti, nelle quali è possibile notare una certa variabilità nei risultati ottenuti da Demetropoulos et al. [11], infatti vi è un range abbastanza ampio evidenziato in grigio. I test effettuati da Zheng et al. [12], invece, sono evidenziati con una linea rossa che, come si può notare, in tutti i casi, ricade all'interno dei risultati ottenuti da Demetropoulos et al. [11]. Nelle prove di compressione, taglio posteriore e taglio laterale, svolte negli esperimenti suddetti, è stato valutato lo spostamento del centro di massa della vertebra L5 nelle direzioni di applicazione dei carichi e la forza nel vincolo rigido in corrispondenza della vertebra T12, sempre nella stessa direzione dello spostamento imposto. Nel caso del test di estensione, è stato valutato, lo spostamento angolare del centro di massa della vertebra T12 con riferimento al centro di massa della vertebra L5.

Tutte le prove svolte in-vivo sono state effettuate imponendo uno spostamento di 100 mm/s.



Figura 33 - Grafico forza-spostamento per la prova di compressione, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]



Figura 34 - Grafico forza-spostamento per la prova di taglio posteriore, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]



Figura 35 - Grafico forza-spostamento per la prova di taglio laterale, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]



Figura 36 - Grafico momento – spostamento angolare per la prova di estensione, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]

Sono state prese tali prove come riferimento, per controllare che il modello anatomico utilizzato per simulare, successivamente, la condizione patologica, assuma un comportamento quanto più possibile uguale a quello di una colonna vertebrale reale ottenendo in questo modo una validazione dello stesso.

Sono state eseguite le medesime prove svolte da Zheng et al. [12]:

• PROVA DI COMPRESSIONE (Figura 37):



Figura 37 - Prova di compressione per la validazione del modello

In tali prove, come è già stato evidenziato, il modello utilizzato per le prove *in-vivo* è costituito dalla vertebra T12 e da tutte le vertebre lombari. Il modello da validare presenta anche l'osso sacro che è stato eliminato soltanto al fine di poter effettuare la prova di compressione e tutte le altre in maniera del tutto analoga a quanto svolto da Zheng et al. [12]. Oltre all'osso sacro, è stato necessario eliminare il bushing ed i legamenti presenti tra esso e la vertebra L5.

Per la prova di compressione, per ottenere le stesse condizioni sperimentali delle prove di confronto, inoltre, è stato posto un vincolo rigido (incastro) in corrispondenza della vertebra T12, ed è stato aggiunto anche un giunto di tipo traslazionale in corrispondenza del centro di massa della vertebra L5, in direzione longitudinale, per eliminare altri possibili spostamenti durante la simulazione. È stato imposto uno spostamento del vincolo in direzione longitudinale (asse Y globale) in modo da andare a comprime il modello anatomico. Per ottenere risultati analoghi a quelli degli esperimenti *in-vivo,* è stato necessario imporre uno spostamento del giunto traslazionale di 325 mm/s e non di 100 mm/s a causa della presenza di smorzamenti evidentemente diversi/non ottimizzati nel modello anatomico 3D. Inoltre è stata imposta una durata della simulazione di 0.02 s ed uno step size di 0.001.

La simulazione di tale prova ha dato come risultato il grafico seguente *(Figura 38),* inoltre si riporta anche quello degli esperimenti in vivo *(Figura39)* per un più chiaro confronto visivo:



Figura 38 - Grafico forza spostamento durante la prova di compressione



Figura 39 - Grafico forza-spostamento per la prova di compressione, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]

Per la costruzione del grafico, è stato valutato lo spostamento del centro di massa della vertebra L5 in direzione Y (globale). Si può notare come, se si prende uno spostamento di 3 mm, nell'esperimento condotto da Zheng et al [12] si ha una forza di circa 800 N, mentre nella prova svolta sul modello anatomico 3D si ha, per lo stesso spostamento, una forza di 1000 N. Se si valutano i limiti del range ottenuto da Demetropoulos et al. [11] sempre per lo stesso spostamento, si ha un range di forze che varia da circa 300 N a circa 1400 N.

Se si confronta, quindi, il risultato ottenuto con il modello anatomico 3D con il grafico di *Figura 39* si può dedurre, dai confronti fatti precedentemente, che anche se il risultato, non è perfettamente coincidente con quello di Zheng et al. [12], rientra comunque nel range definito da Demetropoulos et al. [11]

#### • PROVA DI TAGLIO POSTERIORE (Figura 40):

Per la prova di taglio posteriore, per ottenere le stesse condizioni sperimentali delle prove di confronto, è stato posto un vincolo rigido (incastro) in corrispondenza della vertebra T12, ed è stato aggiunto anche un giunto di tipo traslazionale in corrispondenza della vertebra L5, in direzione anteroposteriore, per eliminare altri possibili spostamenti durante la simulazione. È stato imposto uno spostamento del vincolo in direzione anteroposteriore (asse Z globale). Per ottenere risultati analoghi a quelli degli esperimenti *in-vivo*, è stato necessario imporre uno spostamento del giunto traslazionale di 4000 mm/s e non di 100 mm/s a causa della presenza di smorzamenti evidentemente diversi/non ottimizzati nel modello anatomico 3D. Inoltre è stata imposta una durata della simulazione di 0.02 s ed uno step size di 0.001.



Figura 40 - Prova di taglio posteriore per la validazione del modello

La simulazione di tale prova ha dato come risultato il grafico seguente *(Figura 41),* inoltre si riporta anche quello degli esperimenti in vivo *(Figura42)* per un più chiaro confronto visivo:







Figura 42 - Grafico 'forza-spostamento' per la prova di taglio posteriore, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]

Per la costruzione del grafico è stato preso come riferimento lo spostamento del centro di massa della vertebra L5 in direzione Z (anteroposteriore). È possibile notare come se si considera uno spostamento di 30 mm, nella prova svolta da Zheng et al. [12] si ha una forza di circa 1000 N, mentre per le prove effettuate da Demetropoulos et al. per il medesimo spostamento si ha un range di forze con limite inferiore pari a circa 750 N e limite superiore pari a 2700 N. Considerando i risultati ottenuti per il modello 3D, sempre considerando lo stesso spostamento, si ha una valore di forza di circa 1200 N che non coincide perfettamente con il valore dei risultati di Zheng e al. [12], ma rientra comunque nel range definito dai test di Demetropoulos et al. [11]



#### • PROVA DI TAGLIO LATERALE (Figura 43):

Figura 43 - Prova di taglio laterale per la validazione del modello

Per la prova di taglio laterale, per ottenere le stesse condizioni sperimentali delle prove di confronto, è stato posto un vincolo rigido (incastro) in corrispondenza della vertebra T12, ed è stato aggiunto anche un giunto di tipo traslazionale in corrispondenza della vertebra L5, in direzione medio-laterale, per eliminare altri possibili spostamenti durante la simulazione. Per ottenere risultati analoghi a quelli degli esperimenti *in-vivo*, è stato necessario imporre uno spostamento del giunto traslazionale di 325 mm/s e non di 100 mm/s a causa della presenza di smorzamenti evidentemente diversi/non ottimizzati nel modello anatomico 3D. Inoltre è stata imposta una durata della simulazione di 0.04 s ed uno step size di 0.001.

La simulazione di tale prova ha dato come risultato il grafico seguente *(Figura 44),* inoltre si riporta anche quello degli esperimenti in vivo *(Figura45)* per un più chiaro confronto visivo:



Figura 44 – Grafico 'forza-spostamento' durante la prova di taglio laterale



Figura 45 - Grafico forza-spostamento per la prova di taglio laterale, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]

Per la costruzione del grafico è stato preso come riferimento lo spostamento del centro di massa della vertebra L5 in direzione X (medio-laterale). Se si considera uno spostamento di 10 mm, nella prova svolta da Zheng et al. [12], ad esso corrisponde un forza di circa 125 N, mentre se si fa riferimento alle prove di Demetropoulos et al [11], a tale spostamento, corrisponde un range di forze con un limite inferiore di circa 50 N ed un limite superiore di circa 175 N. confrontando i risultati ottenuti applicando la stessa sollecitazioni sul modello 3D, si può osservare come ad uno spostamento di 10 mm corrisponda una forza di circa 125 N, praticamente identico al risultato di Zheng et al. [12] e comunque compresa nel range di forze definito dalle prove di Demetropoulos et al. [11].

#### • PROVA DI ESTENSIONE (Figura 46):



Figura 46 - Prova di estensione per la validazione del modello

Per la prova di estensione, per ottenere le stesse condizioni sperimentali delle prove di confronto, è stato posto un vincolo rigido (incastro) in corrispondenza della vertebra L5. E' stata scelta una velocità di applicazione del momento pari a 10000 N\*m/s, che impone una rotazione intorno all'asse medio-laterale. Tale momento agisce sulla vertebra T12 ed ha il suo punto di applicazione in corrispondenza della vertebra L5.

La simulazione di tale prova ha dato come risultato il grafico seguente *(Figura 47),* inoltre si riporta anche quello degli esperimenti in vivo *(Figura48)* per un più chiaro confronto visivo:



Figura 47 – Grafico 'momento- spostamento angolare' per la prova di estensione



Figura 48 - Grafico 'momento – spostamento angolare' per la prova di estensione, da Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]

Per la costruzione del grafico è stato preso come riferimento lo spostamento angolare del centro di massa della vertebra toracica T12 intorno all'asse Z riferito al centro di massa della vertebra L5. Se si considera, uno spostamento angolare di 10° è possibile osservare come nella prova effettuata da Zheng et al. [12], tale spostamento angolare corrisponda ad un momento di circa 75 Nm. Per le prove svolte da Demetropoulos et al. si ha, per lo stesso spostamento angolare considerato, un range di valori di momento, con un limite inferiore pari a circa 50 Nm ed un limite superiore pari a circa 200 Nm. Se si confronta il valore di momento che corrisponde ad uno spostamento angolare di 10° nel modello anatomico 3D *(Figura 47),* si osserva che, per tale spostamento angolare, si ha un momento di circa 75 Nm, praticamente identico al risultato di Zheng et al. [12] e comunque compreso nel range definito dai risultati ottenuti da Demetropoulos et al. [11].

Dall'insieme delle prove effettuate è, quindi, possibile confermare che il modello è validato, in quanto i risultati ottenuti con le diverse simulazioni sono pressoché simili a quelli ottenuti dagli studi sperimentali presi in considerazione.

### 2.2.4 Modellizzazione impianto

Per andare a simulare l'artrodesi è stato preso come riferimento l'impianto della '*CarboClear*'. Esso è costituito da due barre longitudinali in carbonio, le quali vengono fissate alle vertebre di interesse attraverso delle viti peduncolari poliassiali, le quali vengono inserite all'interno delle vertebre. Oltre alle barre longitudinali vi sono anche delle barre trasversali per dare maggiore rigidità e stabilità alla struttura, che non sono state considerate nel presente studio *(Figura 49).* 



Figura 49 - Particolare artrodesi

Per le dimensioni delle barre longitudinali è stato fatto riferimento alla brochure della 'Carbofix Orthopedics' *(Tabella 4):* 

| Tabella 4 - Dimensioni | barre longitudinali |
|------------------------|---------------------|
|------------------------|---------------------|

| Cat. Number | Type     | Diameter<br>(mm) | Length, mm<br>(Increments) |  |
|-------------|----------|------------------|----------------------------|--|
| PPLOSR60XX  | Straight | 6.0              | 60-80 (5)                  |  |
| PPLOCR60XX  | Curved   | 6.0              | 60-80 (5)                  |  |

Quindi come diametro, per le barre longitudinali, è stato scelto 6.0 mm.

Le barre longitudinali vengono posizionate sulle viti poste sui processi mammillari, i quali vengono leggermente resecati in modo tale da permettere alla barra di poggiare su una base piana, garantendole l'opportuna stabilità. Le viti sono inserite, come detto, sui processi mammillari infilate all'interno del corpo vertebrale *(Figura 50 e Figura 51)*.



Figura 50 - Particolare vertebra per posizionamento barra longitudinale



Figura 51 - Particolare artrodesi

Sono stati modellizzati due impianti in maniera identica, uno corto che si va a fissare alle vertebre L2, L3 ed L4 ed uno più lungo che coinvolge le vertebre L1, L2, L3, L4 ed L5. Gli step seguiti per la creazione del modello delle barre longitudinali, sono stati principalmente tre:

- I. Prima di tutto, è stato generato un arco, in quanto la barra deve avere una geometria tale per cui possa seguire, in maniera ottimale, il profilo arcuato della porzione del modello di colonna vertebrale in esame. Si è poi proceduto in maniera iterativa (metodo trial and error) andando a provare diversi valori di raggio per tale arco, fin quando non è stato trovato il valore ottimale che ha permesso di raggiungere l'obiettivo prefissato; il valore trovato è pari a 1000 mm. A questo punto l'arco creato è stato posizionato con la maggiore accuratezza possibile nella zona di interesse.
- II. Tale arco è stato utilizzato per la creazione di una *Spline*, necessaria per il passaggio successivo.

III. Il terzo ed ultimo step è stato quello di creare un solido (FE Part) di forma cilindrica, del diametro prima definito, che rappresenta la barra longitudinale in tre dimensioni, utilizzando, come centerline per la sua costruzione, la Spline precedentemente creata.
Il solido è stato creato scegliendo un numero di punti che lo costituiscono pari a 20, in modo tale da poter, successivamente, andare posizionare i vincoli rigidi (incastri), per il bloccaggio della barra alle vertebre, nella maniera più precisa possibile.

Per ogni vertebra è stato posizionato un incastro tra la stessa e la barra longitudinale, in modo da fissare i due corpi e simulare l'azione svolta dalle viti peduncolari, ovviamente tutto quello appena detto è stato svolto sia per la parte destra che per la parte sinistra del modello *(Figura 52 e Figura 53).* 



Figura 52 - Posizionamento barre longitudinali impianto lungo



Figura 53 - Posizionamento barre longitudinali impianto corto

Per quanto riguarda gli incastri che, come si è detto, vanno a simulare le viti peduncolari, essi presentano un proprio sistema di riferimento. È stato scelto di orientare l'asse X di ognuno dei sistemi di riferimento di ogni incastro, nello stesso verso che viene fatto assumere alla vite peduncolare durante l'intervento vero è proprio, ossia diretta all'interno del corpo vertebrale della vertebra lombare *(Figura 54)*.



Figura 54 - Particolare orientamento sistema di riferimento incastri

In questo modo è possibile, eventualmente, andare a valutare le sollecitazioni che si hanno lungo tale direzione ed essendo stata scelta questa, allo stesso modo per tutti gli incastri, è possibile, nel caso, effettuare il confronto delle sollecitazioni agenti su ognuna delle viti peduncolari.

### 2.2 Simulazione della condizione patologica

Si è detto precedentemente che, nel caso di tumori vertebrali, molto spesso si ricorre all'artrodesi nei casi in cui è necessario asportare una parte del corpo vertebrale intaccata dal tumore, in modo tale da garantire comunque una certa stabilità alla colonna che, nel caso in cui non venisse effettuato tale intervento, diventerebbe instabile e provocherebbe dolore al soggetto malato, cosa che si vuole assolutamente evitare.

Nel presente lavoro è stato ipotizzato che, a causa della patologia, venga eliminata una parte della vertebra lombare L3. Il problema principale che si è presentato è che, utilizzando soltanto un bushing tra le vertebre, diventa piuttosto complesso andare a modificare le relative caratteristiche di rigidezza e smorzamento assiali e torsionali per adattarle al caso patologico dove, come detto in precedenza, viene asportata parte della vertebra patologica.

L'idea è stata quella di utilizzare quattro bushing tra ognuna delle vertebre L2 ed L3 e L3 ed L4, invece di uno. Due di tali bushing fanno riferimento soltanto alla direzione longitudinale Y, mentre gli altri due fanno riferimento alle altre due direzioni sul piano XZ. Non è stato soltanto necessario andare a modificare le rigidezze assiali e torsionali di ognuna delle due coppie di bushing, ma è stato necessario anche definire la loro distanza dal punto centrale del bushing singolo iniziale, grazie alla quale è possibile sostituire il valore di rigidezza torsionale attorno alla direzione ortogonale a quella definita dalla coppia di bushing in esame, nella loro matrice di rigidezza, con un valore nullo.

Per valutare tale distanza, è stato realizzato un semplice modello, costituito da una trave a sbalzo con un'estremità vincolata ma in grado di ruotare con una certa rigidezza torsionale K<sub>T</sub> mentre all'altra estremità vi è una forza che agisce verso il basso ed una molla con una certa rigidezza assiale K<sub>A</sub> che assorbe lo spostamento verticale di tale estremità "libera" *(Figura 55)*.



Figura 55 - Modello per la determinazione della distanza tra i bushing

Nel momento in cui agisce la forza, l'estremità di destra tende ad abbassarsi schiacciando la molla; la trave ruota intorno all'estremità fissa di un certo angolo  $\theta$  e raggiunge una freccia massima pari a Y *(Figura 56).* 



Figura 56 - Risultato della simulazione dopo l'applicazione della forza

A questo punto è possibile trovare una relazione che lega la rigidezza torsionale  $K_T$  e la rigidezza assiale  $K_A$  con la distanza 'l'della molla dal punto di incastro.

Considerando la molla compressa dalla forza F che agisce all'estremità libera della barra, come una molla ideale perfettamente elastica, è noto che il valore di quanto la molla si comprima, è pari a:

$$Y = \frac{F}{K_A} \tag{2.2}$$

Tale freccia Y, può anche essere calcolata come il prodotto tra l'angolo di cui ruota la barra orizzontale  $\theta$  rispetto all'estremità fissa e la distanza 'l' della molla, sempre da questa estremità:

$$Y = \theta * l \tag{2.3}$$

L'angolo  $\theta$  deve essere espresso in radianti. Inoltre esso può essere espresso in funzione della forza F applicata, della distanza 'l'e della rigidezza torsionale K<sub>T</sub>:

$$\boldsymbol{\theta} = \frac{F * l}{K_T} \tag{2.4}$$

58

A questo punto, uguagliando le due espressioni della freccia sopra citate, si ha:

$$Y = \frac{F}{K_A} = \frac{F * l * l}{K_T}$$
(2.5)

Da cui è possibile ricavare la distanza 'l'come:

$$l = \sqrt{\frac{K_T}{K_A}} \tag{2.6}$$

In definitiva, quindi, se viene posizionata la molla a tale distanza 'l'appena trovata, si avrà lo stesso effetto del caso in cui non ci fosse la molla ma soltanto la rigidezza torsionale  $K_T$  all'estremità sinistra della trave a sbalzo. Ciò permette di andare a sostituire la rigidezza torsionale del singolo bushing attorno ad una certa direzione con due bushing posti a tale distanza 'l'.

Per valutare la correttezza delle formule prima descritte, non si è passati a lavorare direttamente sul modello 3D completo, ma sono stati realizzati due modelli semplificati e ridotti delle vertebre L2 ed L3 e delle vertebre L3 ed L4, ogni coppia di vertebre con il relativo disco intervertebrale sono stati modellizzati in modo abbastanza semplice, rispettivamente attraverso due cilindri ed un bushing tra essi *(Figura 57).* 



Figura 57 – Vista frontale del modello semplificato delle vertebre L3 ed L4, identico al modello creato per le vertebre L2 ed L3

Per definire le dimensioni di tali cilindri, che modellizzano le vertebre, sono state effettuate misure di altezza, diametro e distanza intervertebrale sul modello originale ottenendo i seguenti valori:

- H = 26 mm
- D = 30 mm
- S = 15 mm

Dove H rappresenta l'altezza della vertebra, D rappresenta il diametro ed S indica la distanza che separa la vertebra inferiore da quella superiore.

Al bushing singolo *(Figura 57)* sono state attribuite le medesime proprietà del bushing nel modello originale compreso tra le vertebre L3 ed L4, per garantire il medesimo comportamento *(Figura 58)* e lo stesso è stato fatto per il modello semplificato delle vertebre L2 ed L3, utilizzando, ovviamente, i valori della matrice di rigidezza del bushing del modello originale tra le vertebre L2 ed L3 (Figura 59).

Ai cilindri dei due modelli sono state attribuite anche le stesse masse delle vertebre che essi modellizzano, valutate sempre dal modello originale, ossia:

- Massa vertebra L2: 0.087595566 Kg
- Massa vertebra L3: 0.097860909 Kg
- Massa vertebra L4: 0.098154994 Kg

| Name               | .Spina_dorsale.BUSH_L4_L3   |  |  |  |  |
|--------------------|---|--|--|--|--|
| Action Body        | .Spina_dorsale.L_4  |  |  |  |  |
| Reaction Body      | .Spina_dorsale.L_3  |  |  |  |  |
| Translational Prop | erties (x,y,z components):  |  |  |  |  |
| Stiffness          | (326000(newton/m)),(2038000(newton/m)),(476000(newton/m))                       |  |  |  |  |
| Damping            | (1000(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m))                  |  |  |  |  |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0   |  |  |  |  |
| Rotational Propert | ies (x,y,z components):   |  |  |  |  |
| Stiffness          | (69(newton-m/rad)),(613(newton-m/rad)),(92(newton-m/rad))                       |  |  |  |  |
| Damping            | Damping (1.5(newton-m-sec/rad)),(1.5(newton-m-sec/rad)),(1.5(newton-m-sec/rad)) |  |  |  |  |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0   |  |  |  |  |
| Force Display      | On Action Body 🔹  |  |  |  |  |
| 1                  |   |  |  |  |  |
|                    | OK Apply Cancel   |  |  |  |  |

Figura 58 – Valori delle rigidezze assiali, torsionali e di smorzamento del bushing tra le vertebre L3 ed L4

| Name               | BUSH_L3_L2  |    |       |        |
|--------------------|---|----|-------|--------|
| Action Body        | L_3   |    |       |        |
| Reaction Body      | L_2   |    |       |        |
| Translational Prop | erties (x, y, z, components):   |    |       |        |
| Stiffness          | (326000(newton/m)),(2038000(newton/m)),(476000(newton/m))               |    |       |        |
| Damping            | (1000(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m))          |    |       |        |
| Preload            | Preload 0.0,0.0,0.0   |    |       |        |
| Rotational Propert | es (x,y,z components)   |    |       |        |
| Stiffness          | (69(newton-m/rad)),(550(newton-m/rad)),(109(newton-m/rad))              |    |       |        |
| Damping            | (1.5(newton-m-sec/rad)),(1.5(newton-m-sec/rad)),(1.5(newton-m-sec/rad)) |    |       |        |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0   |    |       |        |
| Force Display      | On Action Body  |    |       |        |
| 1                  | 1   |    |       |        |
|                    |   | ОК | Apply | Cancel |

Figura 59 - Valori delle rigidezze assiali, torsionali e di smorzamento del bushing tra le vertebre L2 ed L3

E' possibile notare come l'unica differenza esistente tra i due bushing, risieda nei valori assunti dalle rigidezze torsionali intorno all'asse Y e all'asse Z degli stessi *(Tabella 5).* 

| Tabella 5 – Differenza tra le rigidezze torsion | ali dei bushing tra le vertebre L2 ed L3 e L3 ed L4. |
|---|--|
|---|--|

| RIGIDEZZE TORSIONALI BUSHING |                         |                         |                         |  |  |
|------------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--|--|
| Bushing tra le<br>vertebre   | T <sub>x</sub> [Nm/rad] | T <sub>y</sub> [Nm/rad] | T <sub>z</sub> [Nm/rad] |  |  |
| L2 - L3                      | 69                      | 550                     | 109                     |  |  |
| L3 - L4                      | 69                      | 613                     | 92                      |  |  |

Una volta creati, in maniera opportuna, i due modelli semplificati, attribuendo loro le caratteristiche e le proprietà sopra citate, sono state effettuate delle prove, applicando diversi carichi (forze e momenti) su di essi, ottenendo, in questo modo, dei grafici forza-spostamento e momento-spostamento angolare, che sono stati poi, successivamente, utilizzati come confronto nel momento in cui il singolo bushing è stato sostituito con i quattro bushing definiti nel modo evidenziato precedentemente.

Di seguito si riportano le prove con i relativi risultati, effettuate sui due modelli in presenza di un singolo bushing. E' da tenere presente che le prove di compressione lungo le direzioni X e Z sono state effettuate andando ad aggiungere dei giunti traslazionali per eliminare gli effetti di rotazione del corpo. Per la prova di compressione lungo l'asse Y, il giunto traslazionale non è stato necessario in quanto non si presentano effetti di rotazione quando si applica la forza di compressione in tale direzione.

### 2.2.1 Prove sui modelli semplificati

#### • MODELLO VERTEBRE L2 - L3 (1 bushing):

La prima prova effettuata è stata quella di traslazione pura lungo l'asse X del bushing, andando a vincolare rigidamente (incastro) la vertebra L3 (cosa fatta per tutte le prove che saranno elencate in seguito) ed applicando una forza di tipo impulsivo del valore di 1000 N con il punto di applicazione al centro della vertebra L2, direzione parallela all'asse X e verso concorde con l'asse X del bushing. Il giunto traslazionale è stato applicato, anch'esso in corrispondenza della vertebra L2 con direzione, ovviamente, analoga a quella della forza F (Figura 60).



Figura 60 - Prova di traslazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3

Per valutare i risultati, in tutte le prove traslazionali effettuate, è stato misurato lo spostamento nel tempo del punto centrale della vertebra L2.

I risultati di tale prova sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento con il tempo (Figura 61):



Figura 61 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di traslazione lungo X

A causa della forza impulsiva, il punto centrale della vertebra L2, arriva in brevissimo tempo ad avere uno spostamento di circa 3 mm.

La seconda prova effettuata è stata quella di compressione pura lungo l'asse Y del bushing, applicando una forza di tipo impulsivo del valore di 1000 N con il punto di applicazione al centro della vertebra L2 con direzione parallela a quella dell'asse Y del bushing e con verso dall'alto verso il basso (compressione) (Figura 62).



Figura 62 - Prova di traslazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento con il tempo (Figura 63):



Figura 63 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di traslazione lungo Y

Sempre a causa della forza impulsiva, è possibile notare come si passi rapidamente da uno spostamento nullo ad uno spostamento negativo di 0.5 mm, decisamente più piccolo, comunque, rispetto al caso della traslazione lungo X valutata precedentemente. Il valore negativo della misura è dovuto al fatto che la forza impulsiva ha verso opposto a quello positivo dell'asse Y del bushing.

La terza prova effettuata è stata quella di traslazione pura lungo l'asse Z del bushing, applicando una forza di tipo impulsivo del valore di 1000 N con il punto di applicazione al centro della vertebra L2, direzione parallela all'asse Z e verso concorde con l'asse Z del bushing. Il giunto traslazionale è stato applicato, anch'esso in corrispondenza della vertebra L2 con direzione, ovviamente, analoga a quella della forza F (Figura 64).



Figura 64 - Prova di traslazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento con il tempo (Figura 65):



Figura 65 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di traslazione lungo Z

In questo caso può apparire strano il segno negativo della misura perché la forza ha lo stesso verso di quello positivo dell'asse Z, ma bisogna tener conto che il programma utilizzato, effettua la misurazione tenendo conto del sistema di riferimento globale e non locale del bushing, per cui, se si osserva la *Figura 64*, si nota facilmente che la forza ha, si, verso concorde con quello positivo dell'asse Z del sistema di riferimento locale del bushing, ma essa ha un verso che è opposto a quello dell'asse X del sistema di riferimento globale e ciò spiega la presenza del segno negativo nel grafico di *Figura 65*.

È possibile, comunque, notare che si ha uno spostamento di circa 2 mm lungo l'asse Z del bushing, valore che si avvicina alla traslazione misurata lungo X e che risulta comunque maggiore rispetto a quella valutata lungo l'asse Y.

La quarta prova effettuata è stata quella di rotazione pura attorno all'asse X del bushing, quindi, rispetto al punto centrale tra le due vertebre, applicando un momento di tipo impulsivo dal valore di 5 Nm *(Figura 66)*:



Figura 66 - Prova di rotazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento angolare con il tempo *(Figura 67)*:



Figura 67 – Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3

Con un momento pari a 5 Nm si osserva dal grafico, sopra riportato, come si abbia uno spostamento angolare di circa 4.2° intorno all'asse X del bushing.

La quinta prova effettuata è stata quella di rotazione pura attorno all'asse Y del bushing, quindi, sempre rispetto al punto centrale tra le due vertebre, applicando un momento di tipo impulsivo dal valore di 5 Nm *(Figura 68)*:



Figura 68 - Prova di rotazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento angolare con il tempo *(Figura 69):* 



Figura 69 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3

Nella rotazione attorno all'asse Y del bushing si ha uno spostamento angolare decisamente esiguo, minore di 1°. Anche nel caso della compressione pura lungo Y si ricorda che lo spostamento è risultato essere molto piccolo, minore di 1 mm.

La sesta ed ultima prova effettuata, è stata quella di rotazione pura attorno all'asse Z del bushing, come in precedenza, sempre rispetto al punto centrale tra le due vertebre, applicando un momento di tipo impulsivo dal valore di 5 Nm *(Figura 70):* 



Figura 70 - Prova di rotazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento angolare con il tempo *(Figura 71):* 



Figura 71 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3

In questo caso da 90° si arriva a circa 92.5° per uno spostamento angolare assoluto di circa 2.5°, la metà rispetto a quello valutato nella rotazione pura attorno ad X e decisamente maggiore rispetto al valore ottenuto nel caso della rotazione attorno all'asse Y.

#### • MODELLO VERTEBRE L3 – L4 (1 bushing):

Il modello, in questo caso, è praticamente identico a quello visto precedentemente per le vertebre L2 ed L3, l'unica cosa che varia sono le masse delle vertebre e i valori della matrice di rigidezza dei bushing. Le prove sono state effettuate con gli stessi valori di forza e momento precedentemente utilizzati, di conseguenza si riportano soltanto i 6 risultati (grafici) delle diverse prove effettuate (traslazioni e rotazioni pure).



Figura 72 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione lungo X

Si ha uno spostamento lungo l'asse X del bushing di circa 3 mm.



Figura 73 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione lungo Y

Si ha uno spostamento assoluto lungo l'asse Y del bushing di 0.5 mm.



Figura 74 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione lungo Z

Si ha uno spostamento assoluto lungo l'asse Z del bushing di circa 2 mm. La presenza del segno negativo è già stata spiegata nel modello delle vertebre L2 ed L3 e qui compare per le stesse ragioni, essendo i due modelli utilizzati identici.

E' da notare che, per quanto riguarda le traslazioni, i grafici relativi ad entrambi i modelli sono identici a due a due per ogni traslazione su ciascun asse. Ciò è dovuto al fatto che, nella matrice di rigidezza dei bushing relativi ai due modelli, le rigidezze assiali sono le stesse.

Per le rotazioni i grafici uguali, saranno soltanto quelli relativi alla rotazione intorno all'asse X perché le rigidezze torsionali dei due bushing tra le vertebre L2 ed L3 e L3 ed L4 sono identiche soltanto per la rotazione attorno all'asse X.



Figura 75 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L3 - L4

Tale grafico è identico a quello visto per il modello delle vertebre L2 ed L3.



Figura 76 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L3 - L4

In questo caso, rispetto al modello delle vertebre L2 ed L3, si ha uno spostamento angolare intorno ad Y leggermente minore, del valore di circa 0.46°.



Figura 77 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L3 - L4

In questo caso si ha uno spostamento angolare assoluto di circa 3°, minore rispetto al caso del modello delle vertebre L2 ed L3 in cui si ha uno spostamento angolare assoluto di circa 2.5°.

Di seguito si riportano i grafici sovrapposti dei risultati di ognuna delle due prove di rotazione svolte attorno agli assi Y e Z effettuate per i due modelli, essendo queste le uniche in cui si ha una differenza tra i due modelli valutati.

Con la linea rossa continua è indicato il modello delle vertebre L3 ed L4 mentre con la linea a tratti blu è indicato il modello delle vertebre L2 ed L3.



Figura 78 – Grafici 'spostamento angolare – tempo' per le prove di rotazione attorno all'asse Y per i due modelli



Figura 79 - Grafici 'spostamento angolare – tempo' per le prove di rotazione attorno all'asse Z per i due modelli

Il singolo bushing di ognuna delle coppie di vertebre viste prima, a questo punto, come già detto precedentemente, è stato diviso in quattro bushing, in modo tale da poter andare a simulare, poi, l'asportazione di parte della vertebra, andando a disattivarne due, uno di quelli che fanno riferimento all'asse Y e uno di quelli che fanno riferimento al piano XZ.

La divisione della vertebra che è stata considerata, è quella definita dal piano sagitale, che divide, appunto, la vertebra, guardando la colonna sul piano frontale dalla zona anteriore, in una parte destra e in una sinistra. Di conseguenza un bushing XZ ed un bushing Y si trovano nella zona di sinistra definita dalla divisione suddetta e gli altri due bushing si trovano nella zona di destra *(Figura 80).* 



Figura 80 – Suddivisione del singolo bushing in quattro di essi e relativo posizionamento nel modello anatomico

Così risulta semplice andare a disattivare i due bushing di destra o i quattro bushing di sinistra, nel momento in cui bisogna andare a simulare la condizione patologica, con l'asportazione della porzione di vertebra.

Per poter lavorare non più con il singolo bushing ma con quattro di essi, per le coppie di vertebre L2 – L3 ed L3 – L4, è stato necessario non solo andare a definire la distanza, dal centro del singolo bushing originario, a cui andare a posizionare i quattro nuovi bushing attraverso il modello di *Figura 55*, ma è stato anche necessario andare a definire i nuovi valori da inserire nelle rispettive matrici di rigidezza, ovviamente differenti rispetto ai valori della matrice di rigidezza del singolo bushing.

Anche in questo caso prima di procedere direttamente con il modello anatomico completo, sono stati usati due modelli semplificati per le coppie di vertebre L2 – L3 ed L3 – L4, identici a quelli visti precedentemente.

La prima operazione effettuata, è stata quella di calcolare la distanza, dal centro del bushing singolo, a cui andare a posizionare i nuovi quattro bushing; calcolo effettuato per entrambi i modelli. Con riferimento ai valori contenuti nelle matrici di rigidezza dei singoli bushing tra le vertebre L2 – L3 ed L3 – L4, sono stati effettuati i seguenti calcoli:

#### • VERTEBRE L2 – L3:

Calcolo distanza dei due bushing Y dal punto centrale del bushing singolo:

$$l = \sqrt{\frac{K_T^x}{K_A^y}} = 5.8186 \, mm \tag{2.7}$$
Calcolo distanza dei due bushing XZ dal punto centrale del bushing singolo:

$$l = \sqrt{\frac{K_T^y}{K_A^x}} = 41.0745 \, mm \tag{2.8}$$

La fase successiva è stata quella di andare a definire i valori delle relative matrici di rigidezza e di smorzamento, ovviamente le coppie di bushing che fanno riferimento alla medesima direzione, presentano matrici di rigidezza identiche.

Per i bushing Y sono stati definiti i valori mostrati nella Figura 81:



Figura 81 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing Y tra le vertebre L2 - L3

La rigidezza assiale è stata semplicemente divisa per due avendo diviso il singolo bushing in due. Le altre rigidezze lungo X e lungo Z sono state poste a zero, in quanto ci sono i due bushing XZ che contribuiscono in tali direzioni. Ragionamento analogo è stato svolto per gli smorzamenti assiali, dove, l'unica differenza rispetto alle rigidezze, è che lo smorzamento assiale lungo Y non è stato diviso per due. Le rigidezze torsionali sono state poste tutte pari a 0, mentre gli smorzamenti torsionali sono stati divisi per due.

Per i bushing XZ sono, invece, stati definiti i valori mostrati nella Figura 82:

| Name               | BUSHING_XZ_Dx_L2_L3   |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
|--------------------|---|----|-------|--------|--|--|--|--|--|--|
| Action Body        | L_3   |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Reaction Body      | L_2   |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Translational Prop | erties (x,y z components):  |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Stiffness          | ((326000 / 2)(newton/m)),(0(newton/m)),((476000 / 2)(newton/m))           |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Damping            | (1000(newton-sec/m)),(0(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m))               |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0   |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Rotational Propert | ies (x,y,z, componente):  |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Stiffness          | (0(newton-m/rad)),(0(newton-m/rad)),((109 / 2)(newton-m/rad))             |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Damping            | (0(newton-m-sec/rad)),(0(newton-m-sec/rad)),((1.5 / 2)(newton-m-sec/rad)) |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0   |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| Force Display      | On Action Body  |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
| 1                  | ٥   |    |       |        |  |  |  |  |  |  |
|                    |   | OK | Apply | Cancel |  |  |  |  |  |  |

Figura 82 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing XZ tra le vertebre L2 - L3

Come nel caso precedente, si può notare come le rigidezze assiali lungo X e lungo Z siano state divise per due per lo stesso motivo prima citato, mentre quella lungo Y è stata posta pari a 0 perché vi è il bushing Y che contribuisce a tale rigidezza. Anche qui, gli smorzamenti assiali non sono stati divisi per due. La rigidezza torsionale lungo Z è stata posta ad un valore pari alla metà di quello del bushing singolo, in quanto i due bushing sostituiscono la rigidezza torsionale lungo l'asse X. Lo smorzamento torsionale, come nel caso precedente, è stato posto pari alla metà di quello originale.

#### • VERTEBRE L3 – L4

Calcolo distanza dei due bushing Y dal punto centrale del bushing singolo:

$$l = \sqrt{\frac{K_T^x}{K_A^y}} = 5.8186 \, mm \tag{2.9}$$

Calcolo distanza dei due bushing XZ dal punto centrale del bushing singolo:

$$l = \sqrt{\frac{K_T^y}{K_A^x}} = 43.3632 \, mm \tag{2.10}$$

74

Come fatto per le vertebre L2 – L3, anche qui sono stati definiti i valori delle relative matrici di rigidezza e di smorzamento, tenendo sempre presente che le coppie di bushing che fanno riferimento alla stessa direzione, presentano matrici di rigidezza identiche.

| Name               | BUSHING_Y_Sx_L3_L4   |    |       |        |
|--------------------|--|----|-------|--------|
| Action Body        | L_4  |    |       |        |
| Reaction Body      | L_3  |    |       |        |
| Translational Prop | erties (x y z componente):   |    |       |        |
| Stiffness          | (0(newton/m)),((2038000 / 2)(newton/m)),(0(newton/m))                            |    |       |        |
| Damping            | (0(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m)),(0(newton-sec/m))                         |    |       |        |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0  |    |       |        |
| Rotational Propert | ies (x,y,z, components):   |    |       |        |
| Stiffness          | (0(newton-m/rad)),(0(newton-m/rad)),(0(newton-m/rad))                            |    |       |        |
| Damping            | ((1.5 / 2)(newton-m-sec/rad)),((1.5 / 2)(newton-m-sec/rad)),(0(newton-m-sec/rad) | )) |       |        |
| Preload            | 0.0,0.0,0.0  |    |       |        |
| Force Display      | On Action Body   |    |       |        |
| 1                  |  |    |       |        |
|                    |  | ОК | Apply | Cancel |

Per i bushing Y sono stati definiti i valori mostrati nella Figura 83:

Figura 83 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing Y tra le vertebre L3 – L4

Sia per quanto riguarda le rigidezze che gli smorzamenti, i valori sono analoghi a quelli utilizzati per la coppia di vertebre L2 – L3, non sono, quindi, necessari ulteriori commenti.

Per i bushing XZ sono, invece, stati definiti i valori mostrati nella Figura 84:

| Name               | BUSHING_XZ_Dx_L3_L4   |      |       |        |  |  |  |  |  |
|--------------------|---|------|-------|--------|--|--|--|--|--|
| Action Body        | / L_4   |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Reaction Body      | / L_3   |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Translational Prop | perties (x y z compenente):   |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Stiffness          | ((326000 / 2)(newton/m)),(0(newton/m)),((476000 / 2)(newton/m))             |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Damping            | (1000(newton-sec/m)),(0(newton-sec/m)),(1000(newton-sec/m))                 |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Preload            | 1 0.0,0.0,0 l   |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Rotational Propert | rties (x v z compenents):   |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Stiffness          | i) (0(newton-m/rad)),(0(newton-m/rad)),((92 / 2)(newton-m/rad))             |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Damping            | ) (0(newton-m-sec/rad)),(0(newton-m-sec/rad)),((1.5 / 2)(newton-m-sec/rad)) |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Preload            | l 0.0,0.0,0.0   |      |       |        |  |  |  |  |  |
| Force Display      | / On Action Body  |      |       |        |  |  |  |  |  |
| <b>I</b> 🦊 🕅       | P <sup>0</sup>  |      |       |        |  |  |  |  |  |
|                    | 0   | к  _ | Apply | Cancel |  |  |  |  |  |

Figura 84 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing XZ tra le vertebre L3 – L4

Anche qui, sia per quanto riguarda le rigidezze che gli smorzamenti, i valori sono quasi tutti analoghi a quelli utilizzati per la coppia di vertebre L2 – L3, tranne che per la rigidezza torsionale attorno all'asse Z, non sono, comunque, necessari ulteriori commenti.

Una volta definite le nuove proprietà dei quattro bushing per ognuna delle due coppie di vertebre considerate, sono stati realizzati, come fatto per il singolo bushing, i modelli semplificati dove, appunto, invece di un singolo bushing ne sono stati impiegati quattro. Si riporta soltanto il modello relativo alle vertebre L2 ed L3, essendo, quello relativo alle vertebre L3 ed L4, identico a quest'ultimo *(Figura 85).* 



Figura 85 – Modello semplificato con quattro bushing vertebre L2-L3 identico al modello con quattro bushing vertebre L3 - L4

L'obiettivo è stato quello di andare ad avere una congruenza di comportamento tra le due coppie di modelli semplificati realizzati, ossia tra quelli con un bushing e quelli con quattro bushing. A tale scopo, sono state effettuate le medesime prove viste precedentemente nel caso dei due modelli con un bushing, applicando le stesse forze e gli stessi momenti in maniera identica e precisa.

Di seguito saranno riportate le figure che mostrano il modo in cui sono stati applicati i carichi sui modelli con quattro bushing con i relativi grafici 'spostamento – tempo' e 'spostamento angolare – tempo', sovrapposti a quelli ottenuti con le prove sui due modelli con un bushing in modo tale da poter osservare la congruenza di comportamento tra i due tipi di modello, che è l'obiettivo ricercato.

I vincoli utilizzati, le forze e i momenti, sono stati applicati in modo identico a quanto visto nelle prove per i modelli con un bushing, come identici sono anche gli spostamenti misurati, motivo per cui, si evitano, di seguito, i commenti relativi al posizionamento dei vincoli, all'entità dei carichi applicati e agli spostamenti misurati, essendo già stati fatti precedentemente.

## • MODELLO VERTEBRE L2 – L3 (4 bushing):

La prima prova effettuata è stata quella di traslazione pura lungo l'asse X dei quattro bushing *(Figura 86):* 



Figura 86 - Prova di traslazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sovrapposti a quelli del modello col singolo bushing, sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento con il tempo *(Figura 87):* 



Figura 87 – Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di traslazione lungo X dei due modelli sovrapposti

Dal grafico è possibile apprezzare come i due comportamenti, per quanto riguarda la prova di pura traslazione lungo l'asse X locale, siano perfettamente coincidenti.

La seconda prova effettuata è stata quella di compressione pura lungo l'asse Y dei quattro bushing *(Figura 88):* 



Figura 88 - Prova di traslazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sovrapposti a quelli del modello col singolo bushing, sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento con il tempo *(Figura 89):* 



Figura 89 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di traslazione lungo Y dei due modelli sovrapposti

Risulta evidente come le due prove sui due modelli differenti, diano risultati identici per la prova di traslazione pura lungo l'asse Y.

La terza prova effettuata è stata quella di compressione pura lungo l'asse Z dei quattro bushing *(Figura 90):* 



Figura 90 - Prova di traslazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sovrapposti a quelli del modello col singolo bushing, sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento con il tempo *(Figura 91):* 



Figura 91 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di traslazione lungo Z dei due modelli sovrapposti

Anche nel caso della prova di traslazione pura lungo Z locale, si riscontra una perfetta congruenza nel comportamento dei due modelli.

La quarta prova effettuata è stata quella di rotazione pura lungo l'asse X dei quattro bushing *(Figura 92):* 



Figura 92 - Prova di rotazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sovrapposti a quelli del modello col singolo bushing, sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento angolare con il tempo *(Figura 93):* 



Figura 93 - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo X dei due modelli sovrapposti

In questo caso è possibile notare come sia presente una piccolissima differenza nel comportamento tra i due grafici, quando sottoposti ad una rotazione pura intorno ad X. A regime nel caso del modello con un solo bushing, si ha uno spostamento angolare di 4.1536°, mentre nel caso del modello con quattro bushing si ha uno spostamento angolare di 4.0495°, da cui si può ricavare un errore percentuale del 2.5% circa, decisamente trascurabile.

La quinta prova effettuata è stata quella di rotazione pura lungo l'asse Y dei quattro bushing *(Figura 94):* 



Figura 94 - Prova di rotazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sovrapposti a quelli del modello col singolo bushing, sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento angolare con il tempo *(Figura 95):* 



Figura 95 - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y dei due modelli sovrapposti

A parte una differenza più che minima in corrispondenza della curva del grafico, i comportamenti si possono considerare, anche in questo caso, perfettamente equivalenti.

La sesta ed ultima prova effettuata è stata quella di rotazione pura lungo l'asse Z dei quattro bushing *(Figura 96):* 



Figura 96 - Prova di rotazione pura lungo Z modello semplificato vertebre L2 L3

I risultati di tale prova sovrapposti a quelli del modello col singolo bushing, sono evidenziati nel grafico seguente che mette in relazione lo spostamento angolare con il tempo *(Figura 97):* 



Figura 97 - Grafico 'spostamento angolare- tempo' nella prova di rotazione pura lungo z dei due modelli sovrapposti

Anche il grafico dell'ultima prova effettuata, mostra un comportamento, tra i due modelli, perfettamente analogo.

Questa congruenza nei risultati delle simulazioni, ottenuti dai due modelli delle vertebre L2 – L3 (un bushing e quattro bushing) significa che l'idea di utilizzare quattro bushing invece di uno soltanto può funzionare, ed inoltre tale uguaglianza di comportamento indica anche che le nuove proprietà attribuite ai quattro bushing a partire da quelle del bushing singolo, sono più che corrette.

• MODELLO VERTEBRE L3 – L4 (4 bushing):

Le stesse prove sono state effettuate anche per il modello delle vertebre L3 - L4 con quattro bushing, ottenendo, in definitiva, risultati uguali, ovvero, si presenta, anche in tale caso una uguaglianza molto marcata nel comportamento del modello con quattro bushing con quello che utilizza uno solo di essi.

Di seguito si riportano soltanto i grafici dei risultati delle prove effettuate sul modello con quattro bushing delle vertebre L3 – L4 sovrapposto ai risultati delle prove effettuate sul modello con un solo bushing delle vertebre L3 – L4, per mostrare l'uguaglianza di comportamento anche in questo caso.

Non si riportano le figure che mostrano le modalità di carico, che sono identiche ai casi precedenti, perché risulterebbe ridondante.



Figura 98 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione lungo X dei due modelli sovrapposti



Figura 99 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione lungo Y dei due modelli sovrapposti



Figura 100- Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione lungo Z dei due modelli sovrapposti



Figura 101 - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo X dei due modelli sovrapposti

In questo caso vi è l'unica differenza, irrisoria tra la prova effettuata sul modello con un bushing e quello con quattro bushing. A regime, in seguito alla prova di rotazione pura attorno all'asse X, il modello con un bushing presenta uno spostamento angolare di 4.1536° mentre il modello con quattro bushing presenta uno spostamento angolare di 4.1331° per un errore percentuale complessivo del 0.49%, molto piccolo, di conseguenza può essere trascurato senza alcun problema.



Figura 102 - Grafico 'spostamento angolare- tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y dei due modelli sovrapposti



Figura 103 - Grafico 'spostamento angolare- tempo' nella prova di rotazione pura lungo Z dei due modelli sovrapposti

Dalle numerose prove effettuate sulle due coppie di modelli risulta chiaro, a questo punto, che la coppia di quattro bushing, adottata, nei modelli semplificati delle vertebre L2 – L3 ed L3 – L4, può sostituire, in maniera più che soddisfacente, senza generare errori di rilevante importanza, i due bushing singoli iniziali tra le suddette coppie di vertebre, nei due modelli semplificati iniziali.

### 2.2.2 Sostituzione bushing nel modello anatomico

Il passo successivo è stato quello di andare a trasferire le due coppie di quattro bushing appena definite, nel modello anatomico, per vedere se, a fronte di alcune sollecitazioni, il comportamento del modello anatomico, modificato con l'aggiunta di queste due coppie di quattro bushing, poste tra le vertebre L2 – L3 ed L3 – L4, sia identico al comportamento del modello anatomico iniziale che presenta, tra ogni coppia di vertebre, soltanto un bushing.

Le prove che sono state eseguite sul modello anatomico di partenza e successivamente sul modello anatomico modificato con l'aggiunta delle due coppie di quattro bushing, sono state le medesime utilizzate per eseguire la validazione del modello anatomico (Paragrafo 2.2.3), ossia:

- Prova di compressione
- Prova di taglio laterale
- Prova di taglio posteriore
- Prova di estensione

La differenza rispetto al modello utilizzato per la validazione, è che qui, esso, è stato considerato nella sua interezza, quindi, invece di andare a porre il vincolo rigido per la prova di estensione e i giunti traslazionali per le prove di compressione e di taglio, sulla vertebra L5, come fatto nel caso della validazione, essi, sono stati posti in corrispondenza dell'osso sacro. Per quanto riguarda, invece, l'applicazione del momento per la prova di estensione, è stato scelto il punto di applicazione sull'osso sacro e non sulla vertebra L5.

La prima prova effettuata per i due modelli, è stata quella di compressione lungo l'asse Y globale (Figura 104):



Figura 104 – Prova di compressione: a) modello non modificato b) modello modificato

### Il confronto tra i grafici di tali due prove è mostrato di seguito (Figura 105):



Figura 105 – Confronto risultati prove di compressione

E' evidente come, per quanto riguarda il comportamento a compressione, i due risultati siano pressoché simili. Ad uno spostamento di 6.5 mm si ha un errore di circa l'11,3%, errore che si riduce per spostamenti inferiori.

La seconda prova effettuata per i due modelli, è stata quella di taglio laterale lungo l'asse X globale (Figura 106):



Figura 106 - Prova di taglio laterale: a) modello non modificato b) modello modificato

Il confronto tra i grafici di tali due prove è mostrato di seguito (Figura 107):



Figura 107 - Confronto risultati prove di taglio laterale

Nella prova di taglio laterale il comportamento di entrambi i modelli risulta essere molto simile, ad uno spostamento di 13 mm corrisponde un errore di circa 7,11%, errore che si riduce per spostamenti inferiori.

La terza prova effettuata per i due modelli, è stata quella di taglio posteriore lungo l'asse Z globale *(Figura 108):* 



Figura 108 - Prova di taglio posteriore: a) modello non modificato b) modello modificato

Il confronto tra i grafici di tali due prove è mostrato di seguito (Figura 109):



Figura 109 - Confronto risultati prove di taglio posteriore

Anche in questo caso il comportamento dei due modelli è molto simile è per uno spostamento di 40 mm si ha un errore di circa il 4.9% più o meno costante dappertutto tranne nel tratto iniziale.

La quarta ed ultima prova effettuata per i due modelli, è stata quella di estensione attorno all'asse X globale *(Figura 110):* 



Figura 110 - Prova di estensione: a) modello non modificato b) modello modificato

### Il confronto tra i grafici di tali due prove è mostrato di seguito (Figura 111):



Figura 111 - Confronto risultati prove di estensione

Con l'ultima prova è possibile osservare una perfetta congruenza tra i comportamenti dei due modelli soggetti ad un momento che provoca l'estensione della porzione lombare del rachide.

Si può notare come tutte le prove effettuate mettano in evidenza un comportamento dei due modelli decisamente simile o addirittura coincidente, risultato che suggerisce la possibilità di poter utilizzare indifferentemente i due modelli anatomici (modificato e non).

# 3. Risultati

L'obiettivo di tutto il lavoro svolto fino a questo punto, è stato quello di andare a valutare quale sia la migliore configurazione da adottare per quanto riguarda l'impianto di fissaggio delle vertebre (artrodesi) nel caso di soggetti patologici colpiti da un tumore vertebrale ai quali, in diversi casi, è necessario asportare parte del corpo vertebrale della vertebra patologica. E' stato precedentemente detto che l'impianto al quale si è fatto riferimento è quello della *'CarboFix Orthopedics'*, costituito da due barre in carbonio, le quali vengono fissate alle vertebre in modo da irrigidire parte del rachide lombare, visto che l'asportazione della vertebra malata comporta una ridotta stabilità dello stesso con eventuale compressione di nervi spinali, cosa che porterebbe il soggetto patologico ad avvertire forte dolore. Come già ampiamente messo in evidenza nei capitoli precedenti, è stato ipotizzato che la vertebra patologica sia la L3 del tratto lombare.

Due sono state le configurazioni studiate:

- Impianto costituito da due barre corte collegate alle vertebre L2 ed L4
- Impianto costituito da due barre lunghe, collegate alle vertebre L1, L2, L4, L5

Sono state effettuate diverse prove, simulando varie condizioni di spostamenti imposti e di carico, utilizzando, essenzialmente, quattro modelli:

- Modello fisiologico
- Modello patologico privo di impianto
- Modello patologico con impianto corto
- Modello patologico con impianto lungo

E' stato scelto di svolgere, sui quattro modelli sopracitati, le stesse prove che sono state effettuate nel caso della validazione, quindi:

- Prova di compressione
- Prova di taglio laterale
- Prova di taglio anteriore
- Prova di estensione

Per quanto riguarda i modelli patologici, essi, sono stati modellizzati in maniera piuttosto semplice, andando ad eliminare la porzione di vertebra sulla quale è stata fatta l'ipotesi di presenza del tumore da asportare e andando a disattivare tutti i legamenti che, durante l'intervento chirurgico, vengono eliminati *(Figura 112):* 



Figura 112 - differenza tra: a) modello fisiologico b) modello patologico

Nel modello fisiologico sono attivi, ovviamente, tutti i legamenti tra le vertebre L2-L3 ed L3-L4; in quello patologico, invece, durante l'intervento chirurgico, poiché viene eliminata una porzione della vertebra, sono eliminati alcuni legamenti, sia per la parte destra che sinistra del rachide, in quanto non è più presente, per essi, un punto di ancoraggio.

I legamenti eliminati nel modello patologico tra le vertebre L2-L3 ed L3-L4 sono il:

- Legamento giallo
- Legamento interspinoso
- Legamento intrasversario
- Legamento sovraspinoso
- Legamento delle faccette articolari

Gli unici legamenti che vengono lasciati sono il:

- Legamento longitudinale anteriore
- Legamento longitudinale posteriore

Tali legamenti sono evidenziati con un cerchio rosso nella Figura 112.

## 3.1 Prove modello fisiologico e patologico con e senza impianti e confronti

Per tutte le prove effettuate, i modi in cui sono stati applicati carichi, spostamenti e vincoli e il valore dei carichi e degli spostamenti imposti, sono identici a quelli utilizzati nelle prove di validazione, motivo per cui non verranno commentati.

La prima prova effettuata, è stata quella di compressione per tutti e quattro i modelli *(Figura 113):* 



Figura 113 - Prova di compressione modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto, c) patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo

I risultati di tali prove, sono stati posti tutti su un unico grafico per poter avere un rapido e chiaro confronto visivo tra le diversità di comportamento dei due modelli con i due impianti (corto e lungo) rispetto al comportamento del modello fisiologico e patologico senza impianto *(Figura 114).* 



Figura 114 - Confronto grafici prove di compressione

Analizzando tale grafico, se si considera, ad esempio, uno spostamento di 4 mm, si registra una forza, nel vincolo posto in corrispondenza della vertebra T12, di circa:

- 600 N per il modello patologico senza impianto
- 750 N per il modello fisiologico

- 900 N per il modello patologico con impianto corto
- 1200 N per il modello patologico con impianto lungo

Tali risultati mettono in evidenza il fatto che il modello patologico senza impianto risulta essere meno rigido rispetto a tutti gli altri modelli, questo perché, ovviamente, in esso è stata asportata una porzione di vertebra e parte dei legamenti, cosa che rende il rachide meno rigido rispetto al fisiologico dove sono presenti tutti i legamenti e la vertebra L3 è completa.

Per quanto riguarda, invece, i due modelli patologici con le due diverse configurazioni di impianto, è decisamente evidente la differenza tra i due e, tra essi ed il modello fisiologico.

Entrambi risultano essere più rigidi rispetto al modello fisiologico, come ci si aspettava, essendo presente in essi l'impianto costituito dalle due barre in carbonio che, quando soggette a compressione, si oppongono a tale sollecitazione, con una resistenza maggiore rispetto al caso in cui si valuta il modello fisiologico o addirittura quello patologico senza impianto.

Con riferimento soltanto ai modelli con l'impianto è possibile notare come quello con l'impianto più lungo risulti essere più rigido rispetto a quello con l'impianto corto. Ciò è dovuto al fatto che l'impianto lungo si collega a più vertebre rispetto all'altro che si collega soltanto a due di esse e non a quattro.

Tra i due modelli, quindi, per la prova a compressione, quello che si avvicina maggiormente al comportamento del modello fisiologico è quello con l'impianto che presenta le barre di fissaggio più corte.

La seconda prova effettuata, è stata quella di taglio laterale per tutti e quattro i modelli *(Figura 115):* 



Figura 115 - Prova di taglio laterale modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto, c) patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo

I risultati di tali prove sono stati plottati allo stesso modo del caso precedente ottenendo i grafici di *Figura 116:* 



Figura 116 - Confronto grafici prove di taglio laterale

E' possibile apprezzare una notevole differenza di comportamento tra i quattro modelli. Considerando ad esempio uno spostamento di 5 mm, ad esso corrispondono valori di forza, misurati nel vincolo rigido posto in corrispondenza della vertebra T12, differenti tra di loro. E pari a circa:

- 50 N per il modello patologico senza impianto
- 60 N per il modello fisiologico
- 70 N per il modello patologico con impianto corto
- 100 N per il modello patologico con impianto lungo

I valori di forza ricavati da tale prova sono nettamente inferiori rispetto a quelli ottenuti nel caso della prova di compressione. Quindi nel complesso tutti e quattro i modelli, se sottoposti a taglio laterale, risultano essere meno rigidi rispetto al caso in cui questi vengano sollecitati a compressione.

Anche in questo caso il modello meno rigido è quello patologico senza impianto. Il modello fisiologico risulta essere maggiormente rigido perché, come prima, sono presenti tutti i legamenti e la vertebra L3 è completa. I due modelli patologici con i due tipi di impianto anche in questo caso rispecchiano ciò che ci si poteva aspettare, ovvero, quello con l'impianto più lungo, risulta essere più rigido rispetto a quello con l'impianto corto. Rispetto al caso della compressione, qui la differenza di comportamento tra il modello fisiologico ed i due modelli patologici con i due impianti è minore e comunque la configurazione che permette di avere un comportamento più simile a quello del modello patologico è quella che

utilizza le due barre più corte. Per lo spostamento considerato precedentemente, di 5 mm, la differenza nella forza, misurata nel vincolo rigido posto in corrispondenza della vertebra T12, tra il modello fisiologico e quello patologico con l'impianto corto, è di soli 10 N, mentre nel caso della compressione la differenza tra i due risulta essere maggiore e pari a 150 N.

La terza prova effettuata, è stata quella di taglio posteriore per tutti e quattro i modelli *(Figura 117):* 



Figura 117 - Prova di taglio posteriore modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto, c) patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo

I risultati di tale prove sono stati plottati allo stesso modo del caso precedente ottenendo i grafici di *Figura 118:* 



Figura 118 - Confronto grafici prove di taglio posteriore

Il grafico evidenzia, anche nella prova di taglio posteriore, il comportamento che ci si poteva aspettare. Se si considera uno spostamento di 20 mm, a questo corrisponde una forza, misurata nel vincolo rigido posto in corrispondenza della vertebra T12 di circa:

- 510 N per il modello patologico senza impianto
- 750 N per il modello fisiologico
- 760 N per il modello patologico con impianto corto
- 1100 N per il modello patologico con impianto lungo

I valori di forza misurati nella prova di taglio posteriore sono più elevati del caso della prova di taglio laterale e comparabili come ordine di grandezza ai valori di forza misurati nel caso della prova di compressione. Anche in questo caso il modello patologico senza impianto risulta essere il modello meno rigido a differenza dei due modelli con i due differenti impianti che risultano essere sempre i più rigidi. Anche in questo caso si ha un comportamento molto simile tra il modello patologico con l'impianto corto e quello fisiologico, con una differenza davvero minima. Se si considera la differenza di forze misurate in entrambi i modelli nel vincolo rigido posto sulla vertebra T12 a fronte di uno spostamento imposto di 20 mm, come nel caso del taglio laterale, anche qui, la differenza è di circa 10 N.

La quarta prova effettuata, è stata quella di estensione per tutti e quattro i modelli *(Figura 119):* 



Figura 119 - Prova di taglio estensione modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto, c) patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo

I risultati di tali prove sono stati plottati allo stesso modo del caso precedente ottenendo i grafici di *Figura 120:* 



Figura 120 - Confronto grafici prove di estensione

L'ultima prova effettuata è stata quella di estensione nella quale è stato imposto un momento applicato con una certa velocità andando a misurare lo spostamento angolare della vertebra T12 sul piano sagittale. Come in tutte le altre prove, anche in questa è possibile osservare come il modello patologico senza impianto sia quello meno rigido, mentre i due modelli patologici siano i più rigidi tra tutti. Tra i due, anche in quest'ultima prova, quello che maggiormente si avvicina al comportamento del modello fisiologico è il modello patologico con l'impianto corto. Se prendiamo un momento angolare di 50 Nm a questo corrisponde uno spostamento angolare della vertebra T12 per i diversi modelli, di circa:

- 4° per il modello patologico senza impianto
- 4° per il modello fisiologico
- 3.5° per il modello patologico con impianto corto
- 1.5° per il modello patologico con impianto lungo

La differenza tra il modello fisiologico ed il modello patologico con l'impianto corto, è davvero esigua, circa 0.5° e si mantiene piccola durante tutta la prova di estensione.

Dopo aver eseguito le quattro prove sopra descritte, avendo, ognuna di esse, portato ad un risultato analogo, è possibile giungere alla conclusione che la migliore configurazione da adottare per eseguire il fissaggio della porzione lombare del rachide, nel momento in cui viene asportata parte di una vertebra, come nel caso in esame, è quella con le barre dell'impianto più corte, che si fissano alla vertebra che si trova al di sopra e al di sotto di quella patologica, poiché, con tale configurazione, è possibile ottenere un comportamento della colonna vertebrale che si avvicina in modo più che soddisfacente al comportamento di una colonna vertebrale sana.

## 3.2 Valutazione delle forze agenti sulle viti peduncolari dell'impianto

Le barre utilizzate per installare l'impianto sono ancorate alle vertebre attraverso delle viti peduncolari. Tali viti sono inserite all'interno della vertebra attraverso i processi mammillari, i quali vengono resecati leggermente, con lo scopo di rendere la base di appoggio per la testa della vite piana, in modo tale da garantire una buona adesione tra testa della vite e vertebra e fornire stabilità al collegamento vite-vertebra. La testa della vite presenta un elemento cavo, all'interno del quale andrà ad inserirsi l'elemento di bloccaggio infilato sulla barra dell'impianto (Figura 121).



Figura 121 - Metodo di fissaggio barre alle vertebre

Nei modelli patologici con gli impianti corto e lungo, il fissaggio delle barre alle vertebre e quindi le viti peduncolari, sono state modellizzate attraverso dei vincoli rigidi (incastri).

E' importante andare a valutare le forze che si generano sulle viti durante i movimenti compiuti dal rachide. A tale scopo, come è già stato accennato precedentemente, i vincoli tra le barre e le vertebre nei modelli patologici con i due tipi di impianto, sono stati orientati con il loro sistema di riferimento tutti allo stesso modo, ossia, con uno degli assi (asse X) avente la stessa direzione di quella che assume la vite durante l'intervento chirurgico, in modo tale da poter andare a ricavare, per ognuno degli impianti, le forze agenti lungo tale direzione per tutte le viti per avere un confronto globale.

Sono stati considerati i due modelli patologici con i due impianti differenti e sono state svolte le stesse prove effettuate per la validazione, per ognuna delle quali, sono state valutate le forze agenti in tutte le viti del modello esaminato, riportate poi su un grafico *'forza vite-forza vincolo vertebra T12'* nel caso delle prove di:

- Compressione
- Taglio laterale

### • Taglio posteriore

E su un grafico 'forza vite-momento applicato' nel caso della prova di:

• Estensione

La prima prova effettuata è stata quella di compressione. Si riportano i grafici relativi ai due modelli con le due configurazione di impianto differenti *(Figura 122):* 



Figura 122 – Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di compressione

In ognuno dei due grafici, come in tutti quelli che saranno proposti in seguito, relativi alle forze nelle viti peduncolari, si ha, in alto a destra, la legenda relativa alla nomenclatura data alle diverse viti degli impianti considerati, mentre in alto a sinistra è presente una figura che evidenzia la posizione delle viti, indicate nella legenda, sulla porzione lombare di rachide esaminata.

Analizzando i due grafici di *Figura 122,* relativi alla prova di compressione, nel caso dell'impianto costituito da due barre corte, le due viti sulla vertebra L5 sono soggette ad una forza di trazione che tende a farle uscire dalla vertebra, mentre le due viti nella vertebra L2 sono soggette ad una forza di compressione che le spinge verso la vertebra stessa. Tra le 4 viti, la più sollecitata risulta essere la vite Cp dove si raggiunge una forza di trazione di circa 120 N.

Nel caso invece dell'impianto costituito dalle due barre più lunghe è possibile apprezzare come le viti inserite nelle vertebre più estreme, in questo caso la L1 e la L5, siano soggette ad una forza di trazione, mentre le quattro viti centrali inserite nelle vertebre L2 ed L4 sono soggette ad una forza di compressione. Le viti maggiormente sollecitate a trazione sono le viti poste nella vertebra L5. A Compressione, invece, a differenza del modello con l'impianto corto, dove a compressione, la vite maggiormente sollecitata raggiunge i 25 N circa, in questo caso la vite Cs è soggetta ad una forza di compressione di circa 220 N.

E' da notare che nel caso dell'impianto corto, le viti Cp e Cs erano soggette a trazione mentre nel caso nell'impianto lungo esse sono soggette ad una forza di compressione, quindi si presenta un'inversione di sollecitazione.

Tra le sollecitazioni di compressione e trazione, in tutte le prove che saranno discusse, quelle più pericolose, ovviamente, sono le sollecitazioni di trazione che tendono a far uscire la vite dalla sua sede con tutti i relativi problemi del caso.

La seconda prova effettuata è stata quella di taglio laterale. Si riportano i grafici relativi ai due modelli con le due configurazione di impianto differenti *(Figura 123):* 



Figura 123 - Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di taglio laterale

Nel caso del modello con l'impianto più corto soggetto alla prova di taglio laterale è evidente come le viti presenti sulla stessa vertebra, siano soggette a sollecitazioni diverse, infatti, inizialmente la vite Cp risulta essere soggetta a trazione mentre la vertebra Cs risulta essere soggetta a compressione, stesso discorso vale anche, rispettivamente, per le viti Bs e Bp. Quindi inizialmente le 4 viti sono in trazione e compresse in modo sfasato (quelle su una diagonale sono sottoposte a trazione o compresse). Ad un certo punto, per tutte le viti, si invertono le sollecitazioni, quelle compresse risultano essere soggette a trazione e viceversa. Gli ordini di grandezza delle forze misurate per tutte e quattro le viti sono molto simili. La più sollecitata, è la vite Cp che raggiunge una forza di compressione di circa 40 N.

Nell'impianto costituito dalle due barre più lunghe è possibile notare come l'andamento sembri essere simile a quello relativo al grafico dell'impianto con le barre più corte. La forza misurata nelle viti Cs e Cp, in questo caso, sono invertite rispetto al modello con l'impianto più corto, comportamento che si è osservato anche nel caso della compressione, dove però si invertono anche le forze misurate nelle viti Bs e Bp. Comunque nell'impianto più lungo si misurano delle forze per tutte le viti, decisamente superiore rispetto al caso del modello con l'impianto più corto. Le viti più sollecitate risultano essere la Dp e la Ds, che sono entrambe inserite nella vertebra L5 raggiungendo valori di forza rispettivamente di compressione e trazione di circa 150 N. Si nota anche, come le viti centrali (quelle utilizzate anche per l'impianto più corto) siano soggette, in valore assoluto, a valori di forza molto simili a quelli misurati nel caso della prova di taglio laterale nel modello con l'impianto più corto.

La terza prova effettuata è stata quella di taglio posteriore. Si riportano i grafici relativi ai due modelli con le due configurazione di impianto differenti *(Figura 124):* 



Figura 124 - Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di taglio posteriore

Se si osserva il grafico relativo all'andamento delle forze nelle viti dell'impianto più corto, è facilmente osservabile un andamento quasi perfettamente speculare, tra le forze misurate nelle viti inserite nella vertebra L2 e in quelle inserite nella vertebra L4. Infatti le due viti

nella parte superiore dell'impianto (Bp e Bs) sono soggette ad una forza di compressione di circa 700 N mentre le due viti della parte inferiore dell'impianto sono soggette ad una forza di grandezza simile ma di compressione. Comunque le viti maggiormente sollecitate, anche se di poco rispetto alle altre, sono la Cs e la Cp, come è possibile evincere dal grafico della *Figura 124.* 

Se, invece, si osserva il grafico relativo all'andamento delle forze nelle viti dell'impianto più lungo, si nota come soltanto le due viti As ed Ap siano soggette ad una forza di compressione di poco superiore a circa 1000N. Le quattro viti centrali Bs, Bp, Cs e Cp, che sono le stesse utilizzate nell'impianto corto sono soggette a valori di forza davvero esigui, mentre le viti inserite nella vertebra L5 (Ds e Dp), sono soggette ad una forza decisamente maggiore, sempre di compressione e di valore confrontabile con la forza di trazione agente sulle due viti inserite nella vertebra L1 (As e Ap). Quindi in questo caso, le viti maggiormente sollecitate sono quelle poste alle due estremità dell'impianto lungo.

La quarta ed ultima prova effettuata è stata quella di estensione. Si riportano i grafici relativi ai due modelli con le due configurazione di impianto differenti *(Figura 125):* 



Figura 125 - Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di estensione

Osservando il grafico relativo all'andamento delle forze misurate nelle vite dell'impianto corto durante la prova di estensione è evidente come le viti Cs e Cp siano soggette ad una forza di trazione, mentre le viti Bs e Bp sono soggette ad una forza di compressione. A trazione, la vite più sollecitata è la Cs, inserita nella vertebra L4, mentre le due vite soggette alla forza di compressione, devono sopportare una forza abbastanza simile. Osservando, invece, il grafico relativo all'andamento delle forze nelle viti dell'impianto più lungo, si può notare come tutte le viti siano soggette ad una forza di trazione, tranne le due viti all'estremità superiore dell'impianto, inserite nella vertebra L1 (As e Ap) che sono soggette ad una forza di compressione. E' da notare, comunque, che nella vite As tale forza di compressione diventa di trazione, ma con un valore molto basso, nella parte finale della simulazione. In questo caso, le viti maggiormente sollecitate risultano essere la Cs che deve sopportare una forza di trazione di circa 400 N e la Ap che deve sopportare invece una forza di compressione di circa 200 N.

Data la grande mole di dati ottenuti per la valutazione delle forze nelle viti, in entrambi gli impianti esaminati, è stato ritenuto opportuno raccogliere in una tabella i valori delle forze agenti sulle viti alla fine delle simulazioni prima discusse *(Tabella 6):* 

| Sollecitazione Viti  |                |        |        |        |            |        |        |                |       |        |            |        |
|----------------------|----------------|--------|--------|--------|------------|--------|--------|----------------|-------|--------|------------|--------|
|                      | Impianto Lungo |        |        |        |            |        |        | Impianto Corto |       |        |            |        |
|                      | Sano           |        |        |        | Patologico |        |        |                | Sano  |        | Patologico |        |
|                      | As             | Bs     | Cs     | Ds     | Ар         | Вр     | Ср     | Dp             | Bs    | Cs     | Вр         | Ср     |
|                      | [N]            | [N]    | [N]    | [N]    | [N]        | [N]    | [N]    | [N]            | [N]   | [N]    | [N]        | [N]    |
| Compressione         | 171,2          | -95,6  | -214,6 | 320,2  | 58,1       | -88,3  | -121,5 | 295,7          | 5,9   | 64,9   | -24,9      | 113,3  |
| Taglio Laterale      | -26,8          | -8,4   | -31,1  | 129,5  | 6,7        | 11,5   | 50,1   | -153,7         | -17,7 | 15,4   | 23,5       | -41,4  |
| Taglio<br>Posteriore | 702,8          | -210,4 | -21,9  | -641,2 | 1092,3     | -120,1 | 56,0   | -1088,7        | 571,9 | -731,4 | 625,2      | -728,4 |
| Estensione           | 35,4           | 163,5  | 380,3  | 200,4  | -185,5     | 191,9  | 198,6  | 78,4           | -63,8 | 456,0  | -39,1      | 135,5  |

Tabella 6 – Valori di forza nelle viti dei due impianti alla fine delle simulazioni

Dalla *Tabella 6* è possibile avere una visione globale della situazione in entrambe le configurazioni di impianto.

Per l'impianto lungo, le viti maggiormente sollecitate nelle diverse prove sono:

- Ds e Dp nella prova di compressione
- Ds e Dp nella prova di taglio laterale
- As, Ap e Ds e Dp nella prova di taglio posteriore
- Cs e Cp nella prova di estensione



Figura 126 – particolare viti impianto lungo

Da ciò è possibile concludere che, in generale, le viti maggiormente sollecitate, nell'impianto costituito dalle barre più lunghe sono le viti alle estremità, ed in particolar modo quelle all'estremità inferiore.

Per l'impianto corto, invece, le viti maggiormente sollecitate nelle diverse prove sono:

- Cs e Cp per la prova di compressione
- Cp e Bp per la prova di taglio laterale
- Cs e Cp per la prova di taglio posteriore
- Cs e Cp per la prova di estensione



Figura 127 - particolare viti impianto lungo

Da ciò è possibile concludere che, in generale, le viti maggiormente sollecitate, nell'impianto costituito dalle barre più corte sono le viti all'estremità inferiore.

Per entrambi i tipi di impianto visti, in tutti i casi, le forze che si generano nelle viti dell'impianto corto sono nettamente inferiori o di valore confrontabile con quello delle forze nelle viti dell'impianto lungo, quindi nell'impianto corto, le viti risultano meno sollecitate, di conseguenza, poiché si è visto che l'impianto corto è quello che permette alla porzione lombare di rachide patologico esaminata, di assumere un comportamento molto simile a quello fisiologico, si giunge alla conclusione che il miglior impianto da utilizzare, in ogni caso, è quello costituito dalle due barre più corte.

# 4. Conclusioni

Spesso i tumori possono colpire la colonna vertebrale ed in particolar modo le sue vertebre, intaccandole al punto tale da risultare necessario andare ad asportare una loro porzione. Eliminando parte di una vertebra, il rachide tende a perdere stabilità e vi è il rischio di compressione di nervi spinali con i relativi problemi del caso. Per questo motivo, spesso si ricorre all'artrodesi, andando a bloccare delle vertebre in modo tale da ridare la stabilità persa alla colonna vertebrale ed evitare i problemi dovuti ad eventuali compressioni dei nervi spinali. L'obiettivo è stato quello di valutare due configurazioni di impianto differenti, una con due barre lunghe e l'altra con le barre più corte.

Partendo da un modello *multybody* della porzione lombare di una colonna vertebrale, fornito privo di dischi intervertebrali e di legamenti, è stato necessario modellizzare tali elementi. I dischi intervertebrali sono stati modellizzati attraverso l'utilizzo di bushing, mentre i legamenti sono stati modellizzati con delle forze definite attraverso delle funzioni. Il passo successivo è stato quello di validare il modello creato facendo riferimento a dati reperiti in letteratura, derivanti da esperimenti condotti *in-vivo*. Validato il modello si è passati alla modellizzazione dell'impianto sia corto che lungo, andando a ricreare le due barre longitudinali necessarie al fissaggio delle vertebre. E' stato creato un arco sul quale è stata poi, successivamente, generata una spline, utilizzata come centerline per la creazione dell' Fepart, ossia, il solido di forma cilindrica che modellizza a tutti gli effetti le barre degli impianti. Il passo successivo è stato quello di andare a ricreare sul modello fisiologico la condizione patologica; per fare ciò, l'idea è stata quella di utilizzare invece di un solo bushing tra la vertebra patologica e quelle sane, quattro di essi, andando a definire le loro nuove caratteristiche di rigidezza e smorzamento, chiaramente diverse dal singolo bushing iniziale del modello fisiologico e la loro distanza dal centro del bushing singolo iniziale. Tale distanza è stata calcolata utilizzando un modello costituito da una trave a sbalzo vincolata ad una estremità, in grado di ruotare, con una certa rigidezza torsionale all'estremità vincolata, una molla posta all'altra estremità ed una forza che fa ruotare la trave agendo all'estremità in cui è presente la molla. Per valutare la correttezza delle distanze trovate e delle nuove caratteristiche meccaniche attribuite ai quattro bushing, sono stati utilizzati dei modelli semplificati costituiti da due cilindri che emulano le vertebre, con i bushing interposti. Sono state effettuate prove di carico, testando prima la configurazione con un solo bushing e poi quella con quattro di essi, riscontrando una congruenza di comportamento. A questo punto la coppia di quattro bushing è stata trasferita sul modello fisiologico, eseguendo le medesime prove svolte nella validazione, trovando anche qui una congruenza di comportamento tra il modello fisiologico con un bushing e quello fisiologico con le due coppie di quattro bushing tra le vertebre L2-L3 ed L3-L4. Per mimare la condizione patologica nei due modelli con l'impianto lungo e corto, sono stati disattivati due bushing da ognuna delle due coppie di quattro bushing e dei legamenti.

Sono stati considerati quattro modelli per le successive prove effettuate: il modello patologico senza impianto, il modello fisiologico, il modello patologico con impianto corto ed infine il modello patologico con l'impianto lungo. L'obiettivo, è stato quello di andare a valutare le
differenze di comportamento tra i diversi modelli prima elencati e capire quale tra le due configurazioni di impianto testate permetta di ottenere un comportamento quanto più simile possibile al modello fisiologico. Le prove effettuate sono state le stesse eseguite per la validazione, quindi: prova di compressione, taglio laterale, taglio posteriore ed infine estensione. In tutti i casi, i risultati ottenuti sono simili, anche se ovviamente i grafici presentano andamenti diversi, essendo diverse le prove che sono state effettuate. Quindi è risultato che il modello patologico senza impianto, presenta la rigidezza più bassa di tutti i modelli, avendo eliminato una parte di vertebra, parte dei legamenti e due bushing relativi alle due coppie costituite da quattro di essi. Il modello fisiologico è stato preso come riferimento e confrontandolo con i grafici dei modelli patologici con i due impianti, risulta che il modello con l'impianto più lungo presenta una rigidezza molto maggiore rispetto a quella del modello fisiologico, risultato che si può spiegare con il fatto che sono presenti, in tale modello, le barre più lunghe, che bloccano un numero maggiore di vertebre rispetto all'impianto più corto, il quale, invece, mostra una rigidezza che è molto più simile a quella del modello fisiologico, risultato dovuto al fatto che le barre dell'impianto più corto, sono, ovviamente più corte e rendono meno rigida la porzione lombare di rachide esaminata. Sempre a partire dalle stesse prove effettuate per la validazione, sono state valutate le forze agenti nelle viti dei due impianti, durante le diverse prove. Le viti dell'impianto che sono necessarie per il fissaggio dello stesso alle vertebre, sono state modellizzate attraverso l'utilizzo di vincoli rigidi posti tra le barre e le vertebre. Uno degli assi del sistema di riferimento locale di ognuno dei diversi vincoli rigidi è stato orientato nella stessa direzione che viene fatta assumere alla vite peduncolare durante l'intervento chirurgico vero e proprio, in modo tale da poter andare a valutare la forza che si genera in tale direzione. Dai risultati ottenuti è stato possibile notare come, nel caso dell'impianto corto, le viti più sollecitate siano quelle collegate alla vertebra L4, ossia le due viti della parte inferiore dell'impianto. Nell'impianto lungo invece le viti maggiormente sollecitate, risultano essere, in generale, quelle alle due estremità dell'impianto ed anche in tale caso, quelle maggiormente sollecitate tra le due coppie alle due estremità, risultano essere le viti collegate alla parte più inferiore ossia alla vertebra L5. Comunque, se si valutano i valori di tali forze agenti nelle viti, è possibile notare come, nel caso dell'impianto corto, essi siano più bassi o confrontabili con quelli ottenuti rispetto all'impianto lungo. Quindi sia per quanto riguarda la similitudine di comportamento con il modello fisiologico, che per quanto riguarda le forze agenti nelle viti peduncolari, la scelta tra i due impianti esaminati, ricade sull'impianto costituito dalle due barre più corte.

## Bibliografia

[1] Incorporating Six Degree-of-Freedom Intervertebral Joint Stiffness in a Lumbar Spine Musculoskeletal Model-Method and Performance in Flexed Postures. <u>Meng X</u>, <u>Bruno</u> <u>AG</u>, <u>Cheng B</u>, <u>Wang W</u>, <u>Bouxsein ML</u>, <u>Anderson DE</u>.

[2] Gardner-Morse, M. G., and Stokes, I. A., 2004, "Structural Behavior of Human Lumbar Spinal Motion Segments," J. Biomech., 37(2), pp. 205–212.

[3] Panjabi, M. M., Brand, R. A., Jr., and White, A. A., III, 1976, "Three-Dimensional Flexibility and Stiffness Properties of the Human Thoracic Spine," J. Biomech., 9(4), pp. 185–192.

[4] Lin, H. S., Liu, Y. K., and Adams, K. H., 1978, "Mechanical Response of the Lumbar Intervertebral Joint Under Physiological (Complex) Loading," J. Bone Jt. Surg., Am., 60(1), pp. 41–55.

[5] Markolf, K. L., 1972, "Deformation of the Thoracolumbar Intervertebral Joints in Response to External Loads: A Biomechanical Study Using Autopsy Material," J. Bone Jt. Surg., 54(3), pp. 511–533.

[6] 2011 – Tribuzi – THESIS Development of a Biomechanical Spine Model for Dynamic Analysis

[7] Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Gaurel G, Escande G, Guillot M, Vanneuville G (1985) Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. J Biomech 18(3):167–176

[8] Pintar F, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A (1992) Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. J Biomech 25(11):1351–1356

[9] WISMANS, J., 1980, A Three-dimensional Mathematical Model of the Human Knee Joint, PhD Thesis, Eindhoven University of Technology, Eindhoven, Netherlands.

[10] T. K. Rupp · W. Ehlers · N. Karajan · M. Günther · S. Schmitt (2015) A forward dynamics simulation of human lumbar spine flexion predicting the load sharing of intervertebral discs, ligaments, and muscles

[11] Jiajia Zheng, 1 Liang Tang , 1 and Jingwen Hu (2018) A Numerical Investigation of Risk Factors Affecting Lumbar Spine Injuries Using a Detailed Lumbar

[12] C. K. Demetropoulos, K. H. Yang, M. J. Grimm, T. B. Khalil, and A. I. King, "Mechanical properties of the cadaveric and hybrid iii lumbar spines," Sae Technical Papers, vol. 28, no. 3, pp. 151–203, 1998.

## Indice delle figure

| Figura 1 - Anatomia della colonna vertebrale   | 6  |
|--|----|
| Figura 2 - Particolare vertebra  | 7  |
| Figura 3 - Sezione medio laterale vertebra   | 8  |
| Figura 4 - Particolare disco intervertebrale   | 10 |
| Figura 5 - Particolare legamenti   | 11 |
| Figura 6 - Vertebre cervicali  | 13 |
| Figura 7 – Particolare delle prime due vertebre cervicali                                  | 14 |
| Figura 8 - Vertebre toraciche  | 15 |
| Figura 9 - Vista frontale e laterale della spina lombare                                   | 16 |
| Figura 10 - Particolare vertebra lombare   | 17 |
| Figura 11 – Vista dall' alto e laterale di una vertebra lombare                            | 17 |
| Figura 12 - Articolazione lombosacrale   | 18 |
| Figura 13 - Vista anteriore e posteriore osso sacro  | 19 |
| Figura 14 - Modello tripode  | 21 |
| Figura 15 - Flesso - estensione  | 22 |
| Figura 16 - Inclinazione laterale  | 22 |
| Figura 17 - Rotazione  | 23 |
| Figure 18 - Classificazione tumori in funzione della localizzazione spinale                | 24 |
| Figura 19 - Sintomi tumori spinali   | 27 |
| Figura 20 - Radiografia  | 28 |
| Figura 21 - Tomografia computerizzata  | 28 |
| Figura 22 - Risonanza magnetica  | 29 |
| Figura 23 - Artrodesi cervicale con approccio posteriore                                   | 32 |
| Figura 24 - Vite peduncolare a testa mobile  | 32 |
| Figura 25 - Fissaggio viti con barre in carbonio   | 33 |
| Figura 26 – Vista sul piano frontale e sagittale del modello 3D iniziale della porzione di |    |
| rachide in esame   | 34 |
| Figura 27 - Particolare bushing tra le vertebre L1 e L2                                    | 35 |
| Figura 28 - Comportamento meccanico dei legamenti: curva sforzo-deformazione adattato o    | da |
| (Wismans, 1980) [9]  | 37 |

| Figura 29 – Tratti caratteristici della curva sforzo deformazione dei legamenti                    |
|--|
| <b>Figura 30</b> – Modello completo di legamenti e bushing   |
| Figura 31 - Postura iniziale della porzione lombare della colonna vertebrale nell'esperimento      |
| di Demetropoulos et al. [12]42   |
| Figura 32 - Postura iniziale della porzione lombare della colonna vertebrale nell'esperimento      |
| di Zheng et al. [11]   |
| <b>Figura 33</b> - Grafico forza-spostamento per la prova di compressione, da Demetropoulos et al. |
| [11] e da Zheng et al. [12]  |
| Figura 35 - Grafico forza-spostamento per la prova di taglio laterale, da Demetropoulos et al.     |
| [11] e da Zheng et al. [12]  |
| Figura 34 - Grafico forza-spostamento per la prova di taglio posteriore, da Demetropoulos et       |
| al. [11] e da Zheng et al. [12]  |
| <b>Figura 36</b> - Grafico momento – spostamento angolare per la prova di estensione, da           |
| Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]45   |
| Figura 37 - Prova di compressione per la validazione del modello                                   |
| Figura 38 - Grafico forza spostamento durante la prova di compressione                             |
| Figura 39 - Grafico forza-spostamento per la prova di compressione, da Demetropoulos et al.        |
| [11] e da Zheng et al. [12]47  |
| Figura 40 - Prova di taglio posteriore per la validazione del modello                              |
| Figura 41 - Grafico 'forza-spostamento' durante la prova di taglio posteriore                      |
| Figura 42 - Grafico 'forza-spostamento' per la prova di taglio posteriore, da Demetropoulos et     |
| al. [11] e da Zheng et al. [12]48  |
| Figura 43 - Prova di taglio laterale per la validazione del modello                                |
| Figura 45 - Grafico forza-spostamento per la prova di taglio laterale, da Demetropoulos et al.     |
| [11] e da Zheng et al. [12]50  |
| Figura 44 – Grafico 'forza-spostamento' durante la prova di taglio laterale                        |
| Figura 46 - Prova di estensione per la validazione del modello                                     |
| <b>Figura 47</b> – Grafico 'momento- spostamento angolare' per la prova di estensione              |
| Figura 48 - Grafico 'momento – spostamento angolare' per la prova di estensione, da                |
| Demetropoulos et al. [11] e da Zheng et al. [12]52   |
| Figura 49 - Particolare artrodesi  |
| Figura 50 - Particolare vertebra per posizionamento barra longitudinale                            |

| Figura 51 - Particolare artrodesi   | 54 |
|---|----|
| Figura 52 - Posizionamento barre longitudinali impianto lungo                                     | 55 |
| Figura 53 - Posizionamento barre longitudinali impianto corto                                     | 56 |
| Figura 54 - Particolare orientamento sistema di riferimento incastri                              | 56 |
| Figura 55 - Modello per la determinazione della distanza tra i bushing                            | 57 |
| Figura 56 - Risultato della simulazione dopo l'applicazione della forza                           | 58 |
| <b>Figura 57</b> – Vista frontale del modello semplificato delle vertebre L3 ed L4, identico al   |    |
| modello creato per le vertebre L2 ed L3   | 59 |
| <b>Figura 58</b> – Valori delle rigidezze assiali, torsionali e di smorzamento del bushing tra le |    |
| vertebre L3 ed L4   | 60 |
| Figura 59 - Valori delle rigidezze assiali, torsionali e di smorzamento del bushing tra le        |    |
| vertebre L2 ed L3   | 61 |
| Figura 60 - Prova di traslazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3                | 62 |
| <b>Figura 61</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di        |    |
| traslazione lungo X   | 63 |
| Figura 62 - Prova di traslazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3                | 63 |
| <b>Figura 63</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di        |    |
| traslazione lungo Y   | 64 |
| Figura 64 - Prova di traslazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3                | 64 |
| <b>Figura 65</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di        |    |
| traslazione lungo Z   | 65 |
| Figura 66 - Prova di rotazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3                  | 65 |
| <b>Figura 67</b> – Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo X   | ζ, |
| modello semplificato vertebre L2 L3   | 66 |
| Figura 68 - Prova di rotazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3                  | 66 |
| <b>Figura 69</b> - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y   | ,  |
| modello semplificato vertebre L2 L3   | 67 |
| Figura 70 - Prova di rotazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3                  | 67 |
| <b>Figura 71</b> - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Z   | ,  |
| modello semplificato vertebre L2 L3   | 68 |
| <b>Figura 72</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di        |    |
| traslazione lungo X   | 68 |

| Figura 55 - Grafico forza - spostamento punto centrale vertebra L3 nella prova di traslazione      |
|--|
| lungo Y  |
| <b>Figura 73</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di         |
| traslazione lungo Y  |
| Figura 74 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di                |
| traslazione lungo Z  |
| Figura 75 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo X,          |
| modello semplificato vertebre L3 - L4  |
| Figura 76 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y,          |
| modello semplificato vertebre L3 - L4  |
| Figura 77 - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo Z,          |
| modello semplificato vertebre L3 - L470  |
| Figura 79 - Grafici 'spostamento angolare – tempo' per le prove di rotazione attorno all'asse      |
| Z per i due modelli  |
| Figura 78 – Grafici 'spostamento angolare – tempo' per le prove di rotazione attorno all'asse      |
| Y per i due modelli  |
| Figura 80 – Suddivisione del singolo bushing in quattro di essi e relativo posizionamento nel      |
| modello anatomico  |
| Figura 81 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing Y tra le vertebre |
| L2 - L3  |
| Figura 82 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing XZ tra le         |
| vertebre L2 - L3   |
| Figura 83 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing Y tra le vertebre |
| L3 – L4  |
| Figura 84 - Valori definiti per la matrice di rigidezza per la coppia di bushing XZ tra le         |
| vertebre L3 – L4   |
| Figura 85 – Modello semplificato con quattro bushing vertebre L2-L3 identico al modello con        |
| quattro bushing vertebre L3 - L4   |
| Figura 86 - Prova di traslazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3                 |
| <b>Figura 87</b> – Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di         |
| traslazione lungo X dei due modelli sovrapposti78  |
| Figura 88 - Prova di traslazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3                 |
| 114  |

| Figura 89 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di                 |
|---|
| traslazione lungo Y dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 90 - Prova di traslazione pura lungo Z, modello semplificato vertebre L2 L3                  |
| <b>Figura 91</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L2 nella prova di          |
| traslazione lungo Z dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 92 - Prova di rotazione pura lungo X, modello semplificato vertebre L2 L3                    |
| <b>Figura 93</b> - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo X dei  |
| due modelli sovrapposti   |
| Figura 94 - Prova di rotazione pura lungo Y, modello semplificato vertebre L2 L3                    |
| Figura 95 - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y dei         |
| due modelli sovrapposti   |
| Figura 96 - Prova di rotazione pura lungo Z modello semplificato vertebre L2 L3 82                  |
| <b>Figura 97</b> - Grafico 'spostamento angolare – tempo' nella prova di rotazione pura lungo z dei |
| due modelli sovrapposti   |
| <b>Figura 98</b> - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di          |
| traslazione lungo X dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 99 - Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di                 |
| traslazione lungo Y dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 100- Grafico 'spostamento – tempo' punto centrale vertebra L3 nella prova di                 |
| traslazione lungo Z dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 101 - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo X            |
| dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 102 - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo Y            |
| dei due modelli sovrapposti   |
| <b>Figura 103</b> - Grafico 'spostamento angolare– tempo' nella prova di rotazione pura lungo Z     |
| dei due modelli sovrapposti   |
| Figura 104 – Prova di compressione: a) modello non modificato b) modello modificato 86              |
| Figura 105 – Confronto risultati prove di compressione  |
| Figura 106 - Prova di taglio laterale: a) modello non modificato b) modello modificato              |
| Figura 107 - Confronto risultati prove di taglio laterale   |
| Figura 108 - Prova di taglio posteriore: a) modello non modificato b) modello modificato 88         |
| Figura 109 - Confronto risultati prove di taglio posteriore   |

| Figura 110 - Prova di estensione: a) modello non modificato b) modello modificato               | 89 |
|---|----|
| Figura 111 - Confronto risultati prove di estensione  | 89 |
| <b>Figura 112</b> - differenza tra: a) modello fisiologico b) modello patologico                | 91 |
| Figura 113 - Prova di compressione modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto, c     | :) |
| patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo   | 92 |
| Figura 114 - Confronto grafici prove di compressione  | 92 |
| Figura 115 - Prova di taglio laterale modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto, c) | )  |
| patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo   | 93 |
| Figura 116 - Confronto grafici prove di taglio laterale   | 94 |
| Figura 117 - Prova di taglio posteriore modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto,  | c) |
| patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo   | 95 |
| Figura 118 - Confronto grafici prove di taglio posteriore                                       | 95 |
| Figura 119 - Prova di taglio estensione modello: a) fisiologico, b) patologico senza impianto,  | ,  |
| c) patologico impianto corto, d) patologico impianto lungo                                      | 96 |
| Figura 120 - Confronto grafici prove di estensione  | 97 |
| Figura 121 - Metodo di fissaggio barre alle vertebre  | 98 |
| Figura 122 – Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova d     | i  |
| compressione  | 99 |
| Figura 123 - Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di    | i  |
| taglio laterale1  | 01 |
| Figura 124 - Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di    | i  |
| taglio posteriore1  | 03 |
| Figura 125 - Andamento forze nelle viti per le due configurazioni di impianto nella prova di    | i  |
| estensione1   | 05 |
| <b>Figura 126</b> – particolare viti impianto lungo1  | 06 |
| Figure 197 particulare viti impiente lungo  | 07 |

## Indice delle tabelle

| Tabella 1 – Parametri di rigidezza media non accoppiati   | 36    |
|---|-------|
| Tabella 2 - Proprietà di smorzamento dei bushing per diverse direzioni di carico                    | 36    |
| Tabella 3 - Rigidezze dei legamenti   | 41    |
| Tabella 4 - Dimensioni barre longitudinali  | 53    |
| <b>Tabella 5</b> – Differenza tra le rigidezze torsionali dei bushing tra le vertebre L2 ed L3 e L3 | ed    |
| L4  | 61    |
| Tabella 6 – Valori di forza nelle viti dei due impianti alla fine delle simulazioni                 | . 106 |